UNIVERSITE DE STRASBOURG FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2017 N°1

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire le 03/01/2017

par

MOULIN Pierre né le 09/01/1987 à CHATEAUROUX

L'APPORT DE LA TROISIEME DIMENSION DANS LA PLANIFICATION D'UN TRAITEMENT ASSOCIANT ORTHODONTIE ET CHIRURGIE ORTHOGNATHIQUE

Président : Monsieur le Professeur CLAUSS François
Assesseurs : Madame le Docteur BAHI-GROSS Sophie

Monsieur le Docteur BOLENDER Yves

Monsieur le Docteur KANTER Daniel

Membre invité: Monsieur le Docteur LUTZ Jean-Christophe

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE DE STRASBOURG

Doven: Professeur C. TADDEI

Doyens honoraires: Professeur R. FRANK

Professeur M. LEIZE Professeur Y. HAIKEL

Professeurs émérites : Professeur W. BACON

Professeur A. FEKI

Professeur H. TENENBAUM

Responsable des Services Administratifs : Mme F. DITZ-MOUGEL

Professeurs des Universités

V. BALL Ingénieurie Chimique, Energétique - Génie des Procédés

A. BLOCH-ZUPAN Sciences Biologiques
F. CLAUSS Odontologie Pédiatrique

J-L. DAVIDEAU Parodontologie

Y. HAÏKEL Odontologie Conservatrice - Endodontie

O. HUCK Parodontologie

M-C. MANIERE Odontologie Pédiatrique F. MEYER Sciences Biologiques

M. MINOUX Odontologie Conservatrice - Endodontie

A-M. MUSSET Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale

C. TADDEI Prothèses
B. WALTER Prothèses

Maîtres de Conférences

S. BAHI-GROSS Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation

L. BIGEARD Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie l

Y. BOLENDER Orthopédie Dento-Faciale

F. BORNERT

A. BOUKARI

Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation

O. ETIENNE Prothèses

F. FIORETTI Odontologie Conservatrice - Endodontie
M. FREYMANN Odontologie Conservatrice - Endodontie

C-I. GROSSciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie **R. JOERGER**Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie

S. JUNG Sciences Biologiques

N. LADHARI Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie

F. OBRY Odontologie Pédiatrique

R. SERFATY Odontologie Conservatrice - Endodontie

M. SOELL ParodontologieE. WALTMANN Prothèses

Equipes de Recherche

N. JESSEL INSERM / Directeur de Recherche
Ph. LAVALLE INSERM / Directeur de Recherche
H. LESOT CNRS / Directeur de Recherche
M-H. METZ-BOUTIGUE INSERM / Directeur de Recherche

P. SCHAAF UdS / Professeur des Universités / Directeur d'Unité

B. SENGER INSERM / Directeur de Recherche

A Monsieur le Professeur François CLAUSS

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier

Unité Fonctionnelle d'Odontologie Pédiatrique ; UFR d'Odontologie de Strasbourg

Merci de m'avoir fait l'honneur et le plaisir de présider ce jury de thèse Veuillez-trouver ici l'expression de ma reconnaissance et sincère estime

A Madame le Docteur Sophie BAHI-GROSS

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier

Unité Fonctionnelle de Médecine et Chirurgie Buccales ; UFR d'Odontologie de Strasbourg

Merci de m'avoir fait l'honneur et le plaisir de participer au jury de cette thèse Veuillez-trouver ici l'expression de ma profonde gratitude

A Monsieur le Docteur Yves BOLENDER

Maître de Conférences des Universités
Praticien Hospitalier
Unité Fonctionnelle d'Orthopédie Dento-Faciale ; UFR d'Odontologie de Strasbourg

Merci de m'avoir fait l'honneur et le plaisir de diriger ce travail

Merci pour votre disponibilité et la qualité de votre enseignement

Veuillez-trouver ici mes sincères remerciements et le témoignage de mon plus grand

respect

A Monsieur le Docteur Daniel KANTER

Assistant Hospitalo-Universitaire
Unité Fonctionnelle d'Orthopédie Dento-Faciale ; UFR d'Odontologie de Strasbourg

Merci de m'avoir fait l'honneur et le plaisir de codiriger ce travail

Merci pour votre aide précieuse et votre accompagnement tout au long de ce projet

Veuillez-trouver ici mes sentiments respectueux et le témoignage de ma profonde

considération

A Monsieur le Docteur Jean-Christophe LUTZ

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier

Service de Chirurgie Maxillo-Faciale et Stomatologie; UFR de Médecine de Strasbourg

Merci de m'avoir fait l'honneur et le plaisir de participer au jury de cette thèse Merci pour vos conseils éclairés

Veuillez-trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance pour votre temps accordé et la collaboration précieuse entre nos deux disciplines médicales

A papa et maman, pour votre indéfectible bienveillance

A mes frères, Guilhem, William, Louis et Nicolas, tellement unis dans notre enfance et maintenant si proches par nos études universitaires

A Marie Anne pour sa générosité et son accueil si chaleureux à Strasbourg

A mes amis nantais, strasbourgeois, parisiens et lillois, sans lesquels je n'aurais jamais vécu cette belle aventure

A Morgan, parrain de cette thèse, pour son amitié partagée

A Frédéric mon ami, pour son appui si précieux tout au long de ce travail

A l'ensemble des enseignants, assistantes et prothésistes du service d'Orthodontie de Strasbourg, qui nous ont permis à tous, de nous épanouir tout au long de notre internat

A l'ensemble des enseignants de l'UFR d'Odontologie de Nantes

Aux Docteurs Olivier Ramon et Bruno Meymandi-Nejad, à Armelle, Juliette, Michèle et Audrey, sans lesquels l'Orthodontie ne m'aurait peut-être jamais tendu les bras

UNIVERSITE DE STRASBOURG FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2017 N°1

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire le 03/01/2017

par

MOULIN Pierre né le 09/01/1987 à CHATEAUROUX

L'APPORT DE LA TROISIEME DIMENSION DANS LA PLANIFICATION D'UN TRAITEMENT ASSOCIANT ORTHODONTIE ET CHIRURGIE ORTHOGNATHIQUE

Président : Monsieur le Professeur CLAUSS François
Assesseurs : Madame le Docteur BAHI-GROSS Sophie

Monsieur le Docteur BOLENDER Yves

Monsieur le Docteur KANTER Daniel

Membre invité : Monsieur le Docteur LUTZ Jean-Christophe

Sommaire

I.	Introduction	6
II.	Les objectifs de la planification orthognathique	7
A.	Pour le patient	7
В.	Pour l'orthodontiste	8
C.	Pour le chirurgien maxillo-facial	9
III.	L'état des connaissances de la planification orthognathique	10
A.	La planification en deux dimensions : données actuelles	10
	Principes de la planification en deux dimensions	10
	2. Fiabilité de la simulation cutanée en deux dimensions	14
	3. Limites inhérentes à la planification en deux dimensions	16
B.	La planification en trois dimensions : étape par étape	22
	1. Acquisition des données	22
	2. Fusion des données	28
	3. Analyse des dysmorphoses	31
	4. Simulation des résultats	34
	5. Aide peropératoire	38
C.	L'apport de la troisième dimension permet-elle actuellement de pallier les	
	limites de la planification bidimensionnelle ?	40
IV.	La comparaison des principaux logiciels de planification	
	tridimensionnelle : revue systématique de la littérature	41
A.	Le fonctionnement des principaux logiciels	42
В.	L'évaluation des méthodes de superposition	43
C.	Matériel et méthodes	45
D.	Résultats	46
	1. Fiabilité de la simulation cutanée en trois dimensions	48
	2. Fiabilité de l'aide peropératoire en trois dimensions	49

V.	Dis	scussion	54
A.	Dis	scussion des résultats de la revue systématique de la littérature	54
	1.	Sur le matériel et méthodes	54
	2.	Sur les protocoles des études sélectionnées	54
	3.	Sur la fiabilité de la simulation cutanée	54
	4.	Sur la fiabilité de l'aide peropératoire	55
B.	Dis	scussion des limites de la planification tridimensionnelle	57
	1.	Limites intrinsèques	57
	2.	Limites extrinsèques	61
C.	Dis	scussion des perspectives de la planification tridimensionnelle	63
VI.	Co	nclusions	64
VII.	Ré	férences bibliographiques	66

Table des figures et tableaux

Figure 1	Distorsion d'un diagramme <i>mesn</i> .	11
Figure 2	Video-imaging.	12
Figure 3	Résultat esthétique d'une chirurgie bimaxillaire de Classe III.	16
Figure 4	Orientation spatiale du complexe maxillo-mandibulaire.	18
Figure 5	Acquisition des données en trois dimensions.	22
Figure 6	Fusion des données.	30
Figure 7	Prototype de <i>mesh</i> tridimensionnel.	33
Figure 8	Guides intra-maxillaires de repositionnement CAD/CAM.	39
Figure 9	Navigation chirurgicale.	39
Figure 10	Captures d'écran de logiciels de planification tridimensionnelle.	41
Figure 11	Organigramme de la recherche systématique de la littérature.	46
Figure 12	Comparaison qualitiative des résultats de la revue systématique de la littérature relative aux fiabilités cutanée et de l'aide peropératoire.	56
Figure 13	Evaluation du seuil de perception.	61
Tableau 1	Réponse cutanée en fonction du type d'intervention chirurgicale.	13
Tableau 2	Précision de la simulation cutanée en deux dimensions.	15
Tableau 3	Précision de l'aide peropératoire en deux dimensions.	20
Tableau 4	Analyse de la littérature relative à la fiabilité des principaux scanners surfaciques tridimensionnels.	25
Tableau 5	Analyse de la littérature relative à la fiabilité des techniques de fusion.	29
Tableau 6	Fiabilité de la céphalométrie tridimensionnelle, d'après les revues systématiques les plus récentes de la littérature.	32
Tableau 7	Analyse de la littérature des dix dernières années concernant les modèles biomécaniques des tissus mous oro-faciaux.	35
Tableau 8	Fonctionnement des principaux logiciels de planification tridimensionnelle.	42
Tableau 9	Critères d'admissibilité de la revue systématique de la littérature.	45
Tableau 10	Détail des protocoles des 20 études sélectionnées.	47
Tableau 11	Evaluation des risques de biais des 20 études sélectionnées.	48
Tableau 12	Précision de la simulation cutanée en trois dimensions.	50
Tableau 13	Précision de l'aide peropératoire en trois dimensions.	52

Liste des abréviations

ALARA As Low As Reasonably Achievable (aussi bas que raisonnablement possible).

APN Appareil photographique numérique grand public.

BSSO Bilateral Sagittal Split Osteotomy (ostéotomie sagittale bilatérale

mandibulaire).

CAD/CAM Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing (conception

assistée par ordinateur / fabrication assistée par ordinateur).

CAOS Computer-Aided Orthognathic Surgery (chirurgie orthognathique assistée par

ordinateur).

cass Computer-Aided Surgical Simulation (simulation chirurgicale assistée par

ordinateur).

CBCT Cone Beam Computed Tomography (tomographie volumique à faisceau

conique).

DAM Dysfonctionnement de l'Appareil Manducateur.

DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine (norme pour la gestion

informatique des données issues de l'imagerie médicale).

FEM Finite-Element Model (modèle fondé sur la méthode des éléments finis).

Intraclass Correlation (coefficient de corrélation intra-classe).

ICP Iterative Closest Point (algorithme des plus proches points itérés).

IMC Indice de Masse Corporelle.

Index of Orthognathic Functional Treatment Need (indice des besoins de

traitement orthognathique).

MSCT Multi-Slice Computer Tomography (tomodensitométrie).

Mass-Spring Model (modèle masse-ressort).

MTM Mass-Tensor Model (modèle masse-tenseur).

OLS Ordinary Least Squares (régression des moindres carrés ordinaires).

OQLQ Orthognathic Quality of Life Questionnaire (questionnaire sur la qualité de la

vie relative à la chirurgie orthognathique).

PLS Partial Least Squares (régression des moindres carrés partiels).

SARME Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion (distraction maxillaire rapide

assistée chirurgicalement).

SAOS Syndrome d'Apnée Obstructive du Sommeil.

sv Sievert (unité quantitative de l'évaluation de l'impact biologique des

rayonnements ionisants sur l'Homme).

UH Unité Hounsfield (échelle quantitative de la densité radiographique).

VOR Virtual Operating Room (salle d'opération virtuelle).

I. Introduction

La chirurgie orthognathique constitue une aide précieuse lors des traitements orthodontiques des dysmorphoses dentofaciales sévères. La réussite de ces traitements est intimement liée à la qualité de la collaboration entre les deux disciplines médicales. Le succès escompté découle d'une planification précise des mouvements tant orthodontiques que chirurgicaux. La simulation demeure traditionnellement bidimensionnelle, associant la téléradiographie et la photographie de profil. La planification a pour but de visualiser à l'avance la position ultime des tissus cutanés, à l'aide d'études rétrospectives spécifiant le mouvement des tissus mous en fonction des mouvements dentaires ou chirurgicaux. Cette méthode connaît cependant certaines limites. Parallèlement la tomodensitométrie, puis la tomographie volumique à faisceau conique, ont progressivement ouvert la voie de la troisième dimension lors de la planification des traitements orthognathiques.

L'objectif de ce travail est de déterminer dans quelle mesure l'introduction de la troisième dimension contribue à la qualité de la planification.

La première partie se concentre sur le cahier des charges que doit remplir la simulation, tant pour le patient, que pour l'orthodontiste et le chirurgien maxillo-facial. La deuxième partie consiste à déterminer si l'apport de la troisième dimension peut permettre de pallier les limites de la planification bidimensionnelle. La troisième partie consiste en une revue systématique de la littérature évaluant la fiabilité de la planification en trois dimensions. Enfin, la discussion des résultats, des limites et des perspectives, représente la dernière partie.

II. Les objectifs de la planification orthognathique

A. Pour le patient

Les motivations poussant un patient à entreprendre un traitement orthognathique peuvent être d'ordre fonctionnel, esthétique ou liées à l'estime de soi [1].

Les raisons fonctionnelles et plus particulièrement la mastication représentent le principal motif, bien que la majeure partie des patients déclare aussi être affectée par l'apparence [2-4]. Les autres raisons dysfonctionnelles sont les problèmes de phonation ou de DAM a, mais celles-ci ne doivent pas constituer les seules indications car il n'existe pas de preuves solides de leur amélioration par la chirurgie orthognathique [5,6] et ceci contrairement au SAOS [7,8].

Les raisons esthétiques peuvent être également la motivation première et parfois l'emporter sur celles d'ordre fonctionnel ^[9,10]. Ces patients ont en effet tendance à être davantage insatisfaits de leur apparence globale par rapport à la population générale ^[11]. Les pressions sociales, psychologiques ou culturelles sont susceptibles d'expliquer ces différences de priorité ^[12,13]. Les facteurs de motivation se situent alors dans un spectre confiné entre des raisons purement extérieures (volonté de plaire, pression de l'entourage) et intérieures (sentiment physique primaire) ^[14]. La motivation interne représente malgré tout la justification la plus appropriée afin d'entreprendre un traitement de chirurgie orthognathique ^[15].

Les raisons liées à l'estime de soi sont étroitement associées à l'esthétique [16,17]. Toutes les dysmorphoses dentofaciales sévères peuvent en effet affecter la conscience d'un individu ou son comportement social [18] et celles-ci concernent 15% de la population américaine [19]. Une discrète majoration de problèmes psychologiques affectant la qualité de la vie est ainsi observée au sein de cette catégorie de patients par opposition à la population générale [20]. Ceux-ci sont réputés moins heureux, moins sociables et tendent à être plus instables émotionnellement [21–23]. Il n'existe néanmoins pas de corrélation entre la gravité de la dysmorphose et la motivation d'un patient à s'engager dans un traitement orthognathique [24,25]. Ce dernier point pourrait s'expliquer par le fait que l'adaptation

^a DAM: Dysfonctionnement de l'Appareil Manducateur.

^b SAOS : Syndrome d'Apnée Obstructive du Sommeil.

psychosociale varie selon la nature et non la sévérité d'une lésion inesthétique ^[26]. Ainsi, les anomalies de Classe II squelettique sont en général mieux perçues par rapport à celles de Classe III ^[24,27].

Il est bien établi dans la littérature que la chirurgie orthognathique améliore la qualité de la vie et en particulier l'esthétique faciale [28–30]. Les besoins de traitement sont évalués par l'indice IOFTN^{a [31]} et la qualité de la vie par l'outil OQLQ^{b [32,33]}. Les patients acceptent alors l'inconfort postopératoire à court terme [34] en échange de la réalisation à long terme de leurs attentes. L'amélioration de l'esthétique étant un motif essentiel, le patient souhaite connaître à l'avance le résultat visible du traitement proposé. Un point essentiel du cahier des charges est donc de pouvoir présenter une simulation la plus précise et la plus réaliste possible. De ce fait, la simulation visuelle (*video-imaging*) est classée comme étant la meilleure source d'information lors de l'exposé du plan de traitement [35,36].

B. Pour l'orthodontiste

Aux Etats-Unis, la chirurgie orthognathique serait justifiée pour 2% de la population totale [19] et représente 4 nouveaux cas par an par orthodontiste en moyenne [37]. La planification orthognathique remplit deux objectifs pour l'orthodontiste à savoir la visualisation des objectifs du traitement et un support de communication pluridisciplinaire destiné à ses confrères et au patient.

La planification orthognathique s'est adaptée à l'évolution des objectifs de traitement (résultats prétendus [38]) au cours du temps. Ces objectifs ont tout d'abord eu pour but une normalisation de la position et de la taille des bases osseuses associée à une Classe I d'Angle [39]. Ce principe s'oppose toutefois à une problématique essentielle : l'obtention d'une Classe I squelettique idéale ne résout pas nécessairement une dysmorphose esthétique. Ainsi à partir des années 2000, la priorité a été donnée à la position des tissus mous. Les objectifs de traitement se sont éloignés des objectifs osseux (non apparents) pour se concentrer sur des objectifs faciaux (apparents), afin de mieux répondre aux doléances des patients [40].

-

^a IOFTN (*Index of Orthognathic Functional Treatment Need*): indice des besoins de traitement orthognathique.

b Outil OQLQ (*Orthognathic Quality of Life Questionnaire*): questionnaire sur la qualité de la vie relative à la chirurgie orthognathique.

Il s'agit du changement de paradigme fondé à présent sur la position des tissus mous et décrit notamment par Proffit *et al.* [41,42].

La planification doit donc en premier lieu, permettre à l'orthodontiste de visualiser à l'avance le résultat esthétique du traitement. Puisque la position des tissus mous dépend de celle des tissus durs (bases osseuses et unités dentaires), un objectif essentiel de la planification est la simulation réaliste du comportement biomécanique des tissus mous en fonction du déplacement des tissus durs. Ainsi, le repositionnement thérapeutique des tissus durs et la quantité de décompensation orthodontique nécessaires pourront être déterminés. La planification peut également permettre à l'orthodontiste d'évaluer de façon plus pertinente les différentes options thérapeutiques (traitement orthodontique seul *versus* traitement orthodonticochirurgical).

Un autre objectif de la planification est l'aide à la communication interdisciplinaire ou éducative. Des documents cliniques informatisés constituant un véritable patient virtuel, permettent une communication plus aisée entre l'orthodontiste, le chirurgien maxillo-facial, le technicien de laboratoire et le patient. Il est ainsi plus facile d'élaborer un projet thérapeutique commun et accessible à tous les intervenants (objectifs et calendrier de traitement, décompensation orthodontique, transfert peropératoire) [43]. De plus, en améliorant la compréhension des interventions envisagées pour le patient, la simulation thérapeutique implique davantage ce dernier dans la prise de décisions et garantit ainsi son consentement éclairé [36].

C. Pour le chirurgien maxillo-facial

Outre la simulation des résultats et l'aide à la communication (objectifs communs au patient et à l'orthodontiste), l'intérêt ultime de la planification pour le chirurgien maxillo-facial est essentiellement clinique. Elle doit l'aider dans sa pratique afin d'assurer le transfert des caractéristiques de la simulation au temps peropératoire. Celui-ci peut être réalisé par l'intermédiaire de guides chirurgicaux de repositionnement ou par la navigation.

III. L'état des connaissances de la planification orthognathique

A. La planification en deux dimensions : données actuelles

1. Principes de la planification en deux dimensions

L'amélioration de l'apparence étant un paramètre essentiel de la chirurgie orthognathique, l'étape diagnostique permet tout d'abord de quantifier les dysmorphoses présentes, puis de déterminer les objectifs esthétiques du traitement. Ensuite, la connaissance du comportement des tissus mous en fonction du déplacement osseux chirurgical est à la base de toute simulation du profil ultime. La planification en deux dimensions a ainsi traditionnellement utilisé les documents de profil et s'est focalisée sur les dysmorphoses sagittales et/ou verticales.

Analyse des dysmorphoses

La photographie de profil permet l'évaluation du profil sous-nasal, de la position des lèvres et de l'inclinaison du plan mandibulaire. Ce document clinique est standardisé [44,45] afin d'obtenir une quantification macro-esthétique reproductible [46] et d'éviter les erreurs diagnostiques [47]. Le patient doit ainsi avoir la tête en position naturelle [48], regarder à l'horizon et avoir les tissus mous au repos. La téléradiographie de profil indique les rapports squelettiques, les éventuelles compensations dentaires et l'épaisseur des tissus mous. Cette radiographie étant également standardisée, le patient doit avoir les dents en intercuspidation maximale et les tissus cutanés au repos. Sa tête est habituellement positionnée dans le céphalostat avec le plan de Francfort parallèle au sol, risquant alors de susciter une légère extension par rapport à sa position naturelle [49]. Respecter cette position étant techniquement difficile, une alternative est la réorientation de la téléradiographie à partir de la photographie référencée au moyen d'un fil à plomb ou de marqueurs radio-opaques [50,51].

Le profil du visage doit être idéalement droit mettant en évidence un alignement des points glabelle, point sous-nasal et pogonion cutané. Les normes anthropologiques diffèrent cependant selon l'âge, le sexe et l'ethnie [52]. Les tendances esthétiques peuvent aussi varier considérablement selon l'ethnie, la culture ou encore l'époque [53]. La céphalométrie doit alors intégrer une analyse appropriée des tissus mous. Legan et Burstone [54] puis Arnett *et al.* [55] ont développé les premières analyses

cutanées destinées à la chirurgie orthognathique. L'analyse en réseau, introduite par Moorrees *et al.* en 1976 ^[56], a l'avantage d'apporter un diagnostic visuel et quantifiable de l'écart entre le profil cutané du patient et la norme. Celle-ci repose sur un système de maillage déformable associant des coordonnées verticales et horizontales en fonction de l'âge et du sexe de patients caucasiens (Figure 1). Modifiée ^[57] puis informatisée ^[58], cette analyse en réseau a ensuite été définie pour d'autres populations telles que celle afro-américaine ^[59,60].

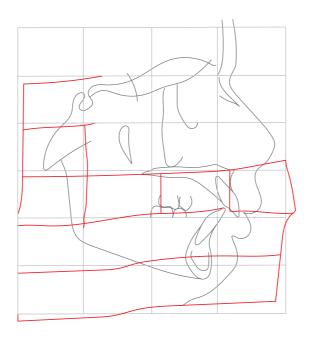


Figure 1 : Distorsion d'un diagramme mesh, d'après Ghafari [57].

Simulation de la position des tissus mous

Le résultat de la simulation du profil dépend directement de la capacité à évaluer la réponse des tissus mous vis-à-vis du déplacement osseux chirurgical. Publiée en 1965 ^[61], la première simulation consiste en des tracés superposés par une technique de « couper et coller ». Plus tard, Wolford *et al.* en 1985 et Proffit *et al.* en 1991 ^[43,62] systématisent cette réponse tissulaire en fonction des différents mouvements chirurgicaux. Etablis sur les données de Jensen *et al.* ^[63], ces prédictions sont cependant peu précises et fortement tributaires de l'expérience et de l'habileté artistique du clinicien. Bhatia *et al.* ^[64] développent en 1984 le premier programme informatique à partir des données d'Engel *et al.* ^[65]. Apparait ensuite la simulation spontanément générée par ordinateur ^[66] à partir des données de

Freihofer ^[67]. En 1988, Sarver *et al.* intègrent un cliché photographique à la simulation en deux dimensions ^[68]. Le *video-imaging* exprime ainsi des résultats plus réalistes à partir d'une photographie de profil superposée à une téléradiographie. Pour une chirurgie donnée, chaque partie concernée du document est alors modifiée en fonction de ratios (Figure 2). L'amélioration des techniques ^[69] vis-à-vis de l'aspect irrégulier des contours cutanés ^[70] a ensuite permis un rendu plus esthétique de la simulation, parfois même supérieur au résultat postopératoire réel ^[71].





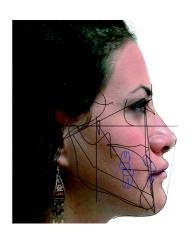


Figure 2 : *Video-imaging*, d'après Pektas et al. [72]. De gauche à droite : situation préopératoire ; simulation des résultats ; situation postopératoire réelle.

De nombreux logiciels de planification en deux dimensions sont actuellement disponibles sur le marché, tel que CASSOS™ (SoftEnable Technology Limited™, Chine), Dentofacial Planner™ (Dentofacial Software™, Canada), Dolphin Imaging System™ (Dolphin Imaging & Management Solutions™, USA), Quick Ceph™ (Quick Ceph Systems™, USA), OPAL™ ou TIOPS™. Développés sur le même principe d'études rétrospectives et utilisant des rapports linéaires pour la plupart [73], ces logiciels demeurent malgré tout difficilement comparables en raison de méthodologies différentes et de l'évolution constante de leurs versions.

En ce qui concerne le comportement même des tissus mous, les résultats des revues systématiques les plus récentes de la littérature reposent sur une majorité de publications de niveau de preuve faible ou modéré (Tableau 1, page 13). De plus, la carence de méta-analyse ne permet pas de ressortir des moyennes et des écart-types pour la plupart des ratios (tissus mous / tissus durs) en fonction des différents types d'intervention de chirurgie orthognathique. Ainsi, ces ratios sont souvent

identifiés par de simples intervalles dont les plages peuvent être parfois très étendues. Enfin d'après Proffit ^[43], la réponse labiale vis-à-vis des mouvements dentaires se situe entre 60 et 70%, soit sensiblement supérieure aux données de la littérature relative à la rétraction incisive par ancrage maximal ^[74,75].

Tableau 1 : Réponse cutanée en fonction du type d'intervention chirurgicale.

chirurgie ^a	publication et type d'étude	nombre d'études retenues et niveau de preuve ^b	nombre de patients	ratio horizontal (tissus mous / tissus durs) ^{c,d}
Le Fort I d'avancée	San Miguel Moragas 2014 ^[77] revue systématique	1 étude : IIb 5 études : IIIb 16 études : IV	503	Sn : 6 à 86% Ls : 40 à 95% St : 12 à 33%
Le Fort I de recul	San Miguel Moragas 2014 ^[77] revue systématique	4 études : IV	58	Sn : <i>NS</i> Ls : 60% St : <i>NS</i>
Le Fort I d'impaction	San Miguel Moragas 2014 ^[77] revue systématique	9 études : IV	180	Sn : 28% Ls : 30% St : 32 à 42%
Le Fort I d'abaissement	San Miguel Moragas 2014 ^[77] revue systématique	1 étude : IV	5	St : 25% Me' : 90%
BSSO d'avancée	Joss 2010 ^[78] revue systématique	1 étude : qualité élevée 2 études : qualité modérée 5 études : qualité faible	484	Ls : -2 à 29% Li : 35 à 108% ILs : 88 à 111% Pg' : 90 à 124%
BSSO de recul	Kaklamanos 2016 [79] revue systématique et méta-analyse	2 études : biais modérés ^e 3 études : biais importants ^e	176	Ls: 64% (ET: ±37) Li: 102% (IC: 95 – 109) ILs: 105% (IC: 97 – 113) Pg': 92% (IC: 67 – 116)
génioplastie d'avancée	San Miguel Moragas 2015 ^[81] revue systématique	2 études : IIb 2 études : IIIb 17 études : IV	463	Pg' : 78% à 99% Me' : <i>NS</i>
génioplastie de recul	San Miguel Moragas 2015 [81] revue systématique	6 études : IV	96	Pg' : 27% à 70% Me' : 110%
génioplastie d'abaissement	San Miguel Moragas 2015 ^[81] revue systématique	3 études : IV	32	Pg' : 83% Me' : 95%
génioplastie d'impaction	San Miguel Moragas 2015 ^[81] revue systématique	1 étude : IIb 6 études : IV	223	Pg' : 67% Me' : 22 à 80%

_

^a BSSO (*Bilateral Sagittal Split Osteotomy*) : ostéotomie sagittale bilatérale mandibulaire.

^b Niveau de preuve d'après l'Oxford Centre for Evidence-based Medicine – Levels of Evidence [76].

^c Sn : point sous-nasal ; Ls : lèvre supérieure ; St : stomion ; Me' : point menton cutané ; Li : lèvre inférieure ; ILs : sillon labio-mentonnier ; Pg' : pogonion cutané.

d ET : écart-type ; IC : intervalle de confiance à 95% ; NS : non spécifié.

^e Evaluation des biais méthodologiques à l'aide de l'outil Cochrane [80].

2. Fiabilité de la simulation cutanée en deux dimensions

Définition du délai postopératoire

Il est tout d'abord primordial d'attendre que l'œdème facial post-chirurgical soit entièrement résorbé avant de pouvoir évaluer les résultats esthétiques de la chirurgie. Une étude quantifiant l'évolution de ces résultats en deux dimensions chez des patients ayant reçu une chirurgie d'avancée mandibulaire [82], rapporte que l'œdème résiduel commence à diminuer à partir de la 8ème semaine postopératoire et disparaît complètement au 6ème mois. Une autre étude prospective tridimensionnelle relative aux ostéotomies de Le Fort I et/ou de BSSO [83] conclut que 50% de l'œdème initial disparaît au bout de 3 semaines postopératoire, 11% du gonflement initial persiste au 6ème mois et le volume des tissus mous continue à s'amoindrir à un taux statistiquement significatif entre les 6ème et 12ème mois, en supposant que le volume des tissus mous reste stable au 12ème mois postopératoire.

Méthode de superposition

L'évaluation de la planification bidimensionnelle est relativement simple. Les téléradiographies préopératoire et postopératoire sont en premier lieu superposées sur la partie antérieure de la base du crâne. Les tissus durs préopératoires sont ensuite déplacés vers leurs positions postopératoires et une simulation cutanée est générée afin de pouvoir déterminer la fiabilité du résultat esthétique. Ainsi, les différences linéaires verticales et horizontales entre les points cutanés de la simulation et de la téléradiographie postopératoire constituent les erreurs de précision de la simulation cutanée.

Résultats

Une revue systématique de la littérature de Kaipatur *et al.* ^[84] évalue la capacité de prédiction esthétique de ces programmes informatiques en deux dimensions. Les critères d'inclusion imposaient entre autres que l'évaluation des résultats soit postérieure au 6^{ème} mois postopératoire en raison donc de la résorption de l'œdème. Sur les 7 études retenues, aucune n'est prospective. De même, le projet de réaliser une méta-analyse a été avorté du fait du manque de standardisation des protocoles. Ces études ont montré des imprécisions inférieures à 2 millimètres en général dans les plans horizontal et vertical (Tableau 2, page 15). De plus, la zone de la lèvre inférieure est celle qui connaît le plus d'erreurs statistiquement significatives. Le degré de fiabilité des chirurgies mono-maxillaires est également plus élevé que celui

des chirurgies bimaxillaires. Enfin, cette revue systématique passe sous silence la direction des mouvements chirurgicaux qui pourrait être une variable importante (Tableau 1, page 13).

Tableau 2 : Précision de la simulation cutanée en deux dimensions, d'après la revue systématique de la littérature de Kaipatur et al. $^{[84]}$.

chirurgie	repère ^a	publication	<u>plan hori</u> moyenne ^b	zontal P value	plan ve moyenne ^b	<u>rtical</u> P value
	·		(ET)		(ET)	
	Ls	Eales 1994 [85]	- 0,9 (0,6)	0,13	1,3 (0,6)	0,03
	Lo	Konstiantos 1994 [86]	< 0,1 (2,0)	0,87	0,4 (1,9)	0,36
	Li	Eales 1994 [85]	1,4 (0,6)	0,019	1,9 (0,5)	0,0006
Le Fort I	LI	Konstiantos 1994 [86]	- 0,2 (2,4)	0,75	- 1,1 (3,0)	0,1
Le i dit i	ILs	Eales 1994 [85]	0,5 (0,4)	0,24	0,8 (0,5)	0,15
	ILS	Konstiantos 1994 [86]	0,5 (1,5)	0,18	- 0,2 (2,0)	0,68
	Pg'	Eales 1994 [85]	0,7 (0,5)	0,14	0,5 (0,6)	0,44
	1 9	Konstiantos 1994 [86]	0,1 (1,3)	0,69	0,2 (2,5)	0,68
	Ls	Gerbo 1997 [87]				
	Lo	Carter 1996 [88]				
	Li	Gerbo 1997 [87]	1,2 (0,6)	0,02		
BSSO	LI	Carter 1996 [88]				
Вооо	ILs	Gerbo 1997 [87]	0,4 (0,7)	0,47		
		Carter 1996 [88]				
	Pg'	Gerbo 1997 [87]	0,8 (0,5)	0,05		
		Carter 1996 [88]				
	Ls	Koh 2004 [89]	< 0,1 (0,3)	NS	1,6 (0,3)	0,001
bimaxillaire	Lo	Upton 1997 ^[90]				
	Li	Koh 2004 ^[89]	1,4 (0,3)	0,001	0,9 (0,4)	0,05
	LI	Upton 1997 [90]				
	ILs	Koh 2004 [89]	0,4 (0,3)	NS	< 0,1 (0,4)	NS
	ILS	Upton 1997 ^[90]				
	Da'	Koh 2004 ^[89]	0,3 (0,1)	< 0,05	< 0,1 (0,3)	NS
	Pg'	Upton 1997 ^[90]	< -0,1 (0,3)	0,9	2,2 (0,4)	0,001

^a Ls : lèvre supérieure ; Li : lèvre inférieure ; ILs : sillon labio-mentonnier ; Pg' : pogonion cutané. ^b Moyenne et écart-type en millimètres ; *NS* : non spécifié.

3. Limites inhérentes à la planification en deux dimensions

La planification en deux dimensions souffre de nombreuses lacunes car elle ne peut remplir l'ensemble des objectifs définis dans le cahier des charges (chapitre « Les objectifs de la planification orthognathique », page 7).

Impossibilité de visualiser la simulation en vue frontale

A l'ère du paradigme des tissus mous, la simulation cutanée en deux dimensions connaît des limites. Les patients appréhendent leur esthétique de face et ne sont pas habitués à se regarder de profil [91]. Cette visualisation des résultats dans le plan frontal est inaccessible par les moyens bidimensionnels, que ce soit pour les chirurgies sagittales (Figure 3), pour les SARME a ou pour les chirurgies asymétriques. Les patients candidats à la chirurgie orthognathique ont pourtant tendance à être insatisfaits de leur apparence faciale initiale [11]. L'ostéotomie de Le Fort I en particulier, a le potentiel de modifier la région nasio-labiale, déterminant majeur de l'esthétique faciale [92]. Il est notamment bien établi dans la littérature que cette ostéotomie peut s'accompagner d'une augmentation parfois inesthétique de la largeur inter-alaire, tributaire à la fois du repositionnement maxillaire [93–95] et des différentes méthodes de suture de la base du nez [96]. Il semblerait donc utile de pouvoir simuler la modification de ces caractéristiques nasales (largeur inter-alaire, variation de la position de la pointe), comme celles des lèvres [97] (amincissement, volume), afin d'atteindre un résultat esthétique prévisible en trois dimensions.



Figure 3 : Résultat esthétique d'une chirurgie bimaxillaire de Classe III, d'après Raschke *et al.*[98]. De gauche à droite : photographies préopératoire et postopératoire de profil ; photographies préopératoire et postopératoire de face.

_

^a SARME (Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion): distraction maxillaire rapide assistée chirurgicalement.

Biais de la simulation de la position des tissus mous

Le *video-imaging* implique la superposition de la photographie à la téléradiographie de profil. Des différences peuvent cependant apparaître en ce qui concerne les tissus mous puisque ces deux acquisitions ne sont pas réalisées de façon simultanée. Le tracé de l'analyse céphalométrique doit être alors adapté à la photographie, générant de ce fait des imprécisions.

La réponse des tissus mous vis-à-vis du déplacement chirurgical des tissus durs repose sur des ratios issus d'études rétrospectives. Hormis Dentofacial Planner™ (Dentofacial Software™, Canada) en particulier ^[69], la plupart des logiciels bidimensionnels utilisent des rapports linéaires entre les mouvements des tissus durs et ceux des téguments, alors que la relation entre ces deux types de variables ne l'est pas nécessairement. De plus, la réhabilitation du contact labial dans les cas de Classe II squelettique avec incompétence des lèvres par exemple, est une situation difficilement simulable sans véritable modèle biomécanique.

La réponse cutanée dépend de nombreux paramètres dont les facteurs intrinsèques au patient, comme la typologie tissulaire ou le sexe (sous-chapitre « Variables », page 57). Si ceux-ci peuvent être intégrés théoriquement aux logiciels de planification bidimensionnelle, les différentes techniques opératoires utilisées semblent l'être difficilement.

Hypothèse de la symétrie des structures

La téléradiographie de profil, sur laquelle est établie cette planification, rapporte des informations très incomplètes car elle est une image en deux dimensions d'un corps en trois dimensions ^[99]. Les structures sont alors supposées symétriques, or la prévalence de l'asymétrie faciale peut atteindre 34% d'une population orthodontique ^[100]. La plupart des mesures céphalométriques dans le plan sagittal sont par ailleurs déformées en présence d'asymétrie faciale ^[101].

Seule l'analyse dans le plan frontal permet l'évaluation de la symétrie et des proportions esthétiques ^[102] et elle ne peut être qu'associée mentalement à la planification en deux dimensions. L'asymétrie faciale est ainsi perçue de façon variable en fonction de la sévérité et des caractéristiques propres ^[103,104], c'est à dire une manifestation maxillaire et/ou mandibulaire ^[105,106]. Une asymétrie cutanée n'est toutefois pas nécessairement corrélée à une asymétrie squelettique ^[107,108]. Cette

dernière est évaluée par la téléradiographie de face, dissociée de la planification en deux dimensions. Sa précision reste néanmoins limitée en raison de la distorsion de l'image inhérente aux erreurs de position dans le céphalostat [109,110] et de la difficulté d'identification des points céphalométriques [111].

Absence de la troisième dimension

Sur les 6 degrés de liberté théoriques (3 translations et 3 rotations) permis par la chirurgie orthognathique, seules les translations verticale et antéro-postérieure dans le plan sagittal, ainsi que le tangage (*pitch*) dans l'axe Y [112] sont planifiables en deux dimensions (Figure 4). La translation transversale dans le plan frontal et les deux autres rotations, semblables à celles utilisées dans le domaine de l'aéronautique sont alors exclues, c'est à dire le roulis (*roll*) dans l'axe X et le lacet (*yaw*) dans l'axe Z. Ainsi, la planification bidimensionnelle n'est pas adaptée aux SARME et aux chirurgies des asymétries ou des syndromes.

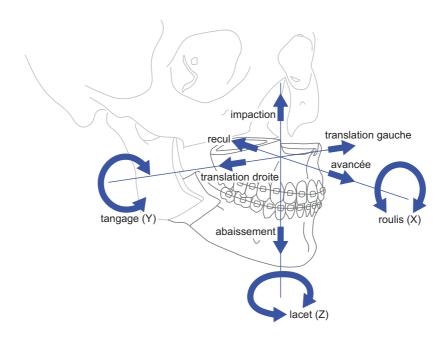


Figure 4 : Orientation spatiale du complexe maxillo-mandibulaire, d'après Lonic et al. [113].

Absence d'aide peropératoire intégrée

La fiabilité de la simulation cutanée repose entièrement sur la capacité de prédiction du repositionnement des tissus durs. Seulement, le transfert de la planification bidimensionnelle au temps peropératoire est une étape délicate [114]. Celui-ci ne peut être assuré qu'avec des gouttières chirurgicales de repositionnement réalisées de

façon traditionnelle et est techniquement dissocié de la planification en deux dimensions. Les mouvements des bases oseuses sont estimés à partir de la simulation établie sur la téléradiographie de profil. Or, un changement de support est inévitable afin de confectionner l'aide peropératoire et les perspectives en sont limitées. Ainsi, la téléradiographie de profil est ici abandonnée au profit des moulages dentaires en relation centrée montés sur un articulateur.

Lors de la planification de mouvements complexes, comme les chirurgies bimaxillaires ou asymétriques notamment, l'orientation des arcades par rapport à la base du crâne est enregistrée par l'intermédiaire d'un arc facial. Ensuite, différents tracés permettent avec l'aide éventuelle d'une jauge de Boley modifiée [115], d'établir sur le setup les repères des déplacements osseux simulés. Les techniques *Lockwood* et *Eastman* sont les plus utilisées au Royaume-Uni et leurs précisions comparables [116]. Pour une chirurgie bimaxillaire, le modèle maxillaire est sectionné en premier, puis déplacé en fonction des données de la simulation sur la téléradiographie de profil. Le modèle mandibulaire est séparé à son tour, puis conduit en occlusion d'intercupidation maximale. Cet ordre, traditionnellement décrit dans la littérature, peut toutefois être inversé depuis l'avènement des fixations internes rigides (plaques d'ostéosynthèse) [117].

La fiabilité de cette étape fastidieuse dépend tout d'abord de l'enregistrement de la position du maxillaire par l'intermédiaire de l'arc facial. La littérature sur l'exactitude du transfert rapporte des différences importantes et significatives entre les mesures prises sur l'articulateur et les analyses céphalométriques [118–120]. Ensuite, le setup n'est pas véritablement une simulation chirurgicale car il ne tient pas compte du complexe cranio-facial. Les traits des coupes osseuses ne sont en effet pas abordés et seul le déplacement des arcades dentaires est déterminé. Si les mouvements de translation sont facilement concevables, les déplacements complexes dans les trois dimensions le sont difficilement sans calculs mathématiques appropriés [121].

Les chirurgies mono-maxillaires ne nécessitent qu'une seule gouttière peropératoire de repositionnement tandis que les chirurgies bimaxillaires impliquent une gouttière intermédiaire supplémentaire [122]. La séquence habituelle est en effet, le repositionnement du maxillaire guidé par une gouttière placée sur la mandibule non opérée, puis la chirurgie de la mandibule, contrôlée par l'intermédiaire d'une

deuxième gouttière soutenue par le maxillaire dans sa nouvelle position. Ces gouttières intermaxillaires de transfert sont conçues en même temps que la réalisation du setup chirurgical. Lors d'une ostéotomie de Le Fort I, les positions transversale et horizontale du maxillaire sont contrôlées par la gouttière de transfert tandis que sa position verticale est obtenue grâce à des points de repère extrabuccaux [123]. Des approches telles que le repositionnement par des points de repère intrabuccaux sont décrites dans la littérature [124,125], mais sont moins précises [126,127]. Enfin, il convient de reconnaître que le maxillaire peut être déplacé sans gouttière intermédiaire [128], c'est à dire sans l'aide d'un repère mandibulaire, mais il n'existe pas d'étude à ce jour évaluant la précision de cette méthode.

Une revue systématique de la littérature de Kaipatur *et al.* [129] évalue la prédiction du repositionnement des tissus durs en deux dimensions. Les 9 études retenues n'étaient pas suffisamment similaires méthodologiquement pour réaliser une méta-analyse. La plupart des résultats statistiquement significatifs ont montré des erreurs inférieures à 2 millimètres ou 2 degrés (Tableau 3, page 21). Ainsi, la prévision de la position de la zone antérieure du maxillaire est la plus fiable. La zone postérieure de ce dernier, souvent positionnée par les chirurgiens plus bas que prévu, peut entrainer une rotation horaire de la mandibule et donne ainsi lieu à des imprécisions notamment dans le sens vertical. La zone antérieure de la mandibule n'a cependant montré que très peu d'imprécisions statistiquement significatives. Les logiciels étudiés prédisent alors relativement bien le repositionnement chirurgical puisque les imprécisions obtenues sont en général, acceptables et cliniquement non significatives.

Cette revue systématique ne distingue néanmoins pas les chirurgies bimaxillaires de celles mono-maxillaires et ces résultats pourraient être potentiellement différents. En effet, la fiabilité du repositionnement maxillaire dans une chirurgie bimaxillaire est tributaire de l'instabilité mandibulaire peropératoire, or la position centrée des condyles ne peut pas être garantie [130]. De plus, le repositionnement vertical du maxillaire comporte des difficultés avérées [131] et la situation de la mandibule va à son tour dépendre de cette nouvelle position maxillaire. Enfin, lors du temps peropératoire, le chirurgien maxillo-facial peut suivre son propre sens clinique et modifier sensiblement les prescriptions prévues, ce qui pourrait dans une certaine mesure, expliquer l'inexactitude des prédictions [132,133].

Tableau 3 : Précision de l'aide peropératoire en deux dimensions, d'après la revue systématique de la littérature de Kaipatur et al. [129].

			plan horizontal		plan vertical	
zone anatomique	repère ^a	publication	moyenne ^b	P value	moyenne ^b	P value
		[124]	(ET)		(ET)	
		Csaszar 2000 [134]	0,6 (0,6)	< 0,05	0,6 (0,4)	NS
		Donatsky 1997 [135]	- 0,7 (0,7)	< 0,001	- 1,0 (0,8)	< 0,001
	ENA	Donatsky 1997 [135]	< 0,1 (1,2)	NS	- 0,4 (0,5)	< 0,01
		Hillerup 1994 [136]	< 0,1 (0,7)	NS	0,5 (1,2)	NS
		Donatsky 1992 [137]	0,2 (1,5)	NS	0,1 (0,8)	NS
		Semaan 2005 [133]	- 0,3 (2,6)	NS	0,3 (2,0)	NS
	Point A	Jacobson 2002 [132]	- 0,5 (1,6)	NS	0,5 (1,4)	NS
zone		Csaszar 2000 [134]	0,6 (0,5)	NS	0,9 (0,7)	< 0,05
antérieure		Gossett 2005 [138]	0,1	NS		
du maxillaire	SNA	Loh 2002 [139]	1,2	< 0,05		
		Loh 2001 [140]	0,8	NS		
	ls	Semaan 2005 [133]	- 0,1 (2,6)	NS	0,4 (1,9)	NS
		Jacobson 2002 [132]	- 0,4 (1,9)	NS	0,3 (1,6)	NS
		Csaszar 2000 [134]	0,7 (0,5)	NS	0,8 (0,6)	< 0,05
		Donatsky 1997 [135]	- 0,1 (0,9)	NS	- 0,8 (0,9)	< 0,001
		Donatsky 1992 [137]	- 0,3 (1,5)	NS	- 0,4 (0,7)	< 0,05
		Hillerup 1994 [136]	- 0,2 (1,3)	NS	0,4 (1,2)	NS
7000	ENP	Csaszar 2000 [134]	0,8 (0,5)	NS	0,6 (1,4)	NS
zone postérieure		Hillerup 1994 [136]	0,7 (1,5)	< 0,05	- 0,6 (1,4)	NS
du maxillaire	PP	Semaan 2005 [133]	- 1,01 (2,9)	< 0,05		
	ГГ	Jacobson 2002 [132]	- 0,7 (2,8)	< 0,05		
	Point B	Csaszar 2000 [134]	0,9 (0,6)	NS	1,7 (1,5)	< 0,05
		Gossett 2005 [138]	1,1	< 0,001		
zone antérieure de la	SNB	Loh 2002 [139]	0,4	NS		
		Loh 2001 ^[140]	0,5	NS		
	Pg	Hillerup 1994 [136]	- 0,4 (1,9)	NS		
mandibule		Csaszar 2000 ^[134]	0,9 (0,5)	NS	0,7 (0,4)	< 0,05
mandibuis	li	Donatsky 1997 [135]	- 0,2 (1,1)	NS	- 0,4 (1,0)	NS
		Donatsky 1997 [135]	- 0,7 (1,3)	NS	- 0,2 (1,3)	NS
		Hillerup 1994 [136]	0,1 (1,3)	NS	- 0,2 (1,3)	NS

^a ENA : épine nasale antérieure ; Is : bord triturant de l'incisive supérieure ; ENP : épine nasale postérieure ; PP : plan palatin ; Pg : pogonion ; Ii : bord triturant de l'incisive inférieure.
^b Moyenne et écart-type en millimètres ou en degrés ; *NS* : non spécifié.

B. La planification en trois dimensions : étape par étape

La planification tridimensionnelle, appelée CASS^a ou CAOS^b regroupe l'ensemble des étapes nécessaires à la chirurgie orthognathique, de la modélisation virtuelle du patient jusqu'à l'aide peropératoire.

1. Acquisition des données

Cette planification repose essentiellement sur la modélisation virtuelle du patient. Les contraintes techniques actuelles ne permettent cependant pas de recueillir l'ensemble des caractéristiques anatomiques lors d'un enregistrement unique. Ces données sont collectées dans un premier temps de façon distincte (Figure 5) puis fusionnées.

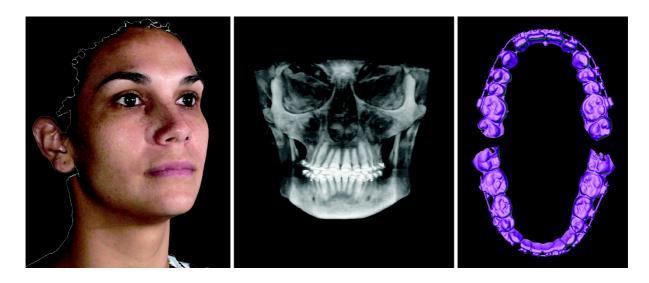


Figure 5 : Acquisition des données en trois dimensions. De gauche à droite : acquisition de la surface cutanée issue de la stéréophotogrammétrie, d'après Aynechi *et al.* [141] ; segmentation des structures osseuses issue d'une acquisition CBCT, d'après Schendel *et al.* [142] ; acquisition numérique de la denture par méthode indirecte, d'après Swennen *et al.* [143].

Position naturelle de la tête

La position naturelle de la tête est le témoin de l'apparence réelle d'une personne [144]. Depuis son introduction dans les années 1950, elle est considérée comme une composante essentielle au diagnostic orthodontique et à la planification orthognathique [145]. De plus, sa reproductibilité à 2 heures, 6 mois ou encore 5 ans

^a CASS (Computer-Aided Surgical Simulation): simulation chirurgicale assistée par ordinateur.

^b CAOS (*Computer-Aided Orthognathic Surgery*): chirurgie orthognathique assistée par ordinateur.

est nettement supérieure à celle des lignes de référence intracrâniennes ^[146]. Son acquisition par balayage laser est considérée comme étant la technique de référence ^[147], mais elle demeure difficile à implémenter dans le cadre d'une utilisation clinique quotidienne. Cette position naturelle de la tête peut alors être enregistrée indirectement à l'aide de marqueurs faciaux ^[148,149], de façon à réorienter ultérieurement la modélisation en trois dimensions. Une autre méthode, par capteur gyroscopique associé à un mordu occlusal, est décrite dans la littérature ^[150,151], mais la modification de la position des lèvres lors des acquisitions stéréophotogrammétriques ou radiologiques représente un inconvénient. Celui-ci peut être évité en positionnant le capteur sur un casque auriculaire ^[152].

Surface cutanée

L'acquisition de la surface cutanée faciale peut être réalisée par balayage laser, MSCT^a, CBCT^b ou par scanner surfacique tridimensionnel. L'enregistrement de l'expression faciale neutre est reproductible [153–156] et les mouvements involontaires représentent une erreur moyenne de 0,32 millimètre [157]. Largement utilisé dans le domaine de l'industrie, le balayage laser est considéré *in vitro*, comme la technique de référence [158]. Mais il est malgré tout relativement inadapté à l'imagerie médicale, en raison d'un temps d'acquisition pouvant atteindre 8 à 20 secondes [159,160], responsable d'artéfacts de mouvements induits par la respiration.

Les MSCT et particulièrement les CBCT sont des technologies ayant l'avantage d'être répandues. L'erreur moyenne d'acquisition se situe entre 0,43 et $0,76 \pm 0,57$ millimètre *in vitro* [161,162] et est comparable, *in vivo*, à celle de la stéréophotogrammétrie [163]. Ces techniques souffrent toutefois de plusieurs inconvénients. Le temps d'acquisition d'un CBCT tout d'abord, compris entre 5 et 40 secondes [164], exige que la tête soit maintenue par des dispositifs (mentonnière et sangle frontale) qui risquent de modifier la position des tissus cutanés. Ensuite, les patients en cours de traitement ont la particularité de porter un appareil orthodontique multi-attache, or les corps métalliques dont le numéro atomique est faible (titane et acier, présents dans ces appareils orthodontiques), provoquent sur l'imagerie des artéfacts en forme de stries radio-claires [165]. Ceux-ci sont d'autre part

.

^a MSCT (*Multi-Slice Computer Tomography*) : tomodensitométrie.

^b CBCT (Cone Beam Computed Tomography): tomographie volumique à faisceau conique.

plus importants lors de l'acquisition d'un CBCT par rapport à la tomodensitométrie $^{[166]}$ et se propagent sur une distance d'environ 5 centimètres $^{[165]}$. Aucune donnée relative au retentissement de ces artéfacts sur la fiabilité de l'acquisition cutanée n'est cependant disponible dans la littérature. Ensuite, la taille du champ nécessaire à cette acquisition doit être étendue et seulement 20% des CBCT commercialisés en 2013 étaient en mesure de couvrir un volume de 15×21 centimètres $^{[164]}$. Enfin, la fusion ultérieure de cet enregistrement à la photographie en deux ou en trois dimensions permet de compenser l'absence de texture $^{[167,168]}$.

Contrairement à la tomodensitométrie ou aux CBCT qui permettent de construire un modèle en trois dimensions à partir d'une acquisition volumique (fichier DICOM^a), les scanners surfaciques enregistrent directement le relief du visage. Ceux-ci sont non irradiants et regroupent différentes technologies, telles que la lumière structurée ou les stéréophotogrammétries passive, active et enfin, hybride [169]. La plupart d'entre elles ont une précision d'acquisition infra-millimétrique et une fiabilité élevée (Tableau 4, page 25) mais fonctionnent de façon différente. La technologie par lumière structurée enregistre la surface d'un objet par l'analyse de la déformation d'un maillage lumineux projeté. Son acquisition est séquentielle, ce qui peut être préjudiciable à la précision de l'enregistrement [170]. La stéréophotogrammétrie active est relativement similaire. Des caméras captent ainsi la déformation d'un motif projeté sur la surface du visage et une image en trois dimensions est générée par un processus de triangulation. L'avantage de cette technologie est l'absence de sensibilité à la lumière ambiante [170]. A contrario, la stéréophotogrammétrie passive rassemble plusieurs photographies en deux dimensions et haute définition sans motifs projetés. Le procédé de fusion des différentes captures est alors plus complexe et nécessite des conditions d'éclairage parfaitement contrôlées [170]. Enfin, la stéréophotogrammétrie hybride associe les technologies active et passive afin de tendre vers une meilleure précision volumétrique et de texture. Les inconvénients de l'ensemble de ces dispositifs sont le temps d'étalonnage parfois long, les artéfacts produits par la pilosité [163] et la difficulté d'enregistrer les régions sous-nasale et mentonnière [171]. Dans ce cas, une légère extension de la tête lors de l'acquisition peut s'avérer nécessaire [93].

-

^a DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) : norme pour la gestion informatique des données issues de l'imagerie médicale.

Tableau 4 : Analyse de la littérature relative à la fiabilité des principaux scanners surfaciques tridimensionnels.

système	technologie	publication	type d'étude ^a	précision ^b
3D Genex™	lumière structurée	Weinberg 2006 [172]	VT;C	< 1 mm (ICC: 0,98 à 1)
3dMD™	hybride	Dindaroğlu 2016 ^[173] Hoevenaren 2015 ^[174] Lübbers 2010 ^[175] Maal 2010 ^[176] Wong 2008 ^[177] Weinberg 2006 ^[172]	VV; C VV; NC VT; NC VV; NC VT; C VT; C	0,21 mm (ICC : 0,96 à 0,99) 1,37 mm 0,2 mm (intervalle : 0,1 – 0,5) 0,39 mm 0,8 mm (r : 0,91) < 1 mm (ICC : 0,98 à 1)
Axis three™	lumière structurée			
Canfield™	passive	De Menezes 2010 [178]	VV;C	< 0,5 mm (10/16 mesures)
Crisalix™	APN ^c	Oliveira-Santos 2013 ^[179] De Heras 2012 ^[180]	VV ; NC VV ; NC	< 2 mm entre 2 et 4 mm
Di3D™	passive	Kook 2014 ^[181] Catherwood 2011 ^[182] Fourie 2011 ^[162] Khambay 2008 ^[183] Winder 2008 ^[184]	VT;C VT;NC VT;C VT;C VT;NC	0,32 à 0,85 mm (r > 0,92) 1,36 mm (intervalle : 0,02 – 3,15) 0,87 ± 0,56 mm (ICC > 0,92) 0,2 mm 0,62 mm (intervalle : 0,06 – 1,43)
PhotoModeler™	APN ^C	De Menezes 2009 ^[185]	VV;C	< 1,62 mm (13/15 mesures)

Structures osseuses

L'acquisition des structures osseuses cranio-faciales est ici réalisée soit par tomodensitométrie, soit par CBCT. *In vitro*, cette dernière peut atteindre une précision linéaire de 0,13 ± 0,09 millimètre [186]. Celle de la tomodensitométrie est statistiquement plus précise mais cette différence est cliniquement non significative [187]. En effet, la revue systématique de la littérature de Spin-Neto *et al.* [188] rapporte qu'une résolution minimale de 0,25 voire de 0,40 millimètre n'a pas d'impact sur le résultat diagnostique des tissus osseux par rapport à une résolution plus élevée. Mais le faible nombre d'études retenues dans cette publication ne permet pas de proposer de protocoles précis pour une application clinique donnée comme dans la planification orthognathique. D'autre part, la qualité de cet enregistrement dépend de plusieurs facteurs. Celui-ci est tout d'abord limité par les artéfacts métalliques, variables notamment selon le type de matériau des boitiers orthodontiques (céramique, titane, chrome, nickel, cobalt) et selon le matériel d'acquisition utilisé [189]. Il est de plus sujet aux artéfacts de mouvement dont la prévalence peut atteindre 20 à 40% des cas [190].

^a VV : étude *in vivo* ; VT : étude *in vitro* ; C : étude contrôlée ; NC : étude non contrôlée.

b ICC : coefficient de corrélation intra-classe ; r : coefficient de corrélation.

^c APN: appareil photographique numérique grand public.

Un paramètre majeur est la reconnaissance des structures osseuses à partir du fichier DICOM. Contrairement à la tomodensitométrie, les valeurs de gris des voxels^a issues de la tomographie n'ont aucune calibration absolue en unité Hounsfield^b (UH). Ce sont alors des algorithmes qui par seuillage, permettent la distinction de cette densité radiographique. Or pour deux organes de valeurs UH identiques mais situés dans des régions différentes, les nuances de gris peuvent montrer de grandes variations [191]. Cette problématique n'a pu être résolue à ce jour malgré l'optimisation des algorithmes utilisés [192]. Ainsi certaines structures osseuses demeurent parfois difficiles à visualiser.

La constitution du modèle osseux cranio-facial en trois dimensions, appelée aussi processus de segmentation souffre alors d'inhomogénéité. Il peut être réalisé par le praticien en déterminant une valeur de seuil de façon manuelle ou automatique mais ce procédé est difficile et chronophage. C'est pourquoi des entreprises spécialisées offrent des services de segmentation dont la précision (erreur moyenne de 0,330 ± 0,427 millimètre) est supérieure à celle obtenue par le praticien (erreur moyenne de 0,763 ± 0,392 millimètre). Ces résultats proviennent néanmoins de l'analyse de mandibules seules [193]. Le massif maxillaire, constitué d'alvéoles sinusiennes et dont les parois osseuses sont parfois minces, serait certainement plus délicat à segmenter. De plus, l'étude de Dusseldorp et al. [194] rapporte que l'impact des tissus mous sur la précision de la segmentation des tissus durs issue de l'imagerie tomographique, est infra-millimétrique mais pourrait avoir des conséquences sur applications cliniques certaines comme la navigation chirurgie orthognathique. Enfin, en raison du nombre limité d'études, il est actuellement difficile de donner de conclusions solides sur la fiabilité de la modélisation squelettique en trois dimensions.

L'acquisition des structures osseuses est réalisée par des technologies ionisantes et doit respecter le principe ALARA^{c [195]}. D'après la méta-analyse de Ludlow *et al.* ^[196], la dose efficace d'une acquisition cranio-faciale grand champ d'un adulte par

.

^a Voxel : pixel volumétrique.

^b Unité Hounsfield (UH) : échelle quantitative de la densité radiographique.

^c ALARA (As Low As Reasonably Achievable): aussi bas que raisonnablement possible.

tomographie est en moyenne de 212 microSievert a (µSv) mais présente des différences importantes en fonctions des appareils utilisés (46 à 1073 µSv). Celle-ci peut être comparée à celles d'une téléradiographie (10,4 µSv) ou de la tomodensitométrie (429,7 µSv) [197]. La revue systématique de la littérature de Goulston *et al.* [198] s'est intéressée à l'optimisation du rayonnement des CBCT et conclut que malgré la faible méthodologie de la plupart des publications retenues, une réduction est possible sans porter atteinte à la qualité de l'image obtenue.

Unités dentaires

L'acquisition numérique de la denture est réalisée de façon distincte car l'imagerie radiologique est entachée par la présence d'artéfacts métalliques. De plus la segmentation des surfaces occlusales est un exercice difficile et la résolution radiologique des volumes dentaires souffre d'une précision insuffisante. Cette acquisition peut être alors réalisée en bouche à l'aide de scanners intra-oraux, ou indirectement par le biais d'une prise d'empreintes classique. Elle doit dans tous les cas répondre à la précision géométrique des arcades et ne pas être affectée par la présence d'appareils multi-attache.

La revue systématique de la littérature d'Aragón *et al.* ^[199] rapporte que les mesures intra et inter-arcades prises par les scanners intra-oraux semblent être fiables et précises. Celle de Goracci *et al.* ^[200] conclut néanmoins que la preuve scientifique de la fiabilité et précision de l'acquisition d'une arcade complète par ces scanners n'est ni exhaustive, ni mise à jour. De plus, aucune étude évaluant la précision de la denture en présence d'appareil multi-attache, issue des scanners, n'a été publiée à ce jour.

Concernant l'acquisition numérique par méthode indirecte, les boitiers orthodontiques provoquent une distorsion du matériau d'empreinte avec une imprécision inférieure à 0,25 millimètre [201]. Le recouvrement des contre-dépouilles par une cire de protection orthodontique permet toutefois de réduire ces déformations. La numérisation des empreintes est ensuite réalisée de façon relativement fiable et précise par l'intermédiaire d'un scanner laser ou d'un CBCT [202-204]

_

^a Sievert (Sv) : unité quantitative de l'évaluation de l'impact biologique des rayonnements ionisants sur l'Homme.

2. Fusion des données

Les données cutanées issues de la stéréophotogrammétrie sont enregistrées en format OBJ, celles des structures osseuses en format DICOM initialement et celles de la denture en format STL. Le défi est alors de superposer ces différentes acquisitions vectorielles indépendantes géométriquement, en une image multimodale unique (Figure 6, page 30).

La fusion des données a traditionnellement été réalisée par un recalage rigide [205]. Cette méthode est toutefois peu appropriée à la planification orthognathique car il est impossible d'obtenir des positions, notamment cutanées, strictement identiques entre les différentes acquisitions. En d'autres termes, le recalage non rigide est mieux adapté car il utilise les déformations minimales nécessaires à la correspondance des données (best fit). De même, des acquisitions stéréophotogrammétrique et tomographique quasi-simultanées ont été suggérées afin de réduire ces différences [206,207]. Ensuite, la fusion peut être réalisée sur des points, des surfaces ou encore des voxels. La méthode de fusion par points est effectuée par un algorithme de moindres carrés [208], celle par surfaces par un algorithme ICP a [209] et celle par voxels repose sur le calcul de la redondance maximale entre les paires de voxels [210]. Enfin, la fusion peut être accomplie de façon manuelle, semi-automatisée ou entièrement automatisée.

Il est malgré tout très difficile à l'heure actuelle d'évaluer la fiabilité de ces méthodes dans le cadre de la planification orthognathique en raison de l'hétérogénéité des protocoles de recherche et du faible nombre de patients inclus dans les études [211,212]. Par conséquent, une analyse comparative n'a de sens que d'une manière descriptive afin de résumer les connaissances actuelles (Tableau 5, page 29).

L'appariement de la surface cutanée tridimensionnelle aux structures osseuses est réalisé par la correspondance de leurs surfaces. Des différences importantes sont potentiellement retrouvées sur le cou, les yeux et la région péri-orale [168]. Ce processus souffre également de difficultés rencontrées par la présence d'artéfacts métalliques ou de mouvement.

28

^a Algorithme ICP (*Iterative Closest Point*) : algorithme des plus proches points itérés.

Tableau 5 : Analyse de la littérature relative à la fiabilité des techniques de fusion.

publication	nombre de patients	type d'étude ^a	surface cutanée	structures osseuses	denture	type de fusion	précision ^b
Naudi 2013 [206]	14	VV;C	•	•		surface	< 0,4 mm
Xin 2013 [213]	1	VV ; NC	•	•		surface	< 1 mm
Jayaratne 2012 [214]	29	VV ; NC	•	•		surface	0,018 ± 0,129 mm
Maal 2008 [168]	15	VV;NC	•	•		surface	IC < 1,9 mm
Ayoub 2007 [215]	6	VV;NC	•	•		surface	1 mm
Khambay 2002 [216]	1	VV ; NC	•	•		surface	entre 1,25 et 1,5 mm
De Waard 2016 [217]	4	VV ; C		•	•	surface point	entre 0,12 (ET : 0,13) et 0,14 mm (ET : 0,16)
Lin 2015 [208]	1	VT ; C		•	•	point	0,5 mm (ICC entre 0,97 et 1)
Uechi 2015 [218]	30	VV ; NC		•	•	surface	0,122 ± 0,020 mm
Lin 2013 [219]	14	VV ; NC		•	•	surface	entre 0,10 et 0,43 mm
Rangel 2013 [220]	10	VT ; C		•	•	point	entre 0,14 ± 0,14 et 0,18 ± 0,15 mm
Noh 2011 [221]	30	VV ; NC		•	•	surface	entre 0,27 ± 0,03 et 0,33 ± 0,05 mm
Kim 2010 [222]	8	VV : C		•	•	surface	entre 0,12 ± 0,14 et 0,13 ± 0,11 mm
Swennen 2009 [223]	10	VV:C		•	•	voxel	< 0,1 mm
Swennen 2009 [143]	10	VV ; NC		•	•	surface	0,18 ± 0,10 mm
Swennen 2007 [224]	10	VV ; NC		•	•	point	0,17 ± 0,07 mm
Gateno 2003 [225]	1	VT ; NC		•	•	point	0,1 ± 0,2 mm
Rosati 2010 [226]	11	VV;NC	•		•	point	< 1,2 mm
Rangel 2008 [227]	1	VV ; NC	•		•	surface	0,35 mm (ET:0,32)

La correspondance entre structures osseuses et denture peut être accomplie selon trois méthodes de fusion différentes. Le protocole développé par Gateno et Xia [228] associe un mordu occlusal à des marqueurs de précisions en vue d'une fusion par points. Une méthode similaire, réalisée bouche ouverte, autorise l'enregistrement de la relation centrée et a l'avantage d'éloigner les marqueurs de précision des boitiers orthodontiques responsables d'artéfacts métalliques [218]. Un inconvénient de ces procédés est une modification de la position labiale par ces marqueurs lors de l'acquisition tomographique, ce qui peut être résolu par un positionnement intrabuccal [229,230]. L'autre inconvénient est l'amplification des erreurs de superposition

^a VV : étude *in vivo* ; VT : étude *in vitro* ; C : étude contrôlée ; NC : étude non contrôlée.

^b IC : intervalle de confiance à 95% ; ET : écart-type ; ICC : coefficient de corrélation intra-classe.

provoquée par la distance relativement importante séparant les marqueurs de la surface des dents. Swennen *et al.* proposent alors un protocole par triple acquisition CBCT en vue d'une fusion par voxels ^[231]. La première, en haute définition, concerne le patient en position naturelle de la tête et présentant une expression faciale neutre. La deuxième est un enregistrement des moulages dentaires associés à des marqueurs de précisions incorporés dans un mordu occlusal. La troisième enfin, est une acquisition en basse définition du patient en présence de ces marqueurs. L'inconvénient de ce processus, est la double exposition du patient aux radiations ionisantes. La dernière méthode de fusion, par correspondance des surfaces, rencontre des difficultés trop importantes et une précision réduite de manière significative en raison des artéfacts métalliques ^[232].

L'appariement de la denture à la surface cutanée peut être réalisé par les méthodes de fusion par points [226] ou par surfaces [227]. Deux acquisitions par stéréophotogrammétrie sont alors prises successivement, l'une avec une expression faciale neutre, l'autre avec des écarteurs buccaux afin de visualiser les surfaces dentaires.

Pour finir, la superposition complète de la triade tridimensionnelle (surface cutanée, structures osseuses et denture) est décrite dans une seule publication ^[233]. Sa précision n'est cependant pas évaluée.

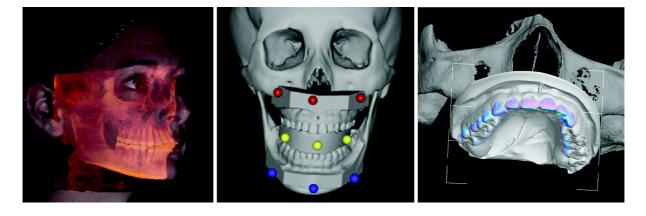


Figure 6 : Fusion des données. De gauche à droite : superposition d'une surface cutanée aux structures osseuses, d'après Schendel et al. [234] ; schéma d'un mordu occlusal associé à des marqueurs de précisions, d'après Uechi et al. [218] ; évaluation de la précision par color mapping d'une fusion de la denture aux structures osseuses, d'après Lin et al. [219].

3. Analyse des dysmorphoses

Céphalométrie tridimensionnelle

De même que pour la céphalométrie de profil ^[235], les preuves scientifiques fondées sur celle en trois dimensions sont limitées (Tableau 6, page 32). En effet, la revue systématique de la littérature de Smektała *et al.* ^[236] ne parvient pas à confirmer l'hypothèse d'une technique précise et reproductible. Celle de Pittayapat *et al.* ^[237] souligne la difficulté à réaliser une synthèse objective en raison de la trop grande hétérogénéité méthodologique des études retenues. Enfin, celle de Lisboa *et al.* ^[238] conclut que, malgré la fiabilité acceptable de l'identification de certains points de repère, il n'existe toujours pas d'analyse céphalométrique établie sur des paramètres normatifs connus et ce, en dépit de l'utilisation croissante des CBCT en céphalométrie. Par ailleurs, le positionnement de ces points de repère peut être très chronophage ^[239].

L'analyse céphalométrique tridimensionnelle n'est pas aussi simple que d'ajouter une nouvelle dimension à une analyse céphalométrique de profil. Les plans parasagittaux de référence interne comme celui de Francfort sont traditionnellement définis par deux éléments anatomiques. Reporter ces mêmes plans dans un modèle en trois dimensions impliquerait qu'ils soient déterminés par quatre repères, or il est très rare que l'ensemble de ces points se situent sur un même plan [99]. Ces éléments constituent alors un véritable casse-tête puisque se pose la question de supprimer un point ou encore de réaliser une moyenne, ce qui empêche la normalisation, caractéristique fondamentale d'un système de référence. Le deuxième inconvénient est qu'en cas d'asymétrie, ces plans altèreraient toutes les mesures qui en dépendent. Dans ce cas, la solution est d'utiliser un référentiel externe comme la position naturelle de la tête afin d'établir un système indépendant comprenant un plan sagittal médian, un plan transversal et un plan frontal. Troisièmement, les mesures céphalométriques tridimensionnelles n'ont pas la même signification que leurs homologues en deux dimensions. Celles-ci sont directement influencées par le système de référence et cette relation peut entrainer des erreurs d'interprétation. De ce fait, des systèmes de coordonnées locales pour chaque unité (maxillaire et mandibule) sont nécessaires pour leurs propres mesures. Ainsi, la taille et la forme des structures peuvent être étudiées indépendamment de l'espace qu'elles occupent [240]. A contrario, leurs positions, orientations ou symétries impliquent un référentiel principal et plusieurs référentiels locaux. En effet, une structure symétrique doit remplir deux conditions à savoir une symétrie intrinsèque (coordonnées locales) et être d'autre part positionnée symétriquement par rapport au plan sagittal médian (coordonnées globales).

Tableau 6 : Fiabilité de la céphalométrie tridimensionnelle, d'après les revues systématiques les plus récentes de la littérature.

	identification	des points de repère	mesures cép	<u>phalométriques</u>
publication	d'études a retenues	résultats	d'études retenues ^a	résultats ^b
	8 : modérées	repères médians : fiabilité élevée (pour la plupart)		
Liabaa	4 : modérées	repères dentaires : fiabilité élevée (pour la plupart)		
Lisboa 2015 ^[238]	3 : modérées	repères condyliens : fiabilité faible		
	10 : modérées	repères orbitaires : fiabilité faible		
	3 : modérées	porions : fiabilité faible		
Pittayapat	2 : modérées 12 : faibles	fiabilité égale ou supérieure à la céphalométrie 2D (pour la plupart)	2 : modérées 11 : faibles	fiabilité égale ou supérieure à la céphalométrie 2D (pour la plupart)
2014 ^[237]	2 : modérées 12 : faibles	fiabilité, reproductibilité et précision variables pour certains points		
	9	fiabilité intra-observateur > à 2 mm	5	différence des résultats in vitro / in vivo < à 1 mm
Smektała 2014 ^[236]	11	fiabilité inter-observateur < à 2 mm	8	ET des mesures linéaires : 0,04 à 7,49 mm
			3	ET des mesures angulaires : 0,99 à 9,30°

Normes anthropologiques

L'analyse cutanée des dysmorphoses peut tout d'abord être évaluée quantitativement et qualitativement à partir de normes anthropologiques. Farkas, considéré comme un pionnier de l'anthropométrie cranio-faciale moderne, avait comparé les mesures d'une population caucasienne d'Amérique du Nord avec celles provenant d'autres régions du monde [241]. Actuellement, la stéréophotogrammétrie pourrait être une méthode fiable pour l'anthropométrie indirecte [242]. Ainsi, Wen *et al.* [243] ont cherché dans une méta-analyse, à établir une base de données normatives en trois dimensions pour plusieurs mesures faciales angulaires et linéaires de

32

^a Nombre d'études retenues et niveau de preuve.

^b ET : écart-type.

différentes populations. Ces auteurs ont pu notamment fournir des preuves solides de la variation inter-ethnique de l'angle naso-labial. Mais les résultats ont cependant des limites car ils ne sont ajustés ni à l'âge, ni à l'indice de masse corporelle ou à la taille du sujet. De plus, l'hétérogénéité méthodologique pourrait constituer une source de biais. Mais si l'orthodontiste ou le chirurgien maxillo-facial ont connaissance des moyennes et écart-types de l'ensemble des données normatives cutanées et ce, en fonction de l'ethnie et du sexe [244-246], ils seront davantage en mesure de déterminer la quantité de corrections nécessaires au patient. Enfin, comme Moorrees et al. [56] pour la planification en deux dimensions (Figure 1, page 11), Terajima et al. [247,248] proposent un prototype de mesh tridimensionnel dans l'objectif d'apporter un diagnostic visuel direct de l'écart entre les dysmorphoses cutanée ou squelettique et la norme (Figure 7).

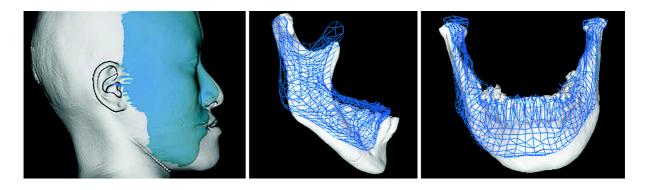


Figure 7 : Prototype de mesh tridimensionnel, d'après Terajima et al. [247,248].

Normes esthétiques

L'analyse cutanée peut également être évaluée à partir de normes esthétiques. L'idéal de la beauté du visage se heurte toutefois à des problèmes considérables puisqu'en plus de répondre à des normes anthropologiques, il implique le jugement esthétique [249]. En effet, l'attrait du beau est notamment déterminé par la morphologie moyenne (normo-morphisme), la culture, les facteurs ethniques et est soumis également à des facteurs perturbateurs environnementaux ou socio-psychologiques. La relative dépersonnalisation des documents tridimensionnels par l'absence d'acquisition des cheveux notamment ou de la texture cutanée pour les CBCT, peut cependant influencer ce jugement et par conséquence affecter la perception des objectifs de la planification.

4. Simulation des résultats

Cette étape essentielle de la planification comprend la simulation visuelle du comportement des tissus mous puis le déplacement virtuel nécessaire des structures osseuses.

Simulation de la position des tissus mous

La simulation des tissus mous en deux dimensions consiste à partir de ratios linéaires, à adapter la position des structures osseuses en fonction du résultat esthétique souhaité (Tableau 1, page 13). En revanche, la simulation tridimensionnelle est extraordinairement plus difficile puisque le défi est de construire un modèle mathématique imitant le comportement biomécanique propre des tissus mous de la face. Contrairement à la modélisation dite « non physique » communément utilisée dans le domaine de l'infographie, orthognathique doit répondre à deux problématiques essentielles. La modélisation des corps peut tout d'abord être excessivement complexe et nécessiter en calcul, des ressources rapidement exponentielles. Il s'agit alors de trouver un modèle, à la fois simplifié et suffisamment précis, pour répondre aux objectifs de la planification [250]. Deuxièmement, les tissus mous sont anisotropes, viscoélastiques et présentent un rapport contrainte/déformation non linéaire, or il n'existe pas de consensus dans la littérature sur les propriétés biomécaniques quantitatives des tissus mous de la face. De nombreux auteurs ont toutefois cherché à simuler ce comportement à partir de trois grandes catégories de modèles^a, soit les MSM, les FEM et les MTM [251] (Tableau 7, page 35).

La modélisation MSM, connue pour être la méthode de calcul la plus efficace, a d'abord été développée dans le domaine de l'animation faciale en temps réel. Elle ne convient cependant que peu à la planification orthognathique en raison de son approximation biomécanique. La modélisation FEM repose sur la mécanique des milieux continus et est supérieure à toutes les autres méthodes de calcul pour ce qui est de la précision. Le maillage volumétrique doit être néanmoins précis, ce qui rend le travail extrêmement complexe et chronophage vis-à-vis des structures biologiques. Ainsi, un maillage insuffisant rend rapidement le modèle inapproprié. De

^a MSM (*Mass-Spring Model*): modèle masse-ressort; FEM (*Finite-Element Model*): modèle fondé sur la méthode des éléments finis; MTM (*Mass-Tensor Model*): modèle masse-tenseur.

plus, les ressources en calcul, souvent importantes, peuvent être incompatibles avec une utilisation clinique de tous les jours. La modélisation MTM enfin, peut être considérée comme une alternative intéressante puisque regroupant l'architecture relativement simple du modèle MSM et la pertinence biomécanique du modèle FEM.

Tableau 7 : Analyse de la littérature des dix dernières années concernant les modèles biomécaniques des tissus mous oro-faciaux.

publication	modèles	description	résultats
Shahim 2013 ^[252]	FEM linéaire anisotrope MTM isotrope	mesh musculaire générique	prédiction améliorée FEM plus rapide
Habib 2013 [253]	FEM non linéaires	mesh musculaire générique	
Pan 2012 [254]	FEM non linéaire apparié à un modèle incrémental (IKRR)	mesh musculaire générique	prédiction améliorée
Lou 2012 [255]	FEM linéaire spécifique au patient	mesh musculaire générique individualisation du FEM en fonction de différents points de repères	prédiction améliorée par les différentes transformations
Mazza 2011 ^[256]	FEM non linéaire isotrope	mesh musculaire individualisé par IRM calcul de la gravimétrie des tissus et du comportement mécanique cutané	
Wang 2010 [257]	FEM non linéaire mixte isotrope FEM MTM FEM non linéaire	maillage tissulaire hétérogène : tissu musculaire (tétraèdres) et tissu cutané (prismes)	supériorité du modèle FEM non linéaire mixte
Ulusoy 2010 ^[258]	hybride (FEM non linéaire + MTM)	objectif : réduire le nombre de calcul sans modifier la précision de la simulation	
Kim 2010 [259]	MTM isotrope FEM	mesh musculaire générique	MTM plus rapide
Gladilin 2009 [250]	FEM linéaire FEM non linéaire	présentation des modèles	
Barbarino 2009 ^[260]	FEM non linéaire	mesh musculaire individualisé par IRM calcul de la gravimétrie des tissus et du comportement mécanique cutané	
Mollemans 2007 ^[261]	FEM linéaire FEM non linéaire MTM MSM	comparaison qualitative et quantitative des différents modèles	prédictions améliorées pour les MTM et FEM linéaire MTM plus rapide

Le maillage tissulaire des modèles comprend quatre types de nœuds volumétriques : les nœuds fixes, joints, coulissants et libres [251]. Les fixes sont situés dans les plans anatomiques postérieurs supposés invariables au cours de la simulation. Les nœuds joints définissent l'interface entre les segments osseux

déplacés et les tissus mous. Les nœuds de glissement permettent la liberté de mouvement entre les dents, la gencive et les lèvres. Enfin, les coulissants modélisent des forces tissulaires supplémentaires. Lors de la simulation du déplacement osseux, un conflit entre ces nœuds se produit et la profondeur de la pénétration est calculée par un algorithme de détection de collision [262].

Keeve et al. [263] et Koch [264] ont publié dans la fin des années 90 des modélisations des tissus mous à partir de maillages prismatiques. En raison de leur simplicité et de la complexité du tissu facial, la communauté scientifique s'est ensuite orientée vers un maillage volumique tétraédrique voire hétérogène [257]. Lou et al. [255] proposent un modèle FEM spécifique au patient par l'adaptation de points de repère anatomiques. Le premier maillage musculaire générique a été introduit en 2003 par Chabanas et al. [265] dans le but de minimiser la préparation difficile des modèles FEM. A contrario, Barbarino et al. [260] et Mazza et al. [256] ont cherché à modéliser fidèlement l'anatomie des muscles faciaux à partir de l'imagerie IRM. Cependant, les propriétés mécaniques de ces derniers sont calculées en fonction de leurs seules proportions volumétriques [259]. Shahim et al. [252] ont alors publié une modélisation respectant les propriétés anisotropes propres du tissu musculaire. Concernant le tissu cutané, sa rigidité est hétérogène [266], mais Barbarino et al. [267] concluent qu'il peut être considéré comme uniforme pour la planification orthognathique. Enfin, en étudiant quatre stratégies de calcul, Mollemans et al. [261] ont trouvé une supériorité pour les modélisations MTM et FEM linéaires.

Des facteurs de confusion persistent puisqu'aucun de ces modèles biomécaniques ne tient compte de variables essentielles comme le type de chirurgie, les techniques chirurgicales, la typologie tissulaire ou encore le sexe (sous-chapitre « Variables », page 57). D'autre part, les modèles statistiques sont efficaces [268] mais ne tiennent pas compte des propriétés biomécaniques. De ce fait, Pan *et al.* [254] proposent une modélisation associant un modèle FEM à un modèle statistique. L'étape suivante serait une correction dynamique des résultats par un processus incrémental (apprentissage profond^a).

^a Apprentissage profond (*deep learning*): méthode d'apprentissage automatique fondée sur l'apprentissage de modèles de données ^[269].

Il est toutefois important de souligner que ces différentes modélisations sont à l'état de recherche. De plus, certaines ne peuvent encore aboutir à une utilisation clinique quotidienne en raison d'étapes préliminaires trop fastidieuses. Quant aux logiciels commerciaux de planification tridimensionnelle, leurs capacités de prédiction du comportement des tissus mous est étudiée dans le sous-chapitre « Fiabilité de la simulation », page 48.

Simulation de la position des tissus durs

La chirurgie virtuelle des structures osseuses (VOR^a) permet en premier lieu de simuler les traits d'ostéotomies par un algorithme booléen, tout en évitant les éléments anatomiques nobles comme le nerf alvéolaire inférieur ou les racines dentaires. Cette procédure reste néanmoins délicate en raison de l'anatomie crânienne intrinsèquement complexe liée au fait qu'il peut exister des discontinuités dans le maillage vectoriel ^[270]. Les structures osseuses sont ensuite repositionnées en temps réel selon six degrés de liberté théoriques (trois translations et trois rotations; Figure 4, page 18) et examinées sous toutes les vues possibles. Ainsi, les éventuelles prématurités et lacunes entre les différentes pièces ostéotomisées sont détectées et peuvent être corrigées. L'engrènement virtuel de l'occlusion est par la suite contrôlé par un algorithme de détection de collision avec une précision de l'ordre du millimètre ^[271,272].

Il reste toutefois une zone d'ombre concernant l'autorotation mandibulaire dans les cas de correction de béance puisque l'axe de rotation condylien n'est toujours pas précisément défini ^[273]. Enfin, la simulation en réalité augmentée par l'instrumentation haptique^b et lunettes stéréoscopiques est un outil intéressant dans la formation du chirurgien maxillo-facial ^[274,275].

_

^a VOR (Virtual Operating Room): salle d'opération virtuelle.

b Instrumentation haptique : dispositif apportant une perception kinesthésique (retour de force) dans un environnement virtuel.

5. Aide peropératoire

La dernière étape est le transfert de la planification virtuelle au patient. Cet environnement numérique autorise deux champs de possibilité d'aide peropératoire, à savoir les guides chirurgicaux de repositionnement CAD/CAM^a et la navigation. Leur précision, dans le cadre des principaux logiciels commerciaux tridimensionnels, est étudiée dans le sous-chapitre « Fiabilité de l'aide peropératoire », page 49.

Guides chirurgicaux de repositionnement CAD/CAM

Les gouttières intermaxillaires de transfert réalisées par stéréolithographie ont une configuration *in vitro* aussi précise que celles issues de la planification traditionnelle [276]. Toujours est-il que dans ces deux procédés, tout compte fait semblables, la précision du repositionnement osseux dépend de la relation centrée condylienne peropératoire. Pour surmonter cette difficulté [277] et également contrôler la dimension verticale, des guides de repositionnement fixés sur les structures non ostéotomisées, s'affranchissant de cette position condylienne, ont été développés [278–283] (Figure 8, page 39).

En outre, la conception par prototypage rapide de plaques préformées ^[282] ou de guides de coupe pour orienter l'ostéotomie ^[284,285], permet d'assister les chirurgies complexes et de diminuer ainsi les risques de lésion des éléments nobles. En effet, certaines techniques chirurgicales telles que l'ostéotomie bilatérale mandibulaire, comportent un risque plus élevé de lésions du nerf alvéolaire inférieur ^[286]. Enfin, dans les cas de grandes reconstructions maxillo-faciales, la planification virtuelle offre la possibilité de réaliser des gabarits de greffons autologues ^[287] ou alloplastiques ^[288].

Navigation

I

L'inconvénient majeur de ces guides chirurgicaux de repositionnement CAD/CAM est l'absence totale d'adaptabilité. De plus, un défaut initial de conception rendrait impossible leur utilisation peropératoire. La navigation chirurgicale, déjà utilisée dans de nombreuses autres spécialités, apparaît alors comme une alternative afin de conserver la précision des objectifs de la planification, tout en laissant une certaine liberté au temps peropératoire [289]. Fonctionnant sur le même principe que la

^a CAD/CAM (*Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing*): conception assistée par ordinateur / fabrication assistée par ordinateur.

géolocalisation par satellite, des capteurs sont fixés aux instruments et au crâne du patient afin de positionner celui-ci aux coordonnées cartésiennes de la planification virtuelle (Figure 9). Les systèmes électromagnétiques semblent être les plus pertinents pour la chirurgie orthognathique et ont une précision *in vitro* de l'ordre du millimètre [290,291]. Les ostéotomies peuvent être réalisées en toute sécurité puisque la navigation apporte une rétroaction en temps réel de la position de l'instrumentation chirurgicale par rapport aux structures anatomiques critiques [292]. Enfin, l'utilisation d'un écran de réalité augmentée améliore le champ visuel peropératoire en superposant les objectifs de la planification virtuelle aux structures anatomiques réelles du patient afin de guider le chirurgien [293,294].

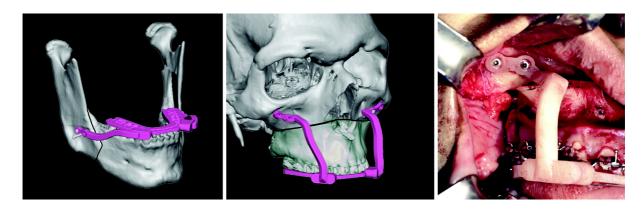


Figure 8 : Guides intra-maxillaires de repositionnement CAD/CAM, d'après Polley et al. [279]. De gauche à droite : conception virtuelle de guides mandibulaire et maxillaire ; situation peropératoire d'une chirurgie bimaxillaire.

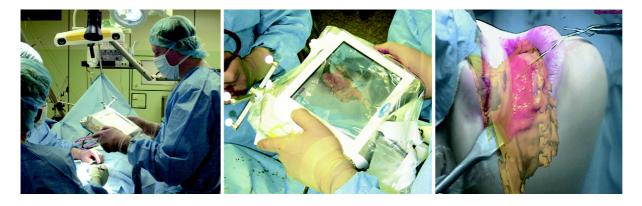


Figure 9 : Navigation chirurgicale, d'après Mischkowski *et al.* ^[295] et Zinser *et al.* ^[296]. De gauche à droite : système de géolocalisation ; écran de réalité augmentée ; superposition sur l'écran des objectifs de la planification virtuelle au maxillaire du patient.

C. L'apport de la troisième dimension permet-elle actuellement de pallier les limites de la planification bidimensionnelle ?

Certaines lacunes de la planification bidimensionnelle sont résolues par l'apport de la troisième dimension, mais de nouvelles problématiques apparaissent.

Avantages

La troisième dimension permet d'intégrer les plans transversal et frontal, autorisant ainsi l'évaluation de la symétrie et des proportions esthétiques. La planification des SARME et chirurgies des asymétries ou des syndromes est alors rendue possible. En outre, les perspectives de la simulation cutanée sont améliorées par les modèles biomécaniques, contrairement aux ratios sur lesquels repose la planification bidimensionnelle. De plus, la simulation visuelle des résultats répond davantage aux objectifs définis, puisque toutes les vues sont possibles, en particulier dans le plan frontal. D'autre part, l'obstacle inéluctable situé entre la planification et l'aide peropératoire est définitivement écarté. La planification supporte de ce fait la simulation de l'ostéotomie. De même, la technologie CAD/CAM et la navigation peuvent améliorer le contrôle de la dimension verticale dans les chirurgies bimaxillaires, ou s'affranchir de l'instabilité mandibulaire peropératoire. Les guides de coupes, les plaques d'ostéosynthèses préformées dans le cas de chirurgies complexes, ou le transfert de la planification des génioplasties sont des perspectives intéressantes. Enfin, le support intégralement virtuel ouvre davantage le champ des communications entre confrères et/ou praticien/patient.

Inconvénients

Certains défauts persistent et d'autres inédits sont mis en évidence. Pour des raisons techniques, l'acquisition des structures doit être considérablement fractionnée. Par ailleurs, les données de la littérature relative à la fiabilité de la reconstitution osseuse en trois dimensions (segmentation), la fusion des données, la céphalométrie tridimensionnelle ou encore la connaissance des normes anthropologiques sont insuffisantes. Si la simulation de la réponse cutanée repose sur des modèles biomécaniques, ceux-ci ne peuvent intégrer l'ensemble des variables dont notamment les différentes techniques opératoires utilisées. La simulation reste de ce fait toujours problématique.

IV. La comparaison des principaux logiciels de planification tridimensionnelle : revue systématique de la littérature

De nombreux logiciels de planification orthognathique en trois dimensions sont actuellement commercialisés (Figure 10). Deux revues systématiques de la littérature, à savoir celle de Stokbro *et al.* en 2014 ^[297] puis celle de Haas *et al.* en 2015 ^[298], ont cherché à évaluer les essais cliniques relatifs à la fiabilité de la planification tridimensionnelle. Ils concluent que celle-ci semble être suffisamment précise et reproductible, mais également que sa validité manque de preuves solides en raison de la trop faible qualité des études retenues. Leurs recherches systématiques ont toutefois été clôturées en juin 2012 et janvier 2014, or il s'agit d'un domaine dont les progrès peuvent évoluer rapidement et 30% environ des publications potentielles sont postérieures au 1^{er} janvier 2014.

Par conséquent, l'objectif principal de la revue systématique était d'actualiser les connaissances de la planification tridimensionnelle en réexaminant l'ensemble des essais cliniques évaluant fiabilité et précision, tout en se limitant aux cinq logiciels commerciaux les plus fréquemment cités dans la littérature : 3dMD Vultus™ (3dMD™, USA), Dolphin 3D Surgery™ (Dolphin Imaging & Management Solutions™, USA), Maxilim™ (Medicim™, Belgique), SimPlant OMS™ (Materialise™, Belgique) et SurgiCase CMF™ (Materialise™, Belgique).

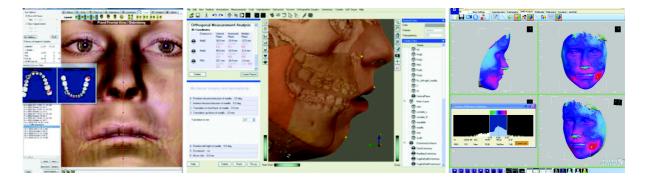


Figure 10 : Captures d'écran de logiciels de planification tridimensionnelle. De gauche à droite : Dolphin 3D Surgery™ ; Maxilim™ et 3dMD Vultus™.

Le fonctionnement des principaux logiciels

L'équipe universitaire de Schendel et celle de Swennen ont contribué au développement respectivement de 3dMD Vultus™ et Maxilim™, alors que Dolphin 3D Surgery™ émane de l'analyse céphalométrique informatisée téléradiographies de profil et que, SimPlant OMS™ est issue de la chirurgie implantaire guidée. Les données de la littérature sur les protocoles détaillés de ces logiciels sont relativement lacunaires (Tableau 8).

Tableau 8 : Fonctionnement des principaux logiciels de planification tridimensionnelle.

	3dMD Vultus™ ^[299]	Dolphin 3D Surgery™ ^[300]	Maxilim™ ^[231]	SimPlant OMS™ ^[301]	SurgiCase CMF™ ^[302]
acquisition					
surface cutanée	•	•	•	NS	•
structures osseuses	•	•	•	•	•
denture	•	•	•	•	NS
position naturelle de la tête	NS ^a	NS	•	•	NS
fusion					
surface cutanée / structures osseuses	surface [213]	NS	surface [206]	NS	NS
structures osseuses / denture	surface ^[219]	NS	point ^[224] surface ^[217] voxel ^b	point ^C	NS
surface cutanée / denture	NS	NS	surface [227]	NS	NS
surface cutanée / structures osseuses / denture	NS	NS	NS	NS	NS
analyse des dysmorphoses					
reconnaissance des structures	•	•	•	•	•
normes	NS	NS	•	NS	NS
simulation chirurgicale					
tissus mous	MSM	NS	MTM	NS	FEM
tissus durs	•	•	•	•	•
aide peropératoire					
guides intermaxillaires	•	•	•	•	•
guides intra-maxillaires	NS	•	NS	•	•
navigation ^d	NS	NS	NS	• [303]	•

^a NS : non spécifié.

^b Protocole par triple CBCT développé par Swennen *et al.* ^[223]. ^c Protocole développé par Gateno et Xia ^[228].

^d La navigation est permise par l'intermédiaire de systèmes tiers tels que eNlite™ (Stryker™, Allemagne), Stealth Station™ (Medtronic-Xomed™, USA), Stryker Navigation System™ (Stryker-Leibinger[™], USA) ou encore Vector vision[™] (BrainLab[™], USA).

L'évaluation des méthodes de superposition

L'évaluation de la capacité de prédiction de ces logiciels est similaire à celle de la planification en deux dimensions. Cette dernière repose sur la mesure des différences anatomiques pouvant exister entre la simulation et les résultats postopératoires. Les méthodes de mesures sont en revanche potentiellement plus complexes et leurs protocoles trop souvent hétérogènes pour que la comparaison des données puisse être quantifiée [304].

Contrairement à la superposition bidimensionnelle établie sur des points, celle en trois dimensions nécessite l'alignement des surfaces ou des voxels. Cette méthode, décrite notamment par Cevidanes et al. [305,306], a une précision pouvant atteindre 0,25 millimètre. Le référentiel peut être tout d'abord la base antérieure du crâne, qui est inchangée après la chirurgie. La précision de l'aide peropératoire (tissus osseux et unités dentaires) et celle de la simulation du repositionnement des tissus mous sont ainsi évaluées. Une autre façon consiste à ignorer les structures osseuses et à utiliser les surfaces cutanées, supposées stables, du front et des yeux. Les résultats sont alors potentiellement différents, d'autant plus si le volume de tissu adipeux du patient a diminué. Cependant, si la littérature rapporte une diminution de 1,6 de l'IMC^a au bout de 4 semaines postopératoires [307], il n'existe actuellement pas de données dans la littérature de cette évolution sur une période de 6 mois.

Plusieurs méthodes d'analyses quantitatives sont rapportées dans la littérature, calculant soit les différences rencontrées dans l'ensemble du maillage surfacique des deux modèles [308,302], soit ces mêmes différences surfaciques restreintes à certaines régions anatomiques d'intérêt comme le nez, les lèvres ou le menton cutané [309,310] ou enfin, les différences entre des points de repère et les plans de référence [311,312].

A propos des analyses fondées sur les différences surfaciques, les résultats peuvent être présentés sous la forme de valeurs moyennes. Le principal inconvénient cependant est leurs sous-estimations car les valeurs négatives annulent toutes valeurs positives. Une solution est l'utilisation de cartes de différences euclidiennes absolues (algorithmes ICP), au prix de rapporter seulement l'ampleur des erreurs

^a IMC : Indice de Masse Corporelle.

sans leurs directions. Contrairement à l'analyse du maillage surfacique global qui inclut les zones de modifications minimes, les résultats présentés par régions anatomiques sont plus pertinents cliniquement puisqu'ils mettent en évidence le véritable niveau d'erreur de la planification. Enfin, il est possible de soustraire toutes les valeurs aberrantes en rapportant les 90° ou 95° centiles.

L'analyse des différences linéaires et angulaires entre des points de repères ou plans de référence est fréquemment utilisée en orthodontie mais sous-exploite nettement les données tridimensionnelles et en particulier celles des tissus cutanés. Une approche par la mesure des différences dans les courbes serait alors plus pertinente [313]. La distance entre deux points anatomiques peut être mesurée par la tangente d'un point appartenant au premier modèle à celui le plus proche sur le deuxième modèle (donc pas nécessairement identique anatomiquement), ou par la distance euclidienne minimale entre ces deux points. Les résultats peuvent également être présentés par des ICCa. Le principal obstacle de cette analyse est que l'identification des points est souvent réalisée manuellement. Ainsi, pour les tissus mous, la fiabilité intra-observateur varie entre 0.65 ± 0.12 et 1.00 ± 0.28 millimètre et celle inter-observateurs est de 0,88 ± 0,17 millimètre [314]. Pour les tissus durs, ces même fiabilités d'identification sont de 0,46 (0,14 – 2,00) millimètre et 0,20 (0,02-2,47) millimètre respectivement [315]. De plus, ces points doivent être placés deux fois, soit sur les deux modèles. L'erreur totale pourrait ainsi largement dépasser la marge d'erreur de l'évaluation, communément rapportée à 0,5 millimètre. Quant à la reconnaissance automatique de ces points qui représente un défi à l'heure actuelle, les erreurs sont pour l'instant similaires pour le tissu osseux [316] en raison notamment des difficultés rencontrées par les artéfacts de l'imagerie radiologique [317].

Enfin, lorsque la fiabilité de la simulation cutanée est évaluée de façon distincte, c'est à dire en soustrayant l'imprécision potentielle du repositionnement osseux chirurgical, l'ostéotomie virtuelle initiale doit imiter la situation postopératoire réelle. Une nouvelle simulation de la réponse cutanée est ensuite réalisée puis comparée.

_

^a ICC : coefficient de corrélation intra-classe.

C. Matériel et méthodes

Une recherche systématique a été conduite à l'aide de la base de données électronique MEDLINE (PubMed) jusqu'au 18 septembre 2016. Les termes MeSH et opérations booléennes étaient : (("orthognathic surgery" [MeSH Terms]) OR ("orthognathic surgical procedures" [MeSH Terms]) OR ("craniofacial abnormalities" [MeSH Terms]) OR ("osteotomy, le fort" [MeSH Terms]) OR ("osteotomy, sagittal split ramus" [MeSH Terms]) OR ("genioplasty" [MeSH Terms])) AND (("surgery, computer assisted" [MeSH Terms]) OR ("imaging, three dimensional" [MeSH Terms]) OR ("user computer interface" [MeSH Terms]) OR ("computer aided design" [MeSH Terms]) OR ("computer simulation" [MeSH Terms])).

Puis la recherche systématique a été complétée par une recherche manuelle. Les études issues de ces deux méthodes, ont été sélectionnées par un seul investigateur en fonction de leurs titres et résumés. Elles devaient répondre au critère d'éligibilité suivant : un essai clinique dont la problématique principale est l'évaluation des résultats de la chirurgie orthognathique. En cas de doute, l'étude était sélectionnée. Le contenu des études retenues a ensuite été analysé et devait répondre aux critères d'admissibilité (Tableau 9). Enfin par le même et seul investigateur, les données ont été extraites dans un tableur Excel™ (Microsoft Office™, USA) et l'analyse de la qualité méthodologique a été réalisée avec l'aide de l'outil de la Cochrane Collaboration [318].

Tableau 9 : Critères d'admissibilité de la revue systématique de la littérature.

	critères d'inclusion	critères d'exclusion
logiciels de planification utilisés	3dMD Vultus™, Dolphin 3D Surgery™, Maxilim™, SimPlant™ ou SurgiCase CMF™	autres logiciels
échantillon de l'étude	essai clinique > 5 patients	essai clinique < 5 patients
chirurgies évaluées	Le Fort I, BSSO et/ou génioplasties planifiées	chirurgies oncologiques, traumatologiques, des fentes labio- palatines, des syndromes et SARME
aides peropératoires	guides chirurgicaux de repositionnement CAD/CAM et/ou navigation	gouttières chirurgicales de transfert issues de la planification traditionnelle
mesures	évaluation quantitative tridimensionnelle de la planification par la comparaison de la simulation avec le résultat chirurgical réel	évaluation quantitative bidimensionnelle, absence de mesures statistiques
particularité des tissus mous	évaluation du résultat postérieure au 6 ^{ème} mois post-chirurgical	évaluation du résultat antérieure au 6 ^{ème} mois post-chirurgical, chirurgie de première intention

D. Résultats

Parmi les 1569 publications identifiées par les termes MeSH et les deux publications [300,319] issues de la recherche manuelle, 20 sont ressorties de la stratégie de recherche systématique (Figure 11 et Tableau 10, page 47). 9 articles ont été publiés avant le 1^{er} janvier 2014 et 11 sont postérieurs à cette date. La plupart des patients ont été sélectionnés de façon prospective consécutive. L'échantillon total représente 449 patients dont 60 inclus dans deux études [319,320]. Les dysmorphoses squelettiques étudiées étaient les Classes II, Classes III et asymétries. Cependant 9 publications n'ont pas clairement spécifié le type de dysmorphoses. Tous les types de chirurgie recherchés sont évalués, dont l'ostéotomie bimaxillaire principalement. La prédiction cutanée du logiciel 3dMD Vultus™ est examinée dans 3 études et la précision de l'aide peropératoire de Dolphin 3D Surgery™ dans 2 études. La planification osseuse et/ou cutanée, de Maxilim™, SimPlant™ et SurgiCase CMF™, est examinée dans 5 publications pour chaque logiciel. Enfin, l'ensemble des études a été jugé à risques élevés de biais, en raison notamment de l'absence de calcul de puissance, de mesure de l'erreur de la méthode pour certaines et surtout, du suivi en intention de traiter (Tableau 11, page 48).

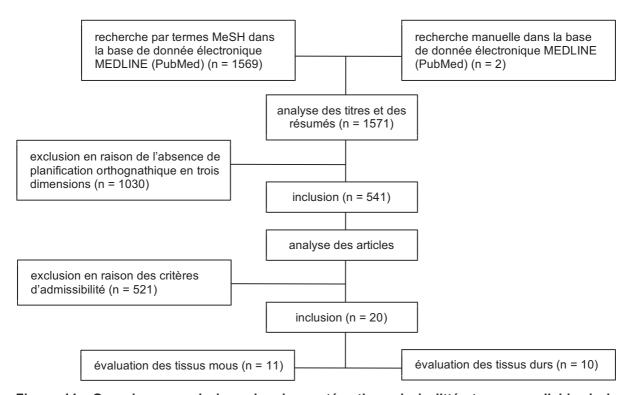


Figure 11 : Organigramme de la recherche systématique de la littérature, avec l'aide de la méthode PRISMA $^{[321]}$.

Tableau 10 : Détail des protocoles des 20 études sélectionnées.

publication	logiciel de planification	taille de l'échantillon (âge ^a)	population	sélection	type de dysmorphose squelettique	type de chirurgie ^b	période postopératoire ^a	analyses tissulaires
Schendel 2013 [311]	3dMD™	23 (31)	américaine	consécutive	Classe II	A, C, D	6	mous
Terzic 2014 [322]	3dMD™	13 (25,2)	suisse	rétrospective	NS	A, C, D	> 6	mous
Ullah 2015 ^[310]	3dMD™	13 (23 ± 8)	NS ^C	rétrospective	Classe III	В	> 6	mous
Li 2015 ^[283]	Dolphin™	12 (18 à 35)	chinoise	consécutive	Classes II et III, asymétrie	A, D	1	durs
Zhang 2016 [300]	Dolphin™	30 (19 à 30)	chinoise	consécutive	Classes II et III	A, D	1	durs
Baan 2016 [323]	Maxilim™	10 (17 à 45)	hollandaise	consécutive	Classe II	A,D	< 1	durs
Liebregts 2015 [324]	Maxilim™	100 (32 ± 13)	hollandaise	consécutive	Classe II	С	6 à 28	mous
Liebregts 2015 [320]	Maxilim™	60 (26)	hollandaise	consécutive	NS	Α	6 à 35	mous
Liebregts 2016 [319]	Maxilim™	60 (26)	hollandaise	consécutive	NS	Α	6 à 35	mous
Shafi 2013 [309]	Maxilim™	13 (23 ± 8)	NS	rétrospective	Classe III	В	6 à 12	mous
Aboul-Hosn Centenero 2012 [325]	SimPlant™	16 (NS)	espagnole	consécutive	Classes II et III	A, C, D	3	durs
Hernández-Alfaro 2013 [326]	SimPlant™	6 (24)	NS	consécutive	Classes II et III	A, D	0	durs
Hsu 2013 [301]	SimPlant™	65 (26)	américaine, multicentrique	consécutive	NS	A, D	1,5	durs
Nam 2015 [312]	SimPlant™	29 (NS)	coréenne	consécutive	NS	A, D	6	mous
Zinser 2012 [327]	SimPlant™	8 (22 ± 4)	allemande	consécutive	Classe III	A, D	6	mous et durs
Badiali 2015 [328]	SurgiCase™	15 (25 ± 10)	italienne	rétrospective	NS	A, B, D	6	durs
Bianchi 2010 [308]	SurgiCase™	10 (24)	italienne	consécutive	NS	A, D	6	mous
Li 2014 ^[329]	SurgiCase™	6 (19 à 30)	chinoise	consécutive	NS	Α	0,1	durs
Marchetti 2011 [302]	SurgiCase™	10 (NS)	italienne	NS	NS	A, D	6	mous
Mazzoni 2010 [330]	SurgiCase™	10 (34)	italienne	consécutive	Classes II et III	Α	< 6	durs

^a Age et écart-type en année ; période postopératoire de contrôle en mois.

^b A : ostéotomie bimaxillaire ; B : ostéotomie de Le Fort I seule ; C : BSSO seule ; D : génioplastie seule ou associée.

^c NS : non spécifié.

Tableau 11 : Evaluation des risques de biais des 20 études sélectionnées, d'après l'outil de la Cochrane Collaboration [318].

publication	biais de sélection	biais d'attrition	biais d'évaluation	biais de partialité	conflits d'intérêts
Aboul-Hosn Centenero 2012 [325]	non	élevé	élevé	élevé	inconnu
Baan 2016 ^[323]	non	élevé	faible	faible	non
Badiali 2015 [328]	oui	élevé	élevé	élevé	non
Bianchi 2010 [308]	oui	élevé	élevé	faible	oui
Hernández-Alfaro 2013 [326]	non	élevé	élevé	élevé	non
Hsu 2013 [301]	non	élevé	faible	élevé	possible
Li 2014 ^[329]	oui	élevé	faible	faible	non
Li 2015 ^[283]	oui	élevé	élevé	élevé	non
Liebregts 2015 [324]	oui	élevé	élevé	faible	inconnu
Liebregts 2015 [320]	oui	élevé	élevé	faible	inconnu
Liebregts 2016 [319]	oui	élevé	élevé	faible	non
Marchetti 2011 [302]	oui	élevé	élevé	faible	non
Mazzoni 2010 ^[330]	oui	élevé	élevé	faible	non
Nam 2015 ^[312]	non	élevé	élevé	élevé	non
Schendel 2013 [311]	oui	élevé	élevé	élevé	oui
Shafi 2013 [309]	oui	élevé	élevé	moyen	non
Terzic 2014 [322]	oui	élevé	élevé	faible	inconnu
Ullah 2015 [310]	oui	élevé	élevé	élevé	non
Zhang 2016 [300]	oui	élevé	élevé	élevé	inconnu
Zinser 2012 [327]	non	élevé	faible	elevé	inconnu

1. Fiabilité de la simulation cutanée en trois dimensions

La simulation cutanée fait l'objet de 11 études (Tableau 12, page 50). Tous les logiciels sont évalués à l'exception de Dolphin 3D Surgery™. La superposition des structures est établie sur la base du crâne, les structures maxillaires ou encore les parties cutanées stables du front et des yeux. L'évaluation de la précision consiste à mesurer les variations des *color mappings* ou des valeurs céphalométriques. Les résultats sont présentés pour la majeure partie par des différences euclidiennes absolues. L'erreur de la méthode, calculée dans 4 études, est rapportée à 0,06 ± 043 mm ^[311] ou en ICC^a (0,75 à 0,99) ^[309,310,327]. Lorsque la définition du succès est fixée à une erreur maximale de 2 mm, le nombre d'opérations chirurgicales réussies varie entre 0 ^[308] et 98% ^[324]. Enfin les résultats en fonction des différents types de chirurgie orthognathique ne sont présentés dans aucune publication.

Les régions sous-nasale et labiale supérieure connaissent des erreurs de précision de l'ordre de $0,13\pm1,63$ $^{[311]}$ à $2,73\pm1,72$ mm $^{[309]}$. Celle de la largeur inter-alaire varie entre $0,57\pm1,00$ $^{[311]}$ et $1,84\pm0,85$ mm $^{[312]}$. Enfin l'imprécision de la zone de la lèvre inférieure varie entre $0,22\pm1,64$ $^{[311]}$ et $3,12\pm1,40$ mm $^{[320]}$ et celle de la

^a ICC : coefficient de corrélation intra-classe.

zone du menton, entre 0.65 ± 0.28 [310] et 2.75 ± 1.40 mm [320]. Il n'est mentionné que dans une seule étude, les corrélations statistiquement significatives entre la précision des résultats cutanés et respectivement l'amplitude de déplacement chirurgical, les méthodes de suture de la base du nez et l'âge [320]. Lorsque les deux méthodes de mesures sont appliquées, les erreurs sont plus importantes pour les mesures céphalométriques que pour les distances séparant les surfaces [320,324].

2. Fiabilité de l'aide peropératoire en trois dimensions

La précision du repositionnement osseux chirurgical fait l'objet de 10 études (Tableau 13, page 52). Tous les logiciels sont évalués à l'exception de 3dMD Vultus™. L'évaluation de la précision est semblable à celle de la simulation cutanée. Les méthodes d'analyse des résultats sont en revanche hétérogènes ou non spécifiées. L'erreur de la méthode, calculée dans 5 études, est rapportée entre 0,42 mm et 0,77 ± 0,13 mm [328,330] ou en ICC (> 0,86) [283,323,327]. Si la définition du succès est communément fixée à une erreur maximale de 2 mm, le nombre d'opérations réussies n'est que très peu spécifié. Enfin la précision en fonction des différents types de chirurgie orthognathique n'est présentée dans aucune étude et seul Hsu *et al.* rapportent des résultats de génioplasties guidées par CAD/CAM [301].

Concernant le repositionnement maxillaire, l'erreur moyenne de translation sagittale varie entre $0.09^{[327]}$ et 1.41 mm $^{[323]}$, de translation verticale entre $0.23^{[327]}$ et 1.85 mm $^{[323]}$ et enfin de translation transversale entre $0.04^{[327]}$ et 1.02 mm $^{[328]}$. De plus, l'erreur moyenne de rotation dans l'axe X (roulis ou *roll*) varie entre $0.04^{[327]}$ et 1.04° $^{[323]}$, celle dans l'axe Y (tangage ou *pitch*) entre $0.02^{[327]}$ et 2.72° $^{[323]}$ et celle dans l'axe Z (lacet ou *yaw*) entre $0.03^{[327]}$ et 1.3° $^{[301]}$. Concernant le repositionnement mandibulaire, l'erreur moyenne de translation sagittale varie entre $0.73^{[327]}$ et 1.17 mm $^{[323]}$, celle verticale entre $0.13^{[327]}$ et 1.32 mm $^{[323]}$ et celle transversale entre $0.02^{[327]}$ et 0.8 mm $^{[301]}$. De même, l'erreur moyenne de rotation dans l'axe X (roulis ou *roll*) varie entre $0.07^{[327]}$ et 1.0° $^{[301]}$, celle dans l'axe Y (tangage ou *pitch*) entre $0.58^{[327]}$ et 2.75° $^{[323]}$ et enfin celle dans l'axe Z (lacet ou *yaw*) entre $0.61^{[327]}$ et 2.00° 1.00° et 2.00° et 2.00°

Tableau 12 : Précision de la simulation cutanée en trois dimensions.

publication logiciel	modèle a	1. alignement 2. mesure 3. analyse	définition du succès nombre d'opérations réussies	partie supérieure de l'étage inférieur de la face : moyenne ± ET (intervalle)	partie inférieure de l'étage inférieur de la face : moyenne ± ET (intervalle)	remarques : moyenne ± ET (intervalle)
Bianchi 2010 ^[308] SurgiCase™	FEM	surface cutanée différence des surfaces différences euclidiennes absolues	1. différence < 2 mm 2. 0/10		enne : 0,94 ± 0,9 mm es : 2,24 mm)	
Liebregts 2015 ^[324] <i>Maxilim</i> ™	МТМ	mandibule méthode A: mesures céphalométriques, méthode B: différence des surfaces cutanées régionales différences euclidiennes absolues	1. différence < 2 mm 2. région de la lèvre supérieure : 98/100, région de la lèvre inférieure : 94/100, région mentonnière : 97/100	méthode A: point sous-nasal: 1,1 ± 0,5 mm, point labial supérieur: 1,5 ± 0,7 mm méthode B: lèvre supérieure: 0,9 ± 0,5 mm (90 ^{eme} centiles: 1,8 mm)	méthode A: point labial inférieur: 2,0 ± 1,0 mm, sillon labio-mentonnier: 1,7 ± 1,1 mm, pogonion cutané: 1,5 ± 0,9 mm méthode B: lèvre inférieure: 1,2 ± 0,5 mm (90°me centiles: 2,5 mm), menton cutané: 0,8 ± 0,5 mm (90°me centiles: 1,6 mm)	aucune corrélation entre la précision et l'amplitude du déplacement, l'âge ou le sexe
Liebregts 2015 ^[320] <i>Maxilim</i> ™	МТМ	maxillaire et mandibule <u>méthode A :</u> mesures céphalométriques, <u>méthode B :</u> différence des surfaces cutanées régionales différences euclidiennes absolues	1. différence < 2 mm 2. NS	$\begin{array}{l} \underline{\text{m\'ethode A:}} \text{ point sous-nasal: 1,48 } \pm \\ 0,60 \text{ mm (IC: 1,32 - 1,64), point labial} \\ \text{sup\'erieur: 2,55 } \pm 1,00 \text{ mm (IC: 2,29 - 2,80)} \\ \underline{\text{m\'ethode B:}} \text{ l\`evre sup\'erieure: 1,2 } \pm \\ 0,6 \text{ mm (90}^{\text{eme}} \text{ centiles: 2,2 mm)} \end{array}$	méthode A: point labial inférieur: 3,12 \pm 1,4 mm (IC: 2,76 $-$ 3,48), sillon labio-mentonnier: 2,48 \pm 1,20 mm (IC: 2,19 $-$ 2,79), pogonion cutané: 2,75 \pm 1,40 mm (IC: 2,39 $-$ 3,10) méthode B: lèvre inférieure: 1,4 \pm 0,5 mm (90° centiles: 2,9 mm), menton cutané: 1,1 \pm 0,6 mm (90° centile: 2,3 mm)	corrélation entre la précision et respectivement, l'amplitude de déplacement (p = 0,001 et 0,009), les méthodes de suture de la base du nez (p = 0,03 et < 0,001) ou l'âge (p = 0,002) aucune corrélation entre la précision et le sexe
Liebregts 2016 ^[319] <i>Maxilim</i> ™	МТМ	maxillaire et mandibule mesures céphalométriques différences euclidiennes absolues	1. NS 2. NS	ailes du nez : 1.0 ± 0.9 mm (p = 0.15)		aucune corrélation entre la précision et l'amplitude du déplacement (p = 0,07), les méthodes de sutures de la base du nez, l'âge ou le sexe
Marchetti 2011 ^[302] SurgiCase™	FEM	surface cutanée différence des surfaces différences euclidiennes absolues	1. différence < 2 mm 2. 4/10		0,78 mm (90 ^{eme} centiles : 1,94 mm) ntrent les erreurs les plus importantes	

^a *Ns* : non spécifié.
^b ET : écart-type ; IC : intervalle de confiance à 95%.
^c ICC : coefficient de corrélation intra-classe.

Tableau 12 (suite).

publication logiciel	modèle	1. alignement2. mesure3. analyse	 définition du succès nombre d'opérations réussies 	partie supérieure de l'étage inférieur de la face : moyenne ± ET (intervalle)	partie inférieure de l'étage inférieur de la face : moyenne ± ET (intervalle)	remarques : moyenne ± ET (intervalle)
Nam 2015 ^[312] SimPlant™	NS	NS mesures céphalométriques différences euclidienne absolues	1. différence < 2 mm 2. NS	pointe du nez : 0.84 ± 0.49 mm ($0.36 - 1.89$), ailes du nez : 1.84 ± 0.85 mm à 1.97 ± 0.73 mm ($0.44 - 4.27$), point sous-nasal : 1.66 ± 0.58 mm ($0.64 - 2.93$), lèvre supérieure : 1.51 ± 0.92 mm ($0.35 - 3.58$)	lèvre inférieure 2,08 ± 1,29 mm (0,64 – 5,32), pogonion cutané : 2,03 ± 1,29 mm (0,39 – 4,53)	erreur absolue moyenne: 2,05 ± 1,03 mm (0,34 – 5,32) erreur absolue moyenne sagittale: 1,39 mm, verticale: 0,85 mm, transversale: 0,73 mm
Schendel 2013 ^[311] 3dMD TM	MSM	1. surface cutanée 2. mesures céphalométriques 3. NS	1. différence < 0,5 mm 2. NS	pointe du nez : 0.21 ± 0.97 mm (p = 0.29), ailes du nez : 0.57 ± 1.00 mm à 0.67 ± 1.20 mm (p = 0.01), lèvre supérieure : 0.13 ± 1.63 mm (p = 0.7), commissures : 1.47 ± 1.94 mm (p = 0.0014)	lèvre inférieure : 0.22 ± 1.64 mm (p = 0.53), sillon labio-mentonnier : 0.94 ± 1.53 mm (p = 0.007), pogonion cutané : 0.79 ± 1.62 mm (p = 0.03)	erreur moyenne : 0,27 mm erreur de la méthode : 0,06 ± 0,43 mm (p = 0,53)
Shafi 2013 ^[309] Maxilim™	MTM	surface cutanée différence des surfaces cutanées régionales différences euclidiennes absolues, 90 ^{eme} centiles	1. différence < 3 mm 2. NS	région nasale : 0,26 \pm 0,41 mm (IC : 0,01 $-$ 0,51 ; p < 0,001), lèvre supérieure 2,73 \pm 1,72 mm (IC : 1,69 $-$ 3,77 ; p = 0,577)	lèvre inférieure : 1,65 \pm 1,03 mm (IC : 1,03 $-$ 2,28 ; p < 0,001), menton cutané : 1,24 \pm 0,73 mm (IC : 0,81 $-$ 1,68 ; p < 0,001)	erreur de la méthode (ICC) : 0,75 à 0,98
Terzic 2014 [322] 3dMD™	MSM	surface cutanée différence des surfaces cutanées NS	1. différence < 1 mm 2. 0/13	erreur moyenne : 0,27 mm (IC : 0,15 – 0,40) 57,4% (IC : 49,1 – 65,6) de la surface a une erreur inférieure à 1 mm	erreur moyenne : -0,64 mm (IC : -0,99 – -0,31) 26,9% (IC : 21,9 – 32,4) de la surface a une erreur inférieure à 1 mm	
Ullah 2015 ^[310] 3dMD™	MSM	 maxillaire et mandibule différence des surfaces cutanées régionales NS, 90^{eme} centiles 	1. différence < 3 mm 2. 13/13	région nasale : 0,73 \pm 0,19 mm (IC : 0,62 $-$ 0,84), lèvre supérieure : 1,17 \pm 0,49 mm (IC : 0,87 $-$ 1,46)	lèvre inférieure : 1,09 \pm 0,54 mm (IC : 0,76 $-$ 1,42), menton : 0,65 \pm 0,28 mm (IC : 0,48 $-$ 0,81)	erreur absolue moyenne (IC) < 2mm erreur de la méthode (ICC) : 0,87 à 0,99
Zinser 2012 ^[327] SimPlant™	NS	base du crâne mesures céphalométriques NS	1. NS 2. NS	angle naso-labial : 0,69° (p = 0,34), cheilion (sagittal) : 1,39 mm (p = 0,03), cheilion (vertical) : 2,52 mm (p = 0,04), cheilion (transversal) : 1,26 mm (p= 0,05)	gnathion (sagittal): 0,91 mm (p = 0,05), gnathion (vertical): 0,48 mm (p = 0,04), gnathion (transversal): 1,11 mm (p = 0,02)	erreur de la méthode (p < 0,0001) : ICC intra-examinateur : 0,91 ICC inter-examinateurs : 0,92

Tableau 13 : Précision de l'aide peropératoire en trois dimensions.

publication logiciel	transfert ^a	1. Alignement 2. mesure b 3. analyse	 définition du succès nombre d'opérations réussies 	maxillaire : moyenne ± ET (intervalle) ^C	mandibule : moyenne ± ET (intervalle) ^C menton ^d : moyenne ± ET (intervalle) ^C	remarques
Aboul-Hosn Centenero 2012 ^[325] SimPlant™	Α	base du crâne mesures céphalométriques ICC	1. faible (ICC < 0,4), moyen (ICC entre 0,4 et 0,75) et élevé (ICC > 0,75)	sagittal (ICC): 0,814 (IC: 0,542 – 0,933; p < 0,001) pitch (ICC): 0,375 (IC: -0,178 – 0,739; p = 0,085)	sagittal (ICC): 0,88 (IC: 0,67 – 0,96; p < 0,001) à 0,91 (IC: 0,76 – 0,97; p < 0,001) pitch (ICC): 0,61 (IC: 0,16 –0,85; p = 0,007)	
Baan 2016 ^[323] Maxilim™	Α	1. base du crâne 2. mesures céphalométriques 3. NS	1. NS 2. NS	sagittal: 1,41 mm vertical: 1,85 mm transversal: 0,49 mm roll: 1,04° pitch: 2,72° yaw: 0,97°	sagittal: 1,17 mm vertical: 1,32 mm transversal: 0,71 mm roll: 0,84° pitch: 2,75° yaw: 1,13°	intervalle < 0,25 mm ou 1,1° erreur de la méthode : ICC intra et inter- examinateurs > 0,86
Badiali 2015 ^[328] SurgiCase™	С	1. base du crâne 2. méthode A : mesures céphalométriques, méthode B : différence des surfaces osseuses régionales 3. méthode A : différences euclidiennes absolues, méthode B : mesures de Hausdorff	1. NS 2. NS	méthode A : sagittal : 1,19 mm (EI : 1,58) vertical : 0,59 mm (EI : 0,86) transversal : 1,02 mm (EI : 1,76) méthode B : erreur moyenne : 1,0 ± 0,28 mm erreur < 1mm : 62 ± 10% erreur < 2mm : 84 ± 10%		erreur de la méthode : 0,42 mm
Hernández- Alfaro 2013 ^[326] SimPlant™	А	base du crâne différence des surfaces osseuses régionales différences euclidiennes absolues	1. différence < 1,5 mm 2. 6/6	vertical: 0,50 ± 0	0,15 mm (0 – 0,4) 0,35 mm (0,1 – 0,9) ± 0,16 mm (0 – 0,5)	

^a *A* : guides intermaxillaires de repositionnement CAD/CAM ; *B* : guides intra-maxillaires de repositionnement CAD/CAM ; *C* : navigation.

^b *NS* : non spécifié.

^c ET : écart-type ; EI : intervalle interquartile ; IC : intervalle de confiance à 95%.

^d Seules les génioplasties avec planification CAD/CAM sont évaluées.

^e ICC : coefficient de corrélation intra-classe.

Tableau 13 (suite).

publication logiciel	transfert	1. Alignement2. mesure3. analyse	 définition du succès nombre d'opérations réussies 	maxillaire : moyenne ± ET (intervalle)	mandibule : moyenne ± ET (intervalle) menton : moyenne ± ET (intervalle)	remarques
Hsu 2013 ^[301] SimPlant™	В	base du crâne et mandibule pour les génioplasties mesures céphalométriques NS	1. différence < 2 mm 2. NS	sagittal: 1,0 mm (IC:-0.7 – 1.6) vertical: 0.6 mm (IC:-0.8 – 0.9) transversal: 0.8 mm (IC:-1.7 – 1.4) roll: 0.9° (IC:-1.8 – 1.8) pitch: 1.5° (IC:-2.3 – 3.4) yaw: 1.3° (IC:-2.7 – 2.3)	sagittal: 1.1 mm (IC: -0.9 – 1.5) vertical: 0.6 mm (IC: -0.8 – 0.7) transversal: 0.8 mm (IC: -1.4 – 1) roll: 1,0° (IC: -2,0 – 1.8) pitch: 1.8° (IC: -3.7 – 3.6) yaw: 1.7° (IC: -3.3 – 3.3) génioplasties planifiées par CAD/CAM sagittal: 1,1mm (IC: -2,1 – 2,4) vertical: 0,5 mm (IC: -1,1 – 0,9) transversal: 0,6 mm (IC: -1,2 – 1,4) roll: 1,6° (IC: -3,5 – 3,3) pitch: 1,1° (IC: -1,7 – 2,6) yaw: 1,6° (IC: -3,5 – 3,1)	absence de différences significatives de la précision en fonction des différents centres hospitalo-universitaires précision significativement supérieure des génioplasties planifiées (CAD/CAM) par rapport aux génioplasties non planifiées
Li 2014 ^[329] SurgiCase™	В	base du crâne mesures céphalométriques NS	1. NS 2. NS	sagittal: 0,3 mm (0,03 – 1,1; p = 0,9) vertical: 0,7 mm (0,2 – 1,5; p = 0,9) transversal: 0,4 mm (0,04 – 1,1; p = 0,4)		erreur absolue moyenne < 1 mm
Li 2015 ^[283] <i>Dolphin</i> ™	В	1. base du crâne 2. mesures céphalométriques 3. NS	1. différence < 2 mm ou 4° 2. 12/12	sagittal : 0.80 ± 0.07 mm (p = 0.55) vertical : 0.60 ± 0.07 mm (p = 0.22) transversal : 0.20 ± 0.03 mm (p = 0.11) pitch : $0.30 \pm 0.04^{\circ}$ (p = 0.98) yaw : $0.80 \pm 0.07^{\circ}$ (p = 0.52)	sagittal : $1,00 \pm 0,12$ mm (p = 0,81) vertical : $1,00 \pm 0,09$ mm (p = 0,31) transversal : $0,60 \pm 0,05$ mm (p = 0,25) pitch : $2,50 \pm 0,33^\circ$ (p = 0,54) yaw : $2,00 \pm 0,25^\circ$ (p = 0,15)	erreur absolue moyenne < 1,8 mm et 2,5° (p > 0,05) erreur de la méthode (ICC): 0,91 (p < 0,001)
Mazzoni 2010 ^[330] SurgiCase™	С	base du crâne différence des surfaces osseuses régionales NS	1. différence < 2 mm 2. 10/10	erreur absolue moyenne	1,1 ± 1,2 mm (0,28 – 1,99)	erreur de la méthode : 0,77 ± 0,13 mm
Zhang 2016 ^[300] Dolphin™	А, В	base du crâne mesures céphalométriques NS	1. différence < 2 mm ou 4° 2. 30/30	sagittal: 0.8 ± 0.4 mm vertical: 0.7 ± 0.3 mm transversal: 0.4 ± 0.1 mm pitch: $0.8 \pm 0.3^{\circ}$ yaw: $0.6 \pm 0.2^{\circ}$	sagittal : $1,0 \pm 0,4$ mm vertical : $1,1 \pm 0,5$ mm transversal : $0,5 \pm 0,3$ mm pitch : $1,3 \pm 0,6^{\circ}$ yaw : $1,0 \pm 0,6^{\circ}$	erreurs absolues moyennes : 0,81 mm et 0,95°
Zinser 2012 ^[327] SimPlant™	В	base du crâne mesures céphalométriques NS	1. NS 2. NS	sagittal: 0,09 mm (p = 0,48) vertical: 0,23 mm (p = 0,13) transversal: 0,04 mm (p = 0,49) roll: 0,04° (p = 0,14) pitch: 0,02° (p = 0,18) yaw: 0,03° (p = 0,5)	sagittal: 0,73 mm (p = 0,04) vertical: 0,13 mm (p = 0,04) transversal: 0,02 mm (p = 0,04) roll: 0,07° (p = 0,04) pitch: 0,58° (p = 0,03) yaw: 0,61° (p = 0,04)	erreur de la méthode : ICC intra-examinateur : 0,91 ICC inter- examinateur : 0,92 (p < 0,0001)

V. Discussion

A. Discussion des résultats de la revue systématique de la littérature

1. Sur le matériel et méthodes

La sélection des études, en fonction des critères d'admissibilité n'a pas été contrôlée car réalisée par un seul investigateur. Il en a été de même pour le recueil des données ou de l'évaluation des risques de biais méthodologiques.

2. Sur les protocoles des études sélectionnées

La conception des études rencontre plusieurs limites. Tout d'abord, la sélection des patients est prospective consécutive pour la plupart et aucune population n'est contrôlée. Ensuite, aucun résultat n'est calculé en intention de traiter et les courbes de distribution sont inconnues, or l'évaluation de la reproductibilité (pourcentage d'opérations réussies par rapport au nombre initial de patient) est nécessaire à la validation de la fiabilité de ces techniques. De plus, seules 8 études sur 20 mentionnent le calcul des erreurs de la méthode et la significativité des résultats n'est pas toujours évaluée. Enfin, l'hétérogénéité des échantillons relative aux types de dysmorphose ou de chirurgie, ainsi que les différences importantes de méthodologie, empêchent toute comparaison quantitative des résultats. La supériorité éventuelle d'un logiciel par rapport aux autres, demeure alors inconnue.

3. Sur la fiabilité de la simulation cutanée

Dans toutes les études hormis celle de Nam *et al.* [312], l'imprécion potientelle du repositionnement osseux chirurgical est soustrait de l'évaluation cutanée (souschapitre « L'évaluation des méthodes de superposition », page 43). La majorité de celles-ci rapporte des erreurs moyennes comprises entre 0 et 2 millimètres, lorsque les analyses quantitatives fondées sur les méthodes des surfaces régionales sont privilégiées par rapport aux autres méthodes (Figure 12, page 56). La largeur interalaire et la région mentonnière sont les mieux simulées alors que les lèvres ou la région sous nasale connaissent davantage d'imprécision. Les analyses des mesures céphalométriques révèlent cependant des erreurs plus élevées [320,324] et de grandes variabilités existent entre les résultats des différentes études. McNeill en 1972, a été

le premier auteur essayant de déchiffrer la réponse cutanée inhérente à la chirurgie orthognathique [331]. Actuellement, cette problématique reste toujours difficile à résoudre et ceci pourrait être expliqué par le caractère propre des tissus mous. En outre, le degré de liberté labiale vis-à-vis du soutien incisif complique la fiabilité de la simulation. Seules 4 études de la revue systématique de la littérature spécifient la dépose des appareils orthodontiques multi-attache lors de l'acquisition de contrôle [308,319,320,324] et cette variable pourrait susciter des différences dans les résultats. En effet, si Abed *et al.* [332] ne trouvent pas de différences sur des photographies de profil, les technologies tridimensionnelles révèlent un recul de 0,5 millimètre pour la seule lèvre inférieure [333], voire 1,2 à 1,4 millimètre pour les lèvres et les commissures [334] après la dépose des appareils orthodontiques fixes. De plus, la variabilité individuelle de la réponse serait également importante [335].

Enfin, deux auteurs ont comparé la fiabilité de la simulation cutanée tridimensionnelle à celle de la planification en deux dimensions. Ainsi, l'étude contrôlée randomisée en double aveugle de Van hemelen *et al.* [336] rapporte que la précision cutanée de la planification tridimensionnelle est supérieure dans les directions sagittales (1,48 *versus* 2,29 millimètres en moyenne) et verticales (1,46 *versus* 2,07 millimètres en moyenne). Celle de Nadjmi *et al.* [337] conclut également que la simulation cutanée tridimensionnelle est plus fiable mais sans différence statistiquement significative.

4. Sur la fiabilité de l'aide peropératoire

La précision du repositionnement maxillaire est inférieure à 1 millimètre ou 1 degré pour la majorité des études (Figure 12, page 56). Celle du repositionnement mandibulaire est moindre et en particulier pour le *pitch*. De grandes variabilités existent cependant entre les résultats des différentes études.

Plusieurs auteurs ont comparé la fiabilité de l'aide peropératoire issue de la planification tridimensionnelle à celle de la planification traditionnelle. Ainsi, l'étude contrôlée randomisée en double aveugle de Van hemelen *et al.* [336] ne parvient pas à obtenir de différence statistiquement significative. *A contrario*, Zinser *et al.* [296] rapportent que les guides intra-maxillaires de repositionnement CAD/CAM sont les plus précis pour le repositionnement maxillaire (fiabilité inférieure à 0,23 millimètre ; p > 0,05), suivie de la navigation (fiabilité inférieure à 0,61 millimètre ; p < 0,05), puis

de la planification traditionnelle (fiabilité inférieure à 1,1 millimètre; p < 0,05). D'après cette même étude, les différentes techniques de transfert sont néanmoins équivalentes pour le repositionnement mandibulaire et seule la technologie CAD/CAM permet de ne pas modifier la position centrée condylienne peropératoire. Ces résultats contrastent avec ceux de Marmulla *et al.* [130] qui révèlent que la navigation permet une meilleure conservation de la position condylienne par rapport au groupe contrôle (0,7 *versus* 2,4 millimètres). Enfin, l'étude contrôlée randomisée de De Riu *et al.* [338] mentionne que la fiabilité, dans la dimension transversale, de l'aide peropératoire tridimensionnelle est supérieure pour les cas asymétriques. De même, Xia *et al.* [339] rapportent des différences de précision plus importantes entre les groupes pour les cas de dysmorphoses sévères ou asymétriques par rapport aux cas plus simples.

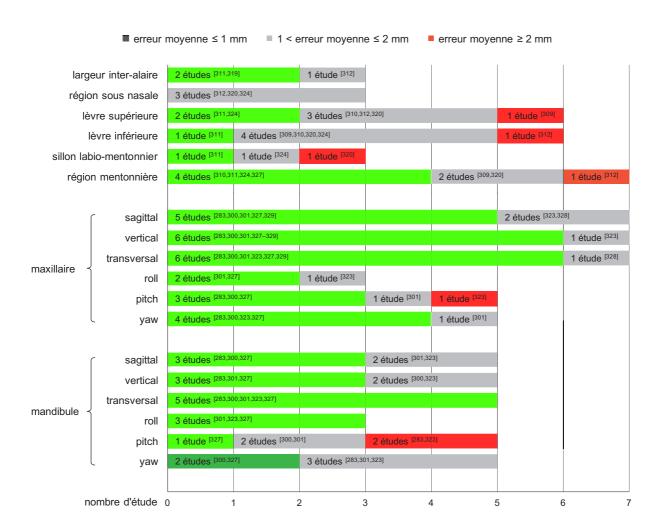


Figure 12 : Comparaison qualitative des résultats de la revue systématique de la littérature relative aux fiabilités cutanée et de l'aide peropératoire.

B. Discussion des limites de la planification tridimensionnelle

1. Limites intrinsèques

Variables

La réponse cutanée dépend de nombreux paramètres. Elle est ainsi conditionnée par les techniques chirurgicales et les facteurs intrinsèques au patient, comme la typologie cutanée ou le sexe.

Les techniques chirurgicales influencent la réponse des tissus mous. La revue systématique de la littérature de Khamashta-Ledezma *et al.* [340] démontre par exemple que les différentes sutures de la base du nez dans une ostéotomie de Le Fort I ont tendance à augmenter la réponse labiale (ratios tissus mous / tissus durs) dans la dimension horizontale. Les mouvements verticaux sont quant à eux très variables. De même, une avancée de l'épine nasale antérieure sans ostéoplastie serait responsable de la migration apicale de la pointe du nez [341]. Le type d'incision, la méthode de désinsertion du pédicule musculo-périosté [342] ou encore l'apport de greffes alloplastiques [343,344] sont autant de variables influençant le résultat des génioplasties. Enfin, cette réponse tissulaire est potentiellement différente selon que la chirurgie concerne un seul ou les deux maxillaires [345] et les mouvements chirurgicaux minimes seraient moins prévisibles que les déplacements de grande amplitude [77,346].

La différence de typologie cutanée pourrait être une raison des erreurs de fiabilité esthétique [347]. Ainsi, l'épaisseur, la tonicité ou encore la position des tissus mous, sont d'autant de facteurs déterminants de la réponse cutanée [348,89,69]. Les lèvres fines par exemple et en particulier celles inférieures, suivent davantage le déplacement osseux chirurgical par rapport aux lèvres plus épaisses [349,350]. La plupart des programmes informatiques en deux dimensions reposent cependant sur une banque de données de valeurs exclusivement caucasiennes [89]. Quant à ceux en trois dimensions, leurs normes esthétiques sont inconnues (Tableau 8, page 42).

Il semblerait que le sexe soit un facteur important de la prédiction des tissus mous. Les femmes auraient une réponse tissulaire labiale et mentonnière plus importante par rapport aux hommes de l'ordre de 10 à 20% [346,351]. Cette différence ne fait toutefois pas l'unanimité dans la littérature [90,352].

Dans la planification bidimensionnelle, la variabilité individuelle est exprimée par les écart-types dans les ratios de prédictions des tissus mous. Elle provient de la dispersion des données recueillies dans les études pour la plupart rétrospectives. Il n'existe actuellement aucune méthode d'évaluation pour situer un patient dans la distribution d'un ratio [353]. En outre, la variabilité individuelle de la réponse tissulaire doit être considérée comme une source importante d'erreur lors de l'utilisation d'un logiciel de planification orthognathique en deux ou en trois dimensions.

Les développeurs des programmes informatiques en deux dimensions ont traditionnellement utilisé des équations de régressions linéaires dans leurs bases de données [73,346], en considérant la réponse des tissus mous comme un pourcentage fixe du mouvement osseux chirurgical. Ce modèle de régression peut être simple ou multiple en intégrant plusieurs variables indépendantes [354-356]. Néanmoins, l'incorporation de ces facteurs n'augmente pas nécessairement la précision de la simulation [357,358]. Cette approche conventionnelle, appelée OLSa, est inappropriée car elle ne tient pas compte de la corrélation entre les différents facteurs. L'association de plusieurs chirurgies, la modification du rapport dento-labial ou encore la variation de tension cutanée sont ainsi considérés comme des facteurs de confusion. Les équations de régression PLSb, utilisées également dans d'autres disciplines médicales [359], ont l'avantage de corréler ces différentes variables entre elles. Cette méthode s'est avérée plus précise pour la chirurgie orthognathique [360par rapport au modèle conventionnel OLS. Mais malheureusement, les algorithmes des programmes informatiques sont tenus secrets par les sociétés propriétaires et il est donc impossible de connaître leur véritable nature.

Cadre médicolégal

Il en va tout d'abord de la responsabilité du praticien réalisant l'examen radiologique grand champ, dans l'interprétation de l'ensemble des structures anatomiques. Si ce diagnostic répond entièrement au champ de compétence du spécialiste en radiologie, la capacité de l'orthodontiste à détecter toute anomalie reste une question pertinente, tant d'un point de vue médicolégal qu'en regard de la notion de perte de chance pour le patient [364–366]. En outre, la prévalence des découvertes

-

^a OLS (*Ordinary Least Squares*): régression des moindres carrés ordinaires.

^b PLS (*Partial Least Squares*) : régression des moindres carrés partiels.

fortuites varie entre 1,6 et 2 par examen CBCT grand champ selon les études [367,368], dont 1 à 20% concernent les vertèbres cervicales, 11 à 42% les voies respiratoires et 10% les artères carotides externes.

L'introduction de la simulation visuelle des résultats dans la consultation préopératoire pourrait exacerber les attentes du patient et conduire à des garanties implicites qui, si elles ne sont pas délivrées, exposeraient le praticien à une recrudescence potentielle de litiges [36]. Le *video-imaging* représente-t-il de ce fait un danger pour le praticien, ou permet-il seulement d'améliorer la compréhension du patient vis-à-vis des objectifs de traitement ? D'après l'étude de Sinclair et al. [70], les patients ayant vu une simulation ont des attentes plus réalistes et des risques d'insatisfaction postopératoire diminués par rapport à ceux n'ayant bénéficié d'aucune simulation des résultats. De plus, la majorité des patients avait déclaré que le video-imaging n'avait aucunement influencé leur décision à s'engager ou non dans un traitement orthognathique. Ces résultats proviennent cependant de la planification bidimensionnelle datant des années 90, or la simulation visuelle a considérablement évolué et l'apport de la troisième dimension pourrait avoir d'autres répercussions. Il est alors indispensable que le praticien insiste sur le caractère non contractuel de la simulation et de mentionner, non pas l'obligation de résultats, mais celle de moyens [369].

De façon plus générale, la méta-analyse de Stacey *et al.* [370] évaluant les effets des outils d'aide à la décision dans les choix thérapeutiques, rapporte une amélioration des connaissances du patient vis-à-vis des choix et des résultats, une réduction des conflits décisionnels liés au sentiment d'être mal informé, la stimulation dans la prise de décision et enfin, une amélioration de la compréhension des risques.

Ainsi, l'intérêt actuel du *video-imaging* irait peut-être davantage dans le sens de la communication praticien/patient que dans l'intention d'atteindre un résultat le plus fidèle possible. Toutefois en 2014, la simulation visuelle des résultats était adoptée, de façon quotidienne ou occasionnelle, par seulement 3% des orthodontistes américains [37].

Aspect économique

L'efficacité de toute nouvelle technologie médicale doit répondre aux enjeux économiques de la santé, donc tendre vers une amélioration de la qualité des soins tout en diminuant leur coût. L'étude prospective de Wrzosek *et al.* [371] mentionne que la planification tridimensionnelle est 30% plus rapide que la méthode traditionnelle (7,45 *versus* 5,10 heures) et les résultats de Xia *et al.* [372] sont semblables. De même, la planification des chirurgies complexes par rapport aux cas simples, nécessite davantage de temps pour la méthode traditionnelle, alors que celle en trois dimensions est invariable [371,373]. Pour Swennen [374], 41 minutes seulement permettent les réalisations de l'analyse céphalométrique tridimensionnelle et de l'ostéotomie virtuelle d'une chirurgie bimaxillaire avec génioplastie. Dans la planification traditionnelle, 60% du temps consiste à la prise d'empreintes, à l'enregistrement de l'arc facial et au montage sur articulateur, 13% à la chirurgie du modèle et enfin, 27% du temps à la fabrication des gouttières [371]. *A contrario*, le temps nécessaire à l'acquisition tridimensionnelle ainsi qu'à la fusion des données n'est pas pris en compte dans ces études.

Le coût horaire total pour la planification en trois dimensions d'une chirurgie bimaxillaire se situe entre 769 et 869 dollars, alors qu'il peut s'élever à 3380 voire 3640 dollars pour la méthode traditionnelle ^[373]. De plus, la planification tridimensionnelle reste toujours plus économique lorsqu'est inclus le coût des guides chirurgicaux de repositionnement CAD/CAM (1931 dollars pour une chirurgie; Materialise™, Belgique). Les résultats de l'étude de Xia *et al.* ^[372] vont dans le même sens. Ainsi, le nombre d'heures gagnées et la délégation possible de certaines tâches permettent d'amortir les coûts relativement onéreux des guides chirurgicaux CAD/CAM (400 dollars) et du logiciel de planification (10000 dollars).

Concernant le temps peropératoire, la durée d'une chirurgie bimaxillaire par méthode traditionnelle est de 4,3 heures ± 35 minutes [296]. Celle-ci est allongée de 20 minutes supplémentaires lorsque sont utilisés des guides chirurgicaux de repositionnement intra-maxillaires CAD/CAM et de 50 minutes pour la navigation. Le temps total nécessaire à la réalisation d'une chirurgie bimaxillaire par planification tridimensionnelle (consultations préopératoires, planification, temps peropératoire), resterait malgré tout plus court par rapport à celui réalisé par planification traditionnelle (13,4 versus 14,4 heures) [375].

2. Limites extrinsèques

Perception des mouvements des tissus mous

Plusieurs auteurs ont présenté des photographies ou silhouettes de profil modifiées à des orthodontistes, chirurgiens maxillo-faciaux, patients en traitement et individus laïcs (Figure 13). Ainsi, une avancée ou un recul mandibulaire de 4 millimètres est imperceptible pour 50 à 100% des laïcs, alors que le seuil de perception des orthodontistes se situe aux alentours de 2 millimètres [376,377],. Ces résultats sont sensiblement différents de ceux de Naini *et al.* [378], puisque sont rapportés pour les trois groupes (cliniciens, patients et laïcs), des seuils de 2 millimètres lors de l'avancée et de 4 millimètres lors du recul mandibulaire. En outre, les orthodontistes seraient davantage en mesure de détecter une variation horizontale que verticale des tissus mous mandibulaires par rapport aux laïcs [379]. Ces derniers sont plus sensibles à l'aspect de la région mentonnière qu'à l'apparence globale par rapport aux professionnels [380] et moins critiques que les patients [378].







Figure 13 : Evaluation du seuil de perception, d'après Barroso *et al.* [377]. De gauche à droite : photographie originale ; avancée des tissus mous mandibulaires de 2 millimètres puis de 4 millimètres.

Une asymétrie du menton, sur une vue de face, est largement imperceptible jusqu'à 5 millimètres [381]. La symétrie nasale joue toutefois un rôle crucial dans la perception de l'asymétrie faciale [103]. En outre, il n'existe pas dans la littérature de données relatives au seuil de perception, dans le plan frontal, des modifications cutanées inhérentes à une chirurgie sagittale. Enfin, la perception des mouvements des tissus mous demeure plus faible que le niveau de précision de la simulation et ceci pour l'ensemble des différents groupes.

Stabilité des résultats

Une distinction doit être faite en premier lieu entre la stabilité post-chirurgicale à court terme (première année) et la stabilité post-traitement à long terme (au-delà de la première année).

A partir des données de l'Université de Caroline du Nord, Bailey, Proffit *et al.* [382–384] révèlent que les chirurgies les plus stables à court terme sont les BSSO d'avancée, les impactions maxillaires et les chirurgies bimaxillaires de Classe II ou III par fixations internes rigides. *A contrario*, les BSSO de recul par fixations internes non rigides connaissent les résultats squelettiques les moins stables. La hiérarchie s'inverse en partie au-delà de la première année post-chirurgicale, car la chirurgie la plus stable devient celle de la correction des dysmorphoses de Classe III et les résultats les moins stables sont rencontrés dans celles des dysmorphoses de Classe II ou de béance par impaction maxillaire.

Ainsi la quantité de correction squelettique récidivant à court terme varie entre 1,5 et 37% pour les BSSO d'avancée [385] et de 10 à 62% pour les BSSO de recul [386]. Concernant la stabilité à long terme, sont observées 18% de récidive pour les ostéotomies de Le Fort I d'avancée [387] ou les béances [388], entre 1,5 et 50% pour les BSSO d'avancée [385] et enfin de 15 à 18% pour les BSSO de recul [386].

De plus, la fréquence des récidives est directement corrélée à la quantité de déplacement osseux chirurgical [385,387,389]. La dispersion des données ne présente cependant pas de distribution normale puisque l'instabilité ne concerne qu'un faible nombre de patients [382–384]. En outre, les récidives dentaires sont moindres que leurs équivalents osseux, en raison d'un mécanisme de compensation. Enfin, le remaniement des tissus cutanés peut rencontrer de grandes variabilités au cours de la première année post-chirurgicale. Par exemple, seuls 31% des modifications de la position labiale inférieure, à la suite d'une BSSO d'avancée, sont expliquées par la récidive dentaire et 73% des modifications de la région mentonnière sont justifiées par le remaniement des tissus durs correspondants [390]. Ainsi, l'instabilité des résultats peut être considérablement plus élevée que le niveau de précision de la simulation cutanée.

C. Discussion des perspectives de la planification tridimensionnelle

Banque de données

L'analyse céphalométrique en deux dimensions a été introduite en 1931. Le fruit de nombreux travaux a permis progressivement de connaître les effets de la croissance ou des traitements, soit orthodontiques, soit chirurgicaux.

Actuellement, la planification orthognathique tridimensionnelle souffre d'un manque de connaissances évident. Au même titre que pour la planification en deux dimensions, une banque de données tridimensionnelles, conséquente et relative au comportement cutané doit être réalisée en fonction des différentes chirurgies, de la typologie tissulaire et enfin du sexe. Fusionnée à des modèles statistiques [268], elle pourra intégrer les algorithmes de simulation cutanée lorsqu'ils sont ouverts (*open source*). Des essais cliniques prospectifs dont les protocoles sont homogènes, seront alors nécessaires à l'évaluation des fiabilités de la réponse cutanée et de l'aide peropératoire. Ces nouveaux résultats permettront enfin de réajuster les algorithmes de façon incrémentale. Ainsi, une validité méthodologique solide et une éventuelle amélioration des fiabilités seront obtenues. Enfin, la hiérarchie des prédictibilités osseuse et cutanée en fonction du type d'intervention chirurgicale pourra être connue en trois dimensions.

Autres types de chirurgie

Si les logiciels tridimensionnels permettent la planification des chirurgies sagittales, asymétriques et transversales ^[391], ils pourraient être également en mesure de supporter la simulation de la réponse cutanée inhérente aux ostéotomies segmentées ou aux chirurgies des syndromes et des fentes labio-palatines.

Quatrième dimension : la dynamique faciale

Les mouvements oro-faciaux sont un aspect important, tout d'abord dans l'évaluation diagnostique des dysmorphoses, puis dans les résultats esthétiques de la chirurgie [392]. La simulation de la dynamique musculaire [393,394] ou celle de l'impact de la chirurgie sur ces mouvements [395], représentent ainsi des perspectives d'innovation intéressantes.

VI. Conclusions

Le résultat esthétique d'un traitement orthodontico-chirurgical doit être anticipé pour deux raisons : d'une part car il s'agit d'une thérapeutique à la fois élective et exigeante pour le patient et que d'autre part, le désir de l'amélioration de l'apparence constitue un motif fréquent de traitement. Plusieurs lacunes de la planification bidimensionnelle sont résolues par l'apport de la troisième dimension. Cette dernière offre la possibilité de visualiser à l'avance les résultats sur une vue frontale et intègre enfin l'aide peropératoire. Néanmoins, l'acquisition des données nécessaires provient de sources différentes et la reproductibilité de la fusion des informations souffre d'une certaine imprécision des méthodes employées.

Concernant les résultats de la planification tridimensionnelle, la revue systématique de la littérature entreprise dans ce travail, met en évidence des études de faible niveau de preuve et une hétérogénéité des protocoles. La précision de la simulation cutanée moyenne se situe entre 0 et 2 millimètres. Toutefois, les écart-types sont parfois conséquents et les lèvres, le siège des imprécisions les plus marquées. De ce fait, la simulation tégumentaire peut susciter des interrogations. Hormis le *pitch* mandibulaire, la précision de l'aide peropératoire se situe quant à elle aux alentours du millimètre ou du degré en moyenne dans la plupart des études retenues. Enfin, ces résultats ne permettent pas de démontrer la supériorité éventuelle d'un logiciel par rapport aux autres, ou d'établir une hiérarchie des prédictibilités osseuse et cutanée en fonction du type d'intervention chirurgicale.

S'il est actuellement prouvé que l'aide peropératoire tridimensionnelle peut être à la fois plus précise et plus économique que son homologue traditionnelle, la fiabilité de la simulation cutanée en trois dimensions demande à être améliorée. Ainsi pour l'instant, la présentation visuelle des résultats escomptés relèverait davantage de la communication praticien/patient.

Enfin, si ces technologies s'avèrent être disponibles, elles ne sauraient nous épargner la constitution de bases de données tridimensionnelles, comme ce qui a été entrepris en deux dimensions. Celles-ci seront alors les seules à même de nous fournir dans la troisième dimension la réponse tégumentaire aux mouvements réalisés selon les différentes interventions de chirurgie orthognathique.



SIGNATURE DES CONCLUSIONS

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

Nom - prénom de l'impétrant : MOULIN Pierre

Titre de la thèse : L'apport de la troisième dimension dans la planification d'un traitement associant orthodontie et chirurgie orthognathique.

Directeurs de thèse : Docteurs BOLENDER Yves et KANTER Daniel

Strasbourg, le : 3011.16

Le Président du Jury,

VU

0 2 DEC. 2016

Strasbourg, le:

Le Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Strasbourg,

Professeur F. CLAUSS

Professeur C TADDEI

Faculté de Chirurgie Dentaire de Strasbourg 8 rue Sainte Elisabeth - 67000 Strasbourg - Tél. : 63.68.85.60.80

VII. Références bibliographiques

- 1. Alanko OME, Svedström-Oristo AL, Tuomisto MT. Patients' perceptions of orthognathic treatment, well-being, and psychological or psychiatric status: a systematic review. Acta Odontol Scand. 2010; 68 (5): 249–60.
- 2. Modig M, Andersson L, Wårdh I. Patients' perception of improvement after orthognathic surgery: Pilot study. Br J Oral Maxillofac Surg. 2006; 44 (1): 24–7.
- 3. Espeland L, Hogevold HE, Stenvik A. A 3-year patient-centred follow-up of 516 consecutively treated orthognathic surgery patients. Eur J Orthod. 2007; 30 (1): 24–30.
- 4. Proothi M, Drew SJ, Sachs SA. Motivating Factors for Patients Undergoing Orthognathic Surgery Evaluation. J Oral Maxillofac Surg. 2010; 68 (7): 1555–9.
- 5. Hassan T, Naini FB, Gill DS. The Effects of Orthognathic Surgery on Speech: A Review. J Oral Maxillofac Surg. 2007; 65 (12): 2536–43.
- 6. Al-Riyami S, Cunningham SJ, Moles DR. Orthognathic treatment and temporomandibular disorders: A systematic review. Part 2. Signs and symptoms and meta-analyses. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 136 (5): 626. e1–16.
- 7. Holty JE, Guilleminault C. Maxillomandibular advancement for the treatment of obstructive sleep apnea: A systematic review and meta-analysis. Sleep Med Rev. 2010; 14 (5): 287–97.
- 8. Zaghi S, Holty JE, Certal V, Abdullatif J, Guilleminault C, Powell NB, et al. Maxillomandibular Advancement for Treatment of Obstructive Sleep Apnea: A Meta-analysis. JAMA Otolaryngol Neck Surg. 2016; 142 (1): 58–66.
- 9. Rivera SM, Hatch JP, Dolce C, Bays RA, Van Sickels JE, Rugh JD. Patients' own reasons and patient-perceived recommendations for orthognathic surgery. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000; 118 (2): 134–40.
- 10. Williams AC, Shah H, Sandy JR, Travess HC. Patients' motivations for treatment and their experiences of orthodontic preparation for orthognathic surgery. J Orthod. 2005; 32 (3): 191–202.
- 11. Johnston C, Hunt O, Burden D, Stevenson M, Hepper P. Self-Perception of Dentofacial Attractiveness among Patients Requiring Orthognathic Surgery. Angle Orthod. 2010; 80 (2): 361–6.
- 12. Frazão P, Capel Narvai P. Socio-environmental factors associated with dental occlusion in adolescents. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006; 129 (6): 809–16.

- 13. Esperão PT, de Oliveira BH, de Oliveira Almeida MA, Kiyak HA, Miguel JAM. Oral health-related quality of life in orthognathic surgery patients. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 137 (6): 790–5.
- 14. Ryan FS, Barnard M, Cunningham SJ. Impact of dentofacial deformity and motivation for treatment: A qualitative study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012; 141 (6): 734–42.
- 15. Cunningham SJ, Hunt NP, Feinmann C. Psychological aspects of orthognathic surgery: a review of the literature. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1995; 10 (3): 159–72.
- 16. Sarwer DB, Bartlett SP, Whitaker LA, Paige KT, Pertschuk MJ, Wadden TA. Adult psychological functioning of individuals born with craniofacial anomalies. Plast Reconstr Surg. 1999; 103 (2): 412–8.
- 17. Kovalenko A, Slabkovskaya A, Drobysheva N, Persin L, Drobyshev A, Maddalone M. The association between the psychological status and the severity of facial deformity in orthognathic patients. Angle Orthod. 2012; 82 (3): 396–402.
- 18. Faure JC, Rieffe C, Maltha JC. The influence of different facial components on facial aesthetics. Eur J Orthod. 2002; 24 (1): 1–7.
- 19. Proffit WR, Fields HW, Moray LJ. Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in the United States: estimates from the NHANES III survey. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1998; 13 (2): 97–106.
- 20. Phillips C, Bennett ME, Broder HL. Dentofacial disharmony: psychological status of patients seeking treatment consultation. Angle Orthod. 1998; 68 (6): 547–56.
- 21. Eagly AH, Ashmore RD, Makhijani MG, Longo LC. What is beautiful is good, but...: A meta-analytic review of research on the physical attractiveness stereotype. Psychol Bull. 1991; 110 (1): 109–28.
- 22. Wilmot JJ, Barber HD, Chou DG, Vig KW. Associations between severity of dentofacial deformity and motivation for orthodontic-orthognathic surgery treatment. Angle Orthod. 1993; 63 (4): 283–8.
- 23. Rumsey N, Harcourt D. Body image and disfigurement: issues and interventions. Body Image. 2004; 1 (1): 83–97.
- 24. Bailey L, Haltiwanger LH, Blakey GH, Proffit WR. Who seeks surgical-orthodontic treatment: a current review. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 2001; 16 (4): 280–92.
- 25. Chew MT. Spectrum and management of dentofacial deformities in a multiethnic Asian population. Angle Orthod. 2006; 76 (5): 806–9.

- 26. Sheerin. Psychosocial Adjustment in Children. Annu Prog Child Psychiatry Child Dev. 1996; 34 (12): 1637–47.
- 27. Sinko K, Jagsch R, Benes B, Millesi G, Fischmeister F, Ewers R. Facial aesthetics and the assignment of personality traits before and after orthognathic surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 2012; 41 (4): 469–76.
- 28. Murphy C, Kearns G, Sleeman D, Cronin M, Allen PF. The clinical relevance of orthognathic surgery on quality of life. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011; 40 (9): 926–30.
- 29. Soh CL, Narayanan V. Quality of life assessment in patients with dentofacial deformity undergoing orthognathic surgery A systematic review. Int J Oral Maxillofac Surg. 2013; 42 (8): 974–80.
- 30. Huang S, Chen W, Ni Z, Zhou Y. The changes of oral health-related quality of life and satisfaction after surgery-first orthognathic approach: a longitudinal prospective study. Head Face Med. 2016; 12:2.
- 31. Shah R, Breeze J, Chand M, Stockton P. The index of orthognathic functional treatment need accurately prioritises those patients already selected for orthognathic surgery within the NHS. Br J Oral Maxillofac Surg. 2016; 54 (5): 511–4.
- 32. Cunningham SJ, Garratt AM, Hunt NP. Development of a condition-specific quality of life measure for patients with dentofacial deformity: I. Reliability of the instrument. Community Dent Oral Epidemiol. 2000; 28 (3): 195–201.
- 33. Lee S, McGrath C, Samman N. Quality of life in patients with dentofacial deformity: a comparison of measurement approaches. Int J Oral Maxillofac Surg. 2007; 36 (6): 488–92.
- 34. Kiyak HA, West RA, Hohl T, McNeill RW. The psychological impact of orthognathic surgery: a 9-month follow-up. Am J Orthod. 1982; 81 (5): 404–12.
- 35. Phillips C, Hill BJ, Cannac C. The influence of video imaging on patients' perceptions and expectations. Angle Orthod. 1995; 65 (4): 263–70.
- 36. Sarver DM. Video-imaging and treatment presentation: medico-legal implications and patient perception. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998; 113 (3): 360–3.
- 37. Keim RG, Gottlieb EL, Vogels DS, Vogels PB. 2014 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, Part 1: results and trends. J Clin Orthod. 2014; 48 (10): 607–30.
- 38. Proffit WR, Fields WF, Sarver DM. Chapter 7: Orthodontic treatment planning: from problem list to specific plan. In: Proffit WR, Fields WF, Sarver DM. Contemporary Orthodontics. 5th edition. St. Louis: Elsevier Mosby; 2013, 220–77.

- 39. Angle E. Chapter 2: Facial art line of harmony. In: Angle E. Treatment of malocclusion of the teeth and fractures of the maxillae. 6th edition. Philadelphia S. S. White Dental Mfg. Co.; 1900, 15–23.
- 40. Sarver DM, Proffit WR, Ackerman JL. Chapter 4: Evaluation of facial soft tissues. In: Proffit WR, White RP, Sarver DM. Contemporary treatment of dentofacial deformity. St. Louis: Elsevier Mosby; 2003, 92–126.
- 41. 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.
- 42. Proffit WR. The soft tissue paradigm in orthodontic diagnosis and treatment planning: a new view for a new century. J Esthet Dent. 2000; 12 (1): 46–9.
- 43. Proffit WR, Sarver DM. Chapter 6: Treatment planning: Optimizing benefit to the patient. In: Proffit WR, White RP, Sarver DM. Contemporary treatment of dentofacial deformity. St. Louis: Elsevier Mosby; 2003, 172–244.
- 44. Claman L, Patton D, Rashid R. Standardized portrait photography for dental patients. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1990; 98 (3): 197–205.
- 45. Ettorre G, Weber M, Schaaf H, Lowry JC, Mommaerts MY, Howaldt HP. Standards for digital photography in cranio-maxillo-facial surgery Part I: Basic views and guidelines. J Craniomaxillofac Surg. 2006; 34 (2): 65–73.
- 46. Peerlings RH, Kuijpers-Jagtman AM, Hoeksma JB. A photographic scale to measure facial aesthetics. Eur J Orthod. 1995; 17 (2): 101–9.
- 47. Riml S, Piontke A, Larcher L, Kompatscher P. Quantification of faults resulting from disregard of standardised facial photography. J Plast Reconstr Aesthet Surg. 2011; 64 (7): 898–901.
- 48. Lundström A, Lundström F, Lebret LM, Moorrees CF. Natural head position and natural head orientation: basic considerations in cephalometric analysis and research. Eur J Orthod. 1995; 17 (2): 111–20.
- 49. Armijo-Olivo S, Jara X, Castillo N, Alfonso L, Schilling A, Valenzuela E, et al. A comparison of the head and cervical posture between the self-balanced position and the Frankfurt method. J Oral Rehabil. 2006; 33 (3): 194–201.
- 50. Chen CM, Lai S, Tseng YC, Lee KT. Simple technique to achieve a natural head position for cephalography. Br J Oral Maxillofac Surg. 2008; 46 (8): 677–8.
- 51. Dvortsin DP, Ye Q, Pruim GJ, Dijkstra PU, Ren Y. Reliability of the integrated radiograph-photograph method to obtain natural head position in cephalometric diagnosis. Angle Orthod. 2011; 81 (5): 889–94.

- 52. Proffit WR, Sarver DM, Ackerman JL. Chapter 6: Orthodontic diagnosis: The problem-oriented approach. In: Proffit WR, Fields WF, Sarver DM. Contemporary Orthodontics. 5th edition. St. Louis: Elsevier Mosby; 2013, 150–219.
- 53. Turley PK. Evolution of esthetic considerations in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015; 148 (3): 374–9.
- 54. Legan HL, Burstone CJ. Soft tissue cephalometric analysis for orthognathic surgery. J Oral Surg. 1980; 38 (10): 744–51.
- 55. Arnett GW, Jelic JS, Kim J, Cummings DR, Beress A, Worley CM, et al. Soft tissue cephalometric analysis: diagnosis and treatment planning of dentofacial deformity. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999; 116 (3): 239–53.
- 56. Moorrees CF, van Venrooij ME, Lebret LM, Glatky CB, Kent RL, Reed RB. New norms for the mesh diagram analysis. Am J Orthod. 1976; 69 (1): 57–71.
- 57. Ghafari J. Modified use of the Moorrees mesh diagram analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1987; 91 (6): 475–482.
- 58. Ferrario VF, Sforza C, Dalloca LL, DeFranco DJ. Assessment of facial form modifications in orthodontics: proposal of a modified computerized mesh diagram analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996; 109 (3): 263–70.
- 59. Faustini MM, Hale C, Cisneros GJ. Mesh diagram analysis: developing a norm for African Americans. Angle Orthod. 1997; 67 (2): 121–8.
- 60. Bailey KL, Taylor RW. Mesh diagram cephalometric norms for Americans of African descent. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998; 114 (2): 218–23.
- 61. Cohen MI. Mandibular prognathism. Am J Orthod. 1965; 51: 368–79.
- 62. Kolokitha OE, Topouzelis N. Cephalometric Methods of Prediction in Orthognathic Surgery. J Maxillofac Oral Surg. 2011; 10 (3): 236–45.
- 63. Jensen AC, Sinclair PM, Wolford LM. Soft tissue changes associated with double jaw surgery. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1992; 101 (3): 266–75.
- 64. Bhatia SN, Sowray JH. A computer-aided design for orthognathic surgery. Br J Oral Maxillofac Surg. 1984; 22 (4): 237–53.
- 65. Engel GA, Quan RE, Chaconas SJ. Soft-tissue change as a result of maxillary surgery. A preliminary study. Am J Orthod. 1979; 75 (3): 291–300.
- 66. Walters H, Walters DH. Computerised planning of maxillo-facial osteotomies: the program and its clinical applications. Br J Oral Maxillofac Surg. 1986; 24 (3): 178–89.

- 67. Freihofer HP. Latitude and limitation of midface movements. Br J Oral Maxillofac Surg. 1984; 22 (6): 393–413.
- 68. Sarver DM, Johnston MW, Matukas VJ. Video imaging for planning and counseling in orthognathic surgery. J Oral Maxillofac Surg. 1988; 46 (11): 939–945.
- 69. Smith JD, Thomas PM, Proffit WR. A comparison of current prediction imaging programs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004; 125 (5): 527–36.
- 70. Sinclair PM, Kilpelainen P, Phillips C, White RP, Rogers L, Sarver DM. The accuracy of video imaging in orthognathic surgery. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995; 107 (2): 177–85.
- 71. Chew MT, Koh CH, Sandham A, Wong HB. Subjective Evaluation of the Accuracy of Video Imaging Prediction Following Orthognathic Surgery in Chinese Patients. J Oral Maxillofac Surg. 2008; 66 (2): 291–6.
- 72. Pektas ZO, Kircelli BH, Cilasun U, Uckan S. The accuracy of computer-assisted surgical planning in soft tissue prediction following orthogonathic surgery. Int J Med Robot. 2007; 3 (1): 64–71.
- 73. Chew MT, Sandham A, Wong HB. Evaluation of the linearity of soft- to hard-tissue movement after orthognathic surgery. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 134 (5): 665–70.
- 74. Sodagar A, Borujeni DG, Amini G. Prediction of soft tissue profile changes following orthodontic retraction of incisors in Iranian girls. World J Orthod. 2010; 11 (3): 262–8.
- 75. Hayashida H, Ioi H, Nakata S, Takahashi I, Counts AL. Effects of retraction of anterior teeth and initial soft tissue variables on lip changes in Japanese adults. Eur J Orthod. 2011; 33 (4): 419–26.
- 76. Centre for Evidence Based Medicine, University of Oxford. Oxford Centre for Evidence-based Medicine Levels of Evidence 2009. [en ligne]. http://www.cebm.net/oxford-centre-evidence-based-medicine-levels-evidence-march-2009/. Consulté le 19 mars 2016.
- 77. San Miguel Moragas J, Van Cauteren W, Mommaerts MY. A systematic review on soft-to-hard tissue ratios in orthognathic surgery part I: Maxillary repositioning osteotomy. J Craniomaxillofac Surg. 2014; 42 (7): 1341–51.
- 78. Joss CU, Joss-Vassalli IM, Kiliaridis S, Kuijpers-Jagtman AM. Soft Tissue Profile Changes After Bilateral Sagittal Split Osteotomy for Mandibular Advancement: A Systematic Review. J Oral Maxillofac Surg. 2010; 68 (6): 1260–9.

- 79. Kaklamanos EG, Kolokitha OE. Relation between soft tissue and skeletal changes after mandibular setback surgery: A systematic review and meta-analysis. J Craniomaxillofac Surg. 2016; 44 (4): 427–35.
- 80. Sterne J. A Cochrane risk of bias assessment tool: for non-randomized studies of interventions. [en ligne]. https://sites.google.com/site/riskofbiastool/. Consulté le 13 avril 2016.
- 81. San Miguel Moragas J, Oth O, Büttner M, Mommaerts MY. A systematic review on soft-to-hard tissue ratios in orthognathic surgery part II: Chin procedures. J Craniomaxillofac Surg. 2015; 43 (8): 1530–40.
- 82. Dolce C, Hatch JP, Van Sickels JE, Rugh JD. Five-year outcome and predictability of soft tissue profiles when wire or rigid fixation is used in mandibular advancement surgery. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003; 124 (3): 249–56.
- 83. Van der Vlis M, Dentino KM, Vervloet B, Padwa BL. Postoperative Swelling After Orthognathic Surgery: A Prospective Volumetric Analysis. J Oral Maxillofac Surg. 2014; 72 (11): 2241–7.
- 84. Kaipatur NR, Flores-Mir C. Accuracy of Computer Programs in Predicting Orthognathic Surgery Soft Tissue Response. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 67 (4):751–9.
- 85. Eales EA, Newton C, Jones ML, Sugar A. The accuracy of computerized prediction of the soft tissue profile: a study of 25 patients treated by means of the Le Fort I osteotomy. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1994; 9 (2): 141–52.
- 86. Konstiantos KA, O'Reilly MT, Close J. The validity of the prediction of Soft Tissue profile changes after LeFort I osteotomy using the dentofacial planner (computer software). Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994; 105 (3): 241–9.
- 87. Gerbo LR, Poulton DR, Covell DA, Russell CA. A comparison of a computer-based orthognathic surgery prediction system to postsurgical results. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1997; 12 (1): 55–63.
- 88. Carter AC, Larson BE, Guenthner TA. Accuracy of video imaging in mandibular surgery. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1996; 11 (4): 289–300.
- 89. Koh CH, Chew MT. Predictability of soft tissue profile changes following bimaxillary surgery in skeletal class III Chinese patients. J Oral Maxillofac Surg. 2004; 62 (12): 1505–9.
- 90. Upton PM, Sadowsky PL, Sarver DM, Heaven TJ, others. Evaluation of video imaging prediction in combined maxillary and mandibular orthognathic surgery. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997; 112 (6): 656–665.

- 91. Bonetti GA, Alberti A, Sartini C, Parenti SI. Patients' self-perception of dentofacial attractiveness before and after exposure to facial photographs. Angle Orthod. 2011; 81 (3): 517–24.
- 92. Mitchell C, Oeltjen J, Panthaki Z, Thaller SR. Nasolabial aesthetics. J Craniofac Surg. 2007; 18 (4): 756–765.
- 93. Honrado CP, Lee S, Bloomquist DS, Larrabee WF. Quantitative assessment of nasal changes after maxillomandibular surgery using a 3-dimensional digital imaging system. Arch Facial Plast Surg. 2006; 8 (1): 26–35.
- 94. Park SB, Yoon JK, Kim YI, Hwang DS, Cho BH, Son WS. The evaluation of the nasal morphologic changes after bimaxillary surgery in skeletal class III maloccusion by using the superimposition of cone-beam computed tomography (CBCT) volumes. J Craniomaxillofac Surg. 2012; 40 (4): e87–92.
- 95. Hellak AF, Kirsten B, Schauseil M, Davids R, Kater WM, Korbmacher-Steiner HM. Influence of maxillary advancement surgery on skeletal and soft-tissue changes in the nose a retrospective cone-beam computed tomography study. Head Face Med. 2015; 11:23.
- 96. Liu X, Zhu S, Hu J. Modified versus classic alar base sutures after LeFort I osteotomy: a systematic review. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2014; 117 (1): 37–44.
- 97. van Loon B, van Heerbeek N, Bierenbroodspot F, Verhamme L, Xi T, de Koning MJJ, et al. Three-dimensional changes in nose and upper lip volume after orthognathic surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015; 44 (1): 83–9.
- 98. Raschke G, Rieger U, Peisker A, Djedovic G, Gomez-Dammeier M, Guentsch A, et al. Morphologic outcome of bimaxillary surgery An anthropometric appraisal. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2015; e103–10.
- 99. Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF. New 3-Dimensional Cephalometric Analysis for Orthognathic Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2011; 69 (3): 606–22.
- 100. 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.
- 101.Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF. Effect of Facial Asymmetry on 2-Dimensional and 3-Dimensional Cephalometric Measurements. J Oral Maxillofac Surg. 2011; 69 (3): 655–62.
- 102.Berlin NF, Berssenbrügge P, Runte C, Wermker K, Jung S, Kleinheinz J, et al. Quantification of facial asymmetry by 2D analysis A comparison of recent approaches. J Craniomaxillofac Surg. 2014; 42 (3): 265–71.

- 103.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.
- 104.McAvinchey G, Maxim F, Nix B, Djordjevic J, Linklater R, Landini G. The perception of facial asymmetry using 3-dimensional simulated images. Angle Orthod. 2014; 84 (6): 957–65.
- 105.Baek C, Paeng JY, Lee JS, Hong J. Morphologic Evaluation and Classification of Facial Asymmetry Using 3-Dimensional Computed Tomography. J Oral Maxillofac Surg. 2012; 70 (5): 1161–9.
- 106.Gateno J, Alfi D, Xia JJ, Teichgraeber JF. A Geometric Classification of Jaw Deformities. J Oral Maxillofac Surg. 2015; 73 (12): S26–31.
- 107. Masuoka N, Momoi Y, Ariji Y, Nawa H, Muramatsu A, Goto S, et al. Can cephalometric indices and subjective evaluation be consistent for facial asymmetry? Angle Orthod. 2005; 75 (4): 651–655.
- 108.Nur RB, Çakan DG, Arun T. Evaluation of facial hard and soft tissue asymmetry using cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2016; 149 (2): 225–37.
- 109. Pirttiniemi P, Miettinen J, Kantomaa T. Combined effects of errors in frontal-view asymmetry diagnosis. Eur J Orthod. 1996; 18 (6): 629–636.
- 110. Yoon YJ, Kim DH, Yu PS, Kim HJ, Choi EH, Kim KW. Effect of head rotation on posteroanterior cephalometric radiographs. Angle Orthod. 2002; 72 (1): 36–42.
- 111.Leonardi R, Annunziata A, Caltabiano M. Landmark Identification Error in Posteroanterior Cephalometric Radiography: A Systematic Review. Angle Orthod. 2008; 78 (4): 761–5.
- 112.Ackerman JL, Proffit WR, Sarver DM, Ackerman MB, Kean MR. Pitch, roll, and yaw: Describing the spatial orientation of dentofacial traits. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007; 131 (3): 305–10.
- 113.Lonic D, Pai BC, Yamaguchi K, Chortrakarnkij P, Lin HH, Lo LJ. Computer-Assisted Orthognathic Surgery for Patients with Cleft Lip/Palate: From Traditional Planning to Three-Dimensional Surgical Simulation. PLoS One. 2016; 11 (3): e0152014.
- 114. Sharifi A, Jones R, Ayoub A, Moos K, Walker F, Khambay B, et al. How accurate is model planning for orthognathic surgery? Int J Oral Maxillofac Surg. 2008; 37 (12): 1089–93.
- 115.Henry CH. Modified Boley gauge for use as a reference plane in orthognathic surgery. J Oral Maxillofac Surg. 1990; 48 (5): 535–9.

- 116.Bamber MA, Harris M, Nacher C. A validation of two orthognathic model surgery techniques. J Orthod. 2001; 28 (2): 135–42.
- 117.Borba AM, Borges AH, Cé PS, Venturi BA, Naclério-Homem MG, Miloro M. Mandible-first sequence in bimaxillary orthognathic surgery: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Surg. 2016; 45 (4): 472–5.
- 118.Ellis E, Tharanon W, Gambrell K. Accuracy of face-bow transfer: effect on surgical prediction and postsurgical result. J Oral Maxillofac Surg. 1992; 50 (6): 562–7.
- 119.Gateno J, Forrest KK, Camp B. A comparison of 3 methods of face-bow transfer recording: Implications for orthognathic surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2001; 59 (6): 635–40.
- 120. Zizelmann C, Hammer B, Gellrich NC, Schwestka-Polly R, Rana M, Bucher P. An Evaluation of Face-Bow Transfer for the Planning of Orthognathic Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2012; 70 (8): 1944–50.
- 121.Kim SJ, Lee KJ, Yu HS, Jung YS, Baik HS. Three-dimensional effect of pitch, roll, and yaw rotations on maxillomandibular complex movement. J Craniomaxillofac Surg. 2015; 43 (2): 264–73.
- 122.Ellis E. Bimaxillary surgery using an intermediate splint to position the maxilla. J Oral Maxillofac Surg. 1999; 57 (1): 53–6.
- 123.Ellis E. Accuracy of model surgery: evaluation of an old technique and introduction of a new one. J Oral Maxillofac Surg. 1990; 48 (11): 1161–7.
- 124. Stanchina R, Ellis E, Gallo WJ, Fonseca RJ. A comparison of two measures for repositioning the maxilla during orthognathic surgery. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1988; 3 (3): 149–54.
- 125.Gil JN, Claus JDP, Manfro R, Lima SM. Predictability of maxillary repositioning during bimaxillary surgery: accuracy of a new technique. Int J Oral Maxillofac Surg. 2007; 36 (4): 296–300.
- 126. Van Sickels JE, Larsen AJ, Triplett RG. Predictability of maxillary surgery: a comparison of internal and external reference marks. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1986; 61 (6): 542–5.
- 127. Polido WD, Ellis E, Sinn DP. An assessment of the predictability of maxillary repositioning. Int J Oral Maxillofac Surg. 1991; 20 (6): 349–52.
- 128.Lapp TH. Bimaxillary surgery without the use of an intermediate splint to position the maxilla. J Oral Maxillofac Surg. 1999; 57 (1): 57–60.

- 129. Kaipatur N, Al-Thomali Y, Flores-Mir C. Accuracy of Computer Programs in Predicting Orthognathic Surgery Hard Tissue Response. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 67 (8): 1628–39.
- 130.Marmulla R, Mühling J. Computer-Assisted Condyle Positioning in Orthognathic Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2007; 65 (10): 1963–8.
- 131. Jones RM, Khambay BS, McHugh S, Ayoub AF. The validity of a computer-assisted simulation system for orthognathic surgery (CASSOS) for planning the surgical correction of class III skeletal deformities: single-jaw versus bimaxillary surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 2007; 36 (10): 900–8.
- 132. Jacobson R, Sarver DM. The predictability of maxillary repositioning in LeFort I orthognathic surgery. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002; 122 (2): 142–54.
- 133. Semaan S, Goonewardene MS. Accuracy of a LeFort I maxillary osteotomy. Angle Orthod. 2005; 75 (6): 964–73.
- 134. Csaszar GR, Niederdellmann H. Reliability of bimaxillary surgical planning with the 3-D orthognathic surgery simulator. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 2000; 15 (1): 51–8.
- 135.Donatsky O, Bjørn-Jørgensen J, Holmqvist-Larsen M, Hillerup S. Computerized cephalometric evaluation of orthognathic surgical precision and stability in relation to maxillary superior repositioning combined with mandibular advancement or setback. J Oral Maxillofac Surg. 1997; 55 (10): 1071–9.
- 136.Hillerup S, Bjørn-Jørgensen J, Donatsky O, Jacobsen PU. Precision of orthognathic surgery. A computerized cephalometric analysis of 27 patients. Int J Oral Maxillofac Surg. 1994; 23 (5): 255–61.
- 137. Donatsky O, Hillerup S, Bjørn-Jørgensen J, Jacobsen PU. Computerized cephalometric orthognathic surgical simulation, prediction and postoperative evaluation of precision. Int J Oral Maxillofac Surg. 1992; 21 (4): 199–203.
- 138.Gossett CB, Preston CB, Dunford R, Lampasso J. Prediction Accuracy of Computer-Assisted Surgical Visual Treatment Objectives as Compared With Conventional Visual Treatment Objectives. J Oral Maxillofac Surg. 2005; 63 (5): 609–17.
- 139.Loh S, Yow M. Computer prediction of hard tissue profiles in orthognathic surgery. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 2002; 17 (4): 342–7.
- 140.Loh S, Heng JK, Ward-Booth P, Winchester L, McDonald F. A radiographic analysis of computer prediction in conjunction with orthognathic surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 2001; 30 (4): 259–63.

- 141. Aynechi N, Larson BE, Leon-Salazar V, Beiraghi S. Accuracy and precision of a 3D anthropometric facial analysis with and without landmark labeling before image acquisition. Angle Orthod. 2011; 81 (2): 245–52.
- 142. Schendel SA, Jacobson R. Three-Dimensional Imaging and Computer Simulation For Office-Based Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 67 (10): 2107–14.
- 143. Swennen GRJ, Mommaerts MY, Abeloos J, De Clercq C, Lamoral P, Neyt N, et al. A cone-beam CT based technique to augment the 3D virtual skull model with a detailed dental surface. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009; 38 (1): 48–57.
- 144. Downs WB. Analysis of the Dentofacial Profile. Angle Orthod. 1956; 26 (4): 191–212.
- 145.Madsen DP, Sampson WJ, Townsend GC. Craniofacial reference plane variation and natural head position. Eur J Orthod. 2008; 30 (5): 532–40.
- 146.Peng L, Cooke MS. Fifteen-year reproducibility of natural head posture: a longitudinal study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999; 116 (1): 82–5.
- 147. Soncul M, Bamber MA. The reproducibility of the head position for a laser scan using a novel morphometric analysis for orthognathic surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 2000; 29 (2): 86–90.
- 148. Weber DW, Fallis DW, Packer MD. Three-dimensional reproducibility of natural head position. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 143 (5): 738–44.
- 149.Kim DS, Yang HJ, Huh KH, Lee SS, Heo MS, Choi SC, et al. Three-dimensional natural head position reproduction using a single facial photograph based on the POSIT method. J Craniomaxillofac Surg. 2014; 42 (7): 1315–21.
- 150. Schatz EC, Xia JJ, Gateno J, English JD, Teichgraeber JF, Garrett FA. Development of a technique for recording and transferring natural head position in 3 dimensions. J Craniofac Surg. 2010; 21 (5): 1452–5.
- 151.Xia JJ, McGrory JK, Gateno J, Teichgraeber JF, Dawson BC, Kennedy KA, et al. A New Method to Orient 3-Dimensional Computed Tomography Models to the Natural Head Position: A Clinical Feasibility Study. J Oral Maxillofac Surg. 2011; 69 (3): 584–91.
- 152.de Paula LK, Ackerman JL, Carvalho F de AR, Eidson L, Soares Cevidanes LH. Digital live-tracking 3-dimensional minisensors for recording head orientation during image acquisition. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012; 141 (1): 116–23.
- 153. Johnston DJ, Millett DT, Ayoub AF, Bock M. Are facial expressions reproducible? Cleft Palate Craniofac J. 2003; 40 (3): 291–296.

- 154. Kau CH, Richmond S, Zhurov AI, Knox J, Chestnutt I, Hartles F, et al. Reliability of measuring facial morphology with a 3-dimensional laser scanning system. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005; 128 (4): 424–30.
- 155.Kau CH, Richmond S, Savio C, Mallorie C. Measuring adult facial morphology in three dimensions. Angle Orthod. 2006; 76 (5): 773–8.
- 156.Maal TJJ, Verhamme LM, van Loon B, Plooij JM, Rangel FA, Kho A, et al. Variation of the face in rest using 3D stereophotogrammetry. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011; 40 (11): 1252–7.
- 157.Lübbers HT, Medinger L, Kruse AL, Grätz KW, Obwegeser JA, Matthews F. The influence of involuntary facial movements on craniofacial anthropometry: a survey using a three-dimensional photographic system. Br J Oral Maxillofac Surg. 2012; 50 (2): 171–5.
- 158.Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002; 122 (4): 342–8.
- 159. 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.
- 160. Djordjevic J, Lewis BM, Donaghy CE, Zhurov AI, Knox J, Hunter L, et al. Facial shape and asymmetry in 5-year-old children with repaired unilateral cleft lip and/or palate: an exploratory study using laser scanning. Eur J Orthod. 2014; 36 (5): 497–505.
- 161.Kim KD, Ruprecht A, Wang G, Lee JB, Dawson DV, Vannier MW. Accuracy of facial soft tissue thickness measurements in personal computer-based multiplanar reconstructed computed tomographic images. Forensic Sci Int. 2005; 155 (1): 28–34.
- 162. Fourie Z, Damstra J, Gerrits PO, Ren Y. Evaluation of anthropometric accuracy and reliability using different three-dimensional scanning systems. Forensic Sci Int. 2011; 207 (1–3): 127–34.
- 163.Metzger TE, Kula KS, Eckert GJ, Ghoneima AA. Orthodontic soft-tissue parameters: A comparison of cone-beam computed tomography and the 3dMD imaging system. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 144 (5): 672–81.
- 164. Nemtoi A, Czink C, Haba D, Gahleitner A. Cone beam CT: a current overview of devices. Dentomaxillofacial Radiol. 2013; 42 (8): 20120443.
- 165.Nardi C, Borri C, Regini F, Calistri L, Castellani A, Lorini C, et al. Metal and motion artifacts by cone beam computed tomography (CBCT) in dental and maxillofacial study. Radiol Med. 2015; 120 (7): 618–26.

- 166.Zhang Y, Zhang L, Zhu XR, Lee AK, Chambers M, Dong L. Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. Int J Radiat Oncol. 2007; 67 (3): 924–32.
- 167.Xia J, Wang D, Samman N, Yeung RWK, Tideman H. Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D color facial model generation. Int J Oral Maxillofac Surg. 2000; 29 (1): 2–10.
- 168.Maal TJJ, Plooij JM, Rangel FA, Mollemans W, Schutyser FAC, Bergé SJ. The accuracy of matching three-dimensional photographs with skin surfaces derived from cone-beam computed tomography. Int J Oral Maxillofac Surg. 2008; 37 (7): 641–6.
- 169.Tzou CH, 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.
- 170.Lane C, Harrell W. Completing the 3-dimensional picture. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 133 (4): 612–20.
- 171. 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.
- 172. Weinberg SM, Naidoo S, Govier DP, Martin RA, Kane AA, Marazita ML. Anthropometric precision and accuracy of digital three-dimensional photogrammetry: comparing the Genex and 3dMD imaging systems with one another and with direct anthropometry. J Craniofac Surg. 2006; 17 (3): 477–83.
- 173. 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.
- 174. Hoevenaren IA, Meulstee J, Krikken E, Bergé SJ, Ulrich DJO, Maal TJJ. Development of a Three-Dimensional Hand Model Using Three-Dimensional Stereophotogrammetry: Assessment of Image Reproducibility. PLoS One. 2015; 10 (9): e0136710.
- 175.Lübbers HT, Medinger L, Kruse A, Grätz KW, Matthews F. Precision and accuracy of the 3dMD photogrammetric system in craniomaxillofacial application. J Craniofac Surg. 2010; 21 (3): 763–7.
- 176.Maal TJJ, van Loon B, Plooij JM, Rangel F, Ettema AM, Borstlap WA, et al. Registration of 3-Dimensional Facial Photographs for Clinical Use. J Oral Maxillofac Surg. 2010; 68 (10): 2391–401.
- 177. Wong JY, Oh AK, Ohta E, Hunt AT, Rogers GF, Mulliken JB, et al. Validity and reliability of craniofacial anthropometric measurement of 3D digital photogrammetric images. Cleft Palate-Craniofacial J Off Publ Am Cleft Palate-Craniofacial Assoc. 2008; 45 (3): 232–9.

- 178.de Menezes M, Rosati R, Ferrario VF, Sforza C. Accuracy and Reproducibility of a 3-Dimensional Stereophotogrammetric Imaging System. J Oral Maxillofac Surg. 2010; 68 (9): 2129–35.
- 179.Oliveira-Santos T, Baumberger C, Constantinescu M, Olariu R, Nolte LP, Alaraibi S, et al. 3D Face Reconstruction from 2D Pictures: First Results of a Web-Based Computer Aided System for Aesthetic Procedures. Ann Biomed Eng. 2013; 41 (5): 952–66.
- 180.de Heras Ciechomski P, Constantinescu M, Garcia J, Olariu R, Dindoyal I, Le Huu S, et al. Development and Implementation of a Web-Enabled 3D Consultation Tool for Breast Augmentation Surgery Based on 3D-Image Reconstruction of 2D Pictures. J Med Internet Res. 2012; 14 (1): e21.
- 181.Kook MS, Jung S, Park HJ, Oh HK, Ryu SY, Cho JH, et al. A comparison study of different facial soft tissue analysis methods. J Craniomaxillofac Surg. 2014; 42 (5): 648–56.
- 182.Catherwood T, McCaughan E, Greer E, Spence RAJ, McIntosh SA, Winder RJ. Validation of a passive stereophotogrammetry system for imaging of the breast: A geometric analysis. Med Eng Phys. 2011; 33 (8): 900–5.
- 183.Khambay B, Nairn N, Bell A, Miller J, Bowman A, Ayoub AF. Validation and reproducibility of a high-resolution three-dimensional facial imaging system. Br J Oral Maxillofac Surg. 2008; 46 (1): 27–32.
- 184. Winder RJ, Darvann TA, McKnight W, Magee JDM, Ramsay-Baggs P. Technical validation of the Di3D stereophotogrammetry surface imaging system. Br J Oral Maxillofac Surg. 2008; 46 (1): 33–7.
- 185.de Menezes M, Rosati R, Allievi C, Sforza C. A photographic system for the three-dimensional study of facial morphology. Angle Orthod. 2009; 79 (6): 1070–7.
- 186.Marmulla R, Wörtche R, Mühling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. Dentomaxillofacial Radiol. 2005; 34 (1): 28–31.
- 187. Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, et al. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007; 104 (4): 551–9.
- 188. Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. Impact of Voxel Size Variation on CBCT-Based Diagnostic Outcome in Dentistry: a Systematic Review. J Digit Imaging. 2013; 26 (4): 813–20.
- 189.Hirschinger V, Hanke S, Hirschfelder U, Hofmann E. Artifacts in orthodontic bracket systems in cone-beam computed tomography and multislice computed tomography. J Orofac Orthop. 2015; 76 (2): 152–63.

- 190. Spin-Neto R, Wenzel A. Patient movement and motion artefacts in cone beam computed tomography of the dentomaxillofacial region: a systematic literature review. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2016; 121 (4): 425–33.
- 191. Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. Variation in voxel value distribution and effect of time between exposures in six CBCT units. Dentomaxillofacial Radiol. 2014; 43 (4): 20130376.
- 192. Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, et al. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. Br J Radiol. 2013; 86 (1021): 20120135.
- 193. Fourie Z, Damstra J, Schepers RH, Gerrits PO, Ren Y. Segmentation process significantly influences the accuracy of 3D surface models derived from cone beam computed tomography. Eur J Radiol. 2012; 81 (4): e524–30.
- 194. Dusseldorp JK, Stamatakis HC, Ren Y. Soft tissue coverage on the segmentation accuracy of the 3D surface-rendered model from cone-beam CT. Clin Oral Investig. 2016 [publication avant impression].
- 195.American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2013; 116 (2): 238–57.
- 196.Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, et al. Effective dose of dental CBCT a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. Dentomaxillofacial Radiol. 2015; 44 (1): 20140197.
- 197.Silva MAG, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: A radiation dose evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 133 (5): 640.e1–5.
- 198. Goulston R, Davies J, Horner K, Murphy F. Dose optimization by altering the operating potential and tube current exposure time product in dental cone beam CT: a systematic review. Dento Maxillo Facial Radiol. 2016; 45 (3): 20150254.
- 199. Aragón MLC, Pontes LF, Bichara LM, Flores-Mir C, Normando D. Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. Eur J Orthod. 2016; 38 (4): 429–34.
- 200. Goracci C, Franchi L, Vichi A, Ferrari M. Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. Eur J Orthod. 2016; 38 (4): 422–8.
- 201. Wriedt S, Foersch M, Muhle JD, Schmidtmann I, Wehrbein H. Multibracket appliance: impression defaults and their reduction by blocking-out a three-dimensional study. Clin Oral Investig. 2016; 20 (2): 365–72.

- 202. Wiranto MG, Engelbrecht WP, Tutein Nolthenius HE, van der Meer WJ, Ren Y. Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 143 (1): 140–7.
- 203.De Luca Canto G, Pachêco-Pereira C, Lagravere MO, Flores-Mir C, Major PW. Intra-arch dimensional measurement validity of laser-scanned digital dental models compared with the original plaster models: a systematic review. Orthod Craniofac Res. 2015; 18 (2): 65–76.
- 204. Vogel AB, Kilic F, Schmidt F, Rübel S, Lapatki BG. Dimensional accuracy of jaw scans performed on alginate impressions or stone models: A practice-oriented study. J Orofac Orthop. 2015; 76 (4): 351–65.
- 205.Lu X, Suo S, Liu H, Zhang S. Three-dimensional multimodal image non-rigid registration and fusion in a High Intensity Focused Ultrasound system. Comput Aided Surg. 2012; 17 (1): 1–12.
- 206.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.
- 207.Nahm KY, Kim Y, Choi YS, Lee J, Kim SH, Nelson G. Accurate registration of cone-beam computed tomography scans to 3-dimensional facial photographs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2014; 145 (2): 256–64.
- 208.Lin X, Chen T, Liu J, Jiang T, Yu D, Shen SGF. Point-based superimposition of a digital dental model on to a three-dimensional computed tomographic skull: an accuracy study in vitro. Br J Oral Maxillofac Surg. 2015; 53 (1): 28–33.
- 209.De Groeve P, Schutyser F, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. Registration of 3D Photographs with Spiral CT Images for Soft Tissue Simulation in Maxillofacial Surgery. In: Niessen WJ, Viergever MA. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI 2001. Springer Berlin Heidelberg; 2001, 991–6.
- 210.Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P. Multimodality image registration by maximization of mutual information. IEEE Trans Med Imaging. 1997; 16 (2): 187–98.
- 211.Plooij 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.
- 212. Joda T, Bragger U, Gallucci G. Systematic Literature Review of Digital Three-Dimensional Superimposition Techniques to Create Virtual Dental Patients. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015; 30 (2): 330–7.

- 213.Xin P, Yu H, Cheng H, Shen S, Shen SGF. Image fusion in craniofacial virtual reality modeling based on CT and 3dMD photogrammetry. J Craniofac Surg. 2013; 24 (5): 1573–6.
- 214. Jayaratne YSN, McGrath CPJ, Zwahlen RA. How Accurate Are the Fusion of Cone-Beam CT and 3-D Stereophotographic Images? PLoS One. 2012; 7 (11): e49585.
- 215. Ayoub AF, Xiao Y, Khambay B, Siebert JP, Hadley D. Towards building a photo-realistic virtual human face for craniomaxillofacial diagnosis and treatment planning. Int J Oral Maxillofac Surg. 2007; 36 (5): 423–8.
- 216.Khambay B, Nebel JC, Bowman J, Walker F, Hadley DM, Ayoub A. 3D stereophotogrammetric image superimposition onto 3D CT scan images: the future of orthognathic surgery. A pilot study. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 2002; 17 (4): 331–41.
- 217.de Waard O, Baan F, Verhamme L, Breuning H, Kuijpers-Jagtman AM, Maal T. A novel method for fusion of intra-oral scans and cone-beam computed tomography scans for orthognathic surgery planning. J Craniomaxillofac Surg. 2016; 44 (2): 160–6.
- 218. Uechi J, Tsuji Y, Konno M, Hayashi K, Shibata T, Nakayama E, et al. Generation of virtual models for planning orthognathic surgery using a modified multimodal image fusion technique. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015; 44 (4): 462–9.
- 219.Lin HH, Chiang WC, Lo LJ, Sheng-Pin Hsu S, Wang CH, Wan SY. Artifact-Resistant Superimposition of Digital Dental Models and Cone-Beam Computed Tomography Images. J Oral Maxillofac Surg. 2013; 71 (11): 1933–47.
- 220.Rangel FA, Maal TJJ, Bronkhorst EM, Breuning KH, Schols JGJH, Bergé SJ, et al. Accuracy and Reliability of a Novel Method for Fusion of Digital Dental Casts and Cone Beam Computed Tomography Scans. PLoS One. 2013; 8 (3): e59130.
- 221.Noh H, Nabha W, Cho JH, Hwang HS. Registration accuracy in the integration of laser-scanned dental images into maxillofacial cone-beam computed tomography images. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 140 (4): 585–91.
- 222.Kim BC, Lee CE, Park W, Kang SH, Zhengguo P, Yi CK, et al. Integration accuracy of digital dental models and 3-dimensional computerized tomography images by sequential point- and surface-based markerless registration. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010; 110 (3): 370–8.
- 223. Swennen GRJ, Mollemans W, De Clercq C, Abeloos J, Lamoral P, Lippens F, et al. A cone-beam computed tomography triple scan procedure to obtain a three-dimensional augmented virtual skull model appropriate for orthognathic surgery planning. J Craniofac Surg. 2009; 20 (2): 297–307.

- 224. Swennen GRJ, Mommaerts MY, Abeloos J, De Clercq C, Lamoral P, Neyt N, et al. The use of a wax bite wafer and a double computed tomography scan procedure to obtain a three-dimensional augmented virtual skull model. J Craniofac Surg. 2007; 18 (3): 533–9.
- 225. Gateno J, Xia J, Teichgraeber JF, Rosen A. A new technique for the creation of a computerized composite skull model. J Oral Maxillofac Surg. 2003; 61 (2): 222–7.
- 226.Rosati R, De Menezes M, Rossetti A, Sforza C, Ferrario VF. Digital dental cast placement in 3-dimensional, full-face reconstruction: A technical evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 138 (1): 84–8.
- 227.Rangel FA, Maal TJJ, Bergé SJ, van Vlijmen OJC, Plooij JM, Schutyser F, et al. Integration of digital dental casts in 3-dimensional facial photographs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 134 (6): 820–6.
- 228.Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF, Yuan P, Chen KC, Li J, et al. Algorithm for planning a double-jaw orthognathic surgery using a computer-aided surgical simulation (CASS) protocol. Part 1: planning sequence. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015; 44 (12): 1431–40.
- 229.Rangel FA, Maal TJJ, Bergé SJ, Kuijpers-Jagtman AM. Integration of Digital Dental Casts in Cone-Beam Computed Tomography Scans. ISRN Dent. 2012; 2012: 1–6.
- 230.Bobek S, Farrell B, Choi C, Farrell B, Weimer K, Tucker M. Virtual Surgical Planning for Orthognathic Surgery Using Digital Data Transfer and an Intraoral Fiducial Marker: The Charlotte Method. J Oral Maxillofac Surg. 2015; 73 (6): 1143–58.
- 231. Swennen GRJ, Mollemans W, Schutyser F. Three-Dimensional Treatment Planning of Orthognathic Surgery in the Era of Virtual Imaging. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 67 (10): 2080–92.
- 232.Nkenke E, Zachow S, Benz M, Maier T, Veit K, Kramer M, et al. Fusion of computed tomography data and optical 3D images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery. Dentomaxillofacial Radiol. 2004; 33 (4): 226–32.
- 233. Joda T, Gallucci GO. The virtual patient in dental medicine. Clin Oral Implants Res. 2015; 26 (6): 725–6.
- 234. Schendel SA, Duncan KS, Lane C. Image Fusion in Preoperative Planning. Facial Plast Surg Clin North Am. 2011; 19 (4): 577–90.
- 235. Durão AR, Pittayapat P, Rockenbach MI, Olszewski R, Ng S, Ferreira AP, et al. Validity of 2D lateral cephalometry in orthodontics: a systematic review. Prog Orthod. 2013; 14 (1): 31–42.

- 236.Smektała T, Jędrzejewski M, Szyndel J, Sporniak-Tutak K, Olszewski R. Experimental and clinical assessment of three-dimensional cephalometry: A systematic review. J Craniomaxillofac Surg. 2014; 42 (8): 1795–801.
- 237.Pittayapat P, Limchaichana-Bolstad N, Willems G, Jacobs R. Three-dimensional cephalometric analysis in orthodontics: a systematic review. Orthod Craniofac Res. 2014; 17 (2): 69–91.
- 238.Lisboa C de O, Masterson D, Motta AFJ, Motta AT. Reliability and reproducibility of three-dimensional cephalometric landmarks using CBCT: a systematic review. J Appl Oral Sci. 2015; 23 (2): 112–9.
- 239. Hassan B, Nijkamp P, Verheij H, Tairie J, Vink C, van der Stelt P, et al. Precision of identifying cephalometric landmarks with cone beam computed tomography in vivo. Eur J Orthod. 2013; 35 (1): 38–44.
- 240.Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF, Yuan P, Li J, Chen KC, et al. Algorithm for planning a double-jaw orthognathic surgery using a computer-aided surgical simulation (CASS) protocol. Part 2: three-dimensional cephalometry. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015; 44 (12): 1441–50.
- 241.Farkas LG, Katic MJ, Forrest CR, Alt KW, Bagic I, Baltadjiev G, et al. International anthropometric study of facial morphology in various ethnic groups/races. J Craniofac Surg. 2005; 16 (4): 615–46.
- 242.Brons S, van Beusichem ME, Bronkhorst EM, Draaisma J, Bergé SJ, Maal TJ, et al. Methods to Quantify Soft-Tissue Based Facial Growth and Treatment Outcomes in Children: A Systematic Review. PLoS One. 2012; 7 (8): e41898.
- 243. Wen YF, Wong HM, Lin R, Yin G, McGrath C. Inter-Ethnic/Racial Facial Variations: A Systematic Review and Bayesian Meta-Analysis of Photogrammetric Studies. PLoS One. 2015; 10 (8): e0134525.
- 244.Kau CH, Richmond S, Zhurov A, Ovsenik M, Tawfik W, Borbely P, et al. Use of 3-dimensional surface acquisition to study facial morphology in 5 populations. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 137 (4): S56. e1–9.
- 245.Gor T, Kau CH, English JD, Lee RP, Borbely P. Three-dimensional comparison of facial morphology in white populations in Budapest, Hungary, and Houston, Texas. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010; 137 (3): 424–32.
- 246.Wirthlin J, Kau CH, English JD, Pan F, Zhou H. Comparison of facial morphologies between adult Chinese and Houstonian Caucasian populations using three-dimensional imaging. Int J Oral Maxillofac Surg. 2013; 42 (9): 1100–7.
- 247. Terajima M, Furuichi Y, Aoki Y, Goto TK, Tokumori K, Nakasima A. A 3-dimensional method for analyzing facial soft-tissue morphology of patients with jaw deformities. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 135 (6): 715–22.

- 248. Terajima M, Nakasima A, Aoki Y, Goto TK, Tokumori K, Mori N, et al. A 3-dimensional method for analyzing the morphology of patients with maxillofacial deformities. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009; 136 (6): 857–67.
- 249. Faure J, Bolender Y. Beauty judgment: review of the literature. Orthod Fr. 2014; 85 (1): 3–29.
- 250.Gladilin E, Ivanov A. Computational modelling and optimisation of soft tissue outcome in cranio-maxillofacial surgery planning. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2009; 12 (3): 305–18.
- 251.Kim H, Jürgens P, Reyes M. Soft-Tissue Simulation for Cranio-Maxillofacial Surgery: Clinical Needs and Technical Aspects. In: Gefen A. Patient-Specific Modeling in Tomorrow's Medicine. Springer Berlin Heidelberg; 2011, 413–40.
- 252. Shahim K, Goksel O, Jürgens P, Reyes M. Accuracy improvement in Cranio-Maxillofacial soft tissue simulation using a muscle embedded meshing approach. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2013; 2013: 7156–9.
- 253. Habib A, Hisham A. The effect of bone displacement operations on facial soft tissues. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2013; 2013: 4911–4.
- 254.Pan B, Xia JJ, Yuan P, Gateno J, Ip HH, He Q, et al. Incremental kernel ridge regression for the prediction of soft tissue deformations. Med Image Comput Comput Assist Interv. 2012; 15 (Pt 1): 99–106.
- 255.Lou HD, Chen S, Chen G, Xu TM, Rong QG. Patient-specific modeling of facial soft tissue based on radial basis functions transformations of a standard three-dimensional finite element model. Chin Med J. 2012; 125 (22): 4066–71.
- 256.Mazza E, Barbarino GG. 3D mechanical modeling of facial soft tissue for surgery simulation. Facial Plast Surg Clin North Am. 2011; 19 (4): 623–37.
- 257. Wang S, Yang J. Simulating cranio-maxillofacial surgery based on mixedelement biomechanical modelling. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2010; 13 (3): 419–29.
- 258.Ulusoy I, Akagunduz E, Sabuncuoglu F, Gorgulu S, Ucok O. Use of the dynamic volume spline method to predict facial soft tissue changes associated with orthognathic surgery. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010; 110 (5): e17–23.
- 259.Kim H, Jürgens P, Weber S, Nolte LP, Reyes M. A new soft-tissue simulation strategy for cranio-maxillofacial surgery using facial muscle template model. Prog Biophys Mol Biol. 2010; 103 (2–3): 284–91.
- 260.Barbarino GG, Jabareen M, Trzewik J, Nkengne A, Stamatas G, Mazza E. Development and validation of a three-dimensional finite element model of the face. J Biomech Eng. 2009; 131 (4): 41006.

- 261.Mollemans W, Schutyser F, Nadjmi N, Maes F, Suetens P. Predicting soft tissue deformations for a maxillofacial surgery planning system: From computational strategies to a complete clinical validation. Med Image Anal. 2007; 11 (3): 282–301.
- 262. Wang S, Yang J, Gee JC. Advances in collision detection and non-linear finite mixed element modelling for improved soft tissue simulation in craniomaxillofacial surgical planning. Int J Med Robot. 2010; 6 (1): 28–41.
- 263.Keeve E, Girod S, Kikinis R, Girod B. Deformable modeling of facial tissue for craniofacial surgery simulation. Comput Aided Surg. 1998; 3 (5): 228–38.
- 264.Koch R, Roth S, Gross M, Zimmermann A, Sailer H. A Framework for Facial Surgery Simulation. Technical Report 326. ETH Zurich, Institute of Scientific Computing, 1999; 2–14.
- 265. Chabanas M, Luboz V, Payan Y. Patient specific finite element model of the face soft tissues for computer-assisted maxillofacial surgery. Med Image Anal. 2003; 7 (2): 131–51.
- 266.Luboz V, Promayon E, Payan Y. Linear elastic properties of the facial soft tissues using an aspiration device: towards patient specific characterization. Ann Biomed Eng. 2014; 42 (11): 2369–78.
- 267.Barbarino GG, Jabareen M, Mazza E. Experimental and numerical study on the mechanical behavior of the superficial layers of the face: The mechanical behavior of the superficial face layers. Skin Res Technol. 2011; 17 (4): 434–44.
- 268.Meller S, Nkenke E, Kalender WA. Statistical face models for the rediction of soft-tissue deformations after orthognathic osteotomies. Med Image Comput Comput Assist Interv. 2005; 8 (Pt 2): 443–50.
- 269.LeCun Y, Bengio Y, Hinton G. Deep learning. Nature. 2015; 521 (7553): 436–44.
- 270. 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.
- 271.Nadjmi N, Mollemans W, Daelemans A, Van Hemelen G, Schutyser F, Bergé S. Virtual occlusion in planning orthognathic surgical procedures. Int J Oral Maxillofac Surg. 2010; 39 (5): 457–62.
- 272.Liu XJ, Li QQ, Zhang Z, Li TT, Xie Z, Zhang Y. Virtual occlusal definition for orthognathic surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 2016; 45 (3): 406–11.
- 273. Dai J, Wang X, Hu G, Shen SG. A New Method to Move Mandible to Intercuspal Position in Virtual Three-Dimensional Orthognathic Surgery by Integrating Primary Occlusion Model. J Oral Maxillofac Surg. 2012; 70 (9): e484–9.

- 274. Sohmura T, Hojo H, Nakajima M, Wakabayashi K, Nagao M, Iida S, et al. Prototype of simulation of orthognathic surgery using a virtual reality haptic device. Int J Oral Maxillofac Surg. 2004; 33 (8): 740–50.
- 275. Yu H, Cheng J, Cheng AH, Shen SG. Preliminary study of virtual orthognathic surgical simulation and training. J Craniofac Surg. 2011; 22 (2): 648–51.
- 276.Gateno J, Xia J, Teichgraeber JF, Rosen A, Hultgren B, Vadnais T. The precision of computer-generated surgical splints. J Oral Maxillofac Surg. 2003; 61 (7): 814–7.
- 277.Ow A, Cheung LK. Skeletal Stability and Complications of Bilateral Sagittal Split Osteotomies and Mandibular Distraction Osteogenesis: An Evidence-Based Review. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 67 (11): 2344–53.
- 278.Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF, Christensen AM, Lemoine JJ, Liebschner MAK, et al. Clinical Feasibility of Computer-Aided Surgical Simulation (CASS) in the Treatment of Complex Cranio-Maxillofacial Deformities. J Oral Maxillofac Surg. 2007; 65 (4): 728–34.
- 279. Polley JW, Figueroa AA. Orthognathic Positioning System: Intraoperative System to Transfer Virtual Surgical Plan to Operating Field During Orthognathic Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2013; 71 (5): 911–20.
- 280. Shehab MF, Barakat AA, AbdElghany K, Mostafa Y, Baur DA. A novel design of a computer-generated splint for vertical repositioning of the maxilla after Le Fort I osteotomy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2013; 115 (2): e16–25.
- 281.Kang SH, Kim MK, Kim BC, Lee SH. Orthognathic Y-splint: a CAD/CAM-engineered maxillary repositioning wafer assembly. Br J Oral Maxillofac Surg. 2014; 52 (7): 667–9.
- 282. Farrell BB, Franco PB, Tucker MR. Virtual Surgical Planning in Orthognathic Surgery. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2014; 26 (4): 459–73.
- 283.Li Y, Jiang Y, Zhang N, Xu R, Hu J, Zhu S. Clinical Feasibility and Efficacy of Using Virtual Surgical Planning in Bimaxillary Orthognathic Surgery Without Intermediate Splint. J Craniofac Surg 2015; 26 (2): 501-5.
- 284.Li B, Zhang L, Sun H, Yuan J, Shen SGF, Wang X. A novel method of computer aided orthognathic surgery using individual CAD/CAM templates: a combination of osteotomy and repositioning guides. Br J Oral Maxillofac Surg. 2013; 51 (8): e239–44.
- 285.Mazzoni S, Bianchi A, Schiariti G, Badiali G, Marchetti C. Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Cutting Guides and Customized Titanium Plates Are Useful in Upper Maxilla Waferless Repositioning. J Oral Maxillofac Surg. 2015; 73 (4): 701–7.

- 286.Mensink G, Gooris PJJ, Bergsma JE, van Hooft E, van Merkesteyn JPR. Influence of BSSO surgical technique on postoperative inferior alveolar nerve hypoesthesia: A systematic review of the literature. J Craniomaxillofac Surg. 2014; 42 (6): 976–82.
- 287.Wilde F, Hanken H, Probst F, Schramm A, Heiland M, Cornelius CP. Multicenter study on the use of patient-specific CAD/CAM reconstruction plates for mandibular reconstruction. Int J Comput Assist Radiol Surg. 2015; 10 (12): 2035–51.
- 288. Scolozzi P. Maxillofacial Reconstruction Using Polyetheretherketone Patient-Specific Implants by "Mirroring" Computational Planning. Aesthetic Plast Surg. 2012; 36 (3): 660–5.
- 289.Lin HH, Lo LJ. Three-dimensional computer-assisted surgical simulation and intraoperative navigation in orthognathic surgery: a literature review. J Formos Med Assoc. 2015; 114 (4): 300–7.
- 290.Berger M, Kallus S, Nova I, Ristow O, Eisenmann U, Dickhaus H, et al. Approach to intraoperative electromagnetic navigation in orthognathic surgery: A phantom skull based trial. J Craniomaxillofac Surg. 2015; 43 (9): 1731–6.
- 291.Lutz JC, Nicolau S, Agnus V, Bodin F, Wilk A, Bruant-Rodier C, et al. A novel navigation system for maxillary positioning in orthognathic surgery: Preclinical evaluation. J Craniomaxillofac Surg. 2015; 43 (9): 1723–30.
- 292. Shim BK, Shin HS, Nam SM, Kim YB. Real-Time Navigation-Assisted Orthognathic Surgery: J Craniofac Surg. 2013; 24 (1): 221–5.
- 293. Zinser MJ, Mischkowski RA, Dreiseidler T, Thamm OC, Rothamel D, Zöller JE. Computer-assisted orthognathic surgery: waferless maxillary positioning, versatility, and accuracy of an image-guided visualisation display. Br J Oral Maxillofac Surg. 2013; 51 (8): 827–33.
- 294.Badiali G, Ferrari V, Cutolo F, Freschi C, Caramella D, Bianchi A, et al. Augmented reality as an aid in maxillofacial surgery: validation of a wearable system allowing maxillary repositioning. J Craniomaxillofac Surg. 2014; 42 (8): 1970–6.
- 295.Mischkowski RA, Zinser MJ, Kübler AC, Krug B, Seifert U, Zöller JE. Application of an augmented reality tool for maxillary positioning in orthognathic surgery A feasibility study. J Craniomaxillofac Surg. 2006; 34 (8): 478–83.
- 296.Zinser MJ, Sailer HF, Ritter L, Braumann B, Maegele M, Zöller JE. A Paradigm Shift in Orthognathic Surgery? A Comparison of Navigation, Computer-Aided Designed/Computer-Aided Manufactured Splints, and "Classic" Intermaxillary Splints to Surgical Transfer of Virtual Orthognathic Planning. J Oral Maxillofac Surg. 2013; 71 (12): 2151. e1–21.

- 297.Stokbro K, Aagaard E, Torkov P, Bell RB, Thygesen T. Virtual planning in orthognathic surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 2014; 43 (8): 957–65.
- 298.Haas Jr. OL, Becker OE, de Oliveira RB. Computer-aided planning in orthognathic surgery systematic review. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015; 44 (3): 329–42.
- 299. Schendel SA. Computer simulation in the daily practice of orthognathic surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015; 44 (12): 1451–6.
- 300.Zhang N, Liu S, Hu Z, Hu J, Zhu S, Li Y. Accuracy of virtual surgical planning in two-jaw orthognathic surgery: comparison of planned and actual results. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2016; 122 (2): 143–51.
- 301. Hsu SS, Gateno J, Bell RB, Hirsch DL, Markiewicz MR, Teichgraeber JF, et al. Accuracy of a Computer-Aided Surgical Simulation Protocol for Orthognathic Surgery: A Prospective Multicenter Study. J Oral Maxillofac Surg. 2013; 71 (1): 128–42.
- 302.Marchetti C, Bianchi A, Muyldermans L, Di Martino M, Lancellotti L, Sarti A. Validation of new soft tissue software in orthognathic surgery planning. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011; 40 (1): 26–32.
- 303.Bell RB. Computer Planning and Intraoperative Navigation in Orthognathic Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2011; 69 (3): 592–605.
- 304. Khambay B, Ullah R. Current methods of assessing the accuracy of three-dimensional soft tissue facial predictions: technical and clinical considerations. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015; 44 (1): 132–8.
- 305. Cevidanes L, Bailey L, Tucker G, Styner M, Mol A, Phillips C, et al. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. Dentomaxillofacial Radiol. 2005; 34 (6): 369–75.
- 306. Weissheimer A, Menezes LM, Koerich L, Pham J, Cevidanes LHS. Fast three-dimensional superimposition of cone beam computed tomography for orthopaedics and orthognathic surgery evaluation. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015; 44 (9): 1188–96.
- 307.Hammond D, Williams RW, Juj K, O'Connell S, Isherwood G, Hammond N. Weight loss in orthognathic surgery: a clinical study. J Orthod. 2015; 42 (3): 220–8.
- 308.Bianchi A, Muyldermans L, Di Martino M, Lancellotti L, Amadori S, Sarti A, et al. Facial Soft Tissue Esthetic Predictions: Validation in Craniomaxillofacial Surgery With Cone Beam Computed Tomography Data. J Oral Maxillofac Surg. 2010; 68 (7): 1471–9.

- 309. Shafi MI, Ayoub A, Ju X, Khambay B. The accuracy of three-dimensional prediction planning for the surgical correction of facial deformities using Maxilim. Int J Oral Maxillofac Surg. 2013; 42 (7): 801–6.
- 310.Ullah R, Turner PJ, Khambay BS. Accuracy of three-dimensional soft tissue predictions in orthognathic surgery after Le Fort I advancement osteotomies. Br J Oral Maxillofac Surg. 2015; 53 (2): 153–7.
- 311. Schendel SA, Jacobson R, Khalessi S. 3-Dimensional Facial Simulation in Orthognathic Surgery: Is It Accurate? J Oral Maxillofac Surg. 2013; 71 (8): 1406–14.
- 312.Nam KU, Hong J. Is Three-Dimensional Soft Tissue Prediction by Software Accurate? J Craniofac Surg. 2015; 26 (8): e729–33.
- 313.Bell A, Lo TW, Brown D, Bowman AW, Siebert JP, Simmons DR, et al. Three-Dimensional Assessment of Facial Appearance Following Surgical Repair of Unilateral Cleft Lip and Palate. Cleft Palate Craniofac J. 2014; 51 (4): 462–71.
- 314.Plooij JM, Swennen GRJ, Rangel FA, Maal TJJ, Schutyser FAC, Bronkhorst EM, et al. Evaluation of reproducibility and reliability of 3D soft tissue analysis using 3D stereophotogrammetry. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009; 38 (3): 267–73.
- 315.Titiz I, Laubinger M, Keller T, Hertrich K, Hirschfelder U. Repeatability and reproducibility of landmarks a three-dimensional computed tomography study. Eur J Orthod. 2012; 34 (3): 276–86.
- 316.Makram M, Kamel H. Reeb graph for automatic 3D cephalometry. Int J Eng Res Appl. 2014; 8 (2): 17–29.
- 317. Shahidi S, Bahrampour E, Soltanimehr E, Zamani A, Oshagh M, Moattari M, et al. The accuracy of a designed software for automated localization of craniofacial landmarks on CBCT images. BMC Med Imaging. 2014; 14 (1): 1.
- 318.Higgins JP, Altman DG, Sterne JA. Chapter 8: Assessing risk of bias in included studies. Cochrane handbook for systematic reviews of interventions version 5.1.0. [en ligne]. http://handbook.cochrane.org/. Consulté le 20 août 2016.
- 319.Liebregts J, Xi T, Schreurs R, van Loon B, Bergé S, Maal T. Three-dimensional virtual simulation of alar width changes following bimaxillary osteotomies. Int J Oral Maxillofac Surg. 2016; 45 (10): 1315–21.
- 320.Liebregts J, Xi T, Timmermans M, de Koning M, Bergé S, Hoppenreijs T, et al. Accuracy of three-dimensional soft tissue simulation in bimaxillary osteotomies. J Craniomaxillofac Surg. 2015; 43 (3): 329–35.
- 321.Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, Mulrow C, Gøtzsche PC, Ioannidis JPA, et al. The PRISMA Statement for Reporting Systematic Reviews and Meta-Analyses of

- Studies That Evaluate Health Care Interventions: Explanation and Elaboration. PLoS Med. 2009; 6 (7): e1000100.
- 322.Terzic A, Combescure C, Scolozzi P. Accuracy of Computational Soft Tissue Predictions in Orthognathic Surgery From Three-Dimensional Photographs 6 Months After Completion of Surgery: A Preliminary Study of 13 Patients. Aesthetic Plast Surg. 2014; 38 (1): 184–91.
- 323.Baan F, Liebregts J, Xi T, Schreurs R, de Koning M, Bergé S, et al. A New 3D Tool for Assessing the Accuracy of Bimaxillary Surgery: The OrthoGnathicAnalyser. PLoS One. 2016; 11 (2): e0149625.
- 324.Liebregts JHF, Timmermans M, De Koning MJJ, Bergé SJ, Maal TJJ. Three-Dimensional Facial Simulation in Bilateral Sagittal Split Osteotomy: A Validation Study of 100 Patients. J Oral Maxillofac Surg. 2015; 73 (5): 961–70.
- 325.Aboul-Hosn Centenero S, Hernández-Alfaro F. 3D planning in orthognathic surgery: CAD/CAM surgical splints and prediction of the soft and hard tissues results Our experience in 16 cases. J Craniomaxillofac Surg. 2012; 40 (2): 162–8.
- 326.Hernández-Alfaro F, Guijarro-Martínez R. New protocol for three-dimensional surgical planning and CAD/CAM splint generation in orthognathic surgery: an in vitro and in vivo study. Int J Oral Maxillofac Surg. 2013; 42 (12): 1547–56.
- 327.Zinser MJ, Mischkowski RA, Sailer HF, Zöller JE. Computer-assisted orthognathic surgery: feasibility study using multiple CAD/CAM surgical splints. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2012; 113 (5): 673–87.
- 328.Badiali G, Roncari A, Bianchi A, Taddei F, Marchetti C, Schileo E. Navigation in Orthognathic Surgery: 3D Accuracy. Facial Plast Surg. 2015; 31 (5): 463–73.
- 329.Li B, Zhang L, Sun H, Shen SGF, Wang X. A new method of surgical navigation for orthognathic surgery: optical tracking guided free-hand repositioning of the maxillomandibular complex. J Craniofac Surg. 2014; 25 (2): 406–11.
- 330.Mazzoni S, Badiali G, Lancellotti L, Babbi L, Bianchi A, Marchetti C. Simulation-guided navigation: a new approach to improve intraoperative three-dimensional reproducibility during orthognathic surgery. J Craniofac Surg. 2010; 21 (6): 1698–705.
- 331.McNeill RW, Proffit WR, White RP. Cephalometric prediction for orthodontic surgery. Angle Orthod. 1972; 42 (2): 154–64.
- 332. Abed Y, Har-Zion G, Redlich M. Lip Posture Following Debonding of Labial Appliances Based on Conventional Profile Photographs. Angle Orthod. 2009; 79 (2): 235–9.

- 333.Kim YK, Lee NK, Moon SW, Jang MJ, Kim HS, Yun PY. Evaluation of soft tissue changes around the lips after bracket debonding using three-dimensional stereophotogrammetry. Angle Orthod. 2015; 85 (5): 833–40.
- 334.Jeon H, Lee SJ, Kim TW, Donatelli RE. Three-dimensional analysis of lip and perioral soft tissue changes after debonding of labial brackets: Three-dimensional soft tissue change after debonding. Orthod Craniofac Res. 2013; 16 (2): 65–74.
- 335.Eidson L, Cevidanes LHS, de Paula LK, Hershey HG, Welch G, Rossouw PE. Three-dimensional evaluation of changes in lip position from before to after orthodontic appliance removal. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012; 142 (3): 410–8.
- 336.Van Hemelen G, Van Genechten M, Renier L, Desmedt M, Verbruggen E, Nadjmi N. Three-dimensional virtual planning in orthognathic surgery enhances the accuracy of soft tissue prediction. J Craniomaxillofac Surg. 2015; 43 (6): 918–25.
- 337.Nadjmi N, Tehranchi A, Azami N, Saedi B, Mollemans W. Comparison of softtissue profiles in Le Fort I osteotomy patients with Dolphin and Maxilim softwares. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 144 (5): 654–62.
- 338.De Riu G, Meloni SM, Baj A, Corda A, Soma D, Tullio A. Computer-assisted orthognathic surgery for correction of facial asymmetry: results of a randomised controlled clinical trial. Br J Oral Maxillofac Surg. 2014; 52 (3): 251–7.
- 339.Xia JJ, Shevchenko L, Gateno J, Teichgraeber JF, Taylor TD, Lasky RE, et al. Outcome Study of Computer-Aided Surgical Simulation in the Treatment of Patients With Craniomaxillofacial Deformities. J Oral Maxillofac Surg. 2011; 69 (7): 2014–24.
- 340.Khamashta-Ledezma L, Naini FB. Systematic review of changes in maxillary incisor exposure and upper lip position with Le Fort I type osteotomies with or without cinch sutures and/or VY closures. Int J Oral Maxillofac Surg. 2014; 43 (1): 46–61.
- 341. Mommaerts MY, Lippens F, Abeloos JV, Neyt LF. Nasal profile changes after maxillary impaction and advancement surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2000; 58 (5): 470–5.
- 342. Pospisil OA. Reliability and feasibility of prediction tracing in orthognathic surgery. J Craniomaxillofac Surg. 1987; 15 (2): 79–83.
- 343. Mohammad S, Dwivedi C, Singh R, Singh V, Pal U. Medpore versus osseous augmentation in genioplasty procedure: A comparison. Natl J Maxillofac Surg. 2010; 1 (1): 1–5.

- 344.Park JY, Kim SG, Baik SM, Kim SY. Comparison of genioplasty using Medpor and osteotomy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010; 109 (2): e26–30.
- 345.Olate S, Zaror C, Blythe JN, Mommaerts MY. A systematic review of soft-to-hard tissue ratios in orthognathic surgery. Part III: Double jaw surgery procedures. J Craniomaxillofac Surg. 2016; 44 (10): 1599–606.
- 346.Mobarak KA, Krogstad O, Espeland L, Lyberg T. Factors influencing the predictability of soft tissue profile changes following mandibular setback surgery. Angle Orthod. 2001; 71 (3): 216–27.
- 347.Kolokitha OE, Chatzistavrou E. Factors Influencing the Accuracy of Cephalometric Prediction of Soft Tissue Profile Changes Following Orthognathic Surgery. J Maxillofac Oral Surg. 2012; 11 (1): 82–90.
- 348.Eckhardt CE, Cunningham SJ. How predictable is orthognathic surgery? Eur J Orthod. 2004; 26 (3): 303–9.
- 349. Mobarak KA, Espeland L, Krogstad O, Lyberg T. Soft tissue profile changes following mandibular advancement surgery: Predictability and long-term outcome. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001; 119 (4): 353–67.
- 350.McCollum AGH, Dancaster JT, Evans WG, Becker PJ. Sagittal Soft-Tissue Changes Related to the Surgical Correction of Maxillary-Deficient Class III Malocclusions. Semin Orthod. 2009; 15 (3): 172–84.
- 351.Hu J, Wang D, Luo S, Chen Y. Differences in soft tissue profile changes following mandibular setback in Chinese men and women. J Oral Maxillofac Surg. 1999; 57 (10): 1182–6.
- 352. Chen CM, Lai S, Lee HE, Chen KK, Hsu KJ. Soft-tissue profile changes after orthognathic surgery of mandibular prognathism. Kaohsiung J Med Sci. 2012; 28 (4): 216–9.
- 353.Donatsky O, Bjørn-Jørgensen J, Hermund NU, Nielsen H, Holmqvist-Larsen M, Nerder PH. Immediate postoperative outcome of orthognathic surgical planning, and prediction of positional changes in hard and soft tissue, independently of the extent and direction of the surgical corrections required. Br J Oral Maxillofac Surg. 2011; 49 (5): 386–91.
- 354.Rosenberg A, Muradin MSM, van der Bilt A. Nasolabial esthetics after Le Fort I osteotomy and V-Y closure: a statistical evaluation. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 2002; 17 (1): 29–39.
- 355.Kneafsey LC, Cunningham SJ, Petrie A, Hutton TJ. Prediction of soft-tissue changes after mandibular advancement surgery with an equation developed with multivariable regression. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 134 (5): 657–64.

- 356. Abeltins A, Jakobsone G. Soft tissue thickness changes after correcting Class III malocclusion with bimaxillar surgery. Stomatologija. 2011; 13 (3): 87–91.
- 357.Mansour S, Burstone C, Legan H. An evaluation of soft-tissue changes resulting from Le Fort I maxillary surgery. Am J Orthod. 1983; 84 (1): 37–47.
- 358. Veltkamp T, Buschang PH, English JD, Bates J, Schow SR. Predicting lower lip and chin response to mandibular advancement and genioplasty. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002; 122 (6): 627–34.
- 359.Krishnan A, Williams LJ, McIntosh AR, Abdi H. Partial Least Squares (PLS) methods for neuroimaging: A tutorial and review. NeuroImage. 2011; 56 (2): 455–75.
- 360.Suh HY, Lee SJ, Lee YS, Donatelli RE, Wheeler TT, Kim SH, et al. A More Accurate Method of Predicting Soft Tissue Changes After Mandibular Setback Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2012; 70 (10): e553–62.
- 361.Lee HJ, Suh HY, Lee YS, Lee SJ, Donatelli RE, Dolce C, et al. A better statistical method of predicting postsurgery soft tissue response in Class II patients. Angle Orthod. 2014; 84 (2): 322–8.
- 362.Lee YS, Suh HY, Lee SJ, Donatelli RE. A more accurate soft-tissue prediction model for Class III 2-jaw surgeries. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2014; 146 (6): 724–33.
- 363. Yoon KS, Lee HJ, Lee SJ, Donatelli RE. Testing a better method of predicting postsurgery soft tissue response in Class II patients: A prospective study and validity assessment. Angle Orthod. 2015; 85 (4): 597–603.
- 364.Cattaneo PM, Melsen B. The use of cone-beam computed tomography in an orthodontic department in between research and daily clinic. World J Orthod. 2008; 9 (3): 269–82.
- 365.American Dental Association Council on Scientific Affairs. The use of cone-beam computed tomography in dentistry: an advisory statement from the American Dental Association Council on Scientific Affairs. J Am Dent Assoc. 2012; 143 (8): 899–902.
- 366.Ahmed F, Brooks SL, Kapila SD. Efficacy of identifying maxillofacial lesions in cone-beam computed tomographs by orthodontists and orthodontic residents with third-party software. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012; 141 (4): 451–9.
- 367.Edwards R, Alsufyani N, Heo G, Flores-Mir C. The frequency and nature of incidental findings in large-field cone beam computed tomography scans of an orthodontic sample. Prog Orthod. 2014; 15 (1): 1–12.

- 368.Barghan S, Tahmasbi Arashlow M, Nair MK. Incidental Findings on Cone Beam Computed Tomography Studies outside of the Maxillofacial Skeleton. Int J Dent. 2016; 2016: 1–9.
- 369. République française. Code de la Santé Publique. Loi n° 2002-303 du 4 mars 2002 relative aux droits des malades et à la qualité du système de santé : Art. L1110-5. JORF du 5 mars 2002.
- 370. Stacey D, Légaré F, Col NF, Bennett CL, Barry MJ, Eden KB, et al. Decision aids for people facing health treatment or screening decisions. Cochrane Database Syst Rev. 2014; (1): CD001431.
- 371.Wrzosek MK, Peacock ZS, Laviv A, Goldwaser BR, Ortiz R, Resnick CM, et al. Comparison of time required for traditional versus virtual orthognathic surgery treatment planning. Int J Oral Maxillofac Surg. 2016; 45 (9): 1065–9.
- 372.Xia JJ, Phillips CV, Gateno J, Teichgraeber JF, Christensen AM, Gliddon MJ, et al. Cost-Effectiveness Analysis for Computer-Aided Surgical Simulation in Complex Cranio-Maxillofacial Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2006; 64 (12): 1780–4.
- 373.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.
- 374. Swennen GRJ. Timing of three-dimensional virtual treatment planning of orthognathic surgery: a prospective single-surgeon evaluation on 350 consecutive cases. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2014; 26 (4): 475–85.
- 375. Schwartz HC. Does computer-aided surgical simulation improve efficiency in bimaxillary orthognathic surgery? Int J Oral Maxillofac Surg. 2014; 43 (5): 572–6.
- 376.Burcal RG, Laskin DM, Sperry TP. Recognition of profile change after simulated orthognathic surgery. J Oral Maxillofac Surg. 1987; 45 (8): 666–70.
- 377.Barroso MCF, Silva NCF, Quintão CCA, Normando D. The ability of orthodontists and laypeople to discriminate mandibular stepwise advancements in a Class II retrognathic mandible. Prog Orthod. 2012; 13 (2): 141–7.
- 378. Naini FB, Donaldson ANA, Cobourne MT, McDonald F. Assessing the influence of mandibular prominence on perceived attractiveness in the orthognathic patient, clinician, and layperson. Eur J Orthod. 2012; 34 (6): 738–46.
- 379.Romani KL, Agahi F, Nanda R, Zernik JH. Evaluation of horizontal and vertical differences in facial profiles by orthodontists and lay people. Angle Orthod. 1993; 63 (3): 175–82.

- 380. Syliangco ST, Sameshima GT, Kaminishi RM, Sinclair PM. Predicting soft tissue changes in mandibular advancement surgery: a comparison of two video imaging systems. Angle Orthod. 1997; 67 (5): 337–46.
- 381.Naini FB, Donaldson ANA, McDonald F, Cobourne MT. Assessing the Influence of Asymmetry Affecting the Mandible and Chin Point on Perceived Attractiveness in the Orthognathic Patient, Clinician, and Layperson. J Oral Maxillofac Surg. 2012; 70 (1): 192–206.
- 382.Proffit WR, White, Jr RP. Combined surgical-orthodontic treatment: How did it evolve and what are the best practices now? Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015; 147 (5): \$205–15.
- 383. Proffit WR, Turvey TA, Phillips C. The hierarchy of stability and predictability in orthognathic surgery with rigid fixation: an update and extension. Head Face Med. 2007; 3 (1): 21.
- 384.Bailey L, Cevidanes LHS, Proffit WR. Stability and predictability of orthognathic surgery. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004; 126 (3): 273–7.
- 385. Joss CU, Vassalli IM. Stability After Bilateral Sagittal Split Osteotomy Advancement Surgery With Rigid Internal Fixation: A Systematic Review. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 67 (2): 301–13.
- 386. Joss CU, Vassalli IM. Stability After Bilateral Sagittal Split Osteotomy Setback Surgery With Rigid Internal Fixation: A Systematic Review. J Oral Maxillofac Surg. 2008; 66 (8): 1634–43.
- 387. Dowling PA, Espeland L, Sandvik L, Mobarak KA, Hogevold HE. LeFort I maxillary advancement: 3-year stability and risk factors for relapse. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005; 128 (5): 560–7.
- 388. Greenlee GM, Huang GJ, Chen SS, Chen J, Koepsell T, Hujoel P. Stability of treatment for anterior open-bite malocclusion: A meta-analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011; 139 (2): 154–69.
- 389. Mucedero M, Coviello A, Baccetti T, Franchi L, Cozza P. Stability Factors After Double-Jaw Surgery in Class III Malocclusion: A Systematic Review. Angle Orthod. 2008; 78 (6): 1141–52.
- 390.Almeida RC, Cevidanes LHS, Carvalho FAR, Motta AT, Almeida MAO, Styner M, et al. Soft tissue response to mandibular advancement using 3D CBCT scanning. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011; 40 (4): 353–9.
- 391.Metzler P, Geiger EJ, Chang CC, Steinbacher DM. Surgically Assisted Maxillary Expansion Imparts Three-Dimensional Nasal Change. J Oral Maxillofac Surg. 2014; 72 (10): 2005–14.

- 392. 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.
- 393.Nazari MA, Perrier P, Chabanas M, Payan Y. Simulation of dynamic orofacial movements using a constitutive law varying with muscle activation. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2010; 13 (4): 469–82.
- 394. Flynn C, Stavness I, Lloyd J, Fels S. A finite element model of the face including an orthotropic skin model under in vivo tension. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2015; 18 (6): 571–82.
- 395.Al-Hiyali A, Ayoub A, Ju X, Almuzian M, Al-Anezi T. The Impact of Orthognathic Surgery on Facial Expressions. J Oral Maxillofac Surg. 2015; 73 (12): 2380–90.

MOULIN (Pierre) – L'apport de la troisième dimension dans la planification d'un traitement associant orthodontie et chirurgie orthognathique.

(Thèse: 3ème cycle Sci. Odontol.: Strasbourg: 2017; N°1).

N° 43.22.17.01

Résumé:

La planification d'un traitement orthodontico-chirurgical a traditionnellement eu pour support des données bidimensionnelles, telles qu'une téléradiographie associée à une photographie de profil, mais cette méthode connaît de nombreuses limites. L'objectif de ce travail est de déterminer dans quelle mesure l'introduction de la troisième dimension contribue à l'amélioration de cette simulation. La fusion des données issues idéalement d'une tomographie volumique à faisceau conique, d'une photogrammétrie du sujet, ainsi que d'un scan intra-oral, offre la possibilité de simuler les mouvements osseux ou d'anticiper le résultat de la position des téguments dans les trois directions de l'espace et permet également un accès plus aisé à l'aide peropératoire. Une revue systématique de la littérature a été menée afin d'évaluer la fiabilité des planifications tridimensionnelles. La synthèse a identifié des études de faible niveau de preuve et mis en évidence une hétérogénéité des protocoles mis en œuvre. La précision moyenne de la simulation tégumentaire se situerait entre 0 et 2 millimètres pour la plupart des études, associée à des écarttypes parfois élevés, alors que la précision moyenne de l'aide peropératoire serait de l'ordre du millimètre ou du degré. Aucun logiciel 3D ne paraît être supérieur aux autres. De plus, les simulations ne se révèlent pas être plus fidèles aux résultats obtenus selon un type particulier d'intervention chirurgicale. Enfin, si les technologies disponibles s'avèrent être prometteuses, elles requièrent un travail de validation à l'aide de banques de données tridimensionnelles pré- et postopératoires.

Rubriques de classement : orthodontie ; chirurgie orthognathique

Mots clés MeSH:

orthodontie (*orthodontics*); chirurgie orthognathique (*orthognathic surgery*); imagerie tridimensionnelle (*imaging, three dimensional*); simulation par ordinateur (*computer simulation*); conception assistée par ordinateur (*computer aided design*); chirurgie assistée par ordinateur (*surgery, computer assisted*)

Jury:

Président : Monsieur le Professeur CLAUSS François

Assesseurs: Madame le Docteur BAHI-GROSS Sophie

Monsieur le Docteur BOLENDER Yves Monsieur le Docteur KANTER Daniel

Membre invité : Monsieur le Docteur LUTZ Jean-Christophe

Coordonnées de l'auteur :

MOULIN Pierre L'Arrachis 36500 Neuillay les bois pmoulin.odf@gmail.com