

UNIVERSITE DE NANTES  
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2018

N° 3496

**L'APPORT DU NUMERIQUE DANS LE  
DIAGNOSTIC ET LA PLANIFICATION EN  
3D DES CHIRURGIES  
ORTHOGNATHIQUES**

THESE POUR LE DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR  
EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

**Charlotte STARRSJÖ**

Née le 11/05/1993

Le 25/09/2018 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Assem SOUEIDAN

Assesseur : Monsieur le Professeur Zahi BADRAN

Assesseur : Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Stéphane RENAUDIN

Invité : Monsieur le Docteur Hélios BERTIN

<b>UNIVERSITÉ DE NANTES</b>		
<b>Président</b>	Pr LABOUX Olivier	
<b>FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE</b>		
<b>Doyen</b>	Pr GIUMELLI Bernard	
<b>Assesseurs</b>	Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre	
<b>Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.</b>		
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Monsieur LESCLOUS Philippe	Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre	
<b>Professeurs des Universités</b>		
Monsieur BOULER Jean-Michel		
<b>Professeurs Emérites</b>		
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain	
<b>Praticiens Hospitaliers</b>		
Madame DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier) Madame LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier)	Madame HYON Isabelle (Praticien Hospitalier Contractuel) Madame GOEMAERE GALIERE Hélène (Praticien Attaché)	
<b>Maîtres de Conférences des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.</b>		
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur NIVET Marc-Henri Madame RENARD Emmanuelle Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	<b>Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.</b>	
	Monsieur ABBAS Amine) Monsieur AUBEUX Davy Madame BARON Charlotte Madame BEURAIN-ASQUIER Mathilde Madame BERNARD Cécile Monsieur BOUCHET Xavier Madame BRAY Estelle Madame CLOITRE Alexandra Madame LE LAUSQUE Julie Madame LEMOINE Sarah Monsieur LOCHON Damien Madame MERCUSOT Marie-Caroline Monsieur NEMIROVSKY Hervé Monsieur OUVARD Pierre Monsieur RÉTHORÉ Gildas Monsieur SARKISSIAN Louis-Emmanuel Madame WOJTIUK Fabienne	
<b>Maître de Conférences</b>		
Madame VINATIER Claire		
<b>Enseignants Associés</b>		
Monsieur KOUADIO Ayepa Madame LOLAH Aoula	Madame MERAMETDJIAN Laure Madame RAKIC Mia	

**Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la  
Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises  
dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être  
considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur  
donner aucune approbation, ni improbation.**

## **Remerciements**

**A Monsieur le Professeur Assem SOUEIDAN**

Professeur des universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherches  
Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à Diriger des Recherches, PEDR

Chef du département de Parodontologie

Référent de l'Unité d'Investigation Clinique Odontologie

**- NANTES -**

*Pour m'avoir fait l'honneur de présider cette thèse,*

*Pour votre enseignement de qualité, votre bienveillance et votre encouragement  
au cours de mes études.*

*Pour votre accueil chaleureux au sein du département de parodontologie,*

*Veillez recevoir l'expression de mon plus grand respect et de ma sincère  
reconnaissance.*

**A Monsieur le Docteur Stéphane RENAUDIN**

Maître de Conférence des Universités.

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherches  
Dentaires.

Chef du département d'Orthopédie Dento-Faciale.

**- NANTES -**

*Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse,*

*Pour votre patience, votre gentillesse et vos conseils pertinents lors de la  
rédaction de ma thèse,*

*Pour m'avoir transmis votre passion et votre savoir en orthodontie et orthopédie  
dento-faciale,*

*Veillez recevoir mes remerciements les plus sincères, et le témoignage de mon  
profond respect.*

**A Monsieur le Professeur Zahi BADRAN**

Professeur des universités

Maître de Conférence des Universités.

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherches  
Dentaires.

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à Diriger des Recherches

Département de Parodontologie

**- NANTES -**

*Pour m'avoir fait l'honneur de faire partie de mon jury de thèse,*

*Pour votre disponibilité, votre enseignement de qualité et vos précieux conseils,*

*Pour votre gentillesse, vos qualités humaines et votre soutien pendant toutes  
mes années à la faculté,*

*Pour votre accueil chaleureux au sein du département de parodontologie,*

*Veillez recevoir l'expression de ma profonde gratitude et ma sincère  
admiration.*

**A Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT**

Maître de Conférence des Universités.

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherches Dentaires.

Docteur de l'Université d'Orsay

Département des Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie

Chef du Département d'Implantologie

**- NANTES -**

*Pour m'avoir fait l'honneur de siéger au sein de ce jury,*

*Pour votre pédagogie et votre enseignement tout au long de mon cursus universitaire,*

*Pour votre implication en clinique et pour avoir transmis votre savoir en implantologie,*

*Veillez recevoir l'expression de ma reconnaissance et considération distinguée.*

**A Monsieur le Docteur Hélios BERTIN**

Chef de clinique – Assistant en Chirurgie Maxillo-faciale et Stomatologie  
CHU de Nantes

**- NANTES -**

*Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter l'invitation dans mon jury de thèse,  
Pour votre disponibilité, vos conseils et l'intérêt que vous avez porté à ma  
thèse,*

*Pour m'avoir transmis vos connaissances en chirurgie maxillo-faciale et  
m'avoir proposé d'assister à des chirurgies orthognathiques,*

*Veillez recevoir mes sincères remerciements et mon plus grand respect.*



<b>Remerciements</b> .....	<b>4</b>
----------------------------	----------

<b>Introduction</b> .....	<b>11</b>
---------------------------	-----------

## **1<sup>ère</sup> partie : GENERALITÉS** .....

I.	Le numérique en odontologie .....	13
1.	La chaîne numérique .....	13
2.	La CFAO en odontologie.....	13
i.	Histoire.....	13
ii.	Principes.....	14
II.	La Chirurgie Orthognathique.....	15
1.	Définitions .....	15
2.	Historique .....	16
3.	La Chirurgie Orthognathique Assistée par Ordinateur .....	17

## **2<sup>ème</sup> partie : L'APPORT DU NUMERIQUE DANS LE DIAGNOSTIC DES DYSMORPHIES SQUELETTIQUES** .....

I.	Imagerie numérique des tissus durs : la céphalométrie tridimensionnelle .....	19
1.	Définitions .....	19
2.	L'apport diagnostique de la céphalométrie 3D .....	20
3.	Analyse du modèle 3D.....	21
4.	Avantages de la céphalométrie 3D en chirurgie orthognathique .....	23
5.	Fiabilité et précision .....	25
II.	Imagerie numérique des tissus mous.....	27
1.	Définition.....	27
2.	Avantages de la photographie 3D.....	28
3.	Fiabilité et précision .....	28
III.	Imagerie numérique des tissus dentaires .....	30
1.	Définition.....	30
2.	Efficacité des empreintes numériques .....	30
3.	Avantages et inconvénients des modèles numériques.....	31
i.	Archivage et stockage des données.....	31
ii.	La manipulation des modèles virtuels.....	31
iii.	Outil de communication.....	32
iv.	Coût .....	32
v.	Précision et fiabilité .....	33
IV.	Fusion des images acquises .....	33
1.	Techniques de superposition et de fusion d'images.....	33
i.	Fusion en passant par des modèles en plâtre .....	35
ii.	Fusion en passant par des modèles numériques.....	36
iii.	Fusion avec des photographies .....	37
2.	Contrôle qualité.....	38
3.	Analyse de la littérature .....	39

## **3<sup>ème</sup> partie : L'APPORT DU NUMÉRIQUE DANS LA PLANIFICATION DES CHIRURGIES ORTHOGNATHIQUES** .....

I.	Planification et simulation des chirurgies orthognathiques .....	43
1.	Étapes de planification.....	43
2.	Simulation chirurgicale 3D des tissus durs .....	44
i.	Les méthodes d'individualisation des segments osseux.....	44
a.	Simulation par plans de coupe.....	45

b.	Simulation par traits dessinés.....	45
ii.	Techniques de simulation des déplacements osseux.....	46
a.	Les déplacements du maxillaire .....	46
b.	Les déplacements de la mandibule .....	47
iii.	Finitions .....	48
3.	Simulation chirurgicale 3D des tissus mous.....	48
i.	La simulation par algorithmes et bases de données .....	49
ii.	Simulation par modèle biomécanique des tissus mous.....	50
4.	Exemples de logiciels .....	51
i.	Dolphin 3D Surgery™ (9).....	51
ii.	SimPlant® O&O Orthodontics and Orthognatics (116).....	52
iii.	Maxilim Software ® (117).....	53
5.	Analyse de la littérature .....	53
II.	Transfert à la salle d'opération et assistance peropératoire .....	58
1.	Guides chirurgicaux par CFAO.....	58
i.	L'état de l'art.....	58
ii.	Les gouttières chirurgicales.....	58
iii.	Les guides de coupe.....	60
iv.	Fabrication de plaques et miniplaques préfabriquées.....	61
v.	Analyse de la littérature .....	62
a.	Etat de l'art.....	62
b.	Précision des gouttières CFAO .....	63
c.	Précision des systèmes de repositionnement. Miniplaques et guides de coupe CFAO.....	64
2.	La navigation .....	65
i.	Définition .....	65
ii.	Les étapes de navigation .....	66
iii.	Analyse de la littérature .....	68
III.	Avantages et inconvénients du numérique dans la planification en 3D des chirurgies orthognathiques .....	69
1.	Inconvénients de la méthode conventionnelle.....	69
2.	Avantages du numérique et de la 3D en chirurgie orthognathique.....	71
3.	Inconvénients du numérique et de la 3D en chirurgie orthognathique.....	73
<b>4<sup>ème</sup> partie : CAS CLINIQUES.....</b>		<b>75</b>
I.	Cas Clinique 1 .....	75
II.	Cas Clinique 2 .....	76
III.	Cas Clinique 3 .....	77
<b>Conclusion.....</b>		<b>79</b>
<b>Références Bibliographiques .....</b>		<b>81</b>
<b>Table des Figures .....</b>		<b>94</b>
<b>Table des Tableaux .....</b>		<b>98</b>

## **Introduction**

Depuis quelques années, les outils numériques ont véritablement envahi notre quotidien. Quel que soit leur domaine d'utilisation, on peut dire qu'ils sont devenus des outils technologiques indispensables. Avec l'industrialisation et le développement des technologies, le monde digital et les données informatiques n'ont cessé d'évoluer, révolutionnant la pratique de l'art dentaire. En effet, l'apparition des logiciels informatiques et de certaines technologies numériques a permis un gain de temps, de confort et une optimisation de la gestion des cabinets dentaires.

En orthodontie et orthopédie dento-faciale (ODF) plus particulièrement, ces avancés ont permis l'apparition de la photographie numérique, un réel atout dans le diagnostic des dysmorphies squelettiques. Ensuite, grâce à l'augmentation de la puissance des ordinateurs et des logiciels, il est désormais possible de calculer, construire et planifier des plans de traitement sur ordinateur. L'utilisation de l'imagerie bidimensionnelle (2D) est considérée comme la norme dans cabinets dentaires d'aujourd'hui. Cependant, l'arrivée de la troisième dimension (3D) a apporté une visualisation plus précise et exhaustive des structures osseuses, des arcades dentaires et de l'enveloppe cutanée.

Parallèlement, le numérique s'est développé dans le domaine de la chirurgie maxillo-faciale, notamment dans le traitement des traumatismes, la reconstruction maxillo-faciale et en chirurgie orthognathique. La planification virtuelle et la chirurgie assistée par ordinateur sont des domaines de recherche émergents et de plus en plus importants.

Le but de ces nouvelles technologies est d'apporter une aide supplémentaire au praticien lors de la chirurgie grâce à des outils et dispositifs fabriqués à partir d'une planification numérique assistée par ordinateur et réalisée en 3D. Cette planification passe par l'enregistrement de données scannographiques facilitant le diagnostic des dysmorphies et la reconstruction d'un modèle squelettique facial tridimensionnel. C'est ensuite à partir d'elles que le praticien peut simuler virtuellement sa chirurgie et réaliser le dessin numérique de gouttières chirurgicales en résine stérilisable ou de guides et plaques en titane fabriqués par impression 3D.

Le succès de la chirurgie orthognathique dépend de la précision de la planification et de la technique chirurgicale. La chirurgie orthognathique, comme tout autre chirurgie maxillo-faciale, fait intervenir des données fonctionnelles et esthétiques et nécessite donc une prise en charge non seulement des structures osseuses et dentaires mais aussi de la modification morphologique des tissus mous de la face.

L'objectif de cette thèse est d'évaluer l'apport de ces technologies numériques et leur impact sur le diagnostic et la planification tridimensionnelle des chirurgies orthognathiques.

Dans une première partie, nous effectuerons quelques rappels sur l'utilisation des outils

numériques en odontologie et la définition de la chirurgie orthognathique qu'elle soit conventionnelle ou assistée par ordinateur.

Puis, nous étudierons dans une deuxième partie les différentes techniques d'imagerie numérique aboutissant à la céphalométrie tridimensionnelle ainsi que l'analyse des tissus durs, mous et dentaires. Nous verrons qu'il existe plusieurs méthodes de superposition et de fusion des données issues de ces images, permettant ainsi l'établissement d'un diagnostic exhaustif et simultané de toutes ces structures.

Ensuite, dans une troisième partie, nous aborderons la planification en 3D des chirurgies orthognathiques et leur simulation virtuelle assistée par ordinateur. Nous présenterons aussi les différents moyens de transfert en salle d'opération par le biais d'outils et de dispositifs chirurgicaux fabriqués par prototypage rapide. Nous comparerons par la suite les avantages et inconvénients de cette chaîne numérique par rapport aux techniques conventionnelles de chirurgie orthognathique.

Enfin, la quatrième et dernière partie sera consacrée à la présentation de plusieurs cas cliniques effectués par différents praticiens travaillant avec les systèmes numériques et la chirurgie assistée par ordinateur.

# 1<sup>ère</sup> partie : GENERALITÉS

## I. Le numérique en odontologie

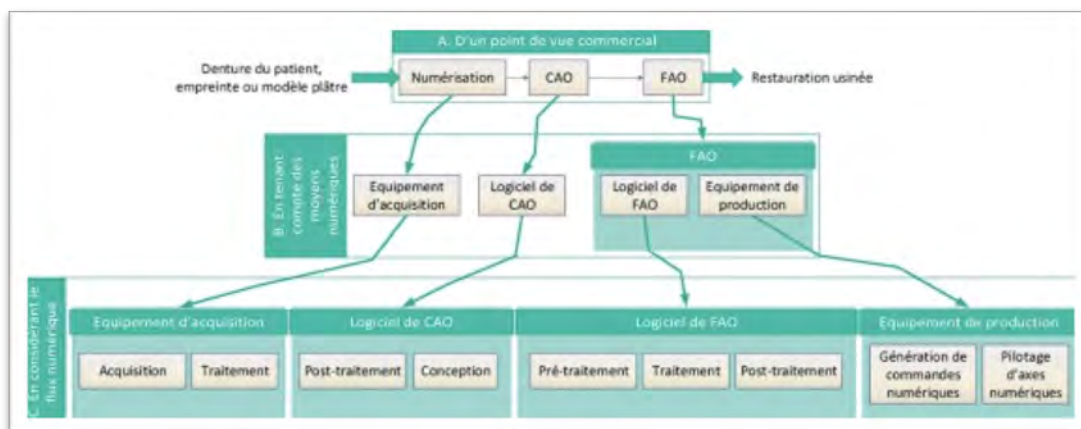
### 1. La chaîne numérique

La notion de « numérique » se définit comme un ensemble de maillons intégrés entre eux qui manipulent, traitent et échangent des données numériques dans un processus industriel pour réaliser un produit (1). Cette « chaîne numérique » est constituée d'une série d'outils (scanners, caméras, logiciels de conception et fabrication, machines d'usinage), qui vont communiquer entre eux sous la forme de fichiers informatiques. Ces fichiers seront ensuite traités par des algorithmes. C'est ce que l'on appelle le « flux numérique » (2,3).

### 2. La CFAO en odontologie

Comme l'affirment certains spécialistes, l'avenir de la dentisterie est numérique (2,4). L'aboutissant de cette dentisterie numérique est la CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) ou CAD/CAM en anglais (Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing).

Classiquement, cette chaîne passe par trois maillons consécutifs : la numérisation, la CAO et la FAO (5). Les dispositifs peuvent être « chair-side » (production directe au cabinet), « lab-side » (production indirecte au laboratoire) ou bien un mélange des deux (production semi-directe). Dans ce cas, la production passe par la réalisation d'une empreinte optique au cabinet, qui est ensuite envoyée au laboratoire chargé de la production.



**Figure 1:** Les maillons de la chaîne numérique

#### i. Histoire

Cette technologie, venue d'une industrie plus large (l'ingénierie numérique et mécanique), a été adaptée à la chirurgie dentaire en modifiant certaines étapes/ certains

processus. Selon François Duret, les débuts de la CFAO en odontologie remontent aux années 50 (6)(7).

- Période des pionniers 1950-1985 (6,7) :
  - **1950-1970** : mathématisation des formes et des forces (aux Etats-Unis et en Grande-Bretagne) avec élaboration de la céphalométrie.
  - **1973** : thèse d'exercice de François Duret intitulée Empreinte Optique, avec l'aide du professeur Jacques Dumas, sur les principes de base.
  - **1980s** : développement des systèmes de CFAO mais les éléments de la chaîne empreinte-conception-fabrication étant dissociés.
  - **1984** : mise au point par le professeur W. Mörmann de Zurich et l'ingénieur M. Brandestini d'Allemagne du système Cerec, capable de prendre une empreinte optique et d'usiner un inlay en quelques minutes.
  
- Période des démonstrations et perfectionnement du système 1985-1992 (6,7) :
  - D'abord aux Etats-Unis et au Japon et plus tardivement en Europe.
  
- Période pré-industrielle 1992-2000 (6,7) :
  - Disparition des petites équipes au profit des grandes entreprises industrielles et début de la commercialisation (principalement pour les laboratoires).
  
- Les années 2000 (6,7) :

Cette période est celle que nous connaissons aujourd'hui : les développements sont nombreux (arrivée de la stéréolithographie) et ce système révolutionnaire continue à conquérir la profession. Elle ne s'intègre plus uniquement à la prothèse fixée, (inlays et couronnes), mais se tourne également vers l'implantologie, la prothèse amovible, l'orthodontie et la chirurgie.

## ii. Principes

La conception assistée par ordinateur (CAO) regroupe tout un ensemble d'outils informatiques visant à faciliter la planification et la réalisation des actes opératoires. Elle permet d'améliorer leur précision, leur efficacité voire même leur sécurité. En effet, comme nous l'avons vu précédemment, le système CFAO comprend plusieurs composantes (6) :

- Un système d'acquisition par numérisation : enregistrement des éléments anatomiques à l'aide d'un scanner, soit à partir de moulages par empreinte conventionnelle soit directement en bouche par empreinte optique. Puis, les données sont converties en fichier numérique de type STL (Standard Triangulation Language ou langage de triangulation standard) préalablement modélisé via un logiciel informatique.
  
- Un logiciel de conception (CAO) : obtention d'une image numérique 3D de la bouche du patient (maître modèle numérique), qui permet d'analyser le cas et de

concevoir les dispositifs sur ordinateur.

- Un logiciel de fabrication (FAO) : génération d'un nouveau fichier STL, à partir de la conception réalisée, qui sera transmis au logiciel de fabrication et envoyé à la machine-outil ou usineuse. Cette étape peut s'effectuer directement au cabinet, si le praticien est équipé, ou alors le fichier est envoyé au prothésiste, qui se chargera de la fabrication de la pièce. Celle-ci se fait de manière soustractive (par fraisage) ou additive (par agglomération, dépôt, coulé, stéréolithographie ou impression 3D de résine couche par couche).

## II. La Chirurgie Orthognathique

### 1. Définitions

Selon la Société Française de Stomatologie, Chirurgie Maxillo-Faciale et Chirurgie Orale (SFSCMFCO), la chirurgie orthognathique est une technique chirurgicale visant à corriger des dysmorphoses squelettiques par repositionnement chirurgical des bases osseuses dans une position d'équilibre cranio-faciale (8). Elle correspond étymologiquement à rendre les os du maxillaire et de la mandibule "droits". Son but ultime est de rendre au patient un positionnement « normal » des dents en intervenant sur les bases osseuses.

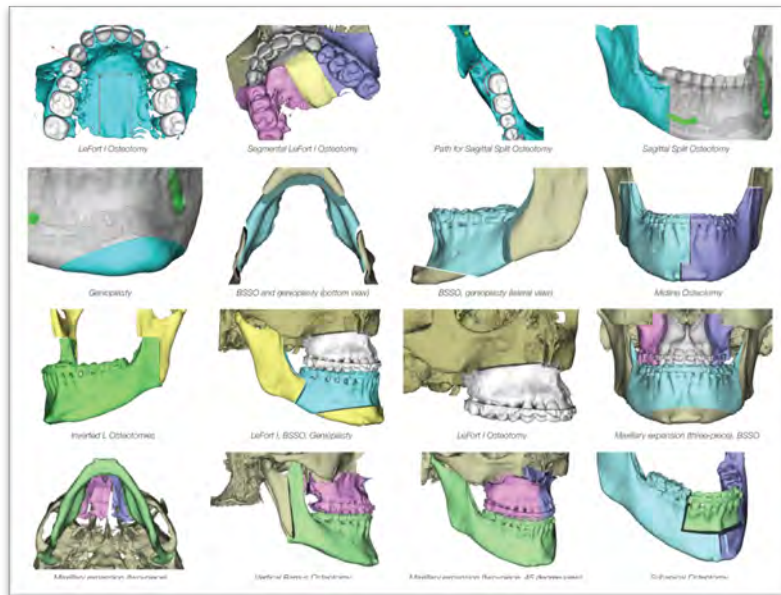
Elle trouve donc son application en présence d'anomalies transversales, verticales, antéro-postérieures et en présence d'asymétries. Elle s'effectue généralement lorsque la croissance du patient est terminée et dans les cas où la malocclusion/ dysmorphie squelettique est trop sévère pour être traitée uniquement par orthodontie.

Classiquement, l'orthodontie se sert du potentiel dynamique de croissance de l'enfant et l'adolescent (notamment de sa courbe de croissance). Il s'agit de stimuler ou bien de freiner cette croissance pour obtenir des résultats à la fois esthétiques et fonctionnels tout en contrôlant l'évolution dans le temps. Passé le pic pubertaire, la croissance ralentit rapidement jusqu'à devenir nulle ce qui peut parfois impliquer le recours à un traitement combiné orthodontico-chirurgical. La chirurgie orthognathique est donc considérée comme un moyen de prise en charge complémentaire de l'orthodontie.

La chirurgie orthognathique peut également être indiquée lors de troubles fonctionnels de type SAHOS (Syndrome d'Apnée et d'Hypopnée Obstructive du Sommeil) et de dysfonctions de l'ATM (Articulation Temporo-Mandibulaire). Tout ceci a pour but de rétablir de façon stable les fonctions physiologiques (occlusion, mastication, phonation, respiration) et esthétiques (harmonisation faciale, équilibre du sourire) et de favoriser ainsi une bonne intégration sociale du patient.

Parmi les différentes chirurgies orthognathiques, on peut citer :

- La chirurgie maxillaire (ostéotomie de Le Fort, disjonction palatine, ostéotomies segmentaires...)
- La chirurgie mandibulaire (généoplastie, ostéotomie sagittale des branches montantes d'Obwegeser-Dalpont ou d'Epker, ostéotomies sus-spygiennes...)
- Les chirurgies maxillo-mandibulaires
- Les chirurgies cranio-faciales plus complexes (ostéotomies de Le Fort II, III) pouvant intégrer les os nasaux, orbito-zygomatiques et la voûte fronto-temporo-pariétale.



**Figure 2:** Représentations des différentes ostéotomies selon le logiciel Dolphin 3D SuregryTM (9)

## 2. Historique

Les débuts de la chirurgie orthognathique, qui à l'époque était limitée à la chirurgie mandibulaire, remontent à 1849 avec la première correction de malocclusion réalisée par l'américain Hullihen. (10) Cependant, le premier cas de traitement orthodontico-chirurgical à proprement parler fut décrit par Wipple en 1898, suite aux travaux d'Angle et Blair sur le recul mandibulaire par ostéotomie pour la correction du prognathisme. Cette technique fut surnommée la « St. Louis Operation ».

Blair fut également le premier à insister sur l'importance de la relation orthodontiste-chirurgien (10):

« Treating of skeletal deformities is really surgical work, but the earlier a competent, congenial orthodontist is associated with the case, the better it will be for both the surgeon and the patient. »

« Le traitement des malformations squelettiques est un travail de chirurgien, mais plus un orthodontiste compétent et qualifié est associé précocement au cas, mieux ce sera pour le chirurgien et le patient. »

Le première chirurgie orthognathique maxillaire quant à elle fut réalisée par l'allemand

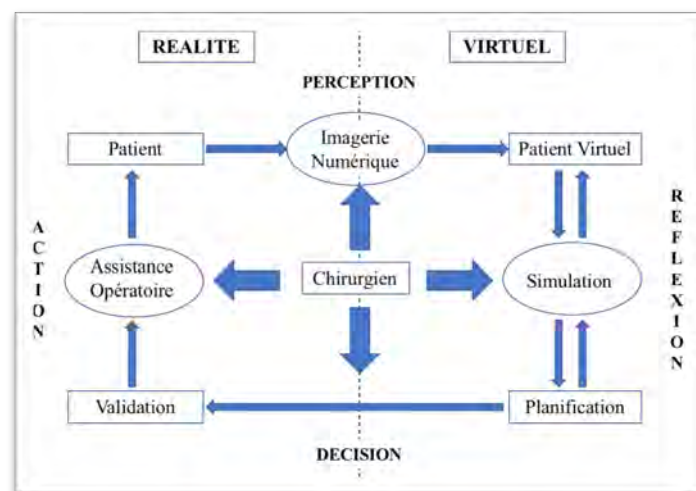


Wassmund en 1921. Ce n'est que plus tard, en 1959, que Köle introduisit la chirurgie maxillo-mandibulaire et qu'Obwegeser popularisa cette technique en décrivant les ostéotomies concomitantes du maxillaire et de la mandibule en 1970, grâce à leur mentor Trauner (10).

Depuis, les procédures et techniques chirurgicales ont évolué de manière exponentielle, surtout ces dernières années, permettant aux praticiens d'atteindre leurs objectifs plus rapidement et de la façon la moins traumatique possible pour le patient. L'apparition de la planification chirurgicale en trois dimensions (3D) constitue probablement l'une des plus grandes avancées technologiques avec le développement de l'imagerie en coupes par CBCT (« Cone Beam Computed Tomography ») et de la CFAO.

### 3. La Chirurgie Orthognathique Assistée par Ordinateur

La chirurgie orthognathique assistée par ordinateur (ou chirurgie orthognathique guidée) correspond à une technique qui met en œuvre plusieurs outils et dispositifs d'aide à la chirurgie à partir d'une planification numérique. Elle passe par une étude en amont sur des données scannographiques, qui permettent la reconstruction d'un modèle virtuel de la tête du patient, d'affiner le diagnostic, et surtout de planifier plus facilement les gestes à effectuer par une meilleure appréhension de la réalité anatomique. D'autres logiciels permettent également de simuler l'opération en 3D, autant de fois que nécessaire, avant de transférer toutes ces données à la salle d'opération. On parle alors de "réalité virtuelle". (11,12)



**Figure 3:** boucle de prise en charge virtuelle

Ainsi, la chirurgie orthognathique assistée par ordinateur (Computer Assisted Surgery ou CAS en anglais) peut être décomposée en toute une séquence d'étapes déterminant la démarche thérapeutique (13,14) :

#### Imagerie médicale et aide au diagnostic :

Acquisition et intégration des données : prise d'images radiologiques et scannographiques avec superposition pour fournir une image tridimensionnelle et des vues en

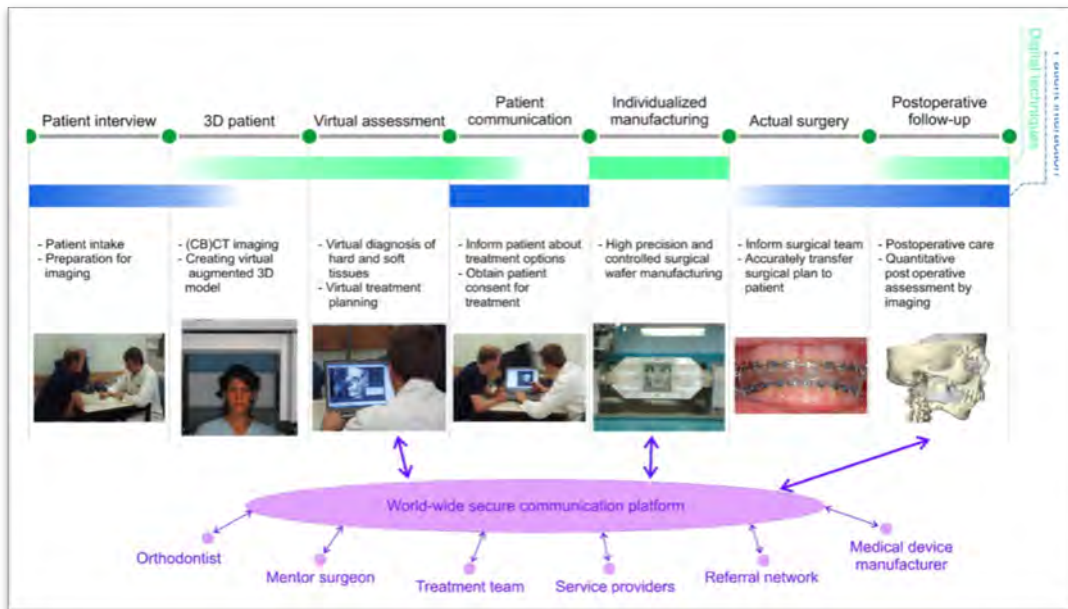
coupes dans les trois plans de l'espace (transversal, vertical, sagittal).

Aide au diagnostic : utilisation de logiciels créant une réalité virtuelle et permettant une analyse plus précise des données cliniques et céphalométriques.

Planification et simulation thérapeutique : simulation des ostéotomies, repositionnement des segments osseux et visualisation de la déformation adaptative des tissus mous de la face suite aux modifications squelettiques et dentaires sous-jacentes.

Assistance intra-opératoire : transfert de la planification obtenue à la salle d'opération et guidage de la chirurgie par Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) de dispositifs auxiliaires ou par système de navigation.

Évaluation post-opératoire du résultat obtenu : comparaison des résultats obtenus par planification virtuelle et les résultats réels.



**Figure 4** : Séquence d'étapes dans la planification d'une chirurgie orthognathique (15)

## **2ème partie : L'APPORT DU NUMERIQUE DANS LE DIAGNOSTIC DES DYSMORPHIES SQUELETTIQUES**

Bien entendu, la première étape de toute phase diagnostique est le bilan clinique préopératoire. Il doit être le plus complet et précis possible, au repos comme au sourire, de face comme de profil, en exobuccal et en endobuccal. Il est également important de prendre en compte les éventuels désordres fonctionnels (mastication dysfonctionnelles, déglutition atypique, apnées du sommeil, obstruction nasale, respiration buccale, problèmes posturaux...). Il ne faut pas non plus hésiter à faire appel, quand cela est nécessaire, à des consultations spécialisées par exemple avec des spécialistes du sommeil, des orthophonistes, des kinésithérapeutes...

Ensuite vient l'étape d'imagerie qui doit intéresser les trois tissus du complexe cranio-facial, c'est-à-dire les tissus durs, dentaires et mous de la face, tous les trois indispensables pour une bonne visualisation et compréhension du cas. En complément de l'examen clinique, l'imagerie participe à l'élaboration du dossier nécessaire à la bonne conduite du traitement orthodontico-chirurgical (évaluation pré thérapeutique, diagnostic, planification, pronostic, surveillance post-opératoire...)

Classiquement, l'étude clinique passait par des modèles en plâtre, des radiographies 2D et des photographies. Cependant, ces techniques 2D ont longtemps été jugées insuffisantes, surtout lors des cas complexes, tels que les dents incluses, les dents surnuméraires et la chirurgie orthognathique. Elles représentent en 2 dimensions des structures tridimensionnelles, ce qui entraîne des variations dimensionnelles, des distorsions, des superpositions et donc une mauvaise représentation du complexe maxillo-facial. (16)

Depuis, l'appréciation de l'harmonie du visage, l'étude des bases squelettiques et l'analyse des arcades et positions dentaires ont subi une révolution avec la démocratisation du numérique au sein des cabinets dentaires.

### **I. Imagerie numérique des tissus durs : la céphalométrie tridimensionnelle**

#### **1. Définitions**

L'analyse céphalométrique, ou tracé et analyse architecturale cranio-faciale, est un examen complémentaire nécessaire en présence de dysmorphies squelettiques. Il s'agit d'un examen de routine réalisé après l'examen clinique exobuccal et endobuccal. La céphalométrie est destinée à caractériser les structures squelettiques et alvéolo-dentaires, tout en apportant une quantification objective des dysmorphoses.

Dans le passé, ceci était effectué par imagerie conventionnelle 2D sur des téléradiographies (de profil et/ou de face), associées à un cliché panoramique. Cependant, il existe des limites à la céphalométrie 2D, de par son manque de précision. L'exactitude des repères et des mesures repose sur une superposition exacte droite gauche du patient par rapport au plan sagittal médian. Aussi, l'analyse ne se fait que dans un seul plan de l'espace à la fois et ne permet l'étude qu'en deux dimensions (sens antéro-postérieur/ sagittal et vertical sur les téléradiographies de profil et sens transversal et vertical sur les téléradiographies de face).

L'évolution des techniques d'imagerie avec l'arrivée du scanner puis de l'IRM a introduit l'imagerie 3D biométrique à laquelle les orthodontistes aspirent depuis toujours. La céphalométrie 3D a été introduite en France dans les années 1990 par Jacques Treil et ses collaborateurs à partir d'un scanner céphalique en s'inspirant de la théorie neuro-matricielle de Moss. (17,18) Celle-ci s'appuie sur des données volumiques issues de la tomодensitométrie. Les auteurs proposent une association de données numériques, d'informations anatomiques et d'outils mathématiques pour générer un modèle 3D de l'architecture cranio-faciale de l'Homme (structures dentaires, osseuses et faciales). Des outils informatiques permettent ensuite d'isoler ou de fusionner ces éléments sous une multitude de vues avec plus ou moins de profondeur et de transparence (19).

Cependant, dans une enquête de la CNAMTS (Caisse nationale de l'assurance maladie des travailleurs salariés) en juillet 2003 sur la fréquence des actes bucco-dentaires (20), il ressortait que seuls 1,7 % des dysmorphoses dento-maxillo-faciales étaient étudiées grâce à des tracés et des analyses céphalométriques tridimensionnelles, ce qui montre que cette technique reste encore peu fréquente.

## 2. L'apport diagnostique de la céphalométrie 3D

Par la construction géométrique de différents repères, la céphalométrie permet d'effectuer des mesures linéaires et/ou angulaires et ainsi de calculer des rapports et proportions comparés à des « normes » de référence. Quand réalisée en 2D, elle permet d'analyser plusieurs paramètres :

- Squelettique
- Dento-alvéolaire et occlusal
- Esthétique
- Valeur pronostique pour le sens vertical et sagittal
- Examen du carrefour aéro-pharyngé
- Analyse des compensations
- Quantification et de comparaison des résultats dans le temps

Selon Jean Delaire, « la géométrie plane est inapte à l'analyse d'un volume anatomique et à l'étude de sa croissance ».

En céphalométrie 3D, tous les résultats 2D sont disponibles mais en plus, la possibilité de disposer d'une charpente en trois dimensions offre une vision plus précise et détaillée du sens antéro-postérieur et vertical. Selon Faure J. (17,21), la 3D apporte de nouvelles perspectives en matière d'analyse des compensations en cas de dysmorphie. En effet, elle amène la transversalité, ce qui permet une exploitation plus spécifique du squelette et de l'esthétique morphologique du visage, un paramètre peu étudié en céphalométrie conventionnelle.

Plus tard, Oueiss vient compléter cette notion (17,22). Pour lui, les asymétries sont des dysmorphies globales, c'est-à-dire qu'elles affectent le complexe maxillo-facial dans les 3 sens de l'espace, bien que souvent il y ait cliniquement prédominance de l'un d'entre eux. En effet, une augmentation d'une hémiface entraîne un accroissement des mesures transversales, antéro-postérieures et verticales. Inversement, les anomalies transversales alvéolo-dentaires et/ou squelettiques sont la plupart du temps accompagnées de répercussions sur la symétrie faciale. Ceci illustre bien l'importance de la céphalométrie tridimensionnelle dans le diagnostic exhaustif des dysmorphies, afin d'éviter de passer à côté d'une anomalie masquée par la 2D.

Pour Farronato (23) une analyse 3D permet d'obtenir des résultats plus précis et présente des avantages par rapport à la technique classique. Elle permet une véritable représentation des structures anatomiques et, contrairement aux radiographies conventionnelles approximatives, les mesures angulaires et linéaires sont réelles et exactes.

Grâce à l'imagerie 3D, il est possible de produire :

- Des radiographies panoramiques volumiques et 2D englobant l'ensemble des deux arcades et leur environnement
- Des images 3D économes en irradiation, instructives et souvent indispensables au bon diagnostic

Ce qui permet ainsi d'étudier :

- Les éléments classiques de l'analyse ODF
- L'état des dents et leurs éventuelles anomalies (nombre, taille, morphologie, position, orientation...)
- Le diagnostic précis des dents incluses (morphologie, siège, orientation, rapports, complications...)
- L'état parodontal et évaluer la qualité et quantité de support osseux et muqueux
- Le bilan préopératoire chez le grand adolescent ou l'adulte.

### 3. Analyse du modèle 3D

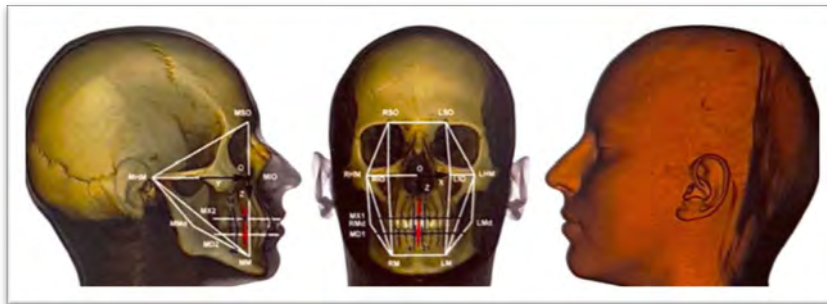
Les données au format DICOM issues de ce modèle 3D sont traitées par des logiciels tels que Cépha® et une multitude de paramètres 2D et 3D sont ensuite calculables. Ce modèle est dissociable en deux composantes : une osseuse basale et architecturale et une composante alvéolo-dentaire (24) :

- **Étage osseux :** il existe 14 repères anatomiques (initialement 8 selon Moss (19)), tous situés sur les axes trigéminaux de la croissance neuromatricielle de la face :
  - les deux foramina supra-orbitaires (RSO & LSO)
  - les deux foramina infra-orbitaires (RIO & LIO)
  - les deux foramina mentonniers (RMe & LMe)
  - les deux foramina mandibulaires (RMa & LMa)
  - les deux foramina grands palatins (RPM & LPM)
  - les deux canaux optiques (RCO & LCO)
  - les deux têtes des marteaux (RCM & LCM)

Certains auteurs rajoutent :

- les lingulas (RL & LL)
- le canal incisif (In)
- le foramen incisif (Ini)

C'est à partir de ces points qu'est constituée la « charpente maxillofaciale ».



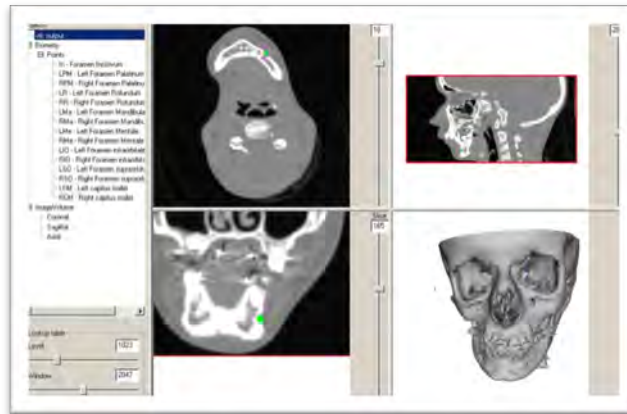
**Figure 5:** modèle céphalométrique tridimensionnel (24)

- **Étage alvéolo-dentaire :** les structures dentaires sont identifiées et fragmentées. Il est ensuite possible d'identifier parfaitement la position des dents par les coordonnées de leur centre d'inertie et l'orientation des axes, notamment l'axe corono-radulaire. Ceci permet donc d'étudier le torque des dents (17).

Contrairement aux analyses sur téléradiographies, les repères anatomiques sont facilement identifiables et prennent en compte le passage des nerfs et vaisseaux.

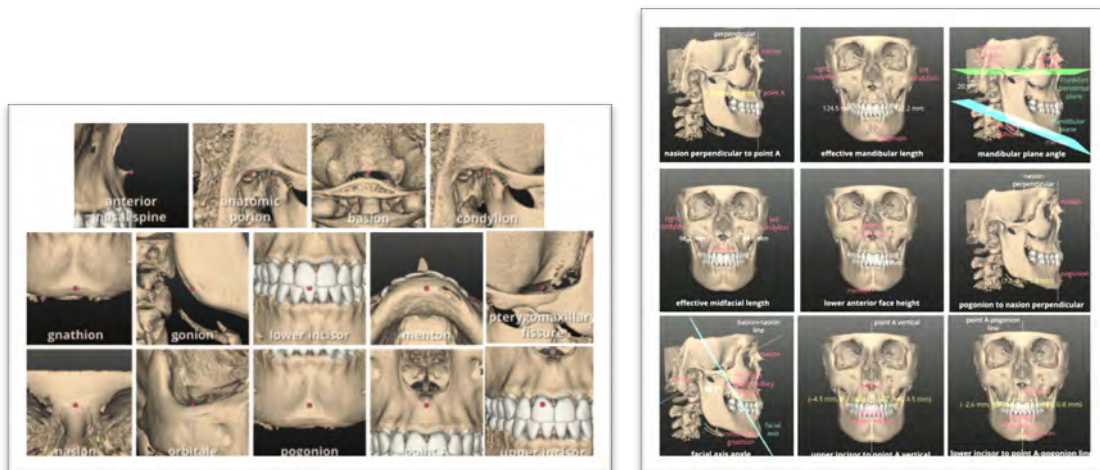
A partir de ces points anatomiques, neuf surfaces peuvent être définies, représentant les principaux segments osseux d'intérêt pour l'analyse du squelette facial :

- Surface faciale supérieure (RCM, LCM, RSO & LSO)
- Surface faciale moyenne (RCM, LCM, RIO & LIO)
- Surface faciale inférieure (RCM, LCM, RMe & LMe)
- Surface orbitaire (RSO, LSO, RIO & LIO)
- Surface maxillaire (RIO, LIO, RMe & LMe)
- Surface préfaciale (RSO, LSO & In)
- Surface faciale postérieure (RXCO, LCO, RPM & LPM)
- Surface mandibulaire (RMe, LMe, RMa & LMa)
- Surface palatine (RPM, LPM & In)



**Figure 6:** Logiciel de céphalométrie tridimensionnelle avec des images axiales, sagittales et coronales ainsi que la reconstruction 3D de la surface osseuse et/ou cutanée.

C'est ensuite le logiciel (tel que Cépha 3DT® ou SimPlant O&O®) qui calcule et donne les mesures linéaires, angulaires, surfaciques et volumiques correspondantes (17). Il est également possible sur une analyse céphalométrique 3D de placer bilatéralement les repères conventionnels et ainsi réaliser les mesures linéaires et angulaires de base.



**Figure 7:** Repères céphalométriques selon la méthode de McNamara (25)

**Figure 8:** Analyse céphalométrique de McNamara (lignes, plans et mesures) (25)

Il est donc possible d'effectuer une description complète de l'anatomie cranio-faciale avec trois niveaux d'analyse : la charpente ou enveloppe maxillo-faciale, les bases osseuses et les arcades alvéolo-dentaires.

#### 4. Avantages de la céphalométrie 3D en chirurgie orthognathique

La céphalométrie 3D associée au numérique aboutit à une lecture parfaite et exhaustive de l'architecture maxillo-faciale. Comme nous l'avons vu, elle est basée sur l'identification de quatorze repères identifiables sans ambiguïté et positionnable manuellement avec vérification

dans les trois sens de l'espace. Elle permet ainsi une analyse qualitative et quantitative précise des structures alvéolo-dentaires et des arcades par rapport à la base du crâne. En effet, cette technique associe une analyse de profil, qui permet de déterminer le diagnostic des dysharmonies sagittales et verticales, à des analyses transversale et axiale, qui précisent la largeur des structures anatomiques et la présence éventuelle d'asymétries squelettiques (17).

On peut rajouter à cela la possibilité de déterminer les volumes dentaires ainsi que les coefficients d'ancrage, de torque et de tipping de chaque dent. Ceci aboutit à l'analyse précise et quantifiable des éventuelles compensations dentaires, qui accompagnent les dysmorphies squelettiques (17).

Un autre avantage de la céphalométrie 3D est de pallier à certaines limites de la radiographie 2D telles que le manque de perspective, les erreurs de projection, l'agrandissement, la distorsion géométrique, la superposition de structures et la position inconstante de la tête (8) rendant les comparaisons pré et post opératoires difficiles.

Avant le numérique, les praticiens traçaient des points et des lignes sur des clichés argentiques et mesuraient les angles et les distances à la main. Désormais, il est possible de réaliser l'analyse céphalométrique directement sur écran, que ce soit pour une analyse en 2D ou 3D. Il suffit de placer les points et les repères que l'on souhaite étudier et les logiciels effectuent tous les calculs, selon la méthode d'analyse choisie (Tweed, Ricketts, Steiner, Delaire...). Ceci permet donc un gain de temps majeur tout en évitant les tracés manuels fastidieux et les risques potentiels d'erreurs qui pourraient en découler.

Contrairement à la radiographie conventionnelle, il est possible d'obtenir, à partir d'une seule acquisition, une multitude de vues avec des doses d'irradiation plus faibles grâce à un protocole dit « optimisé » (19). De surcroît, l'acquisition volumique 3D fournit un « champs de vue » suffisamment large pour englober la totalité du viscérocrâne, des toits orbitaires à l'os hyoïde de crânial en caudal et de l'occipital à la pyramide nasale de dorsal à ventral (24). Il est important de garder à l'esprit que les pathologies maxillo-faciales sont susceptibles de se dissimuler en volume, dans les 3 sens de l'espaces. Elles nécessitent donc de pouvoir parcourir l'image dans son ensemble et de la « redécouper » en images 2D multiplanaires, axiales, sagittales, coronales, obliques, courbes etc. Tous les éléments anatomiques doivent être visibles et analysables, ce qui est possible avec le CBCT et la céphalométrie 3D par MPR (MultiPlanar Reconstruction) (24).

Puisque ce modèle est suffisamment stable et « robuste » par son équilibre et sa symétrie, il est possible de définir des normes (24). Équilibre et symétrie définissent la « normalité », déséquilibres et asymétries quantifiables caractérisent les pathologies et permettent de proposer des schémas thérapeutiques cohérents susceptibles de les corriger. Le suivi temporel du modèle permet de modéliser et de prévoir la croissance et de suivre l'évolution du traitement.



## 5. Fiabilité et précision

Comme nous l'avons vu, la céphalométrie informatisée a été introduite pour tenter de réduire les erreurs liées aux tracés manuels et aux mesures réalisées avec une règle et un rapporteur (26). Certaines études ont mis en évidence des différences significatives entre les mesures céphalométriques manuelles traditionnelles et les mesures numérisées assistées par ordinateur, avec une fiabilité supérieure pour l'analyse céphalométrique informatisée (26,27).

Une revue de la littérature de Lisboa et coll. (28) a analysé la céphalométrie 3D en évaluant sa fiabilité et reproductibilité dans l'identification des points de repère céphalométriques et la détermination des références anatomiques les plus fréquemment utilisées. Dans l'ensemble, la fiabilité était bonne pour identifier les références céphalométriques 3D cependant, les auteurs ont souligné une grande variabilité concernant les paramètres d'acquisition, le logiciel utilisé et le type de visualisation.

Parmi les repères, ceux de la ligne sagittale médiane et les repères dentaires avaient la meilleure fiabilité tandis que ceux sur le condyle et les points porion (Po) et orbital (Or) avaient la fiabilité la plus basse. Les auteurs ont conclu par ailleurs que des études supplémentaires étaient nécessaires pour évaluer les points de repères des tissus mous. Aussi, afin de valider cette technique, un protocole et un système précis de mesures, à partir de points de référence spécifiques, seraient à mettre en place (8) .

Une autre revue systématique de Smektala et coll (29) a montré un haut niveau de fiabilité de la céphalométrie 3D mais a également souligné une variabilité des mesures linéaires et angulaires. Les auteurs insistent eux aussi sur la nécessité de développer un protocole unique d'identification des points de référence avec une liste de marqueurs validée.

De plus, la précision du CBCT a été comparée à celle du scanner. Certaines études (30,31) ont mis en évidence que les performances techniques étaient comparables pour l'identification des points de repère céphalométriques mais que le cone beam était une technique plus reproductible et moins irradiante.

Selon les Recommandations de Bonne Pratique de la SFSCMFCO (8), l'identification des points de référence pour une analyse céphalométrique 3D est fiable et reproductible que ce soit sur CBCT ou sur scanner. Cependant, il existe des variations en ce qui concerne les protocoles, les logiciels d'acquisition et les méthodes de sélection des points. Comme dans la revue de la littérature de Lisboa (28), il a été conclu que des données complémentaires étaient nécessaires afin de valider une méthode standardisée (8).

<p>Bien que les données de la littérature concernant l'efficacité de l'analyse tridimensionnelle soient peu nombreuses, les recommandations de bonne pratique et les avis d'experts soulignent le rôle de ces méthodes dans la quantification objective des dysmorphoses. Cependant elles restent insuffisantes à elles seules comme moyen de diagnostic.</p>
---

Auteurs, Année, Titre, Niveau de preuve	Méthodes d'analyse	Résultats
<p>Oliveira et coll. 2009 (32)</p> <p>Observer Reliability of Three-Dimensional Cephalometric Landmark Identification on Cone-Beam CT</p> <p>Niveau de preuve C</p>	<p>59 patients</p> <p>30 repères céphalométriques</p> <p>3 observateurs</p> <p>Evaluation à 3 reprises</p>	<p>Pas de différence significative dans les variations intra et inter-observateurs.</p> <p>Bonne fiabilité de la céphalométrie 3D par CBCT mais nécessité d'un protocole standardisé.</p>
<p>Medelnik et coll. 2011 (31)</p> <p>Accuracy of anatomical landmark identification using different CBCT and MSCT based 3D images. An in vitro study.</p> <p>Niveau de preuve C</p>	<p>4 CBCT et 1 MSCT sur crâne de cadavre</p> <p>11 repères céphalométriques</p> <p>5 mesures linéaires</p> <p>1 mesure angulaire</p> <p>Logiciel VoXim</p> <p>4 examinateurs</p> <p>Evaluation à 2 reprises (14 jours d'intervalle)</p>	<p>- Grande fiabilité des repères de la ligne sagittal médiane</p> <p>- Divergence des points Pog et Gn dans le sens transversal (moins dans sens vertical et sagittal)</p> <p>- Moindre fiabilité des mesures linéaires et angulaires (CBCT&lt;MSCT)</p>
<p>Schlicher et coll. 2012 (33)</p> <p>Consistency and precision of landmark identification in three-dimensional cone beam computed tomography scans.</p> <p>Niveau de preuve C</p>	<p>19 patients</p> <p>32 repères céphalométriques</p> <p>9 observateurs, évaluation à 3 reprises</p> <p>Logiciel Dolphin 3D</p>	<p>Pas de variabilité inter ni intra-observateurs</p> <p>Bonne reproductibilité et précision surtout pour le repère de la selle turcique.</p> <p>Quelques incohérences (porion et orbite) mais non significatives.</p>
<p>Zamora et coll. 2012 (34)</p> <p>A study on the reproducibility of cephalometric landmarks when undertaking a three-dimensional (3D) cephalometric analysis</p> <p>Niveau de preuve C</p>	<p>15 patients</p> <p>41 repères céphalométriques</p> <p>2 observateurs, évaluation à 3 reprises</p> <p>Logiciels i-CAT et Beta Nemo Studio</p>	<p>Bonne reproductibilité intra et inter-observateur (ICC <math>\geq</math> 0.99)</p> <p>Bonne fiabilité des repères: nasion, selle turcique, basion, porion, point a, epine nasale antérieure, pogonion, gnathion, menton, suture frontozygomatique, 1e molaires mandibulaires et incisives maxillaires et mandibulaire.</p> <p>Fiabilité inférieure des foramina supraorbitaires et épine nasale postérieure.</p>
<p>Navarro et coll, 2013 (35)</p> <p>Comparison of manual, digital and lateral CBCT cephalometric analyses</p> <p>Niveau de preuve C</p>	<p>Comparaison : céphalométrie par tracé manuel, sur téléradiographie numérique de profil, sur CBCT en utilisant Dolphin Imaging 11.0™.</p> <p>20 mesures céphalométriques</p>	<p>1- Toutes les méthodes testées ont prouvé être fiables et utiles pour le diagnostic mais avec une différence statistiquement significative entre les tracés céphalométriques manuels et numérique</p> <p>2- Une plus grande fiabilité a été obtenue par CBCT.</p>
<p>Olszewski et coll. 2013 (30)</p> <p>Reproducibility of three-dimensional cephalometric landmarks in cone-beam and low-dose computed tomography</p> <p>Niveau de preuve C</p>	<p>10 crânes de cadavres étudiés par CBCT et scanner</p> <p>24 repères céphalométriques sur 13 sites</p> <p>2 observateurs</p> <p>Evaluation à 2 reprises (1 mois d'intervalle)</p>	<p>- différence significative dans la reproductibilité, en faveur du CBCT, pour 4 sites sur 13</p> <p>- pas de différence significative pour les 9 autres sites</p>

**Tableau 1:** Évaluation de la fiabilité de l'analyse céphalométrique numérique.

## II. Imagerie numérique des tissus mous

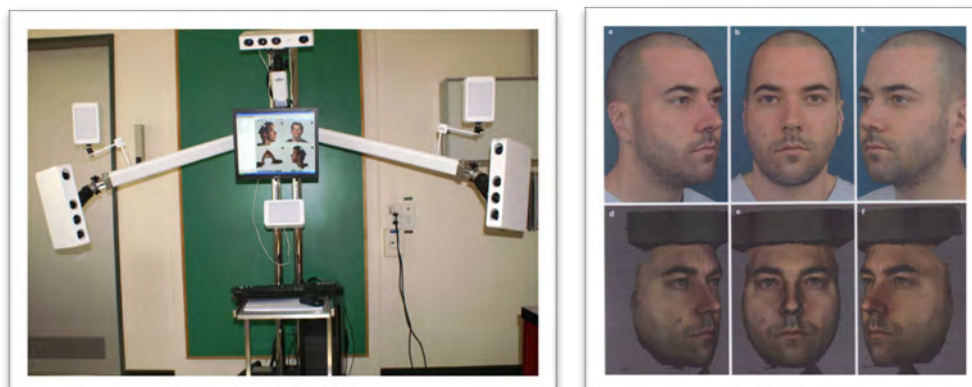
### 1. Définition

Avec les exigences et la demande esthétique croissantes de nos patients, il est important de simuler et d'essayer de prévoir le devenir des tissus mous et donc l'apparence faciale suite aux modifications squelettiques. Parallèlement aux techniques d'acquisition volumétrique par CBCT, un enregistrement 3D de surface est possible. On obtient ensuite une vision virtuelle plus naturelle et réaliste de la tête du patient en incorporant la couleur, la texture et l'aspect des tissus mous de la face (36).

Afin de visualiser les changements volumétriques attendus, l'équilibre neuromusculaire et l'harmonie des différentes structures de la face, les chirurgiens peuvent avoir recours à différentes techniques d'imagerie 3D : IRM, ultrasonographie, scanners de surface, photographie 3D (stéréophotogrammétrie) et imagerie vidéo 3D. Cependant, dû aux inconvénients de certaines de ces techniques (distorsion de surface avec l'ultrasonographie, nécessité d'une position horizontale pour l'IRM et danger pour les yeux lié au laser de surface) (8), une grande partie des auteurs préconisent l'utilisation de la photographie 2D et 3D voire de l'imagerie vidéo (37).

En ce qui concerne la photographie 3D ou stéréophotogrammétrie, plusieurs caméras HD (Haute Définition) décalées enregistrent différentes prises de vues de l'objet cible (Figure 9). La distance entre ces caméras et l'objet est mesurée selon différentes perspectives, ce qui permet de définir des coordonnées tridimensionnelles transformées en image 3D (Figure 10) par des algorithmes et des méthodes de triangulation (38).

De plus, des techniques d'imagerie 4D sont désormais possibles. Elles permettent d'enregistrer la texture des tissus mous de la face ainsi que la dynamique du visage. Elles annoncent un futur très prometteur pour l'imagerie médicale mais restent encore un processus long et fastidieux et donc non bénéfiques cliniquement. Elles peuvent cependant être utilisées à des fins de recherche (36).



**Figure 9:** Appareil de stéréophotogrammétrie comprenant trois unités photographiques modulaires (3dMDTrio System®)

**Figure 10 :** Photographies cliniques 2D standardisée (a, b, c) et photographies 3D (d, e, f) avec le logiciel Planmeca ProMax® 3D Max, ProFace™ (36)

## 2. Avantages de la photographie 3D

La céphalométrie 2D, réalisée à partir de téléradiographies de face et de profil classiques, associée à une photographie 2D conventionnelle restent encore à ce jour très utilisées par les orthodontistes et chirurgiens pour évaluer les tissus mous et planifier le traitement (39). La photographie 3D en revanche donne aux praticiens la possibilité d'enregistrer les tissus mous avec des avantages supplémentaires :

- Rapidité de capture de l'image
- Facilité d'archivage et stockage des données
- Haute résolution
- Possibilité de zoomer sur les structures et les manipuler dans les 3 sens de l'espace
- Moindre irradiation voire irradiation nulle (bénéfique surtout chez l'enfant) (40)

## 3. Fiabilité et précision

Une revue de la littérature de la SFSCMFCO en 2017 (8) a analysé la précision et fiabilité des techniques d'analyse 3D des tissus mous faciaux, en pré et post opératoire. Les résultats ont montré que la stéréophotogrammétrie (ou photographie 3D) avait un haut niveau de précision et une bonne reproductibilité inter et intra-observateur pour l'identification des points de repère des tissus mous (41–46). Il peut donc être conclu que les méthodes d'analyse 3D par stéréophotogrammétrie peuvent être recommandées comme alternative aux méthodes conventionnelles 2D, tout particulièrement dans les cas complexes d'asymétries faciales et dysmorphoses sévères.

En comparant les différentes techniques 3D utilisées, les résultats ont montré que la fiabilité et la reproductibilité des mesures étaient bonnes pour chaque technique, avec des différences moyennes jugées non significatives (45,47).

Auteurs, Année, Titre, Niveau de preuve	Méthodes d'analyse	Résultats
Plooij et coll. 2009 (41)  Evaluation of reproducibility and reliability of 3D soft tissue analysis using 3D stereophotogrammetry  Niveau de preuve C	20 patients  Stéréophotogrammétrie 3dMD Face system®  49 points de référence	Reproductibilité Intra-obs: 0.97  Inter-obs : 0.94
De Menezes et coll. 2009 (42)  A photographic system for the three-dimensional study of facial morphology  Niveau de preuve C	10 patients Stéréophotogrammétrie Vectra®  50 points de référence 16 Mesures linéaires	Erreur moyenne <1mm Excepté chéilion-chéilion  Avec changement de calibre, erreur<0.91 Mesures répétées NS p>0.05
Kook et coll. 2014 (43)  A comparison study of different facial soft tissue analysis methods  Niveau de preuve C	12 (têtes mannequins)  5 méthodes : 3D caméra stéréoscopique DI3D system®, Anthropométrie directe avec pied à coulisse, laser scan, numériseur MicroScriber®, CB MercuRay®  15 points de référence	Bonne reproductibilité : ICC≥0.92  Erreur technique de mesure <0.9 mm  Pour chaque technique erreur de mesure<0.7mm
Nord et coll. 2015 (44)  The 3dMD photogrammetric photo system in cranio-maxillofacial surgery: Validation of interexaminer variations and perceptions  Niveau de preuve C	8 patients  Stéréophotogrammétrie 3dMD Face system®  27 points de référence	Précision bonne à moyenne pour 24 points de référence  Précision basse : points Gonion cutané D et G et point sous nasal
Dindaroglu et coll. 2016 (45)  Accuracy and reliability of 3D stereophotogrammetry : A comparison to direct anthropometry and 2D photogrammetry  Niveau de preuve C	80 patients  3 méthodes : photogrammétrie 2D avec règle calibrée, Anthropométrie directe avec pied à coulisse, Stéréophotogrammétrie 3dMD flex system®  13 points de référence	Différence moyenne entre les 3 méthodes NS (<1mm) avec accord (ICC) : 0.96 (Sn-Prn) à 0.99  Stéréophotogrammétrie : différence moyenne <0.2 mm pour mesures linéaires et <0.2° pour mesures angulaires  Reproductibilité Inter-obs : 0.90 (chéilion dt - gch) à 0.99 (Sous-nasal-menton)
Zogheib et coll. 2018 (46)  Comparison of 3D Scanning Versus 2D Photography for the Identification of Facial Soft-Tissue Landmarks  Niveau de preuve C	30 patients  15 points de référence 5 mesures linéaire et 9 mesures angulaires  3 observateurs, 2 fois chacun + 14 observateurs par questionnaire	Quantitativement, les mesures 3D étaient plus proches de la norme standard (3,3% d'erreur en 2D vs 1,8% en 3D)  67% des observateurs étaient aussi confiant en 3D que 2D  ICC (coefficient corrélation intra-obs) supérieur entre obs en 3D

**Tableau 2 : Etude des techniques d'analyse des tissus mous (8)**

Bien que la stéréophotogrammétrie soit une technique utile et précise dans l'étude céphalométrique des tissus mous de la face, elle est insuffisante pour diagnostiquer à elle seule les anomalies cranio-faciales (37). Nous verrons plus tard que la prédiction des résultats est difficile mais que malgré tout, elle peut être un atout dans la planification et la simulation des résultats comme complément aux autres méthodes d'analyse.

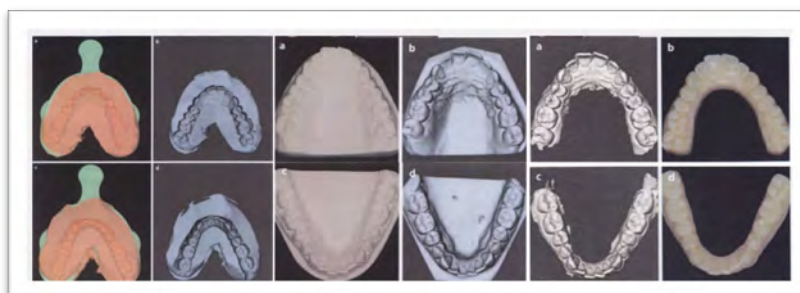
### III. Imagerie numérique des tissus dentaires

#### 1. Définition

Pour une bonne planification, un enregistrement complémentaire de l'occlusion est nécessaire. En effet, un CBCT seul de la tête du patient ne fournit pas un enregistrement adéquat des arcades ni de l'occlusion, deux éléments indispensables à toute chirurgie orthognathique (36).

Selon les recommandations de bonne pratique de la SFSCMFCO (8), afin d'intégrer l'image de la denture aux images des tissus mous et squelettiques, le recours à un modèle virtuel des arcades est préconisé. Ce dernier peut être obtenu par (36,37):

- La numérisation directe des empreintes du patient par CBCT ou caméra intra-orale (IO)
- La numérisation indirecte des modèles en plâtre par CBCT ou caméra IO
- La numérisation intra-orale des arcades du patient par caméra IO



**Figure 11** : Imagerie des tissus dentaires par numérisation directe (gauche), indirecte (milieu) et intra-orale (droite) (36)

#### 2. Efficacité des empreintes numériques

Une première revue systématique de la littérature (47) a comparé les mesures linéaires obtenues sur modèle en plâtre versus modèle virtuel avec différentes techniques d'acquisition (scanner laser et CBCT) et différents points de référence. Les résultats ont mis en évidence une bonne reproductibilité intra et inter-observateur et une bonne validité du modèle 3D pour les mesures linéaires basées sur 2 points de références, quelle que soit la technique employée. Les mesures obtenues sur le modèle virtuel étaient comparables aux mesures obtenues sur le modèle en plâtre.

Une revue ultérieure (48) a confirmé ces données en comparant les mesures sur modèles numériques obtenus par scanner laser à celles obtenues sur modèles en plâtre (manuellement ou à l'aide d'un pied-à-coulisse numérique). Les auteurs ont dégagé de ces études des variabilités mais mineures et non significatives. Ils en ont conclu que les deux techniques d'enregistrement étaient comparables et donc valides pour l'étude des tissus dentaires mais que seuls des modèles virtuels pouvaient être directement associés aux autres images numériques.

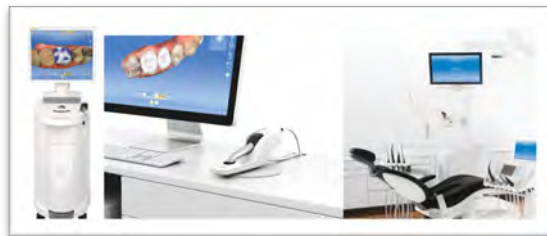
En conclusion, on peut dire que, pour l'évaluation des tissus dentaires, les modèles numériques obtenus par CBCT (sur modèle en plâtre) ou par scanner laser (sur patient ou modèle en plâtre) peuvent être recommandés comme alternative aux modèles en plâtre conventionnels (8).

### 3. Avantages et inconvénients des modèles numériques

#### i. Archivage et stockage des données

La réglementation en vigueur impose la conservation des modèles pendant une durée minimale de 10ans. Ceci représente des milliers de modèles en plâtre à stocker ce qui peut devenir rapidement encombrant. L'utilisation de modèles numériques permet de s'affranchir de cet inconvénient et donc de gagner une place considérable au cabinet (49-51).

Certains auteurs émettent des réserves quant au gain de place, le contrebalançant avec la quantité de matériel et la taille des dispositifs nécessaires (caméra optique, ordinateur). En revanche, il existe maintenant des systèmes permettant de dissocier la caméra de l'ordinateur et de gagner en ergonomie et en place. Les caméras se présentent sous forme transportable plus compacte et sont reliées à l'ordinateur par port USB. Il existe de plus des caméras branchées directement sur l'unité du fauteuil. Il ne faut pas non plus oublier la quantité importante de matériel nécessaire pour la réalisation d'une empreinte conventionnelle (porte-empreintes, matériaux et matériel à empreinte).



**Figure 12 :** différents systèmes de caméras optiques CEREC Omnicam® : sur chariot, dissociée ou liée à l'unité (52)

La conservation informatique des données permet également de diminuer le risque de perte et de casse des modèles. Les fichiers des modèles étant majoritairement encodés et sauvegardés dans un format de type STL, ils peuvent être lus, analysés et utilisés par une multitude de logiciels. Malgré ceci, nous ne sommes pas à l'abri d'une panne informatique ou de logiciel. Il faut donc prendre le soin de réaliser des sauvegardes régulières sur plusieurs interfaces (de type iCloud ou GoogleDrive) ainsi que sur disques durs externes (49-51,53).

#### ii. La manipulation des modèles virtuels

La manipulation des modèles virtuels est simple et rapide. En effet, ils sont disponibles

directement après l'acquisition et sans nécessairement avoir recours à un laboratoire (49).

De surcroît, ces modèles numériques permettent une manipulation virtuelle de la bouche du patient, dans les 3 sens de l'espace sans avoir le patient au fauteuil. Ceci facilite l'étude du cas ainsi que l'établissement du diagnostic (50,54,55).

Aussi, grâce aux nombreux progrès techniques, il est maintenant possible d'étudier les rapports inter-arcades sur un articulateur virtuel. Dans leur étude de 2010, Nadjmi et coll. ont présenté un outil d'occlusion virtuelle qui calcule des rapports réalistes entre les arcades. Il permet au praticien de trouver plus facilement l'occlusion grâce à un CBCT et le logiciel i-CAT™ 3D Imaging System (56). Cette étude a montré une bonne validité et de faibles différences entre l'occlusion déterminée manuellement et virtuellement.

En revanche, certains critiquent cette manipulation virtuelle venant bouleverser les habitudes des praticiens qui restent attachés à l'examen manuel des modèles. Bien que ceci puisse être pallié par l'impression 3D des modèles, ils trouvent qu'il n'existe pas encore de recul clinique suffisant et que la qualité des modèles reste variable (57) (propos controversé).

### iii. Outil de communication

Les modèles numériques servent également à la communication entre praticiens et facilitent la prise en charge pluridisciplinaire grâce au transfert aisé d'un praticien à un autre (54,55). Ils permettent également de faciliter les échanges avec les laboratoires et de gagner en rapidité et efficacité (50,54).

De plus, les modèles numériques peuvent être un atout pour le praticien dans la communication avec ses patients. En effet, ils sont un signe de modernité et d'innovation d'autant plus lorsqu'ils sont associés à des logiciels de planification et simulation. Ils facilitent la présentation des cas et des propositions de plan de traitement de façon ludique et interactive. Cependant, il ne faut pas oublier d'émettre des réserves et d'utiliser cet outil avec précaution pour éviter les faux espoirs des patients. On n'est jamais à l'abri d'échecs ou de modifications donc il ne faut pas que le patient s'attende à la perfection.

Un autre avantage est la possibilité de s'affranchir de l'étape d'empreinte conventionnelle souvent appréhendée par les patients à cause des réflexes nauséux. L'empreinte optique semble être une technique plus agréable et mieux supportée mais il faut aussi prendre en considération la taille de la caméra ainsi que le temps d'acquisition (58).

### iv. Coût

L'acquisition du matériel nécessaire présente un véritable investissement financier, les prix variant de 20 000 à 50 000€ en moyenne (58). Il faut aussi compter le prix des



maintenances, mises à jour et abonnements aux logiciels. Cependant, le coût des matériaux à empreinte, porte-empreintes, frais de laboratoires etc. n'est pas non plus négligeable.

#### v. Précision et fiabilité

Dans une revue systématique de la littérature, publiée en février 2016, Rossini et ses collaborateurs ont étudié la validité et la fiabilité des modèles numériques (59). Les trente-cinq articles sélectionnés ont permis de conclure à :

- Une grande fiabilité et reproductibilité des mesures sur les modèles numériques
- Mais aucune différence statistiquement significative entre les mesures sur les modèles numériques et en plâtre

Dans un autre article publié en 2013 par Güth et coll. (60), les auteurs ont comparé la précision des différents procédés de prise d'empreintes. Ils ont conclu que les modèles numériques montraient une précision significativement plus élevée que celle des empreintes conventionnelles puis numérisation indirecte au laboratoire.

### IV. Fusion des images acquises

La fusion d'images 2D issues de photographies, téléradiographies et modèles numérisés existe et est utilisée depuis plusieurs années. Cette méthode présentant des limites, comme vu précédemment, des nouvelles techniques de fusion d'images 3D ont été développées pour la simulation et la planification des chirurgies orthognathiques. Pour une analyse adéquate, il est nécessaire d'avoir au moins 2 types d'imagerie et de les superposer afin d'éviter les erreurs de diagnostic et les simulations inappropriées.

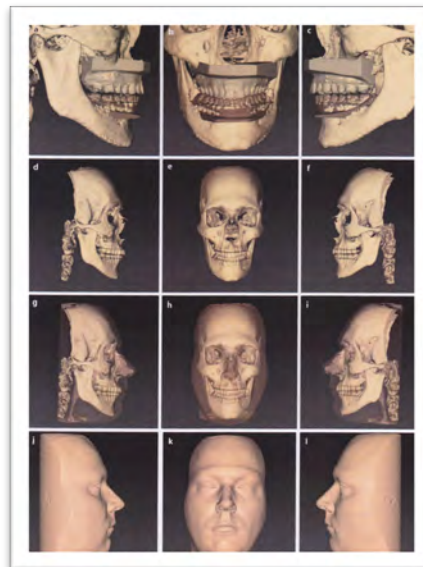
#### 1. Techniques de superposition et de fusion d'images

A partir d'images 3D des tissus squelettiques, mous et dentaires, 4 types de fusion peuvent être réalisées (37):

- Reconstruction du squelette facial et de la denture par fusion des images du CBCT ou TDM avec celles des modèles dentaires
- Reconstruction du squelette facial et des tissus mous de la face par fusion des téléradiographies de face et de profil avec des photographies 2D, des CBCT ou TDM avec des photographies 2D (technique la plus utilisée car facile, précise et peu coûteuse), des CBCT ou TDM avec des photographies 3D (ou laser scanner de surface) ;
- Reconstruction de la surface des tissus mous et de la denture par fusion de photographies 2D ou 3D avec des modèles dentaires (technique peu utilisée car insuffisante).
- Reconstitution d'un modèle virtuel 3D de la tête du patient par fusion des images du squelette facial, de la surface des tissus mous et de la denture.



**Figure 13:** Techniques de superposition par A : fusion de photographies 3D avec des modèles dentaires (logiciel InVivo Dental™), B : fusion de photographies 3D avec les tissus mous capturés par CBCT (logiciel 3dMD), C : fusion de photographies 3D avec les tissus durs capturés par CBCT (logiciel 3dMD) (37)



**Figure 14 :** Superposition et fusion du CBCT avec les modèles dentaire (a-f), visualisation des tissus mous du CBCT (g, h, i) et reconstruction 3D des tissus mous de la face (j, k, l) par « CBCT to image registration » (36)

Aujourd’hui, la fusion des données se fait de façon automatisée à l’aide d’algorithmes informatiques mathématiques selon différentes méthodes : par la sélection de points, de plans ou de surfaces, ou par la reconnaissance et comparaison des niveaux de gris entre les voxels des différentes images. La plupart du temps, c’est la méthode par sélection de points qui est utilisée.

Dans cette technique, des points repères sont sélectionnés (en général par le praticien) sur les différentes images puis celles-ci sont superposées automatiquement de telle sorte à ce que les points coïncident. L’opérateur peut ensuite déplacer et modifier les images manuellement pour améliorer la superposition et effectuer des finitions (61).

Quant à la méthode mathématique par algorithme, le logiciel se base sur la probabilité et la théorie de l’information pour superposer les images sur le CBCT initial pris comme référence. La fusion basée sur les voxels se fait ensuite automatiquement (61). Après superposition, les différences sont représentées par un code-couleur indiquant la distance en

millimètres entre les deux images (62–64). Ceci est particulièrement intéressant pour comparer les CBCT pré et post opératoires ou bien pour effectuer des ajustements après superposition.

La méthode ICP (Iterative Closest Point) permet en plus d'effectuer des comparaisons dans le temps par fusion des images d'un même patient à différents moments. Selon Tai, Park et coll. cette méthode fiable et reproductible peut donc être utilisée pour prédire et suivre les résultats après chirurgie chez des patients en pleine croissance (65–67).

### i. Fusion en passant par des modèles en plâtre

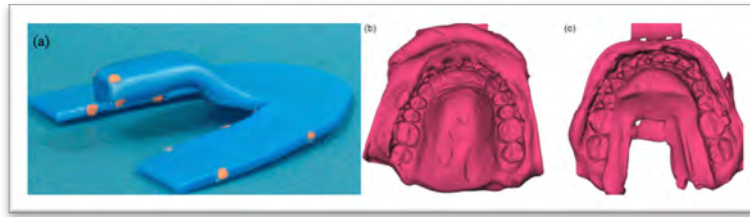
En 2003, Gateno et coll. (68) étaient les premiers à décrire une nouvelle technique pour créer un modèle virtuel de la tête d'un patient, en intégrant les modèles en plâtre numérisés. Ils sont passés par la technique dite « surface-based rigid registration » ou fusion par sélection de surfaces, c'est-à-dire en faisant correspondre différents marqueurs et surfaces d'enregistrement. Bien que précise, cette technique a été jugée insuffisante dû aux différences de posture et de déformation des tissus d'un enregistrement à l'autre.

Plus tard, en 2013, Swennen et ses collaborateurs (36,69) ont introduit la technique « CBCT to image registration », aussi appelée « surface to image registration [STI] » ou « Smart Fusion », qui fait correspondre les voxels par des algorithmes, augmentant donc la précision des superpositions et diminuant les risques de déformation. Cette technique nécessite :

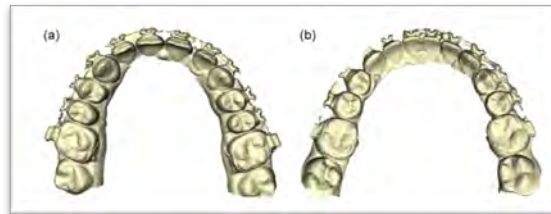
- Un enregistrement CBCT faible dose de la tête du patient en NHP (Natural Head Position) et RC (Relation Centrée) avec une cire d'occlusion et sans déformation des tissus mous de la face.
- Un enregistrement CBCT forte dose et haute résolution des modèles en plâtre, mis en occlusion grâce à la cire d'occlusion réalisée précédemment.

Dans leur étude (69) sur 10 patients, Swennen et ses collaborateurs ont conclu à la validité et précision de leur technique. Cependant, ils ont jugé que cette technique était encore trop longue et fastidieuse, d'un point de vue informatique, et devait être davantage développée pour être intégrée à la pratique clinique.

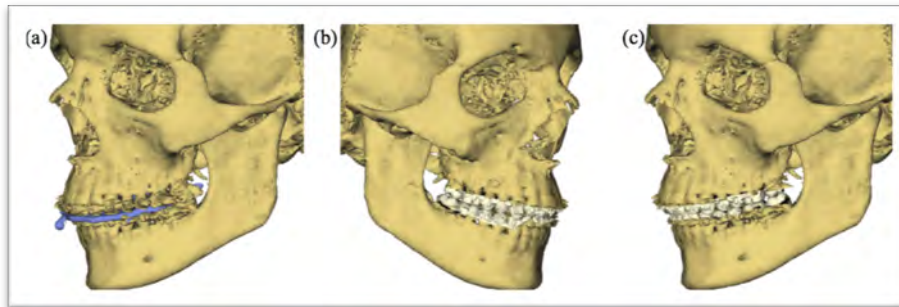
Il existe également une technique intermédiaire, qui passe par un enregistrement CBCT de l'empreinte sans qu'elle soit coulée. Une étude prospective de Swennen et coll (70), sur une population de 30 patients, valide cette technique avec une précision élevée et un décalage moyen faible de  $0,30 \pm 0,16$  mm.



**Figure 15 :** a : cire d'occlusion marquée de points de référence pour la fusion « point based » et numérisation des empreintes b : maxillaire et c : mandibulaire par CBCT (69)



**Figure 16 :** enregistrement CBCT forte dose et haute résolution des modèles dentaires a : maxillaire et b : mandibulaire (69)

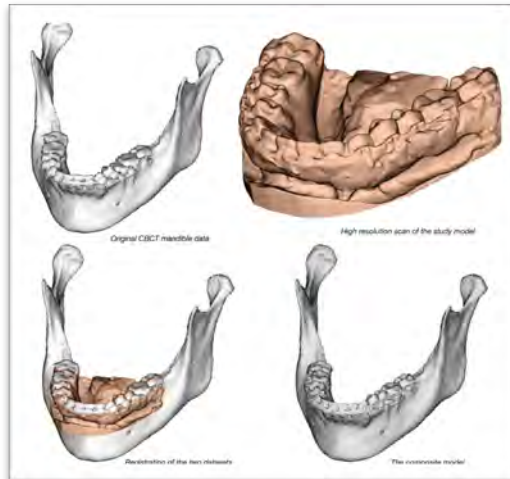


**Figure 17 :** superposition du modèle CBCT faible dose de la tête du patient en NHP et RC avec a : la cire d'occlusion numérisée et b, c : le CBCT forte dose et haute résolution des modèles dentaires (69)

## ii. Fusion en passant par des modèles numériques

De la même façon, une superposition STI du CBCT du patient avec ses modèles numériques permet la création d'un modèle virtuel plus ou moins complet en intégrant l'enregistrement précis de ses arcades et de son occlusion. L'avantage est qu'il n'y a pas besoin de passer par des empreintes conventionnelles et ensuite par la numérisation des modèles, ce qui entraîne un gain de temps considérable (36,71).

En 2013, Hernandez-Alfaro et Guijarro-Martinez (72) ont évalué le bénéfice de l'enregistrement numérique dans la reconstitution de modèles virtuels. Ils ont étudié la précision de la numérisation de l'occlusion et de l'intercuspitation dans des études in vitro (n=3) et in vivo (n=6). Ils ont conclu que cette technique était très prometteuse mais que des études supplémentaires étaient nécessaires afin de valider cette méthode à plus grande échelle.



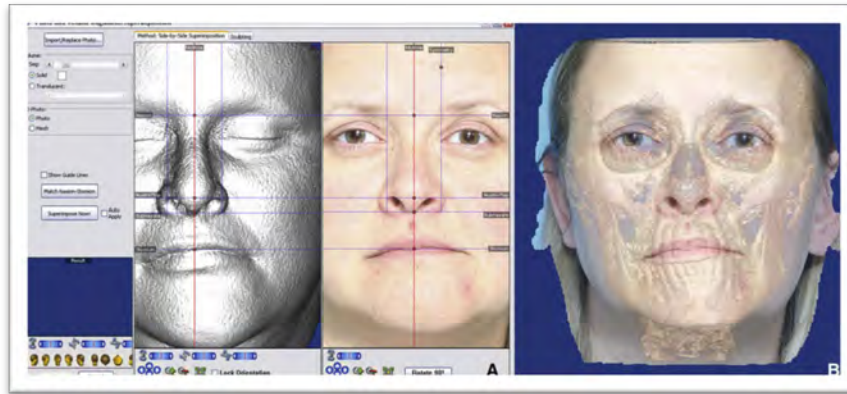
**Figure 18 :** Fusion par superposition d'un CBCT faible resolution avec les modèles numériques des arcades par Dolphin 3D Surgery™ (9)

### iii. Fusion avec des photographies

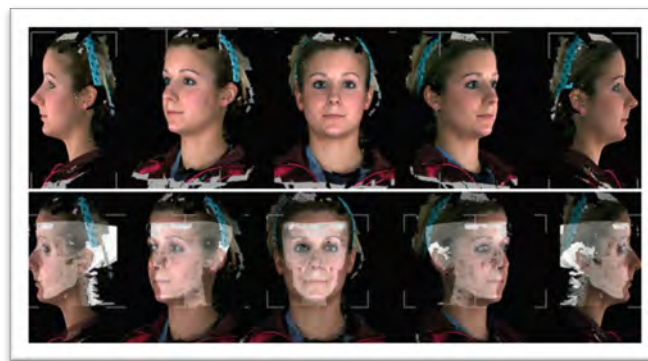
Depuis peu, des auteurs (73) se sont intéressés à la superposition des CBCT avec des photographies 3D. Leur but est d'enregistrer et intégrer des images des tissus mous de la face et de permettre aux praticiens d'évaluer qualitativement et quantitativement la morphologie 3D du complexe maxillo-faciale dans son ensemble.

En 2008, Terajima et coll. (74) ont calculé des valeurs normatives 3D des tissus durs et mous chez des femmes « normales ». Ils les ont ensuite comparées à des mesures céphalométriques 3D avant et après chirurgie orthognathique chez des patients présentant des dysmorphies. Grâce à cette méthode, les auteurs étaient en mesure d'évaluer quantitativement les déviations des structures cranio-faciales par rapport à la « norme » ainsi que les changements des tissus après chirurgie orthognathique. Bien que cette méthode soit fiable cliniquement, ils ont précisé que des études et de la recherche supplémentaires étaient nécessaires avant que cette méthode ne soit utilisée couramment (74).

Depuis, des praticiens, scientifiques et ingénieurs se sont penchés sur le sujet pour développer des techniques plus précises de superposition de CBCT avec des photographies 2D (75) ou 3D (45,46,73,76–78). Il a été rapporté que l'intégration de photographies 3D aux CBCT permettait une visualisation précise et une analyse fiable des tissus mous de la face, avec très peu d'erreurs. Les auteurs en ont conclu que cette technique pouvait être utilisée sans problème comme outil de diagnostic et de planification en orthodontie et chirurgie orthognathique (78).



**Figure 19** : A : Correspondance de points de repère sur une reconstruction des tissus mous par CBCT et sur une photographie 2D et B : superposition par le logiciel Dolphin Imaging™ (75)



**Figure 20** : photographie 3D des tissus mous (logiciel 3dMD) et superposition avec le CBCT (surface-based) (77)

## 2. Contrôle qualité

Quelle que soit la technique utilisée, il est important de passer par une étape de vérification de la qualité de superposition sur le modèle virtuel du patient avant de procéder à la planification à proprement parler. Celle-ci passe par plusieurs étapes définies par Swennen et ses collaborateurs sous forme de check-list (36) :

1. **Etape 1** : vérification de la qualité globale du modèle virtuel
  - Précision de l'enregistrement du maxillaire
  - Précision de l'enregistrement de la mandibule
    - ⇒ Évaluée sur des coupes orthogonales dans les secteurs molaires, canines et incisif et corrélation/comparaison avec photos exobuccales.
  - Qualité générale de l'imagerie 3D des tissus durs
  - Qualité générale de l'imagerie 3D des tissus mous
  
2. **Etape 2** : vérification de la position du condyle en relation centrée
  - Position du condyle droit
  - Position du condyle gauche

3. **Etape 3** : vérification de la qualité d'enregistrement des tissus mous de la face
  - Tissus mous et muscles au repos
  - Absence de déformation de la région sourcilière
  - Absence de déformation de la région péri-buccale
  - Absence de déformation de la région mentonnière
  
4. **Etape 4** : vérification de la bonne position de la tête du patient (PHP)
  - Patient en position NHP (Natural Head Position) vu de face
  - Patient en position TVP (True Vertical Plan ou Plan Facial Cutané) vu de profil
  
5. **Etape 5** : vérification finale de l'occlusion virtuelle du patient et corrélation avec l'occlusion en bouche
  - Ligne inter-incisive
  - Classe d'Angle molaire
  - Classe d'Angle Canine
  - Contact molaire

### 3. Analyse de la littérature

Dans une revue de la littérature en 2015 (61), Park et coll. ont décrit et synthétisé les avantages et inconvénients des techniques sus-citées. Selon les auteurs, bien que la fusion des images 3D soit plus fiable et reproductible que les techniques 2D, sa précision reste un sujet de controverse à cause des risques d'erreurs d'identification des points de repère et erreurs liées aux logiciels informatiques. Ces techniques bénéficieraient donc de recherches complémentaires afin d'en améliorer l'efficacité, la précision et la rapidité (tableaux 3 et 4).

Méthodes	Applications Cliniques	Avantages	Inconvénients
<p><b><u>Basée sur la sélection de points :</u></b> Enregistrement par sélection arbitraire de points assistée par ordinateur</p> <p><b><u>Basée sur la théorie de l'information et les algorithmes mathématiques :</u></b></p>	<p>- Évaluation de la croissance et des structures cranio-faciales avant et après chirurgie.</p> <p>- Évaluation des changements des tissus durs de l'étage moyen de la face (condyles, rami, menton, maxillaires et dentition)</p> <p>- Quantification des dimensions transversale,</p>	<p>Évaluation en 3D plus précise et reproductible par fusion de 2 images chez des patients en phase de croissance et/ou en cours de traitement</p> <p>Evaluation plus réaliste et fiable des changements post-op</p>	<p>Consommation de temps et travail informatique intense</p> <p>Risques d'erreurs d'identification et d'enregistrement des points de référence</p> <p>Risques de variabilité des mesures selon le cadrage des fenêtres, la définition des plans et les nombre et taille des sections</p>

<p>superposition des structures enregistrées, assistée par ordinateur</p> <p>- Méthode ICP basée sur la superposition de surfaces (correspondance de couleurs)</p> <p>- Méthode basée sur le principe de reconnaissance de voxels</p>	<p>verticale et sagittale, malpositions osseuses et dentaires, inclinaisons axiales des dents et visualisation des voies aériennes en 3D.</p>	<p>Observation simultanée des structures bilatérales (ex : condylien) en taille réelle</p> <p>Analyse céphalométrique 3D assistée par ordinateur</p> <p>Suppression des erreurs manuelles grâce à une superposition automatique</p> <p>Création d'un modèle virtuel par reconstruction multiplanaire et codage couleur des images*</p> <p>Création de set-up avec minimisation des biais*</p> <p>Bonne Reproductibilité*</p>	<p>Risque de modifications des mesures cliniques après l'étape de segmentation.</p>
---	---	--	---

\*sujets de controverses dans la littérature

**Tableau 3 :** Présentation des méthodes de superposition 3D par CBCT selon Park et coll. (61)

Méthodes	Applications Cliniques	Avantages	Inconvénients
<p>Enregistrement et superposition de modèles dentaires 3D numériques et/ou de photographies 2D et 3D des tissus mous avec les CBCT</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Évaluation qualitative et quantitative 3D de la morphologie maxillo-faciale et des changements dans les mesures linéaires et angulaires des tissus mous et durs après intervention</li> <li>- Diagnostic avancé et planification des traitements orthodontiques et orthognathiques</li> <li>- Suivi plus précis et fiable de la croissance cranio-faciale, des résultats des interventions et de l'évolution des traitements par rapports aux methods conventionnelles</li> </ul>	<p>Méthode précise et fiable</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Cout</li> <li>- Technique longue</li> <li>- Intervenant dépendant</li> <li>- Recul clinique faible</li> <li>- Peu d'études ou niveau de preuve faible</li> </ul>

**Tableau 4 :** Présentation des méthodes de fusion CBCT et photographies/modèles numériques selon Park et coll. (61)

Dans une deuxième revue systématique en 2011, Plooiij et coll. (37) ont compilé et comparé quinze articles sur les techniques de superposition et fusion ainsi que leur utilisation en orthodontie et chirurgie orthognathique (Tableau 5). Ils ont trouvé que la création d'un



modèle virtuel de la tête du patient était une technique fiable et pertinente pour l'analyse clinique préopératoire, la planification des traitements et le suivi post-opératoire. En revanche, ils trouvent que les logiciels de fusion restent encore trop onéreux et nécessitent d'être améliorés davantage afin de satisfaire aux besoins des praticiens dans leur exercice quotidien en termes de prédiction et simulation des résultats.

Études	N° de Patients	Méthodes	Techniques de superposition
<u>Tissus squelettiques et mous</u>			
Ayoub et coll. 2007 (79)	6	MSCT + Photographie 3D	Surface-based
Groove et coll. 2001 (80)	1	MSCT + Photographie 3D	Surface-based
Khambay et coll. 2002 (81)	1	MSCT + Photographie 3D	Surface-based
Maal et coll. 2008 (82)	15	CBCT + Photographie 3D	Surface-based
<u>Tissus squelettiques et dentaires</u>			
Gateno et coll. 2003 (83)	1	CBCT + empreintes numériques	Marqueurs fiduciaires
Gateno et coll. 2007 (84)	5	CBCT + CT scan des modèles	Marqueurs fiduciaires
Nkenke et coll. 2004 (85)	1	MSCT + CT scan des modèles	Marqueurs fiduciaires
Schutysen et coll. 2005 (86)	10	CBCT + CT scan des modèles	Point-based
Swennen et coll. 2001 (64)	10	CBCT + empreinte CT triple tray	Voxel-based
Swennen et coll. 2007 (86,87)	10	MSCT + CT scan des modèles	Point-based
Swennen et coll. 2007 (88)	10	MSCT + CT scan des empreintes	Point-based
Swennen et coll. 2009 (69)	10	CBCT + CBCT scan des modèles	Surface-based
Uechi et coll. 2006 (89)	2	MSCT + numérisation des modèles	Marqueurs fiduciaires
<u>Tissus mous et dentaires</u>			
Rangel et coll. 2008 (90)	1	Photographie 3D + CT scan des empreintes	Surface-based
<u>Fusion des trois structures</u>			
Olszewski et coll. 2008 (91)	1	IRM + MSCT + numérisation des modèles	Voxel and surface based

CBCT: cone-beam CT; MSCT: multislice CT; IRM: imagerie à résonance magnétique

**Tableau 5 :** Revue systématique de Plooi et coll. sur les techniques de fusion (37)

Plus tard en 2015, Joda et coll. se sont eux aussi penché sur le sujet dans une autre revue systématique (92). Ils ont évalué la faisabilité et la précision des techniques de superposition et de fusion dans la création d'un modèle virtuel en comparant également les différentes approches (Tableau 6). En effet, différentes combinaisons de fusion ont été étudiées, intégrant 2 voire 3 types de structures (squelettiques, les tissus mous et/ou dentaires). Dans les études sélectionnées, la superposition des données 3D se faisait par sélection de points, de surfaces ou la fusion de voxels.

A l'issu de leur analyse, les auteurs sont arrivés à la même conclusion que Plooi et ses collaborateurs en 2011. Ils ont eux aussi précisé que des études supplémentaires, avec des échantillons de plus grande taille, étaient nécessaires afin de valider la précision de ces

techniques. Selon eux, il pourrait également être intéressant de poursuivre et de pousser les recherches davantage afin de développer des modèles en 4 dimensions, intégrant des données dynamiques et fonctionnelles. Ceci permettrait d'étudier les cas à distance et ce dans des conditions réelles.

Etudes	N° de Patients	Méthodes	Techniques	Résultats
<u>Tissus squelettiques et mous</u>				
Ayoub et coll. 2007 (79)	6	MSCT + 3D photographie	Surface-based	Faisabilité, 3D statique
Jayaratne et coll. 2012 (78)	29	CBCT + 3D photographie	Surface-based	Faisabilité, précision, 3D stat
Kau et coll. 2011 (77)	2	CBCT + 3D photographie	Surface-based	Faisabilité, 3D statique
Meehan et coll. 2003 (93)	1	CBCT+ Laser scan	Voxel –based	Faisabilité, 3D statique
Naudi et coll. 2013 (73)	14	CBCT +3D photographie	Surface-based	Précision, 3D statique
Schendel et coll. 2013 (94)	23	CBCT+ 3D photographie	Surface-based	Précision, 3D statique
Swennen et coll. 2009 (15)	1	CBCT+ 2D photographie	Voxel –based	Faisabilité, 3D statique
Xin et coll. 2013 (95)	1	CBCT+ 3D photographie	Surface-based	Faisabilité, 3D statique
<u>Tissus squelettiques et dentaires</u>				
Katase et coll. 2013 (96)	10	CBCT+ DLM	Surface-based	Faisabilité, 3D statique
Lee et coll. 2012 (97)	1	CBCT+ IOS	Surface-based	Faisabilité, 3D statique
Lin et coll. 2013 (98)	14	CBCT+ DLM	Surface-based	Précision, 3D statique
Nkenke et coll. 2004 (85)	1	MSCT+ DLM	Point-based	Précision, 3D statique
Popat et coll. (99)	1	CBCT + DLM	Surface-based	Faisabilité, 3D statique
<u>Tissus mous et dentaires</u>				
Galantucci et coll. 2013 (100)	3	3D photographie + DLM	Surface-based	Faisabilité, 3D statique
Rangel et coll. 2008 (90)	1	3D photographie + DLM	Surface-based	Faisabilité, 3D statique
Rosati et coll. 2010 (101)	11	3D photographie + DLM	Point-based	Faisabilité, précision, 3D stat
<u>Fusion des trois structures</u>				
Joda et coll. 2014 (102)	1	CBCT + 3D photographie + IOS	Surface-based	Faisabilité, précision, 3D stat
Noguchi et coll. 2007 (103)	1	2D céphalo + laser scan + DLM	Point-based	Faisabilité, 3D statique

IOS: intraoral scanning; DLM: digital laboratory modeling; MSCT: Multi slice computed tomography

**Tableau 6 : Revue systématique de Joda et coll. sur la faisabilité et précision des techniques de superposition (8,92)**

Dans la majorité des cas, les études sur la précision et la faisabilité des techniques de fusion 3D concernent la fusion des données squelettiques issues d'un CBCT avec soit des données dentaires issues d'un modèle numérique soit des données faciales issues de photographies 3D. Dans tous les cas, les études ont mis en évidence la faisabilité de ces techniques dans la construction d'un modèle numérique facial (statique), l'évaluation clinique préopératoire, la planification du traitement et le suivi post-opératoire. La précision de ces différentes méthodes hétérogènes doit toutefois être validée par des études complémentaires. L'efficacité et la rapidité mériteraient elles aussi d'être améliorées (8).

# **3<sup>ème</sup> partie : L'APPORT DU NUMÉRIQUE DANS LA PLANIFICATION DES CHIRURGIES ORTHOGNATHIQUES**

## **I. Planification et simulation des chirurgies orthognathiques**

Le terme simulation fait référence à « un processus d'imitation du monde réel à travers un programme informatique par le biais de modèles mathématiques, dans le but d'étudier [...] la modification de certains paramètres et conditions, pour prendre une décision » (104).

Dans la méthode conventionnelle, la simulation chirurgicale aboutissant à la planification chirurgicale passe par un ensemble de manipulations successives : les tracés multiples, la découpe et superposition de calques, les empreintes et modèles en plâtre, la prise de mesures par arc facial, le montage sur articulateur et les set-ups par découpe et mobilisation des éléments. L'ensemble de ces étapes peut être source d'erreurs et d'imprécisions de manipulation. Elles demandent également beaucoup de temps aux praticiens. C'est notamment pour ces raisons que les outils informatiques ont rapidement attiré l'œil des orthodontistes et chirurgiens et qu'ils y ont porté le plus grand intérêt.

### **1. Étapes de planification**

Après création du modèle 3D virtuel et l'établissement du diagnostic par céphalométrie tridimensionnelle et analyse orthodontique, vient la phase de simulation et de planification à proprement parler. Celle-ci comprend plusieurs étapes :

- Vérification des condyles en RC dans les 3 sens de l'espace : étape primordiale car un mauvais positionnement du condyle entraînerait une mauvaise interprétation et donc indication de traitement.
- Dessin des ostéotomies : Découpe des différents segments osseux en suivant les techniques d'ostéotomies classiques et en faisant attention aux structures nobles (nerfs, vaisseaux, racines...).
- Déplacement des fragments et repositionnements des bases osseuses : avec contrôle céphalométrique en direct au fur et à mesure des déplacements et vérification des contacts occlusaux
- Évaluation des déformations des tissus mous : suite aux déplacements osseux simulés et avec validation céphalométrique.
- Dessin des dispositifs de transfert : gouttières, guides, plaques préformées qui permettront de transférer la planification à la salle d'opération et de guider la chirurgie.

En général, les dysmorphies alvéolo-dentaires sont diagnostiquées et prises en charge par l'orthodontiste dans la phase pré-chirurgicale. C'est la décompensation dento-alvéolaire.

Elle vise à corriger les encombrements, malpositions, les axes et l'alignement des dents ainsi qu'harmoniser les arcades entre elles. L'objectif est de retrouver une occlusion stable et une bonne coordination et concordance des arcades une fois les segments osseux repositionnés.

De nos jours, la plupart des logiciels permettent une simulation statique appropriée à l'étude à la fois des tissus osseux (considérés comme rigides et durs) et des tissus superficiels de la face (considérés comme mous et plus malléables).

Le praticien dispose ainsi d'une estimation des résultats en ce qui concerne les tissus osseux, dentaires et surtout le rendu esthétique post-opératoire des tissus mous. S'il n'est pas satisfait du résultat ou s'il souhaite modifier le plan de traitement, il peut tout à fait adapter la simulation, changer le type d'intervention ou le repositionnement des segments jusqu'à obtenir le plan de traitement optimal souhaité. Tout ceci, en trois dimensions et en temps réel. Le système informatique crée ensuite une sorte de recette/mode d'emploi des déplacements à effectuer (direction, longueur, rotation) pour repositionner les arcades en occlusion idéale (83).

Lors de la correction des dysmorphies, il est important de prendre en compte l'esthétique comme la fonction. En effet, ces deux composantes sont non seulement indispensables pour l'harmonie et l'équilibre du complexe maxillo-faciale, mais ce sont aussi les principaux motifs de consultations des patients.

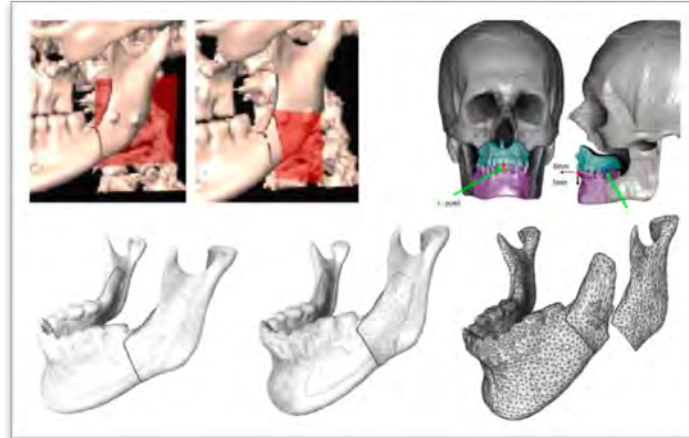
## 2. Simulation chirurgicale 3D des tissus durs

Le but de la simulation chirurgicale 3D des tissus durs est de définir des traits d'ostéotomies sur les modèles osseux virtuels et ainsi segmenter/individualiser le maxillaire, la mandibulaire et si besoin le menton. Les différents segments osseux ainsi créés peuvent ensuite être mobilisés les uns par rapports aux autres en fonction des déplacements souhaités.

### i. Les méthodes d'individualisation des segments osseux

Dans la littérature, deux approches ont été abordées pour la simulation chirurgicale 3D des ostéotomies :

- Simulation par plans de coupe (« clipping planes »)
- Simulation par traits d'ostéotomies dessinés sur la surface osseuse tridimensionnelle



**Figure 21** : Simulation des traits d'ostéotomies par plans (en haut à gauche) ou par dessin interactif sur la surface tridimensionnelle (en haut à droite et en bas) (105)

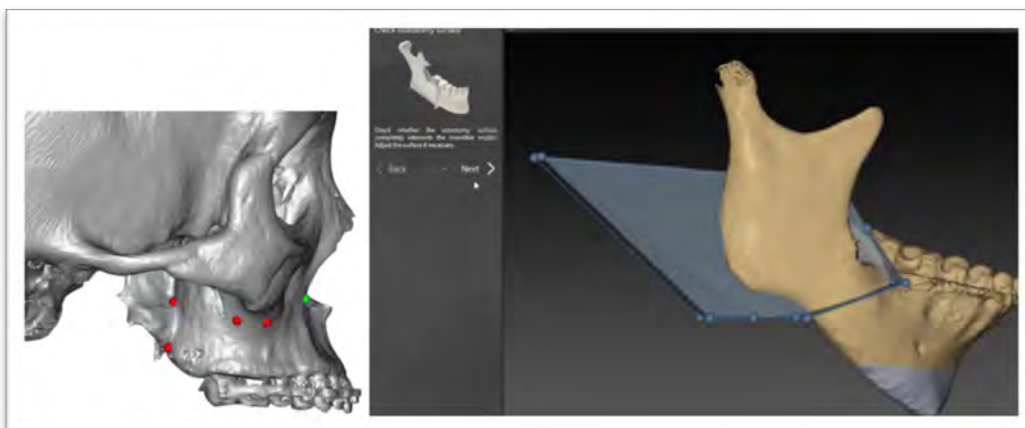
### a. Simulation par plans de coupe

Cette première technique a été décrite par plusieurs auteurs (36,105) et est utilisée par plusieurs praticiens. Il est possible de réaliser les ostéotomies avec un seul plan ou bien en positionnant plusieurs plans indépendants pour améliorer la forme et précision de l'ostéotomie.

L'avantage de cette méthode est sa simplicité. Elle permet de donner rapidement des résultats satisfaisants mais à condition que le positionnement des différents plans soit soigné.

### b. Simulation par traits dessinés

Cette approche peut être comparée à un dessin interactif sur la surface osseuse virtuelle. Elle permet de définir très précisément les traits d'ostéotomies en se rapprochant le plus possible de la situation au bloc opératoire lors de la phase chirurgicale. Cette technique donne de très bons résultats mais nécessite un temps de travail plus élevé que la technique précédente.



**Figure 22** : Simulation des traits d'ostéotomies par dessin interactif de points et de segments (36)

Schutyser et coll. ont décrit en 2000 (106) et utilisent encore une technique intermédiaire qui consiste à utiliser une « lame coupante » qui est orientée en fonction du trait à effectuer et avancée progressivement le long de la surface osseuse afin de réaliser le trait d'ostéotomie par segments de droites.

## ii. Techniques de simulation des déplacements osseux

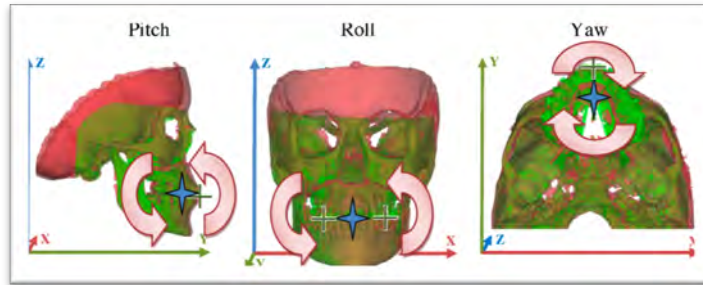
Grâce à la simulation assistée par ordinateur, le praticien peut simuler toutes sortes d'ostéotomies. Une fois les segments osseux individualisés, le praticien est libre de les déplacer à volonté et sans risque. Il peut réaliser des translations, des inclinaisons ou des rotations jusqu'à obtenir la situation idéale. L'amplitude des déplacements est définie selon les critères subjectifs du praticien et objectifs des données céphalométriques de la dysmorphose.

Chez les patients nécessitant une chirurgie orthognathique maxillo-mandibulaire, le maxillaire est généralement déplacé et repositionné en premier (dans 80% des cas). Il sert ensuite de référence pour les déplacements de la mandibule, ce que Swennen appelle la « maxilla-first surgery » (36). Parfois aussi, certains chirurgiens fixent le ramus au maxillaire avec une plaque, le condyle en relation centrée, pour obtenir un positionnement condylien parfait (technique de Beziat et Gleizal).

La correction de l'occlusion peut être obtenue soit par mobilisation des fragments pour les mettre en classe I (à la main ou grâce aux données céphalométriques) soit en superposant les bases squelettiques et les modèles numériques enregistrés directement en occlusion corrigée de classe I.

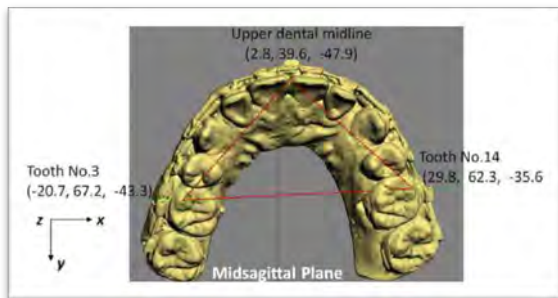
### a. Les déplacements du maxillaire

Le maxillaire peut être assimilé à un triangle, de coordonnées X, Y et Z, passant par le plan d'occlusion et plus précisément par le milieu inter-incisif et les cuspides mésio-vestibulaires des 1<sup>ères</sup> molaires maxillaires droite et gauche. En fonction des déplacements réalisés, le logiciel lit les coordonnées de ce triangle et calcule les variations droite-gauche. Ensuite, soit le praticien effectue les corrections soit le logiciel ajuste la simulation pour corriger les éventuelles asymétries ou rotations ( $0^\circ$  de « roll » and  $0^\circ$  de « yaw »). Puis, la ligne du milieu inter-incisif maxillaire est corrigée pour concorder avec le plan sagittal médian. Enfin, le praticien ajuste le « pitch » du maxillaire, c'est-à-dire le plan d'occlusion, jusqu'à obtenir l'inclinaison souhaitée (Figure 23).

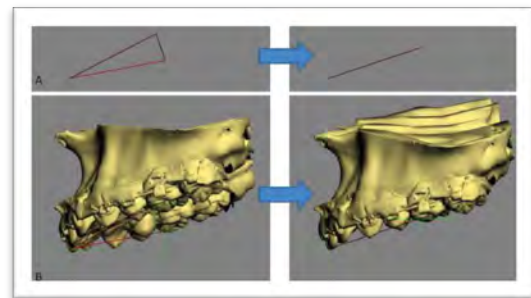


Pitch: rotation du plan d'occlusion (PO) de profil (autour de l'axe médio-latéral); Roll: rotation des arcades et inclinaison du PO de face (autour de l'axe antéro-postérieur); Yaw: rotation en coupe axiale

**Figure 23 : Les différents axes de rotation**



**Figure 24 : La méthode de triangulation décrite par Xia (107)**



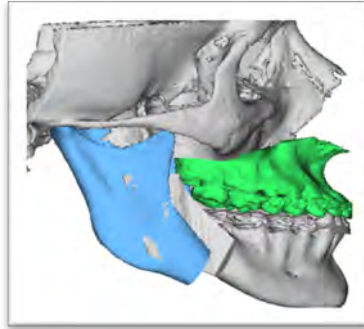
A. Lecture des coordonnées et correction de la symétrie  
B. Transfert du mouvement du triangle au maxillaire  
**Figure 25 : Corrections de la simulation maxillaire**

Cependant, cette méthode, que Xia appelle la méthode triangulaire (Triangular Method) (107), ne fonctionne que dans le cas où l'arcade maxillaire est-elle même symétrique. Si l'arcade est asymétrique, ça sera au praticien de réaliser les ajustements à l'œil nu jusqu'à obtenir une position apparente d'équilibre.

Une fois la symétrie de la base osseuse corrigée, le maxillaire est déplacé dans le sens sagittal antéro-postérieur et vertical pour corriger les dysmorphies et anomalies détectées cliniquement et sur la céphalométrie 3D.

## b. Les déplacements de la mandibule

Une fois le maxillaire en place, les secteurs postérieurs de la mandibule sont déplacés jusqu'à obtenir une occlusion d'intercuspidie maximale (OIM) de classe I. Il est très difficile voire impossible d'obtenir une bonne OIM et de voir les faces occlusales avec précision sans passer par un enregistrement numérique de l'occlusion et fusion avec le CBCT (107). Ensuite, le praticien fait de même pour les secteurs latéraux puis antérieurs avec ou non une génioplastie en fonction de ce qui a été établi lors du diagnostic et du plan de traitement.

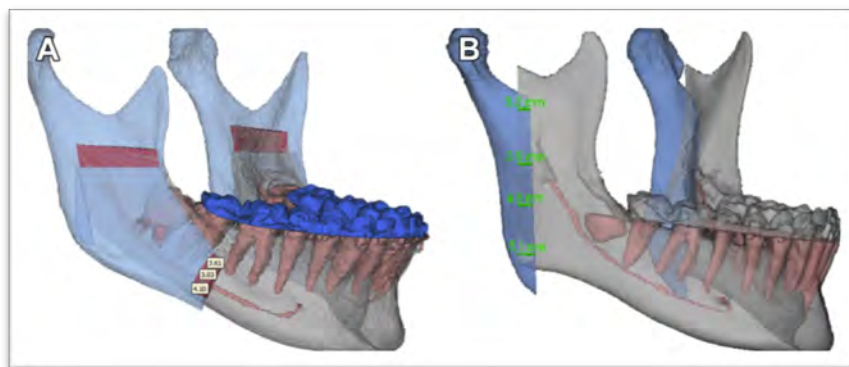


**Figure 26 :** simulation d'une LeFort I et BSSO (ostéotomie sagittale mandibulaire bilatérale ou ostéotomie sagittale des branches montantes) avec déplacements du maxillaire et de la mandibule (108)

### iii. Finitions

Dans certains cas, le repositionnement des segments n'est pas suffisant pour corriger les dysmorphies associées. Ceci peut être dû au fait que dans la majorité des cas, les patients présentent non seulement une position asymétrique des bases osseuses mais aussi des variations dans la taille et la forme des structures entre le côté droit et gauche. Par conséquent, il est important de toujours re-vérifier la symétrie après les déplacements. Dans certains logiciels, il existe un outil appelé « mirror-image » qui permet de copier une moitié de la tête, de la retourner et de la superposer avec la moitié controlatérale. Le logiciel calcule ensuite les différences entre les deux côtés et le praticien peut donc planifier de rajouter du volume (par greffe osseuse), d'en retirer (par ostectomie) ou d'ajuster la position.

Il est également possible de réaliser des vérifications qualitatives et quantitatives des déplacements et de réaliser les ajustements par contrôle céphalométrique direct. Une comparaison du rendu des différentes techniques envisageables est également possible afin de mettre en place la solution la plus avantageuse (108).



**Figure 27 :** Finitions avec évaluation qualitative et quantitative des différentes ostéotomies de la mandibule (108)

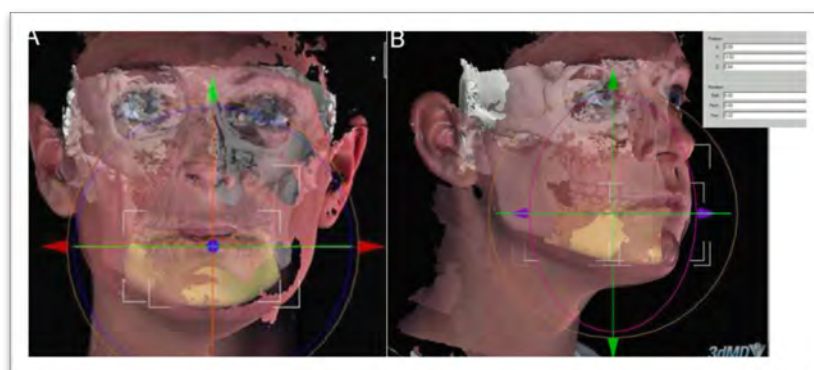
### 3. Simulation chirurgicale 3D des tissus mous

A chaque ostéotomie (segmentation), qu'elle soit maxillaire, mandibulaire et/ou génienne, la transformation (par rotation ou translation) des tissus durs entraîne une modification des tissus mous.



Selon Stokbro (109), il est important de prendre en compte à la fois les tissus osseux et les tissus mous dans la planification 3D de chirurgies orthognathiques. En effet, la ligne sagittale médiane osseuse (milieu de la mandibule, du maxillaire et de l'orifice piriforme) ne correspond pas toujours à la ligne médiane des tissus mous (columelle, philtrum et centre du menton). Il explique de surcroît que c'est impératif pour le chirurgien de respecter cette ligne faciale car c'est elle qui sera alignée au milieu inter-incisif et que le patient verra en premier.

Par conséquent, la prédiction des changements des tissus mous constitue une partie essentielle du diagnostic et de la planification du traitement. Elle permet d'évaluer la faisabilité du traitement, optimiser la prise en charge et surtout améliorer la compréhension du patient.



**Figure 28 :** Simulation des modifications des tissus mous (rotation, position) après déplacements des tissus osseux (104)

### i. La simulation par algorithmes et bases de données

La simulation des tissus mous peut être effectuée manuellement ou par ordinateur, en utilisant des logiciels spécifiques (voir 3<sup>ème</sup> partie, I.4). La prédiction manuelle est basée sur des changements présumés tandis que les programmes informatiques reposent généralement sur des bases de données dérivées d'études qui ont établi des rapports moyens (ratios) entre les mouvements des tissus mous et ceux des tissus durs (110). Ils calculent les déplacements selon des algorithmes mathématiques. Ceci permet de visualiser les changements de la face en fonction des déplacements de structures osseuses (111). Cependant, la précision de cette simulation repose sur la validité des ratios enregistrés dans les bases de données (112,113).

En revanche, la plupart des méthodes numériques supposent que la réponse des tissus mous est linéaire quelles que soient la quantité et la direction du repositionnement des structures osseuses. Il existe de fortes controverses sur la validité de cette supposition (113) mais aussi peu de cohérence entre les différentes études qui déterminent ces ratios.

Selon les résultats de la revue systématique et méta analyse de Kaklamanos et Kolokitha (110), qui suit des directives bien établies, il semble que les déplacements osseux mandibulaires virtuels s'accompagnent d'une prédiction adéquate des tissus mous sus-jacents. Ils ont conclu que les différents rapports modifications tissus mous/ tissus durs pourraient servir de guide initial dans la pratique clinique. En revanche, il faut aussi tenir compte du faible

nombre d'essais cliniques disponibles et de leur hétérogénéité en termes de population choisie, types d'interventions, méthodes d'analyse, études statistiques et risques de biais. Des études supplémentaires établies sur un plus long terme et standardisées en ce qui concerne les participants inclus, interventions effectuées, méthodologie ainsi que la recherche des facteurs de confusion sont donc nécessaires (110).

De surcroît, il a également été rapporté par Kolokitha (111) que plusieurs facteurs individuels peuvent influencer la déformation des tissus mous après repositionnement osseux :

- Le sexe, l'âge et l'origine ethnique
- L'épaisseur pré-opératoire des tissus mous
- Quantité de déplacement, méthode utilisée, déplacement ou non du condyle
- Type et durée de la contention
- Nombre de chirurgiens impliqués
- Passage ou non par une phase orthodontique pré-chirurgicale
- Facteurs biologiques : réponse individuelle/risque de récurrence, centre de rotation de la mandibule, type de croissance...

Un autre point important est le contact des lèvres entre elles ainsi qu'avec les dents. En effet, la position de ces dernières a un impact direct sur la position et le support des lèvres. Cependant, il ne faut pas oublier que toutes ces structures sont dynamiques et que le jeu musculaire rentre également en jeu.

## ii. Simulation par modèle biomécanique des tissus mous

En 2002, Matthieu Chabanas (105) a développé un modèle biomécanique des tissus mous. Ce modèle permet d'intégrer les conséquences morphologiques du déplacement des bases osseuses sur les tissus mous et leur implication dans la décision thérapeutique. Il s'agit d'un modèle aux « éléments finis », constitué d'hexaèdres organisés en bicouche. En intégrant quelques muscles perioraux de la mimique, il permet de visualiser la déformation dynamique lors du sourire par exemple. Avec des propriétés mécaniques basées sur des mesures rhéologiques moyennes, le modèle est ensuite superposé et mis en correspondance avec le CBCT ou TDM pour développer un modèle individuel adapté à la morphologie du patient en question. Il est alors possible de mener la simulation 3D de la chirurgie et de visualiser la déformation adaptative des tissus mous.

Pour simuler les conséquences des repositionnements osseux sur les tissus mous, les nœuds internes du maillage en contact avec les différents éléments déplacés doivent être identifiés. Ceci se fait en plusieurs étapes (105):

- Des premiers ensembles de nœuds sont sélectionnés avec les mêmes plans de coupe que ceux utilisés pour la simulation des ostéotomies ;
- De ces ensembles, il faut enlever les nœuds dits libres sur la surface interne des lèvres et des joues ;

- D'autres nœuds doivent ensuite être libérés pour tenir compte du décollement sous-périosté per-opératoire, notamment autour des traits d'ostéotomies. En cas de génioplastie, les nœuds sur la face antérieure de la mandibule doivent également être libérés.



En bleu : nœuds bloqués fixes ; en noir : nœuds libres; en rouge: nœuds solidaires des segments osseux

**Figure 29** : Les différents ensembles de nœuds internes

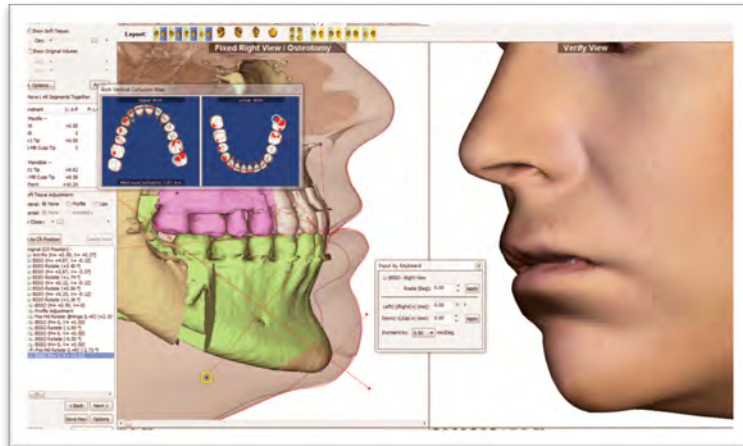
En utilisant tous ces outils, le praticien peut réaliser ses ostéotomies virtuelles et repositionner les segments en temps réel. Pendant ce temps, le logiciel recalcule et déplace les tissus mous en fonction de la nouvelle position des structures osseuses, tout en intégrant la mécanique de la face. Cependant, selon Stokbro (108), des progrès sont encore à faire dans la simulation des mouvements des muscles faciaux pour que cet outil soit véritablement utilisé selon son plein potentiel.

De plus, pour aller plus loin, des cartographies 3D de couleurs ont été utilisées pour prévoir de façon objective les modifications des tissus mous après chirurgie (114). D'autres systèmes d'analyses ont été développés et adaptés pour la capture des mouvements faciaux comme le système d'imagerie 3dMD Face Dynamic Imaging System (115). Cependant, bien que ces méthodes soient innovantes et apportent des informations complémentaires, elles sont longues et jugées non indispensables par certains pour mener une chirurgie orthognathique.

#### 4. Exemples de logiciels

##### i. Dolphin 3D Surgery™ (9)

Le cœur du module 3D Surgery de Dolphin Imaging and Management Solutions est un outil de planification chirurgicale très puissant et complet appelé Treat. Grâce à ce logiciel, il est possible de réaliser des planifications à partir de vues latérales, frontales et transversales. Il existe également de nombreux outils de planification cliniques et numériques utiles conçus spécialement par et pour les chirurgiens, les techniciens et les chercheurs. Tout ce dont on a besoin est des radiographies 3D au format DICOM, des modèles virtuels et des photographies 2D ou 3D du visage.



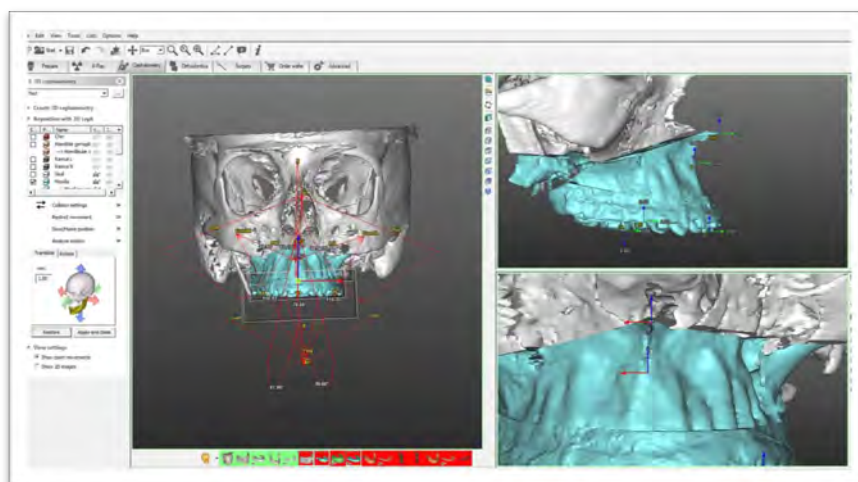
**Figure 30 :** Simulation d'avancé mandibulaire avec Dolphin 3D Surgery ® (9)

## ii. SimPlant® O&O Orthodontics and Orthognatics (116)

Le logiciel SimPlant O&O® est connu pour sa simplicité d'utilisation en chirurgie orthognathique. En effet, il propose des outils simples et rapides de simulation des ostéotomies les plus fréquentes tels que Le Fort I ou la génioplastie, qui seront effectuées de façon quasi automatique. Pour les ostéotomies plus complexes, il existe aussi des simulations de forme libre, c'est-à-dire que ça sera au praticien de tracer ses propres traits de coupe.

Le logiciel fournit de plus des informations 3D complètes sur les dents (la couronne et la racine), les os et les tissus mous afin d'effectuer un diagnostic et une planification 3D les plus précis et complets possible.

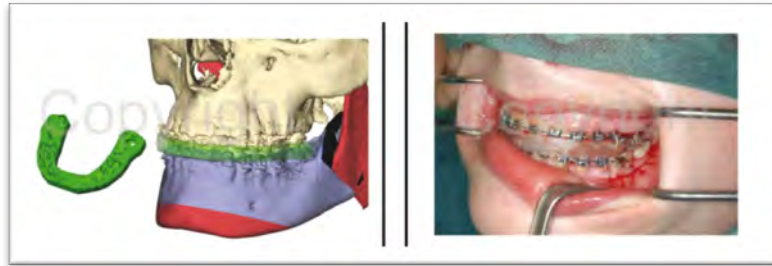
Un fois la planification terminée, il est également possible de produire des gouttières spécifiques au plan de traitement et des guides chirurgicaux par FAO, chose que le logiciel Dolphin 3D Surgery ne propose pas (encore).



**Figure 31 :** Céphalométrie 3D et simulation d'une ostéotomie de Le Fort I avec SimPlant® O&O Orthodontics and Orthognatics (116)

### iii. Maxilim Software® (117)

Le logiciel Maxilim® de Medicim Medical Image Computing permet de réaliser une céphalométrie en 3D et des ostéotomies à partir d'un maillage issu d'un CBCT ou scanner. Il calcule les déplacements des structures osseuses et intègre également une méthode de simulation des tissus mous. Il est ensuite possible de modéliser des gouttières d'intercuspidation et des guides chirurgicaux qui peuvent être imprimés par CFAO.



**Figure 32 :** simulation d'une ostéotomie BSSO et fabrication d'une gouttière chirurgicale avec Maxilim Software® (117,118)

Autres logiciels sur le marché et dont l'utilisation a été retrouvée dans la littérature :

- Proplan CMF® (Materialise, Leuven, Belgium)
- SurgiCase CMF® 5.0 (Materialise, NV Leuven, Belgium)
- 3DMD vultus® (3DMD, Atlanta, Ga)
- InvivoDental® (Anatmage, San Jose, Californy USA).

## 5. Analyse de la littérature

Dans une revue systématique de la littérature, Stokbro et coll. (108) ont analysé 7 études qui comparent les résultats de la simulation et planification virtuelle avec les résultats chirurgicaux réels. La présentation des résultats n'était pas très homogène mais en se basant sur le critère de succès établi à une différence maximale de 2mm (planification vs réel), les auteurs ont mis en évidence que la planification virtuelle était une méthode précise et reproductible. Ils soulignent toutefois que des études plus poussées sont nécessaires afin de mieux valider la qualité de la planification orthognathique assistée par ordinateur (PAO).

Etudes	Nombre de patients	Logiciel	Type de chirurgie	Technique de fusion	Pourcentage de succès (<2mm)
Marchetti, 2006 (119)	25	VISU (Logiciel Indépendant)	BSSO : 5 LFI : 4 Bi-Max : 16 Genioplastie : 4	Surface-Based	80%
Xia, 2007 (120)	5	CASS	Bi-Max : 5	Point-Based	100%
Mazzoni, 2010 (121)	10	SurgiCase CMF (navigation)	BSSO : 1 Bi-max : 8	Surface-Based	86,5%

Tucker, 2010 (122)	20	CMF application software (logiciel indépendant)	LFI : 6 Bi-Max : 14	Surface-Based	100%
Aboul-Hosn Centenero, 2012 (123)	16	SimPlant®	BSSO : 1 Bi-Max : 15 Génioplastie : 3	Point-Based	ICC < 0,4 => 3 ICC 0,4-0,75 => 4 ICC > 0,75 => 10
Zinser, 2012 (124)	8	SimPlant®	Bi-Max : 8	Point-Based	Pas donné
Hsu, 2013 (125)	65	CASS	Bi-Max : 65	Point-Based	100%

BSSO: bilateral sagittal split osteotomy/ ostéotomie sagittale mandibulaire bilatérale; LFI: Le Fort I; VISU: 'virtual surgery'; CASS: 'computer-aided surgical simulation'; CMF: craniomaxillofacial; ICC: coefficient de corrélation intra-classe.

**Tableau 7** : Revue systématique de Stokbro sur la précision de la PAO (108)

Une deuxième revue systématique effectuée par Haas et collaborateurs (126) a évalué la précision de la planification virtuelle en se basant sur 9 articles d'études prospectives. Les études incluses ont été analysées indépendamment et à l'aveugle par 2 auteurs. Cependant, il existait des hétérogénéités entre les méthodes d'évaluation et les études étaient de niveau de preuve faible à moyen avec des risques de biais importants. Malgré cela, les résultats étaient concordants et ont mis en évidence une bonne précision dans les cas de translation (entre 0,07mm au niveau du condyle et 0,6-1,2mm au niveau maxillo-mandibulaire) et de rotation (< 1,5° au maxillaire (pitch) et < 1,8° à la mandibule (pitch)).

Etudes	Nombre de patients	Protocoles et chirurgie	Logiciel	Précision des mouvements
Centenero, 2012 (123)	16	CI II : 9 CI III : 7  BSSO : 1 Bi-Maxillaire : 15 Génioplastie : 3	SimPlant® Pro OMS	Au niveau maxillaire: sagittal <1 mm (0.14–1), vertical <1.2 mm (0.23–1.2), transversal <0.8 mm (0.04– 0.8);
Xia, 2007 (120)	5	CI II : 3 CI III : 2 ⇒ Tous asymétriques  Bi-Maxillaire : 5	CASS	Au niveau mandibulaire sagittal <1.1 mm (0.13–1.1), vertical <0.6 mm (0.33–0.6), transversal <0.8 mm (0.17– 0.8);
Zinser, 2013 (127)	28	CI II : 5 CI III : 23 8 par FAO, 10 par navigation, 10 par méthode conventionnelle  Bi-Maxillaire : 28	SimPlant® Pro OMS	Au niveau mentonnier : sagittal <1 mm (0.3–1), vertical <0.6 mm (0.25–0.6), transversal <0.8 mm (0.76– 0.8)
Hsu, 2013 (125)	65	Bi-Maxillaire : 65	CASS	Au niveau du condyle mand : sagittal 0.18 mm, vertical 0.13 mm, transversal 0.07 mm
Sun, 2013 (128)	15	Bi-Maxillaire : 15	Amira + VisCAM	
Hernandes-Alfaro,	6	CI II : 5	SimPlant®	

2013 (72)		Cl III : 1 1- BSSO : 6 2- Bi-Maxillaire : 6	Pro OMS	Rotations : < 1,5° au maxillaire et < 1,8° à la mandibule.
Li, 2013 (129)	6	Bi-Maxillaire : 6	SurgiCase CMF 5.0	
Shehab, 2013 (130)	6	Cl II : 6 (+EVA) Bi-Maxillaire : 6	VoXim	
De Riu, 2014 (131)	20	Non précisé mais tous asymétriques Bi-Maxillaire : 20	Maxilim	

**Tableau 8 :** Revue systématique de Haas sur la précision de la planification assistée par ordinateur (8,126)

D'autres études plus récentes compilées par la SFSCMFCO (8) ont confirmé la fiabilité et la précision des mesures linéaires et angulaires obtenues avec la planification assistée par ordinateur (PAO). Dans une étude (132) comparant les résultats obtenus par la chirurgie orthognathique assistée par ordinateur et la méthode conventionnelle, les mesures effectuées sur les tissus durs étaient comparables alors que les mesures prédictives des tissus mous étaient significativement plus précises avec la méthode PAO. Cependant, le temps de planification était supérieur en PAO dû à la courbe d'apprentissage.

En revanche, dans une étude prospective (133), comparant le temps nécessaire pour une planification et une simulation 3D par rapport à la technique conventionnelle, il a été mis en évidence une réduction significative du temps de planification d'environ 31% en faveur de la planification virtuelle. Les auteurs estiment que ce temps de travail peut même être réduit jusqu'à 91% en éliminant les étapes de prise d'empreinte, arc facial, montage sur articulateur, préparation des modèles...

Etudes	Nombre de patients et chirurgie	Techniques	Précision des mesures	Temps de planification
Van Hemelen, 2015 (132)	31 (2D) vs 35 (3D)  46 bimax 17 mand 3 max + généioplastie	Technique classique 2D + gouttières de labo  Vs  Tête virtuelle 3D + Maxilim software® + Gouttières FAO	<p><b>Tissus durs</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Horizontal (profondeur): 1.71 mm (2D) vs 1.42 mm (3D)</li> <li>- Vertical (hauteur): 1.69 mm vs 1.44 mm</li> <li>- DM globale: 0.297 mm pour profondeur (p= 0.194) et 0.259 mm pour hauteur (p= 0.178)</li> </ul> <p><b>Tissus mous</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Horizontale: 2.29 mm vs 1.48 mm</li> <li>- Verticale: 2.07 mm vs 1.46 mm</li> </ul>	Temps de planification 2D vs 3D 20 min vs 38 min Pour 3D diminue avec expérience

			- DM globale: 0.810 mm pour profondeur (p= 0.002) et 0.609 mm pour H (p= 0.05)	
Kim, 2015 (134)	12 Max	Modèle conventionnel Vs Modèle 3D Pas de gouttière intermédiaire  Visualization Toolkit®	- <u>Modèle conventionnel vs modèle virtuel</u> DM pour les 3 axes x y, z : 0.27 ± 0.19, 0.41 ± 0.42 et 0.32 ± 0.18 mm pour axes x, y et z soit DM absolue 0.75 ± 0.51 mm  - <u>PAO vs résultats CAO</u> DM axes x, y, z : 0.33 ± 0.29, 0.47 ± 0.52 et 0.30 ± 0.22 mm Soit DM absolue 0.78 ± 0.52 mm	
Zhang, 2016 (135)	30 max-mand	Modèle 3D  Simulation: Dolphin Imaging 11.7 Premium®  Transfert: impression 3D mini-plaques	Modèle virtuel pré-op vs post-op  - Différence globale mesures linéaires : 0.81 mm ; 0.71 mm au max et 0.91 mm à la mandibule  - Différence globale mesures angulaires : 0.95°	
Stokbro, 2016 (136)	13 BM (bimax)  4BM +4 genio  11BM+3 max  2BM+genio +3 max	Protocole CASS materialise®  Dolphin 3D®  Gouttières FAO	Pré-op vs post-op - Différences mesures linéaires: <0.5mm - Différences mineurs significative orientation plan d'occ - Expansion du max < de -1.5mm; - Repositionnement inf du max ac mouvement post de 2mm significatif p< 0.018 - Moy d'erreur des mesures linéaires 0.01mm p<0.001 - Pas de DS segmenté vs non - Génioplastie : DS jusqu'à 4.5 mm	
Wrzosek, 2016 (133)	41 bimax dont 21 avec asymétrie	Simulation classique vs 3D		7.45h (technique conventionnelle) versus 5.10h (technique virtuelle) p<0.001

STL: stéréolithographie, H: hauteur; DS: différence significative; DM: différence moyenne

**Tableau 9** : étude de la SFSCMFCO sur la planification assistée par ordinateur (8)

En ce qui concerne les tissus mous, la céphalométrie et photométrie 2D sont encore largement utilisés pour prédire la réponse à une chirurgie orthognathique. Elles sont considérées comme des méthodes standards dans la planification des cas dits de « routine »



(8,39,137). Cependant, d'autres études (138–140) ont évalué la fiabilité et la précision de la simulation 3D dans les cas plus complexes (tableau 10 ci-dessous).

Les études prospectives de Abe, Liebrechts et Ullah (138–140) ont rapporté des résultats favorables avec une fiabilité satisfaisante et une bonne précision des changements des tissus mous après la simulation 3D. Comparée à la planification classique, le temps de planification semble réduit en planification virtuelle. Cependant, la simulation des zones labiale (138), nasale et paranasale (139) pourrait cependant être améliorée.

Études	N° de patients et chirurgie	Techniques	Précision des mesures virtuelles pré et post-op
Abe, 2015 (140)	15 Asymétries 15 classe II 15 classe III	Logiciel OrthoForecast® 37 évaluateurs	<u>Différence moyenne pré et post-op</u> Groupe asymétrie : 3.1 ±1.4 mm pour images frontales, 2.9 ±0.8 mm pour latérales  Classe II : 2.7±0.9 and 2.1±1.6 mm  Classe III : 1.8 ±1.2 and 1.7±1.0 mm
Liebrechts, 2015 (138)	60 max	CBCT Maxilim® mass tensor model (MTM) algorithme	Différence absolue globale 0.81 ± 0.22 mm  Erreurs de simulation face, lèvres sup, inf et menton : 0.8 mm, 1.2 mm, 1.4 mm et 1.1 mm,  Précision (erreur moyenne absolue ≤2 mm) pour la face entière, la lèvre sup, la lèvre inf et région sous-mentonnaire : 100%, 93%, 90% et 95%,
Ullah, 2015 (139)	13 Le Fort I max	3dMD Vultus®	ICC : 0.87 (zone paranasale droite) à 0.99 (narine droite)  Différence moyenne <3mm pour toutes les zones anatomiques ( $p < 0.001$ ), 0.65 mm pour menton ; 1.17 pour lèvre sup

**Tableau 10** : revue de la littérature de la SFSCMFCO sur la précision de la simulation 3D des tissus mous (8)

En conclusion, on peut dire que la planification assistée par ordinateur est une technique précise et fiable pour les chirurgies orthognathiques ainsi que pour les génioplasties et le repositionnement du condyle mandibulaire. Le temps de planification semble également être réduit par rapport à la méthode conventionnelle. Toutefois, au vu du niveau de preuve insuffisant des diverses études, les auteurs ont précisé que des études cliniques supplémentaires contrôlées, randomisées et d'impact factor supérieur étaient nécessaires.

De plus, la simulation 3D des résultats morphologiques (tissus mous) reste encore à ce jour pas totalement fiable (8). Il est également difficile aujourd'hui de recommander plus spécifiquement une méthode plutôt qu'une autre parmi les différents protocoles proposés. Il serait donc intéressant de développer un protocole standardisé avec des guidelines.

## II. Transfert à la salle d'opération et assistance peropératoire

### 1. Guides chirurgicaux par CFAO

#### i. L'état de l'art

Dans la planification conventionnelle, l'utilisation de modèles en plâtre pour simuler les chirurgies et confectionner des gouttières ou guides est sujette aux erreurs (voir partie III.1). Dans l'ère de l'imagerie 2D, la majorité des déplacements squelettiques était limitée à des mouvements linéaires antéro-postérieurs, médio-latéraux et inféro-supérieurs, ce qui était une situation acceptable pour la simulation classique par modèle en plâtre (36).

L'apparition de l'imagerie 3D a ensuite entraîné un changement de paradigme (127). Contrairement à la planification conventionnelle en 2D, la planification virtuelle 3D permet de prévoir des corrections complexes d'asymétries et de rotation de type « pitch, roll and cant » dans les trois sens de l'espace.

En revanche, si la technique de planification virtuelle 3D semble paraître plus intéressante, il faut assurer un transfert précis et adéquate à la salle d'opération. Ceci passe par la confection de gouttières ou guides chirurgicaux avec aussi des références internes et externes pour le repositionnement vertical (36).

#### ii. Les gouttières chirurgicales

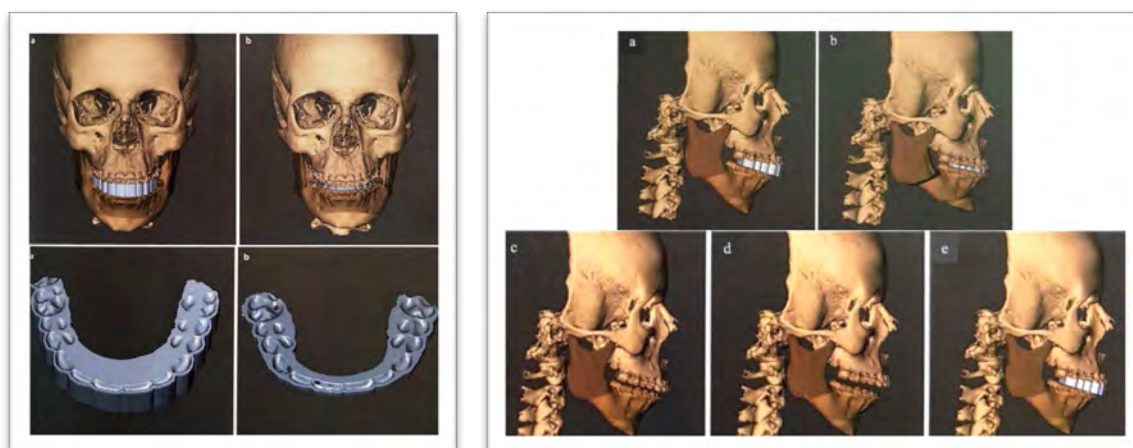
Après la planification individualisée du traitement étape par étape, des gouttières à appui dentaire peuvent être confectionnées et utilisées pour le repositionnement du maxillaire et de la mandibule. Elles peuvent également servir de guide pour la pose de matériaux de greffe pour combler les espaces ainsi créés (108). En général, ceci passe par la fabrication d'une gouttière intermédiaire (posé après la première ostéotomie du maxillaire par exemple) et d'une gouttière dite finale (une fois toutes les ostéotomies maxillaires et mandibulaires réalisées). Selon, Swennen, il existe deux situations cliniques et techniques possibles (36) :

- La séquence « maxilla-first » qui débute par les ostéotomies du maxillaire : le maxillaire est repositionné grâce à une gouttière intermédiaire en fonction de la position initiale de la mandibule, qui n'a pas encore été touchée. Ensuite, la mandibule est déplacée et repositionnée en fonction de la nouvelle position du maxillaire par le biais d'une gouttière finale.
- La séquence « mandible-first » qui débute par les ostéotomies de la mandibule (cas inverse)

Ces gouttières virtuelles conçues et dessinées par ordinateur (CAO), sont ensuite traitées et envoyées au système de FAO. La fabrication peut être effectuée par méthode

soustractive (usinage) ou additive (stéréolithographie ou impression 3D) (36,107,140). Ces deux techniques de prototypage rapide ont montré des résultats similaires en termes de fidélité de transfert et précision de l'adaptation anatomique. Il revient cependant au praticien de vérifier le produit fini et de s'assurer que les gouttières ne rentrent pas en contact avec les brackets orthodontiques positionnées en pré-chirurgical. Ceci pourrait créer des interférences et nuire au bon repositionnement des bases osseuses.

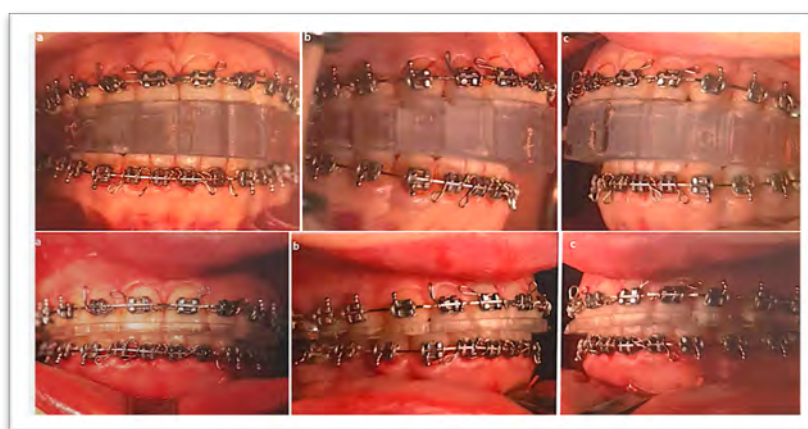
Dans la plupart des cas, cette fabrication passe par une étape de laboratoire (« out-office » ou « lab-side »), ce qui peut être vu comme un inconvénient pour certains praticiens en ce qui concerne l'efficacité et le coût. La FAO réalisée au cabinet (« in-office » ou « chair-side ») résout ce problème et serait intéressante à développer davantage dans le futur (36).



**Figure 33** : vues frontales des gouttières intermédiaire (a) et finale (b) dans un cas « maxilla-first », logiciel Maxilim® 2.3.0.3. (36)

**Figure 34** : vues de profil des gouttières intermédiaire (a) et finale (b) et de la situation pré-opératoire en RC (c), après simulation maxillaire Le Fort I (d) et conception d'une gouttière virtuelle dans un cas « maxilla-first », logiciel Maxilim® 2.3.0.3. (36)

Ces gouttières sont généralement usinées dans un matériau transparent rigide (de type résine polyméthyl méthacrylate PMMA) pour surveiller la bonne position des dents dans les indentations (141).



**Figure 35** : vues intra-orales frontale (a), profil droit (b) et profil gauche (c) des gouttières intermédiaires puis finales réalisées par FAO (36)

### iii. Les guides de coupe

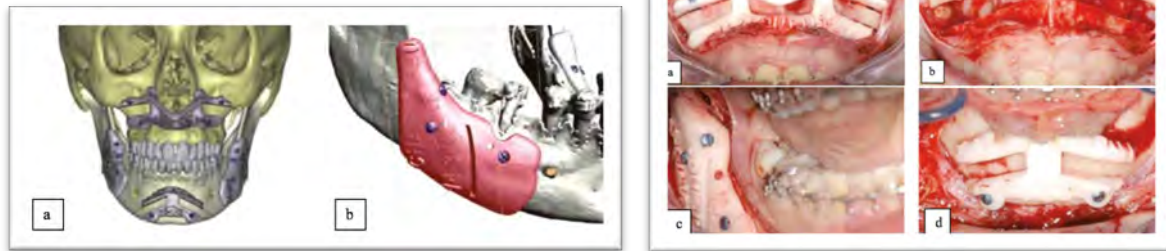
De la même façon, il est possible de dessiner et de fabriquer des guides de coupe en titane, la résine étant trop fragile pour cet effet. Ces guides comprennent à la fois des amorces de coupes et des trous de préforage.

Les amorces de coupe servent à prédessiner les traits de coupe au piezotome (ou par scie et/ou fraises) tout en guidant le praticien sur la localisation exacte, la hauteur et l'épaisseur de l'ostéotomie à réaliser. Les guides de coupe présentent des ailettes latérales ou des rainures destinées à guider la partie travaillante des inserts ultrasoniques. En cas d'impaction maxillaire ou mentonnière, le guide présente deux ailes dont l'écartement correspond à la quantité d'impaction à réaliser. En cas d'ostéotomie sagittale des branches montantes, le guide présente une rainure.

Les trous de forage quant à eux permettent au chirurgien d'être guidé sur la localisation et l'axe d'insertion du foret à l'emplacement des futures vis d'ostéosynthèse. Il faut bien évidemment choisir une zone la plus corticalisée possible. Les guides sont fixés avec une adaptation anatomique parfaite afin d'éviter tout risque de mobilité et d'instabilité lors des ostéotomies, en particulier dans les cas complexes ou dans les zones à relief (angles gonioniques ou le menton par exemple).

Effectuée en collaboration avec l'ingénieur biomédical, la réalisation des guides de coupe demeure sous la responsabilité du chirurgien. Plusieurs éléments dans la conception des guides sont à prendre en compte (142,143) :

- **Leur taille** : la plus limitée possible pour permettre au dispositif de trouver sa place sur le squelette en passant de manière atraumatique sous l'incision muco-périostée.
- **Leurs contours** : arrondis pour ne pas léser les tissus environnants en particulier les berges ou les pédicules vasculo-nerveux (sous orbitaires ou labiomentonnières).
- **Leur forme** : doit épouser avec précision les bases squelettes sans comprimer les structures sous-jacentes (pédicules sous orbitaires et labiomentonnières, septum nasal) ou la sonde d'intubation endonasale. Les guides ne doivent présenter aucune contre-dépouille sous peine de fracture ou d'insertion difficile
- **Leur stabilité** : assurée par la précision de leur contact avec les structures osseuses et peut être augmentée par des minivis d'ostéosynthèse.
- **Leur dessin** : permet l'exécution de l'ostéotomie quel que soit le type envisagé.



**Figure 36** : guides de découpe osseuse et de forage maxillo-mandibulaire et génioplastie (a) et BSSO (b) (143)

**Figure 37** : guides de découpe osseuse et de forage pour chirurgie d'impaction maxillaire (a et b) BSSO (c) et génioplastie (d) (143)

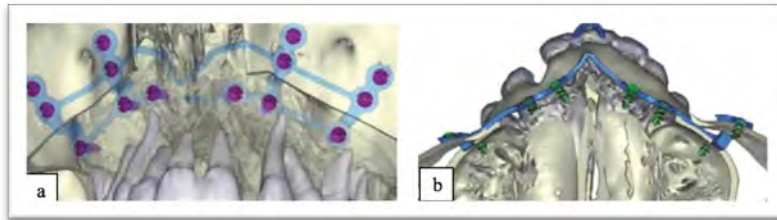
#### iv. Fabrication de plaques et miniplaques préfabriquées

Dans les cas complexes où le repositionnement est plus difficile, des plaques ou miniplaques en titane, préfabriquées par CFAO, peuvent être utilisées (107,140). Ces miniplaques préfabriquées ont la particularité de correspondre exactement à l'anatomie du patient et aux espaces créés par le déplacement des pièces squelettiques libérées par les ostéotomies (143). De la même façon que les guides de coupe et de forage, une attention particulière doit être portée à leur taille et leur forme, qui doivent permettre leur positionnement sous le lambeau muco-périosté. Pour leur positionnement passif et atraumatique, ces plaques ne doivent comporter aucune contre-dépouille.

Au niveau du maxillaire, des échancrures sont spécialement conçues pour épouser les reliefs tels que la base de l'épine nasale et le pied de la cloison mais aussi pour ne pas comprimer la sonde d'anesthésie endonasale durant l'intervention (143). Il en est de même pour les angles goniaux et le menton, comme précisé précédemment.

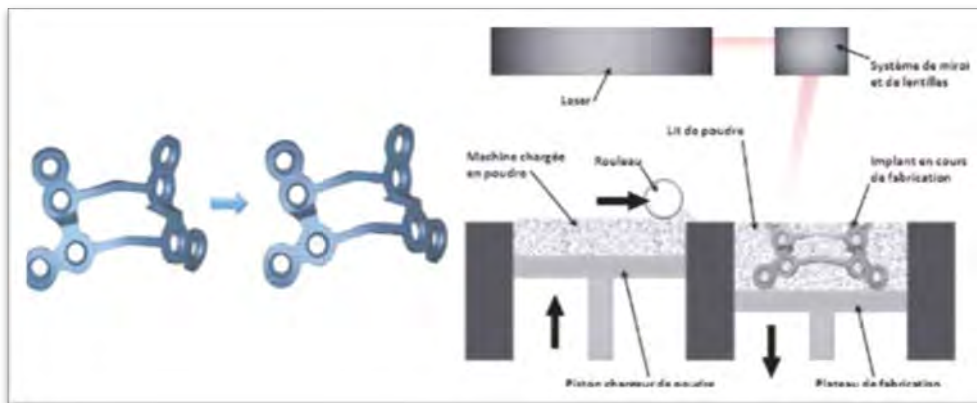
Aussi, le fait de solidariser les miniplaques 2 par 2 (pour les ostéotomies sagittales des branches montantes et génioplasties) ou 4 par 4 (ostéotomies de Lefort I) facilite leur positionnement et augmente la stabilité du dispositif ainsi que la précision de la biosynthèse osseuse (143).

La position et la longueur des minivis d'ostéosynthèse sont également simulées. L'utilisation du « mode par transparence » permet de choisir le meilleur emplacement possible et ainsi préserver les organes nobles environnants. La simulation en « mode de coupe » permet d'apprécier l'épaisseur squelettique (pour choisir la longueur des vis la plus adaptée) et la densité corticale (pour choisir le meilleur ancrage) (143).



**Figure 38** : Positionnement des vis d'ostéosynthèse avec visualisation des rapports anatomiques (a) et choix du meilleur ancrage osseux (143)

Les miniplaques sont fabriquées à partir d'une technique appelée fusion sélective de poudre de titane par laser (144). Cette technique est utilisée depuis de nombreuses années en chirurgie maxillo-faciale. Il s'agit d'une technique par addition « couche par couche » qui permet de fabriquer des dispositifs en titane par CFAO. Après fabrication, chaque plaque est vérifiée puis comparée à la plaque virtuelle sur ordinateur afin de valider l'étape de fabrication. Chaque plaque subit ensuite un traitement de surface par anodisation (pour créer une couche de passivation et éviter la corrosion) puis nettoyée, dégraissée et conditionnée pour être enfin stérilisée à l'autoclave (figure 39).



**Figure 39** : fabrication de miniplaques préfabriquées par fusion sélective

## v. Analyse de la littérature

### a. Etat de l'art

Déjà en 2010, Olszewski et ses collaborateurs (145) avaient présenté une nouvelle méthode de génioplastie guidée et assistée par ordinateur avec transfert de la planification et de la position exacte des vis par plaque préformée. Zinser et coll (123) ont ensuite présenté une méthode de planification virtuelle incorporant des gouttières chirurgicales spécialement conçues sur mesure, contrairement à la fabrication plus « arbitraire » de la méthode classique. D'autres auteurs et chercheurs comme Li (128), Shehab (129), Polley (146) et leurs collaborateurs se sont eux aussi penchés sur le sujet en développant différentes techniques de transfert par conception et fabrication de dispositifs simples pour guider les ostéotomies et le repositionnement des bases osseuses. Bien que ces techniques aient montré un degré acceptable de précision, certains praticiens les trouvent encore un peu compliquées en termes

de confort et facilité de réalisation (124,129,130,146).

Depuis, la méthode par gouttière simple est devenue une alternative pratique à la méthode par deux gouttières dans les cas de chirurgie orthognathique maxillo-mandibulaire par exemple (147). Le but de cette technique est de créer un bloc maxillo-mandibulaire solidarisé en passant directement à la gouttière finale et déplaçant le maxillaire et la mandibule simultanément. Ensuite, une série de vérifications peropératoires sont effectuées au niveau de la ligne médiane dentaire, le plan occlusal, la position et visibilité des incisives, la symétrie des joues, le support labial et la zone paranasale. Enfin, les bases osseuses sont fixées classiquement à l'aide de plaques et de vis. Cependant, les praticiens trouvent qu'atteindre la position désirée manuellement est parfois difficile et peut prendre du temps, en particulier chez les patients présentant une asymétrie faciale.

### b. Précision des gouttières CFAO

Des études in vivo ont évalué la précision des gouttières CFAO. Dans une étude prospective de Zinser et coll. (126), les résultats post-opératoires ont été comparés aux données céphalométriques pré-opératoires. Les auteurs ont conclu que la méthode de réalisation de gouttières assistée par ordinateur pour le transfert chirurgical était plus précise que la méthode de fabrication classique (ou que la méthode de navigation sans gouttière, qui sera vu dans une prochaine partie). Dans une autre étude (148), Shaheen et coll. ont comparé la précision des gouttières par CFAO avec celle des gouttières conçues et fabriquées par méthode classique. Les résultats ont montré encore une fois que la technique virtuelle était plus fiable et précise.

Etudes	N° de patients et chirurgie	Techniques	Résultats
Zinser, 2013 (126)  Niveau de preuve B	30 BSSO  G1 : 8  G2 :10  G3 :12	G1 : gouttières fabrication CFAO Simplant Pro cristal®  G2 : navigation sans gouttière VectorVision, BrainLab® +interactive IGVD. I-planCMF®  G3 : conventionnel Simplant Pro cristal®	Pré-op-virtuel vs post-op  G1 : <0.23 mm ; p > .05 G2 : <0.61 mm ; p < .05 G3 : <1.1 mm ; p < .05
Shaheen, 2015 (148)  Niveau de preuve B	20 14 BSSO  6 BSSO +Le Fort I	MDCT (Siemens Somatom®) + Optical scanner denture Activity 885 ; SmartOptics®  PROPLAN software (Materialise®). 3-matic software (Materialise®) Objet Connex 350 printer (Stratasys®)	Virtuel vs set-up conventionnel  3 points de référence  Erreur moyenne absolue : 0.4mm (0.12- 0.88)

**Tableau 11** : Etude de la SFSCMFCO sur la précision des gouttières CFAO (8)

c. Précision des systèmes de repositionnement.  
Miniplaques et guides de coupe CFAO

Comme alternative aux gouttières chirurgicales, décrites précédemment et basées sur un simple repositionnement et suivi ultérieur de l'ostéosynthèse naturelle, des systèmes incluant à la fois le repositionnement et l'ostéosynthèse peuvent être utilisés. Comme nous l'avons vu, certains chirurgiens utilisent des guides de coupe pour réaliser l'ostéotomie et des mini-plaques sur mesure conçues par ordinateur pour le repositionnement.

Des études récentes (Tableau 12) (149–151) ont montré la faisabilité et la précision de l'utilisation de ces dispositifs. Dans son étude, Mazzoni (149) a utilisé des plaques CFAO de fixation osseuse pour guider le repositionnement facile du maxillaire grâce à des trous de forage inclus dans les guides de coupe. Les auteurs de cette étude précisent que cette méthode permet un contrôle efficace des mouvements de translation transversale, verticale et sagittale et ce en respectant parfaitement la planification virtuelle préopératoire. Ils expliquent que ceci permet d'éviter les erreurs potentielles causées par l'autorotation de la mandibule. Les auteurs soulignent de surcroît certains bénéfices tels que la fiabilité de la technique dans le transfert en salle d'opération sans gouttière chirurgicale, la facilité d'utilisation et la réduction du temps chirurgical.

Dans l'étude de Brunso (150), les auteurs précisent que les mini-plaques permettent un contrôle vertical de l'arcade maxillaire et un placement approprié des condyles dans les fosses mandibulaires. Cette technique est particulièrement utile dans les cas d'asymétries importantes avec une composante verticale marquée, dans les cas d'instabilité occlusale post-opératoire ou dans les dysmorphoses sévères difficiles à traiter par ostéosynthèse conventionnelle (8).

Les avantages de cette technique ont également été décrits par Kraeima et ses collaborateurs (151) en 2016. Dans leur étude, les auteurs ont étudié le repositionnement du maxillaire indépendamment de la position des condyles et de la mandibule sans points de référence extraoraux. Ils ont eux aussi conclu sur la fiabilité et la précision de cette technique.

Les résultats de la littérature ont montré que la planification virtuelle pouvait être employée comme alternative pour dessiner et fabriquer des gouttières chirurgicales par ordinateur sans modèle conventionnel.

De même, l'utilisation de guides de coupe et/ou de perçage et de mini-plaques d'ostéosynthèse conçues et fabriquées par ordinateur peut être proposée à la place des méthodes classiques. Les différentes études ont mis en évidence la fiabilité et la précision des outils CFAO et de ces techniques.



Etudes	N° de patients et chirurgie	Techniques	Résultats
Mazzoni, 2015 (149) Niveau de preuve C	10 max	New Tom VGI® CBCT scanner  Surgicase CMF 5.0 (Materialise Dental®)  Outils : CAD Rhino 4.0 + CAM EOSINT M270 + eNlite Navigation System®	Pré-op-virtuel vs post-op (seuil <2mm)  Précision : 100% : 7 patients 62% -93% : 3 patients
Brunso, 2016 (150) Niveau de preuve B	6 5 bimax  1 max	MDCT SimPlant Pro OMS (Materialise Dental®)  + Lava Scan ST scanner denture (3M ESPE)  Mini plaques CAD-CAM PowerShape software (Delcam, machined from grade 5 titanium (Createch Medical®) )	Pré-op-virtuel vs post-op 3D image (DS : deviation standard)  Avancée max-mand <6mm Max : 0.14 mm (92% ≤1 mm) Mand : 0.34 mm (86% ≤1 mm)  Avancée max-mand >10mm Max : 1.33 mm (66% ≤1 mm) Mand : 0.67 mm (73% ≤1 mm)
Kraeima, 2016 (151) Niveau de preuve C	3 bimax BSSO +Le Fort I	CBCT i-CAT® + LavaTM® Oral Scanner (3M ESPE) Simplant®  Mini plaques CAD-CAM (Createch Medical SL®)	Pré-op-virtuel vs post-op au niveau denture max  DS : 1.3 (1.4) mm

**Tableau 12 :** Etude de la SFSCMFCO sur la précision des mini-plaques CFAO (8)

## 2. La navigation

### i. Définition

Comme nous l'avons vu, les données de la planification et de la simulation virtuelles 3D peuvent être transférées à la salle d'opération en utilisant un guidage peropératoire. Cependant, le recours à des moyens physiques de positionnement peut également être source d'erreurs (152). Une des grandes voies de recherche pour faire face aux imprécisions est l'usage de systèmes de navigation ou techniques « waferless » (sans guide) (8). La navigation correspond à la localisation en temps réel d'un instrument par un système informatique et la superposition avec l'image préopératoire du patient ainsi que la planification virtuelle (153). Comme les autres systèmes de transfert, elle vise à apporter un gain de précision. Elle peut être utilisée dans les cas d'ostéotomies de Le Fort I, les ostéotomies sagittales bilatérales (153,154) et pour le placement du condyle dans les cas complexes d'asymétries (155,156).

De plus, grâce à la navigation, les ostéotomies peuvent être optimisées en localisant

précisément et respectant les éléments anatomiques nobles comme le nerf alvéolaire inférieur ou les racines dentaires. Ainsi, les lésion nerveuses peuvent être évitées plus facilement, les fractures mieux préparées et la fréquence des fractures pathologiques diminuée (105). Le recours à des gouttières chirurgicales et à des mesures céphalométriques per-opératoire au compas et à la règle ne sont plus nécessaires, ce qui facilite le travail du chirurgien et simplifie la chirurgie en supprimant les étapes fastidieuses.

Plusieurs systèmes de navigation (optiques) existent et ont été décrits dans la littérature (157) parmi lesquels Instatrak® (GE Health Care), Stealth Station® (Medtronic-Xomed), eNlite Navigation System® et Stryker Navigation System® (Stryker), Kolibri® et VectorVision® (BrainLab), VoNaviX® (IVS Solutions AG), AccuNavi 2.0® (Shanghai UEG).

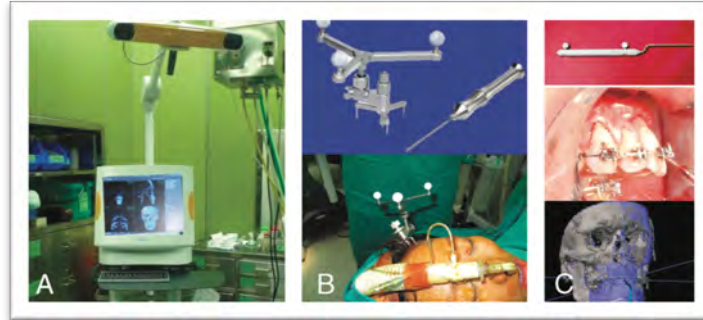
## ii. Les étapes de navigation

La navigation chirurgicale passe par plusieurs étapes, les premières étant semblables aux autres méthodes de planification 3D numérique (157) :

- Imagerie numérique et céphalométrie 3D à partir des données DICOM issues d'un scanner ou d'un CBCT.
- Planification virtuelle du traitement à l'aide de logiciels de simulation chirurgicale.
- Transfert du plan de traitement virtuel dans la console de navigation.
- Mise en correspondance de l'imagerie du patient et de son anatomie réelle (étape de calibrage).

Pour le recalage du patient sur son imagerie, un référentiel crânien est fixé sur sa tête. Puis, un repérage de points d'enregistrement/plans de référence osseux et dentaires à partir de structures facilement identifiables est effectué sur l'imagerie 3D et la tête du patient (nasion, point interincisif, arcades sourcilières...). Le repérage sur le patient s'effectue à l'aide d'instruments calibrés (pointeurs) munis d'un système de « tracking » (si les points sont bien définissables) et/ou par balayage laser pour des surfaces anatomiques plus complexes. Le système de navigation va ensuite effectuer un appariement des points de repère communs et va recalculer le patient sur l'image numérique en créant des correspondances.

Durant l'intervention, le système de navigation va guider les instruments du chirurgien, eux-mêmes enregistrés et calibrés dans le système de navigation en fonction de la planification et de l'ostéotomie à réaliser. Le système de guidage permet également d'aider au repositionnement des segments osseux. Ce guidage sera soit intermittent (à l'aide du pointeur) soit continu avec système de repérage et poursuivi jusqu'à ce que les segments squelettiques atteignent leur position cible.

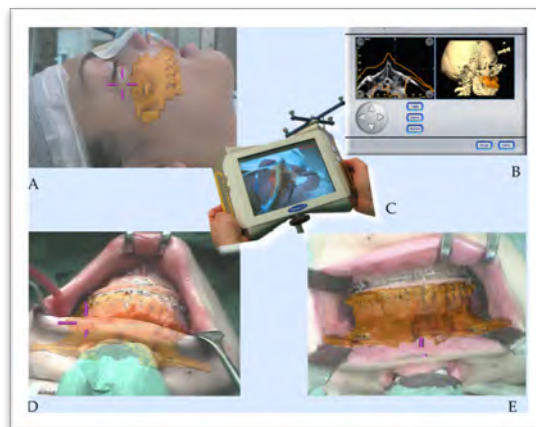


A : écran de navigation avec la planification ; B : référentiel crânien ; C : instrument calibré (pointeur)

**Figure 40 :** Système de navigation Brainlab® (158)

La navigation assure un contrôle en temps réel du bon repositionnement des structures osseuses en permettant une vision simultanée du complexe maxillo-facial dans sa globalité (gestion de la symétrie, alignement des milieux, inclinaison du plan d'occlusion) (120). Elle résout également le problème d'encombrement du site opératoire en diminuant le nombre d'instruments dans la bouche, supprime ou du moins minimise l'utilisation de gouttières chirurgicales et assure un véritable guidage anatomique de la chirurgie orthognathique.

Certains praticiens et chercheurs (36,159,160) sont même allés plus loin en développant des techniques de réalité augmentée. Ces systèmes utilisent un écran LCD portatif (ou casque de réalité virtuelle) muni d'un référentiel, un système de navigation avec caméra infrarouge de détection et une caméra numérique placée au-dessus de la tête du patient. Ainsi, avec l'orientation spatiale de l'écran captée et intégrée par le système de navigation, le praticien peut contrôler le repositionnement des bases osseuses par superposition en temps réel de la planification sur la position actuelle des structures. Ceci crée un monde hybride entre l'environnement réel et le monde virtuel (36). Cependant, la réalité augmentée n'est qu'au stade expérimental dans le domaine de la chirurgie orthognathique.



A : vue préopératoire du maxillaire dans un environnement de réalité augmentée ; B : Ecran de contrôle avec la planification chirurgicale (orange) ; C : Ecran LCD de navigation X-Scope's® ; D : Visualisation d'un défaut de superposition du maxillaire réel avec la planification finale souhaitée (orange) ; E : Superposition parfaite du maxillaire réel et virtuel

**Figure 41:** Système de réalité augmentée par écran LCD (159)

### iii. Analyse de la littérature

Suite à l'avènement de la navigation en neurochirurgie au début des années 1990, cette technologie s'est développée dans le domaine de la chirurgie maxillo-faciale notamment en chirurgie orthognathique. En revanche, la navigation n'a pas toujours été utilisée pour le repositionnement des structures osseuses. A ses débuts, elle servait uniquement à localiser les instruments en peropératoire et à minimiser les risques de complications liées aux structures nobles avoisinantes. En 2010, par exemple, Matsuo et coll. (161) ont utilisé le système de navigation VectorVision® (Brainlab) au cours d'une ostéotomie de Le Fort I chez un patient atteint d'une dysplasie fibreuse maxillaire.

Un peu plus tard, d'autres auteurs ont décrit l'utilisation de la navigation comme aide au repositionnement. Dans des études prospectives (158,162,163), certains auteurs ont évalué la précision des résultats en analysant la différence moyenne entre les déplacements planifiés et ceux obtenus par navigation sans gouttière intermédiaire (Tableau 13). En prenant pour critère de succès une différence maximale inférieure à 2mm entre les résultats post-opératoires et les simulations préopératoires, la précision des systèmes de navigation a été évaluée comme satisfaisante. Des améliorations sont toutefois nécessaires (8). Les auteurs ont également souligné l'intérêt particulier de la navigation dans le repositionnement du maxillaire par rapport à la technique par gouttières. En effet, cette dernière ne permet pas (ou très peu) un contrôle exact de la position verticale et horizontale du maxillaire, dû à la mobilité de la mandibule dont le positionnement reste un challenge en chirurgie orthognathique (8).

Toutefois, dans une étude de Zinser de 2013 (126), comparant la navigation sans gouttière à l'utilisation de gouttières CFAO et à l'utilisation de gouttières occlusales classiques, les auteurs ont montré que la technique avec des gouttières CFAO était la seule permettant de maintenir les condyles en bonne position de relation centrée.

Il a également été mis en évidence que le temps opératoire était significativement augmenté avec la navigation (162) mais que la durée nécessaire diminuait avec l'expérience.

Selon la SFSCMFCO (8), la navigation en chirurgie orthognathique est fiable, relativement précise et les déplacements obtenus sont satisfaisants. Cependant aucune donnée comparative ne permet d'affirmer sa supériorité en termes de bénéfices thérapeutiques par rapport à la chirurgie conventionnelle. Malgré l'avancée clinique importante dans ce domaine, les travaux de recherche restent encore trop peu nombreux et le recul clinique trop faible. Des études randomisées complémentaires sont donc nécessaires pour poursuivre l'évaluation.

Bien que ces deux nouvelles technologies présentent un potentiel prometteur pour le futur de la chirurgie orthognathique, la complexité du flux de travail, l'augmentation du temps de travail et le coût important du matériel ne permettent actuellement pas leur utilisation dans la pratique clinique de routine (36).

Etudes	N° de patients et chirurgie	Logiciel de Simulation	Résultats	Temps Opératoire
Mazzoni, 2010 (120) Niveau de preuve B	10 NC	SurgiCase CMF® + eNlite Navigation system® CBCT superposition	Erreur moyenne de positionnement : 0.28-1.99mm  Erreurs <2mm : 86.5%	NC
Zinser, 2013 (126) Niveau de preuve B	30 BSSO  G1 (gouttières CFAO) : 8 G2 (navigation) :10 G3 (gouttières classiques) :12	VectorVision, BrainLab® +interactive IGVD.  I-planCMF®	Pré-op-virtuel vs post-op  G1 : <0.23 mm ; p > .05 G2 : <0.61 mm ; p < .05 G3 : <1.1 mm ; p < .05	G1 : G3 + 20mins  G2 : G3 + 50mins  G3 : 4,3h (+/- 35mins)
Zinser, 2013 (162) Niveau de preuve B	16 classes III  bimax	Brainab® VectorVision + IGVD CBCT/ I-plan CMF® Céphalométrie à 6 mois	Orthogonal-vertical <0.67 mm mediolateral<0.2mm sagittal<0.37 mm  intraobs ICC :0.82 interobs ICC: 0.79	4.8 h (60 mn de plus que chirurgie conventionnelle)
Sun, 2014 (163) Niveau de preuve B	17 max-mand Le Fort I	Kolibri Brainlab® CBCT à 6-10 sem	Mouvements Sagittal : 0.44± 0.35 mm p= .82 ; DM : 0.23mm  Vertical : 0.50±0.35 mm p = .85 ; DM : 0.20mm  Médio-latéral : 0.56±0.36 mm p= .81 ; DM : 0.14	NC
Lin, 2014 (158) Niveau de preuve B	16 : navigation 21 : guides 16 bimax + 4 genioplasties 1 Lefort I	Brainab®	Différence pré-op post-op 0.05 - 1.46 mm avec guides de positionnement (moy de 0.66 mm) 0.07 - 2.30 mm par système de navigation (moy de 1,20mm)	181 mn

BSSO : bilateral sagittal split osteotomy ; IGVD, interactive image-guided visualization display; DM: Difference Moyenne; NC: non communiqué

**Tableau 13 :** Etude de la SFSCMFCO sur la précision des techniques de navigation (8)

### III. Avantages et inconvénients du numérique dans la planification en 3D des chirurgies orthognathiques

#### 1. Inconvénients de la méthode conventionnelle

Dans la méthode conventionnelle, la planification passe par des empreintes et modèles en plâtre, céphalométries en 2D sur des téléradiographies, des tracés et des découpages à la main et la réalisation de simulations sur des modèles en plâtre. Bien que cette méthode ait été

utilisée pendant longtemps et reste encore pratiquée par certains praticiens de nos jours, il existe un certain nombre de problèmes associés, décrits par Xia dans un article publié en 2009 (107):

- Variations des plans d'analyse : les céphalogrammes sont orientés en fonction du PHF (Plan Horizontal de Francfort) alors que les modèles en plâtre sont montés en articulateur suivant le plan de Camper. En moyenne, ces plans varient de  $8^\circ$ , chose dont la majorité des praticiens ignore ou bien ne corrige pas. Il a été prouvé que cette différence pouvait être à l'origine d'une variation de  $15^\circ$  entre la planification et le résultat final post-opératoire (164).
- L'analyse céphalométrique en 2D : elle ne permet d'effectuer des mesures et calculs que dans un seul plan à la fois, ce qui ne pose pas de problème dans les cas symétriques mais est inadapté à l'étude des cas asymétriques. Pourtant, il a été rapporté que 34 % des dysmorphoses dento-faciales étaient asymétriques (165).
- L'absence de vision en 3D : l'absence de modèle 3D incorporant la totalité des informations pré-opératoires rend la compréhension et le partage pluridisciplinaire difficile, entraînant des variations inter-observateurs (84).
- Le montage sur articulateur : généralement, l'étude est faite sur des articulateurs semi-adaptables qui présentent un plan d'occlusion plus incliné de  $8^\circ$ . Aussi, le transfert par arc facial n'est pas un système 100% exact ni précis. En effet une simple inclinaison presque non perceptible de la tête du patient lors de l'enregistrement pourrait entraîner des erreurs de montage et donc des erreurs de plan d'occlusion (164).
- L'utilisation de modèles en plâtre : mis à part les inconvénients évidents du passage par des empreintes coulées en plâtre, ces modèles présentent l'inconvénient de ne pas enregistrer toutes les zones environnantes (os, muscles, orifices...). Le praticien est donc incapable de visualiser les effets des déplacements alvéolo-dentaires sur le reste du squelette facial et des tissus mous (68,84,87).
- Simulation sur modèles conventionnels : cette étape est souvent jugée aléatoire, imprécise et demande beaucoup de temps et de patience. En moyenne, un praticien expérimenté consacre 3-5heures à ces étapes (166).
- Modèles physiques de la tête : certains praticiens utilisent des modèles 3D physiques de la tête du patient, imprimés par prototypage rapide, ce qui pourrait paraître intéressant. Or, ce modèle coûte environ 2500\$. Aussi, une fois une première simulation réalisée, il n'est plus possible de la modifier en cas d'erreurs ou de changements du plan de traitement. Il faut en imprimer un nouveau (68,84,87).
- La fabrication des gouttières : un chirurgien maxillo-facial effectue plusieurs chirurgies

orthognathiques par semaine en général et demande environ 2 gouttières par cas. Ceci demande également beaucoup de temps, d'autant plus si la gouttière n'est pas adaptée dès la première fois (166).

## 2. Avantages du numérique et de la 3D en chirurgie orthognathique

Comme nous l'avons expliqué, contrairement à la méthode conventionnelle en 2D, la planification virtuelle en 3D permet une analyse exhaustive du complexe maxillo-facial, une simulation de la chirurgie, une prédiction des résultats et un transfert du plan de traitement et ce dans les trois sens de l'espace et tous les plans (8). Il est donc possible de planifier précisément le traitement des cas complexes, des asymétries et de corriger les décalages du plan d'occlusion (« pitch, roll, cant ») (36). Il est également possible de prendre en compte les prévisions de croissance d'un enfant (8).

L'élaboration d'un domaine virtuelle semble donc être la meilleure solution pour la simulation de chirurgies orthognathiques et la prédiction de leurs résultats de façon reproductible. La création d'un modèle virtuel, réplique du patient, permet de manipuler la tête de façon interactive à l'identique d'une chirurgie et ceci grâce à la précision des images 3D. Il convient donc de veiller au bon enregistrement des données (radiographies, modèles numériques, photographies 3D...). Il est ensuite possible pour le praticien de détecter des anomalies plus difficilement détectables en 2D, améliorant ainsi la précision et fiabilité du diagnostic et donc du plan de traitement, de la simulation et de la chirurgie elle-même.

Des études récentes ont comparé la simulation 2D à la méthode 3D et ont montré que, dans certains cas, le recours à la simulation assistée par ordinateur (i-CAT® CBCT ; logiciels SimPlant OMS® or Dolphin Imaging®) a conduit à modifier les plans de traitement initialement prévus en 2D (Tableau 14).

Etudes	N° de patients et chirurgie	Résultats 2D vs 3D		
Lonic, 2016	30 Fente labiale et/ou palatine	Yaw Ligne médiane Roll Génioplastie Pitch	<u>Différence moyenne</u> 3.0±3.1° (0 à 12°) 1.0±1.7mm (0 à 6.5mm) 1.1±2.0° (0 à 7.5°) 1.0±2.1mm (0 à 6.5mm) 0.3±1.0° (0 à 4°)	
Ho, 2017	30 Classe III + Asymmetries	Paramètres étudiés Axe x (Pitch)  Axe z (Roll)  Axe y (Yaw)	Changements angulaires  13.50 (4.04) vs 15.23 (4.03)  1.43 (1.17) vs 0.37 (0.41)  0.00 (0.00) vs 1.88 (1.73)	Différence Moyenne  1.73 (0.41) p=0.00  1.06 (0.23) p=0.01  1.88 (0.32) p=0.00

		Différence inclinaison ramus frontal	4.15 (3.06) vs 0.78 (1.47)	3.37 (3.21) p=0.00
		Axe x	Changements linéaires 1.11 - 1.62 mm	

**Tableau 14 :** Etude de la SFSCMFCO comparant la planification 2D versus 3D (8)

Ces études montrent que le transfert d'un plan de traitement 2D dans un environnement 3D conduit à des variations et donc des corrections à effectuer en termes de position, orientation et forme des structures osseuses. Les auteurs ont conclu que la simulation 3D présentait bien un intérêt, notamment ici dans les cas complexes d'asymétries et en présence d'anomalies telles que les fentes labiopalatines (8).

De plus, il est possible de simuler les chirurgies autant de fois que souhaité et d'établir plusieurs plans de traitements à proposer au patient et à modifier si besoin sans devoir repasser par des étapes d'empreintes etc. (37,72) Nous avons également montré au cours de cette thèse la fiabilité de chaque étape que ce soit en imagerie 3D, simulation chirurgicale et transfert facilité à la salle d'opération par gouttières, guides et/ou plaques d'ostéosynthèse. Un gain de temps considérable en planification mais surtout en per-opératoire a aussi été mis en évidence dans les diverses études, bien que cette technique soit malgré tout chronophage. Aussi, le recours à des plaques préformées évite parfois de bloquer le patient en per et post-opératoire.

Le matériel nécessaire tels que le CBCT, le scanner de surface/caméra optique ou l'imprimante 3D nécessitent certes des coûts initiaux importants. Cependant, le clinicien peut décider de partager l'achat avec d'autres praticiens, car les avantages de l'imagerie 3D s'appliquent à la majorité des disciplines dentaires. Une autre solution est d'adresser le patient à un centre d'imagerie, ce qui permet d'économiser du temps et les coûts initiaux. Sinon, les modèles en plâtre et/ou le fichier de planification peuvent être envoyés à un laboratoire extérieur offrant des services de numérisation et d'impressions 3D.

Un autre avantage, comme nous l'avons vu, est que la relation condyle-fosse glénoïde reste en relation centrée lors des différentes étapes virtuelles (à condition que le premier enregistrement soit correct) (127,150). Ceci permet d'assurer la reproductibilité et fiabilité des étapes et la stabilité fonctionnelle indispensable à l'étude des relations squelettiques et la détermination du diagnostic. Cependant, la position du condyle est un gros sujet de débat et reste encore à ce jour très controversée.

En fin de traitement, le praticien peut contrôler les résultats grâce aux techniques de fusion vues précédemment en superposant un CBCT (ou scanner), empreinte optique et/ou photographie 3D post-opératoires aux images pré-opératoires. De la même façon, les éventuels décalages peuvent être calculés par le logiciel permettant une analyse exhaustive qualitative et quantitative du résultat de la chirurgie orthognathique.



Pour terminer, nous pouvons évoquer un autre avantage majeur qui est la communication, que ce soit avec le patient ou bien les autres praticiens inclus dans la prise en charge du cas. En effet, le diagnostic peut être partagé et très clairement montré au patient de façon interactive et ludique, permettant une meilleure compréhension de la situation. Cela aide aussi dans la présentation claire et nette de son plan de traitement et la visualisation en temps réel des résultats prévus (par simulation vidéo) afin d'obtenir son consentement éclairé (122). De même, ces techniques virtuelles 3D facilitent le principe de télé-médecine et de pluridisciplinarité. Elles permettent le partage avec des confrères ou consœurs dans n'importe quelle partie du monde ou d'adresser le cas et de réaliser une consultation instantanée à distance si besoin.

### 3. Inconvénients du numérique et de la 3D en chirurgie orthognathique

Malgré les grands avantages apportés par cette nouvelle technologie, il existe toutefois certains inconvénients à ne pas négliger.

Bien qu'il existe des techniques d'imagerie 3D avancées capables d'enregistrer individuellement le squelette, la dentition et les tissus mous, il n'existe actuellement aucune technique d'imagerie capable de capturer la triade complète simultanément avec une qualité satisfaisante pour une chirurgie orthognathique (72).

De plus, la troisième composante de la triade, les tissus mous sus-jacents, n'est toujours pas représentée de façon fiable et précise comparée à la haute précision obtenue par l'imagerie des tissus durs et de la dentition. La prédiction exacte des résultats est donc très difficile (72). Aussi, les modifications des tissus mous n'imitent pas toujours celles des tissus durs sous-jacents en raison des différences individuelles, notamment en termes d'épaisseur, de tonicité ou de réponse à la technique chirurgicale appliquée (111). Bien qu'il existe des méthodes de simulation par modèles biomécaniques (105), le recul clinique reste encore trop faible pour valider cette technique avec certitude. Puisque, pour le moment, la prédiction des tissus mous n'est pas encore entièrement fiable, il ne faut pas oublier de le préciser au patient et d'émettre des réserves quant au résultat final.

Rappelons également que les modèles virtuels 3D sont, malgré leur précision, une représentation statique des tissus du patient. Par conséquent, un examen physique détaillé est essentiel pour obtenir les informations dynamiques et fonctionnelles extrêmement précieuses pour une planification de qualité (72). Le diagnostic dynamique virtuel en quatre dimensions, (du sourire, des muscles, les mimiques, les tics et autres habitudes par exemple), a été présenté récemment et sera probablement intégré dans le futur (15,36).

Dans les cas de chirurgies maxillo-mandibulaires, il est difficile de repositionner les

segments à l'identique par rapport à la simulation pré-opératoire. Si la précision de repositionnement du maxillaire est quasi parfaite, celle de la mandibule est plus complexe en raison de son instabilité (position des condyles et autorotation) et de la difficulté d'obtenir une occlusion unique, reproductible et stable. En effet, l'instabilité de la mandibule sur laquelle est placée la gouttière intermédiaire peut directement interférer avec le positionnement du maxillaire dans la position désirée. Puisque la position du maxillaire sert de référence pour le repositionnement mandibulaire, toute erreur au maxillaire sera amplifiée à la mandibule. Ceci peut être amélioré par les guides de coupe et de positionnement mais ces techniques manquent encore de recul et de précision (8).

Un autre inconvénient est le coût. En effet, il est presque impossible d'utiliser ces techniques en clinique en France. Les chirurgiens les plus chers prennent entre 6000 et 7000 euros, alors que la plaine 3D coûte à elle seule plus de 2000 euros si on inclut les guides ainsi que les plaques pré-formées. C'est entre-autre pour cela que même les grands chirurgiens de notre époque utilisent encore la technique conventionnelle la plupart du temps.

Il existe aussi un risque de perte des données (comme avec tout système informatique) et du matériel, ce qui demande un équipement informatique, un laboratoire d'ingénierie, un système de stérilisation et un service de livraison sans faille.

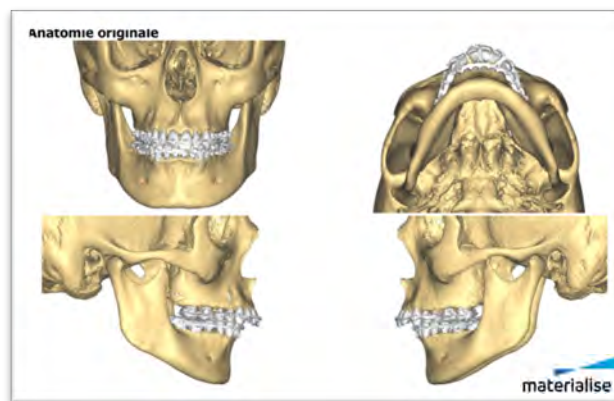
Pour terminer, on peut aussi citer la nécessité parfois d'utiliser un dispositif transjugal à cause d'un manque de place à la fois pour le guide chirurgical et le contre angle ou piezotome. Le praticien est donc parfois contraint de passer par la joue pour réaliser l'ostéotomie.

## 4<sup>ème</sup> partie : CAS CLINIQUES

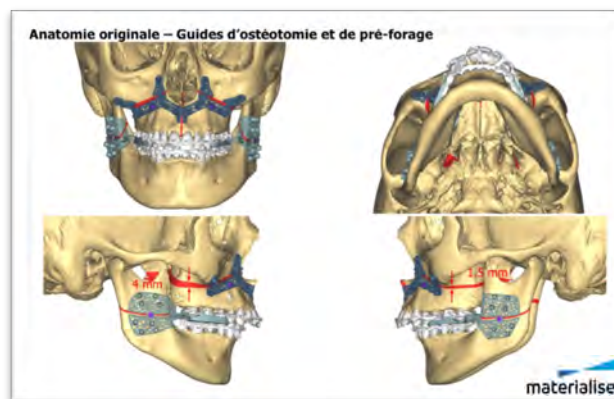
### I. Cas Clinique 1

Cas clinique d'une classe II squelettique avec endomaxillie, corrigée par Lefort 1 d'impaction, expansion maxillaire et ostéotomies mandibulaires sus-spygiennes d'avancée. La chirurgie a été réalisée avec des guides de coupe et de forage ainsi que des plaques d'ostéosynthèse faites sur mesure par CFAO.

Cas clinique réalisé à l'Hôpital Universitaire de la Pitié Salpêtrière (Dr Jean-Baptiste CARUHEL) avec le logiciel SimPlant® de Materialise.

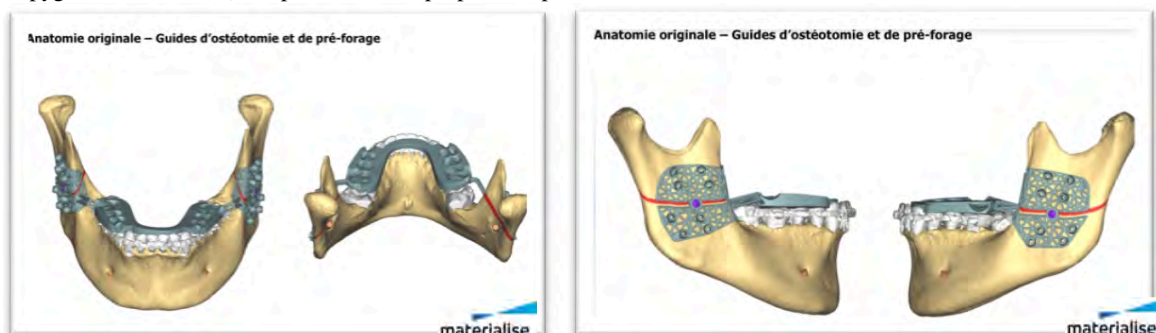


**Figure 42 :** situation initiale avec superposition des tissus osseux et dentaires

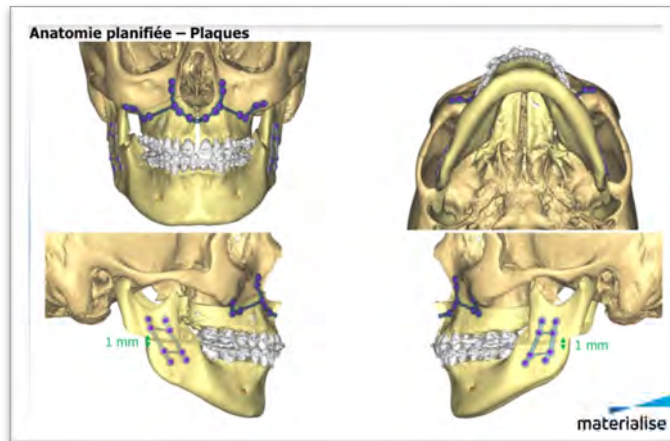


**Figure 43 :** simulation des ostéotomies avec mise en place de guides de coupe et de pré-forage

Les bandes rouges représentent les bandes à réséquer lors de la chirurgie (impaction de 4mm et ostéotomies mandibulaires sus-spygiennes d'avancée). La planification à proprement parler a été réalisée de manière conventionnelle.



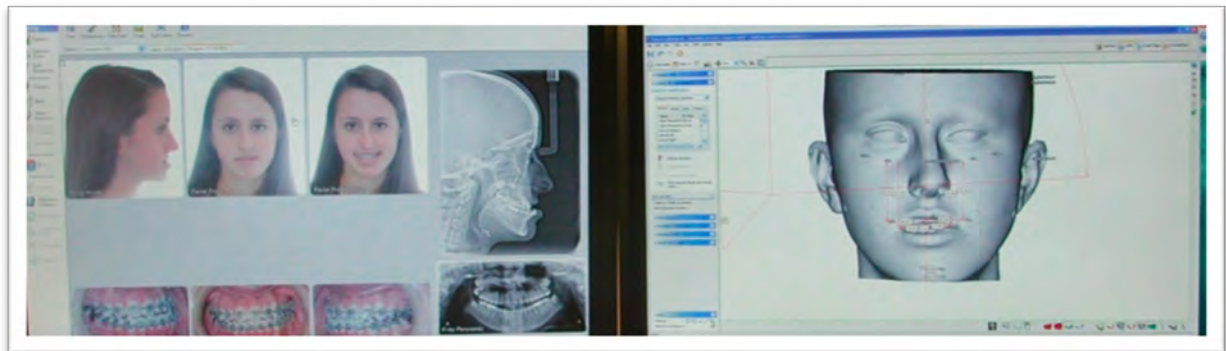
**Figure 44 :** Guide d'ostéotomie et de pré-forage mandibulaire



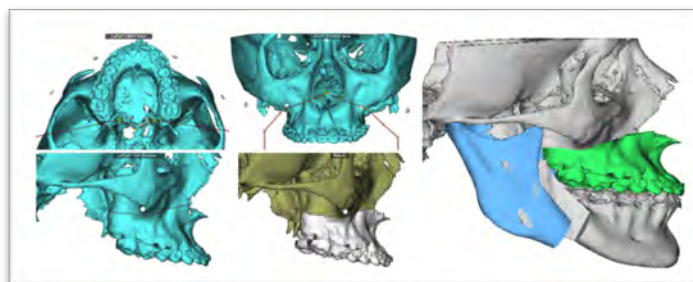
**Figure 45 :** Situation planifiée avec réalisation de plaques d'ostéosynthèse  
 Les bandes vertes représentent les zones à combler par greffe osseuse au niveau basilaire (1mm)

## II. Cas Clinique 2

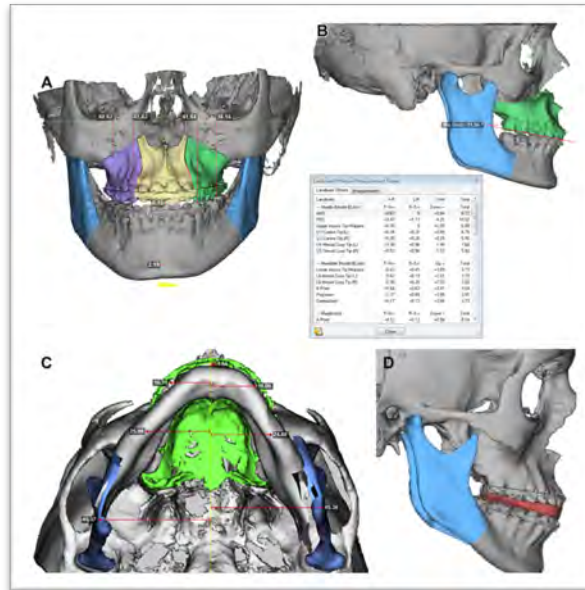
Cas clinique d'une classe III squelettique avec hyperdivergence corrigée par Lefort I d'impaction et d'avancé maxillaire et une BSSO. Ce cas a été réalisé par Farrell et coll. (108)



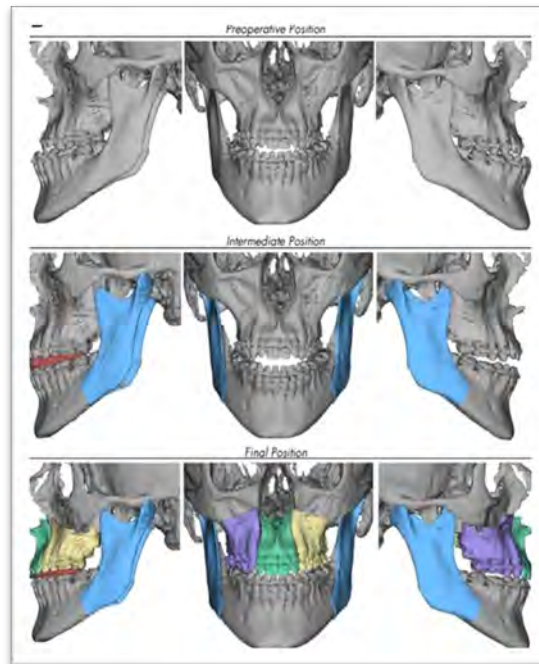
**Figure 46 :** Situation initiale avec documents pré-opératoires (photos, radiographies et céphalométrie 3D)



**Figure 47:** Simulation des ostéotomies par traits dessinés



**Figure 48 :** Contrôles directs par céphalométrie 3D lors de la simulation



**Figure 49 :** Étapes de planification avec conception des gouttières intermédiaire et finale

La chirurgie s'est ensuite poursuivie de manière classique avec conception et fabrication de plaques d'ostéosynthèse (illustrations non fournies).

### III. Cas Clinique 3

#### **Cas clinique de Benoit Philippe (167) :**

Patient âgé de 50 ans avec une classe III modérée d'origine maxillaire (micromaxillie) et mandibulaire (hypermandibulie) associée à symphyse mentonnière hyperdéveloppée (macrogénie) et une langue en position basse (fig. 17 à 19).

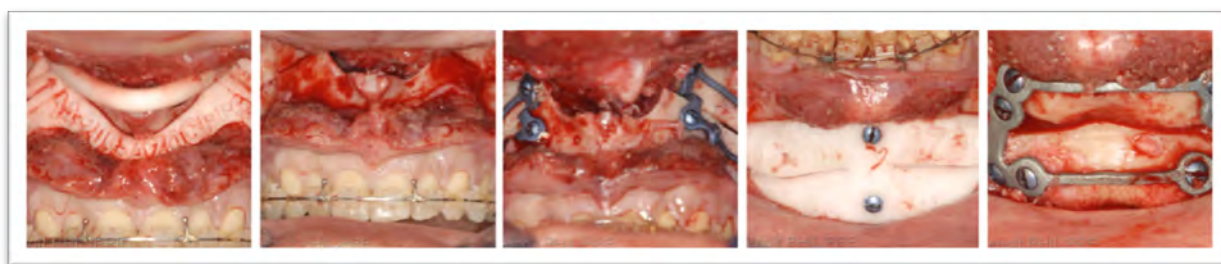
L'indication opératoire est mixte : fonctionnelle, occlusale et esthétique. Le profil concave, le menton hyper développé et les sillons naso-géniens sont jugés dysharmonieux par le patient. Après une phase orthodontique pré-chirurgicale d'alignement, nivellement et concordance des arcades (Dr Denis Paulus, Paris), une ostéotomie de Lefort I d'avancée de 7 mm et une ostéotomie de recul du menton de 4 mm ont été réalisées (fig. 20 et 21).



**Figure 50 :** Situation initiale avec documents pré-opératoires (photos, téléradiographie, CBCT)



**Figure 51 :** Simulation d'avancé maxillaire et recul génién puis conception de guides de coupe et plaques d'ostéosynthèse



**Figure 52 :** vues peropératoires avec guide de coupe maxillaire, trait d'ostéotomie Lefort I, repositionnement et stabilisation par miniplaques, guide de coupe mentonnier et repositionnement et stabilisation du menton par miniplaques préfabriquées



**Figure 53 :** Situation post-opératoire

## Conclusion

Avec l'évolution rapide des nouvelles technologies et innovations de nos jours, il est extrêmement important pour les orthodontistes et chirurgiens maxillo-faciaux de se tenir au courant et de rester à la pointe du progrès.

En chirurgie orthognathique, les avancées récentes dans l'imagerie médicale tridimensionnelle telles que le CBCT, les empreintes optiques, l'impression 3D ainsi que les logiciels numériques ont permis aux praticiens de résoudre un grand nombre de problèmes. Elles ont favorisé l'approfondissement du diagnostic, du pronostic, l'établissement facilité du plan de traitement ainsi que la réalisation de la chirurgie elle-même. La prévisualisation et simulation claire et précise du traitement simplifient également la communication avec le personnel soignant et le patient.

Au fil de cette thèse, nous avons mis en évidence que le numérique et la planification en 3D pouvaient être indiqués dans toutes sortes de chirurgies mais présentaient surtout un intérêt dans les cas complexes comme les asymétries, les ostéotomies de Lefort II et III ou les chirurgies maxillo-mandibulaires. Ces technologies et méthodes sont également fortement conseillées lorsque les praticiens souhaitent tenter des nouvelles techniques de chirurgies car elles permettent de les tester préalablement sur des logiciels. La simulation virtuelle peut donc servir d'entraînement. De plus, dans les chirurgies secondaires de « rattrapage » après récidives ou erreurs, la simulation peut s'avérer utile pour corriger la situation et faire face aux difficultés rencontrées initialement.

En considérant la littérature, malgré le peu d'articles de haut niveau de preuve, "l'evidence based medicine" a permis de conclure sur plusieurs points :

- Faisabilité des techniques numériques dans la construction d'un modèle virtuel facial statique, pour l'évaluation clinique préopératoire, la planification du traitement et le suivi post-opératoire. Les différentes techniques de fusion étant très hétérogènes, des études complémentaires sont toutefois nécessaires afin de valider des guidelines et améliorer la précision et reproductibilité. Des améliorations en termes de rapidité sont également nécessaires.
- La planification assistée par ordinateur est également une technique précise et fiable pour le repositionnement des bases ainsi que pour les génioplasties et le repositionnement des condyles mandibulaires. Toutefois, le positionnement condylien peut encore poser problème. Il existe parfois des divergences entre la position planifiée et le positionnement réel post opératoire. Il faut donc rester prudent. Le temps de planification semble également réduit par rapport à la méthode conventionnelle. La simulation 3D peut donc être recommandée comme alternative à la simulation conventionnelle. En revanche, la simulation morphologique 3D des tissus mous n'est à ce jour pas totalement fiable et doit encore être améliorée. L'utilisation de techniques

en 4D, intégrant des données dynamiques propres au patient, pourrait être une piste intéressante à développer.

- La planification virtuelle peut également être employée pour la conception et fabrication par ordinateur de gouttières chirurgicales sans avoir à passer par un modèle conventionnel. De plus, des guides de coupe et des plaques d'ostéosynthèse par CFAO peuvent être proposées pour guider la chirurgie avec une fiabilité et précision prouvées.
- Il existe également la chirurgie guidée par navigation. Ceci est une technique validée et les déplacements obtenus sont satisfaisants. Cependant, les travaux de recherche restent encore trop peu nombreux et le recul clinique trop faible. Aucune donnée comparative ne permet d'affirmer sa supériorité en termes de bénéfices thérapeutiques.

En conclusion, la synthèse systématique des résultats présentés dans la littérature suggère que la planification assistée par ordinateur est une méthode précise et fidèle de simulation des chirurgies orthognathiques maxillaires et mandibulaires. Bien que les résultats des études cliniques penchent en faveur de la planification virtuelle, leur niveau de preuve scientifique reste faible et les techniques utilisées sont hétérogènes. En revanche, en ce qui concerne les analyses pré-opératoires, le diagnostic des dysmorphoses, les mesures des données faciales ainsi que la détermination des mouvements chirurgicaux se font encore souvent selon les techniques conventionnelles pour des raisons financières et de simplicité.

Afin de valider réellement l'apport du numérique dans le diagnostic et la planification en 3D des chirurgies orthognathiques, il serait pertinent d'effectuer des essais cliniques contrôlés randomisés et bien structurés à l'aveugle pour déterminer clairement si ce type d'intervention est plus précis et présente véritablement des avantages par rapport la technique classique. Une standardisation des études augmenterait la crédibilité et reproductibilité des résultats. De même, une augmentation de la taille des échantillons, une randomisation des patients inclus ainsi que des études multicentriques renforcerait la validité et représentativité des résultats dans la population générale.



## **Références Bibliographiques**

1. Xu X. Integrating advanced computer-aided design, manufacturing, and numerical control: principles and implementations. Hershey, PA: Information Science Reference - IGI Publishing; 2009.
2. Attal J-P, Tapie L, Lebon N. La chaîne numérique en CFAO dentaire en prothèse conjointe. *Réal Clin*. 2015 déc;26(4):263–73.
3. Attal J-P, Tapie L, Lebon N. Le flux numérique en CFAO dentaire pour la prothèse conjointe. *Réal Clin*. 2015 déc;26(4):274–82.
4. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012 Jan;28(1):3–12.
5. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009 Jan;28(1):44–56.
6. Deschamp F, Fages M. La CFAO en odontologie. Les bases, les principes et les systèmes. Paris: CdP. 2016.
7. Duret F, Duret B, Pelissier B. CFAO, Histoire vécue. *Inf Dent*. 2007 Sep;89(29):1659–712.
8. Techniques d'imagerie en chirurgie orthognathique Recommandations de Bonne Pratique [Internet]. Available from: <http://www.sfscmfco.fr/wp-content/uploads/2017/09/Reco-imagerie-VF.pdf>
9. Patterson Technology. Dolphin 3D Surgery™ [Internet]. Dolphin Imaging & Management Solutions; Available from: [https://www.dolphinimaging.com/product/ThreeD?Subcategory\\_OS\\_Safe\\_Name=3D\\_Surgery](https://www.dolphinimaging.com/product/ThreeD?Subcategory_OS_Safe_Name=3D_Surgery)
10. Steinhäuser EW. Historical development of orthognathic surgery. *J Cranio-Maxillofac Surg*. 1996 Aug;24(4):195–204.
11. Xia J, Samman N, Yeung RW, Shen SG, Wang D, Ip HH, et al. Three-dimensional virtual reality surgical planning and simulation workbench for orthognathic surgery. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 2000;15(4):265–82.
12. Xia J, Ip HH, Samman N, Wong HT, Gateno J, Wang D, et al. Three-dimensional virtual-reality surgical planning and soft-tissue prediction for orthognathic surgery. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*. 2001 Jun;5(2):97–107.
13. Hassfeld S, Mühling J. Computer assisted oral and maxillofacial surgery--a review and an assessment of technology. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2001 Feb;30(1):2–13.
14. Ewers R, Schicho K, Undt G, Wanschitz F, Truppe M, Seemann R, et al. Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2005 Jan;34(1):1–8.

15. Swennen GRJ, Mollemans W, Schutyser F. Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Oct;67(10):2080–92.
16. Agrawal JM, Agrawal MS, Nanjannawar LG, Parushetti AD. CBCT in orthodontics: the wave of future. *J Contemp Dent Pract.* 2013 Jan 1;14(1):153–7.
17. Faure J, Oueiss A, Marchal-Sixou C, Braga J, Treil J. Céphalométrie tridimensionnelle : applications en clinique et en recherche. *Orthod Fr.* 2008 Mar;79(1):13–30.
18. Treil J, Faure J, Braga J, Casteigt J, Borianne P. Imagerie et céphalométrie tridimensionnelles des asymétries cranio-faciales. *Orthod Fr.* 73(2):179–97.
19. Cavézian R, Bel G, Pasquet G, Baller G. Imagerie dento-maxillaire approche radio-clinique. 3e éd. Paris: Masson; 2006.
20. Caisse Nationale De L'assurance Maladie. Enquête sur la fréquence des actes bucco-dentaires selon les libellés de la classification commune des actes médicaux (CCAM). 2013 Jul; Available from: <http://fulltext.bdsp.ehesp.fr/Cnamts/Etudes/2003/actesbuccodentaires.pdf>
21. Faure J, Oueiss A, Treil J, Chen S, Wong V, Inglese J-M. Céphalométrie 3D et intelligence artificielle. *Rev Orthop Dento-Faciale.* 2016 Jun;50(3):315–34.
22. Oueiss A, Pages C, Treil J, Braga J, Baron P, Faure J. Étude des asymétries dans les grandes dysmorphies antéro-postérieures. *Orthod Fr.* 2010 Sep;81(3):235–44.
23. Farronato G, Salvadori S, Nolet F, Zoia A, Farronato D. Assessment of inter- and intra-operator cephalometric tracings on cone beam CT radiographs: comparison of the precision of the cone beam CT versus the latero-lateral radiograph tracing. *Prog Orthod.* 2014 Jan; 15:1.
24. Bellaiche N, Jean-Paul M. Guide pratique du cone beam en imagerie dento-maxillaire. Paris: CdP; 2016.
25. Santos RMG dos, De Martino JM, Haiter Neto F, Passeri LA. Cone-beam computed tomography-based three-dimensional mcnamara cephalometric analysis. *J Craniofac Surg.* 2018 Jan; [Epub ahead of print].
26. Haute Autorité de Santé. Bilan de dysmorphose dento-maxillo-faciale [Internet]. 2006 Mar; Available from: [https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/rapport\\_bilan\\_de\\_dysmorphose.pdf](https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/rapport_bilan_de_dysmorphose.pdf)
27. Chen Y-J, Chen S-K, Yao JC-C, Chang H-F. The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitized cephalometry. *Angle Orthod.* 2004 Apr;74(2):155–61.
28. 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.

29. Smektała T, Jędrzejewski M, Szyndel J, Sporniak-Tutak K, Olszewski R. Experimental and clinical assessment of three-dimensional cephalometry: A systematic review. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2014 Dec;42(8):1795–801.
30. Olszewski R, Frison L, Wisniewski M, Denis JM, Vynckier S, Cosnard G, et al. Reproducibility of three-dimensional cephalometric landmarks in cone-beam and low-dose computed tomography. *Clin Oral Investig.* 2013 Jan;17(1):285–92.
31. Medelnik J, Hertrich K, Steinhäuser-Andresen S, Hirschfelder U, Hofmann E. Accuracy of anatomical landmark identification using different CBCT- and MSCT-based 3D images: an in vitro study. *J Orofac Orthop.* 2011 Aug;72(4):261–78.
32. de Oliveira AEF, Cevidanes LHS, Phillips C, Motta A, Burke B, Tyndall D. Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 Feb;107(2):256–65.
33. Schlicher W, Nielsen I, Huang JC, Maki K, Hatcher DC, Miller AJ. Consistency and precision of landmark identification in three-dimensional cone beam computed tomography scans. *Eur J Orthod.* 2012 Jun;34(3):263–75.
34. Zamora N, Llamas JM, Cibrián R, Gandia JL, Paredes V. A study on the reproducibility of cephalometric landmarks when undertaking a three-dimensional (3D) cephalometric analysis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012 Jul;17(4):e678–88.
35. Navarro R De L, Oltramari-Navarro Pvp, Fernandes Tmf, De Oliveira Gf, Conti Ac De Cf, De Almeida Mr, et al. Comparison of manual, digital and lateral CBCT cephalometric analyses. *J Appl Oral Sci.* 2013;21(2):167–76.
36. Swennen GRJ. 3D Virtual treatment planning of orthognathic surgery. in: 3d virtual treatment planning of orthognathic surgery. Berlin: Springer, 2017.
37. 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 Apr;40(4):341–52.
38. Hajeer MY, Ayoub AF, Millett DT, Bock M, Siebert JP. Three-dimensional imaging in orthognathic surgery: the clinical application of a new method. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 2002;17(4):318–30.
39. Rustemeyer J, Martin A. Soft tissue response in orthognathic surgery patients treated by bimaxillary osteotomy: cephalometry compared with 2-D photogrammetry. *Oral Maxillofac Surg.* 2013 Mar;17(1):33–41.
40. Brons S, van Beusichem ME, Bronkhorst EM, Draaisma JM, Bergé SJ, Schols JG, et al. Methods to quantify soft tissue-based cranial growth and treatment outcomes in children: a systematic review. *PLoS ONE.* 2014 Feb;9(2).
41. Plooij JM, Swennen GRJ, Rangel FA, Maal TJJ, Schutyser F a. C, Bronkhorst EM, et al. Evaluation of reproducibility and reliability of 3D soft tissue analysis using 3D stereophotogrammetry. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Mar;38(3):267–73.

42. de Menezes M, Rosati R, Allievi C, Sforza C. A photographic system for the three-dimensional study of facial morphology. *Angle Orthod.* 2009 Nov;79(6):1070–7.
43. Kook M-S, Jung S, Park H-J, Oh H-K, Ryu S-Y, Cho J-H, et al. A comparison study of different facial soft tissue analysis methods. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2014 Jul;42(5):648–56.
44. Nord F, Ferjencik R, Seifert B, Lanzer M, Gander T, Matthews F, et al. The 3dMD photogrammetric photo system in cranio-maxillofacial surgery: Validation of interexaminer variations and perceptions. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2015 Nov;43(9):1798–803.
45. 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 May;86(3):487–94.
46. Zogheib T, Jacobs R, Bornstein MM, Agbaje JO, Anumendem D, Klazen Y, et al. Comparison of 3d scanning versus 2d photography for the identification of facial soft-tissue landmarks. *Open Dent J.* 2018 Jan; 12:61–71.
47. Luu NS, Nikolcheva LG, Retrouvey J-M, Flores-Mir C, El-Bialy T, Carey JP, et al. Linear measurements using virtual study models. *Angle Orthod.* 2012 Nov;82(6):1098–106.
48. 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 May;18(2):65–76.
49. Fleming PS, Marinho V, Johal A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res.* 2011 Feb;14(1):1–16.
50. Veenema AC, Katsaros C, Boxum SC, Bronkhorst EM, Kuijpers-Jagtman AM. Index of complexity, outcome and need scored on plaster and digital models. *Eur J Orthod.* 2009 Jun;31(3):281–6.
51. 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 Dentofac Orthop.* 2013 Jan;143(1):140–7.
52. Dentsply Sirona. Numérisation avec CEREC [Internet]. Available from: <https://www.dentsplysirona.com/fr-fr/produits/cad-cam/cad-cam-au-fauteuil/numerisation-avec-cerec.html>
53. Quimby ML, Vig KWL, Rashid RG, Firestone AR. The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthod.* 2004 Jun;74(3):298–303.

54. Horton HMI, Miller JR, Gaillard PR, Larson BE. Technique comparison for efficient orthodontic tooth measurements using digital models. *Angle Orthod.* 2010 Mar;80(2):254–61.
55. Sousa MVS, Vasconcelos EC, Janson G, Garib D, Pinzan A. Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2012 Aug;142(2):269–73.
56. 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 May;39(5):457–62.
57. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod.* 2008 Sep;35(3):191–201; discussion 175.
58. Cazier S, Moussally C. Descriptif des différents systèmes d’empreinte optique. *Rev Odontostomatol.* 2013 May;42:107-118
59. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Diagnostic accuracy and measurement sensitivity of digital models for orthodontic purposes: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac.* 2016 Feb;149(2):161–70.
60. Güth J-F, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig.* 2013 May;17(4):1201–8.
61. Park JH, Tai K, Owtad P. 3-Dimensional cone-beam computed tomography superimposition: A review. *Semin Orthod.* 2015 Dec;21(4):263–73.
62. Cevidanes LHC, Heymann G, Cornelis MA, DeClerck HJ, Tulloch JFC. Superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models of growing patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009 Jul;136(1):94–9.
63. Cevidanes LHC, Motta A, Proffit WR, Ackerman JL, Styner M. Cranial base superimposition for 3-dimensional evaluation of soft-tissue changes. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010 Apr;137(4 Suppl): S120-129.
64. 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 Mar;20(2):297–307.
65. Tai K, Park JH, Mishima K, Shin J-W. 3-Dimensional cone-beam computed tomography analysis of transverse changes with Schwarz appliances on both jaws. *Angle Orthod.* 2011 Jul;81(4):670–7.
66. Tai K, Park JH. Superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography for 2-dimensional image analysis (457-476) [Internet]. Available from: [https://www.novapublishers.com/catalog/product\\_info.php?products\\_id=42104](https://www.novapublishers.com/catalog/product_info.php?products_id=42104)

67. Tai K, Park JH, Mishima K, Hotokezaka H. Using superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography images with surface-based registration in growing patients. *J Clin Pediatr Dent.* 2010;34(4):361–7.
68. Gateno J, Xia J, Teichgraber JF, Rosen A. A new technique for the creation of a computerized composite skull model. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003 Feb;61(2):222–7.
69. 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 Jan;38(1):48–57.
70. Swennen G: A new “surface to Cone Beam CT” registration method for enhanced diagnostics and virtual planning of orthognathic surgery | FOR.org [Internet]. Available from: <https://www.for.org/en/learn/videos/gwen-swennen-new-surface-cone-beam-ct-registration-method-enhanced-diagnostics-and>
71. Swennen G, Leemput PV, Mollemans W, Schutyser F, Clercq CD. A new ‘surface to Cone-beam CT’ registration method to obtain an appropriate 3D virtual patient model for orthognathic surgery planning. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013 Oct 1;42(10):1338.
72. 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 Dec;42(12):1547–56.
73. 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 Mar;42(3):393–400.
74. Terajima M, Yanagita N, Ozeki K, Hoshino Y, Mori N, Goto TK, et al. Three-dimensional analysis system for orthognathic surgery patients with jaw deformities. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008 Jul;134(1):100–11.
75. Grauer D, Cevidanes LSH, Proffit WR. Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009 Sep;136(3):460–70.
76. Kau C, Olim S, T. Nguyen J. The future of orthodontic diagnostic records. *Semin Orthod.* 2011 Mar;17:39–45.
77. Kau CH. Creation of the virtual patient for the study of facial morphology. *Facial Plast Surg Clin N Am.* 2011 Nov;19(4):615–22.
78. 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.
79. 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 May;36(5):423–8.
80. Groeve PD, Schutyser F, Cleynenbreugel JV, Suetens P. Registration of 3D Photographs with Spiral CT Images for Soft Tissue Simulation in Maxillofacial Surgery. In:

Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2001. Berlin: Springer, 2001; 991–6.

81. Khambay B, Nebel J-C, 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.
82. Maal TJJ, PlooiJ JM, Rangel FA, Mollemans W, Schutyser F a. C, Bergé SJ. The accuracy of matching three-dimensional photographs with skin surfaces derived from cone-beam computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008 Jul;37(7):641–6.
83. Gateno J, Teichgraeber JF, Xia JJ. Three-dimensional surgical planning for maxillary and midface distraction osteogenesis. *J Craniofac Surg.* 2003 Nov;14(6):833–9.
84. 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 Apr;65(4):728–34.
85. 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. *Dento Maxillo Facial Radiol.* 2004 Jul;33(4):226–32.
86. Schutyser F, Swennen G, Suetens P. Robust visualization of the dental occlusion by a double scan procedure. *Med Image Comput Comput-Assist Interv – MICCAI 2000.* 2005;8(Pt 1):368–74.
87. Swennen GRJ, Barth E-L, Eulzer C, Schutyser F. The use of a new 3D splint and double CT scan procedure to obtain an accurate anatomic virtual augmented model of the skull. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007 Feb;36(2):146–52.
88. 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 May;18(3):533–9.
89. Uechi J, Okayama M, Shibata T, Muguruma T, Hayashi K, Endo K, et al. A novel method for the 3-dimensional simulation of orthognathic surgery by using a multimodal image-fusion technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Dec;130(6):786–98.
90. 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 Dentofac Orthop.* 2008 Dec;134(6):820–6.
91. Olszewski R, Villamil MB, Trevisan DG, Nedel LP, Freitas CMDS, Reychler H, et al. Towards an integrated system for planning and assisting maxillofacial orthognathic surgery. *Comput Methods Programs Biomed.* 2008 Jul;91(1):13–21.

92. Joda T, Brägger U, Gallucci G. Systematic literature review of digital three-dimensional superimposition techniques to create virtual dental patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Apr;30(2):330–7.
93. Meehan M, Teschner M, Girod S. Three-dimensional simulation and prediction of craniofacial surgery. *Orthod Craniofac Res*. 2003;6 (Suppl 1):102–7.
94. Schendel SA, Jacobson R, Khalessi S. 3-dimensional facial simulation in orthognathic surgery: is it accurate? *J Oral Maxillofac Surg*. 2013 Aug;71(8):1406–14.
95. 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 Sep;24(5):1573–6.
96. Katase H, Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S. Face simulation system for complete dentures by applying rapid prototyping. *J Prosthet Dent*. 2013 Jun;109(6):353–60.
97. Lee CYS, Ganz SD, Wong N, Suzuki JB. Use of cone beam computed tomography and a laser intraoral scanner in virtual dental implant surgery: part 1. *Implant Dent*. 2012 Aug;21(4):265–71.
98. Lin H-H, Chiang W-C, Lo L-J, Sheng-Pin Hsu S, Wang C-H, Wan S-Y. Artifact-resistant superimposition of digital dental models and cone-beam computed tomography images. *J Oral Maxillofac Surg*. 2013 Nov;71(11):1933–47.
99. Popat H, Richmond S, Drage NA. New developments in: three-dimensional planning for orthognathic surgery. *J Orthod*. 2010 Mar;37(1):62–71.
100. Galantucci LM, Percoco G, Lavecchia F, Di Gioia E. Noninvasive computerized scanning method for the correlation between the facial soft and hard tissues for an integrated three-dimensional anthropometry and cephalometry. *J Craniofac Surg*. 2013 May;24(3):797–804.
101. 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 Dentofac Orthop*. 2010 Jul;138(1):84–8.
102. Joda T, Gallucci GO. The virtual patient in dental medicine. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Jun;26(6):725–6.
103. Noguchi N, Tsuji M, Shigematsu M, Goto M. An orthognathic simulation system integrating teeth, jaw and face data using 3D cephalometry. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007 Jul;36(7):640–5.
104. Schendel SA, Lane C. 3D Orthognathic surgery simulation using image fusion. *Semin Orthod*. 2009 Mar;15(1):48–56.
105. Chabanas M. Modélisation des tissus mous de la face pour la chirurgie orthognatique assistée par ordinateur. *Sciences du Vivant [q-bio]*. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2002.



106. Schutyser F, Cleynenbreugel JV, Ferrant M, Schoenaers J, Suetens P. Image-based 3d planning of maxillofacial distraction procedures including soft tissue implications. in: medical image computing and computer-assisted intervention – MICCAI 2000. Berlin: Springer, 2000: 999–1007.
107. Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF. A new clinical protocol to evaluate cranio-maxillofacial deformity and to plan surgical correction. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Oct;67(10):2093–106.
108. Stokbro K, Aagaard E, Torkov P, Bell RB, Thygesen T. Virtual planning in orthognathic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014 Aug;43(8):957–65.
109. Kaklamanos EG, Kolokitha O-E. Relation between soft tissue and skeletal changes after mandibular setback surgery: A systematic review and meta-analysis. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2016 Apr;44(4):427–35.
110. Kolokitha O-E, Chatzistavrou E. Factors influencing the accuracy of cephalometric prediction of soft tissue profile changes following orthognathic surgery. *J Maxillofac Oral Surg.* 2012 Mar 1;11(1):82–90.
111. Eckhardt CE, Cunningham SJ. How predictable is orthognathic surgery? *Eur J Orthod.* 2004 Jun;26(3):303–9.
112. Chew MT, Sandham A, Wong HB. Evaluation of the linearity of soft- to hard-tissue movement after orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008 Nov;134(5):665–70.
113. Jayaratne YSN, Zwahlen RA, Lo J, Cheung LK. Three-dimensional color maps: a novel tool for assessing craniofacial changes. *Surg Innov.* 2010 Sep;17(3):198–205.
114. Lübbers H-T, Medinger L, Kruse A, Grätz KW, Matthews F. Precision and accuracy of the 3dMD photogrammetric system in craniomaxillofacial application. *J Craniofac Surg.* 2010 May;21(3):763–7.
115. Materialise Dental N.V. SimPlant® O&O (Orthodontics & Orthognatics) [Internet]. Available from: <https://www.dental-tribune.com/product/simplant-oo-orthodontics-orthognatics/>
116. Medicim - Medical Image Computing - Innovative solutions for better patient care [Internet]. Available from: <http://www.medicim.com/en/home/surgical-splint-more-information>
117. Swennen G. Patient case: Orthognathic surgery [Internet]. Available from: <http://www.medicim.com>
118. Marchetti C, Bianchi A, Bassi M, Gori R, Lamberti C, Sarti A. Mathematical modeling and numerical simulation in maxillo-facial virtual surgery (VISU). *J Craniofac Surg.* 2006 Jul;17(4):661–7; discussion 668.
119. Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF, Christensen AM, Lasky RE, Lemoine JJ, et al. Accuracy of the computer-aided surgical simulation (CASS) system in the treatment of

- patients with complex craniomaxillofacial deformity: A pilot study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007 Feb;65(2):248–54.
120. 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 Nov;21(6):1698–705.
  121. Tucker S, Cevidanes L, Styner M, Kim H, Reyes M, Proffit W, et al. Comparison of actual surgical outcomes and 3d surgical simulations. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010 Oct;68(10):2412–21.
  122. 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 Cranio-Maxillofac Surg.* 2012 Feb;40(2):162–8.
  123. 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 May;113(5):673–87.
  124. Hsu SS-P, Gateno J, Bell RB, Hirsch DL, Markiewicz MR, Teichgraeber JF, et al. Accuracy of a computer-aided surgical simulation (cass) protocol for orthognathic surgery: a prospective multicenter study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013 Jan;71(1):128–42.
  125. Haas Jr. OL, Becker OE, de Oliveira RB. Computer-aided planning in orthognathic surgery—systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015 Mar;44(3):329–42.
  126. 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 Dec;71(12): 2151.e1-21.
  127. Sun Y, Luebbbers H-T, Agbaje JO, Schepers S, Vrielinck L, Lambrichts I, et al. Accuracy of upper jaw positioning with intermediate splint fabrication after virtual planning in bimaxillary orthognathic surgery. *J Craniofac Surg.* 2013 Nov;24(6):1871–6.
  128. 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 Dec;51(8):e239–44.
  129. 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 Feb;115(2):e16-25.
  130. 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 Mar;52(3):251–7.

131. Hemelen GV, Genechten MV, 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 Jul;43(6):918–25.
132. 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 Sep;45(9):1065–9.
133. Kim D-S, Woo S-Y, Yang HJ, Huh K-H, Lee S-S, Heo M-S, et al. An integrated orthognathic surgery system for virtual planning and image-guided transfer without intermediate splint. *J Cranio-Maxillofac Surg*. 2014 Dec;42(8):2010–7.
134. 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 Aug;122(2):143–51.
135. Stokbro K, Aagaard E, Torkov P, Bell RB, Thygesen T. Surgical accuracy of three-dimensional virtual planning: a pilot study of bimaxillary orthognathic procedures including maxillary segmentation. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2016 Jan;45(1):8–18.
136. Prisse L-A, Courvoisier DS, Scolozzi P. Did the hand drawn cephalometric tracing technique for orthognathic surgery planning say its last word? Objective and subjective evaluation. *J Craniofac Surg*. 2013 Jul;24(4): e320-325.
137. Liebrechts 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 Cranio-Maxillofac Surg*. 2015 Apr;43(3):329–35.
138. 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 Feb;53(2):153–7.
139. Abe N, Kuroda S, Furutani M, Tanaka E. Data-based prediction of soft tissue changes after orthognathic surgery: clinical assessment of new simulation software. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015 Jan;44(1):90–6.
140. Farrell BB, Franco PB, Tucker MR. Virtual surgical planning in orthognathic surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin N Am*. 2014 Nov;26(4):459–73.
141. Scherzberg J. 3D virtual planning in Orthognathic Surgery and CAD/CAM Surgical Splints generation. [Internet]. 2014; Available from: <https://estudogeral.sib.uc.pt/handle/10316/36787>
142. Philippe B. Chirurgie maxillofaciale guidée: simulation et chirurgie assistée par guides stéréolithographiques et miniplaques titane préfabriquées. [Internet]. 2013 Apr 10; Available from: <http://www.em-consulte.com/en/article/842368>
143. Philippe B. Présentation d'un nouveau type d'assistance dans la prise en charge des dysmorphoses dento-maxillo-faciales. *L'Orthodontiste*. 2015 Sep;4(4):10.

144. Barbas A, Bonnet A-S, Lipinski P, Pesci R, Dubois G. Development and mechanical characterization of porous titanium bone substitutes. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012 May;9:34–44.
145. Olszewski R, Tranduy K, Reychler H. Innovative procedure for computer-assisted genioplasty: three-dimensional cephalometry, rapid-prototyping model and surgical splint. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010 Jul;39(7):721–4.
146. 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 May;71(5):911–20.
147. Yu C-C, Bergeron L, Lin C-H, Chu Y-M, Chen Y-R. Single-splint technique in orthognathic surgery: intraoperative checkpoints to control facial symmetry. *Plast Reconstr Surg.* 2009 Sep;124(3):879–86.
148. Shaheen E, Sun Y, Jacobs R, Politis C. Three-dimensional printed final occlusal splint for orthognathic surgery: design and validation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017 Jan;46(1):67–71.
149. 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 Apr;73(4):701–7.
150. Brunso J, Franco M, Constantinescu T, Barbier L, Santamaría JA, Alvarez J. Custom-machined miniplates and bone-supported guides for orthognathic surgery: a new surgical procedure. *J Oral Maxillofac Surg.* 2016 May;74(5): 1061.e1-1061.e12.
151. Kraeima J, Jansma J, Schepers RH. Splintless surgery: does patient-specific CAD-CAM osteosynthesis improve accuracy of Le Fort I osteotomy? *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2016 Dec;54(10):1085–9.
152. Sadiq Z, Collyer J, Sneddon K, Walsh S. Orthognathic treatment of asymmetry: two cases of “waferless” stereotactic maxillary positioning. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2012 Mar;50(2): e27–9.
153. Benassarou M, Benassarou A, Meyer C. La navigation en chirurgie orthognathique. Application à l’ostéotomie de Le Fort I. [Internet]. 2013 Apr; Available from: <http://www.em-consulte.com/en/article/842367>
154. Azarmehr I, Stokbro K, Bell RB, Thygesen T. Surgical navigation: a systematic review of indications, treatments, and outcomes in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2017 Sep;75(9):1987–2005.
155. Bettega G, Cinquin P, Lebeau J, Raphaël B. Computer-assisted orthognathic surgery: clinical evaluation of a mandibular condyle repositioning system. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002 Jan;60(1):27–34; discussion 34-35.
156. Lee S-J, Woo S-Y, Huh K-H, Lee S-S, Heo M-S, Choi S-C, et al. Virtual skeletal complex model- and landmark-guided orthognathic surgery system. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2016 May;44(5):557–68.

157. Lin H-H, Lo L-J. Three-dimensional computer-assisted surgical simulation and intraoperative navigation in orthognathic surgery: a literature review. *J Formos Med Assoc.* 2015 Apr;114(4):300–7.
158. Lin H-H, Chang H-W, Wang C-H, Kim SG, Lo L-J. Three-dimensional computer-assisted orthognathic surgery: experience of 37 patients. *Ann Plast Surg.* 2015 May;74 (Suppl 2): S118-126.
159. 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 Cranio-Maxillofac Surg.* 2006 Dec;34(8):478–83.
160. Zhu M, Chai G, Zhang Y, Ma X, Gan J. Registration strategy using occlusal splint based on augmented reality for mandibular angle oblique split osteotomy. *J Craniofac Surg.* 2011 Sep;22(5):1806–9.
161. Matsuo A, Kono M, Toyoda J, Nakai T, Tsuzuki M, Chiba H. Navigation surgery for Le Fort 1 osteotomy in a fibrous dysplasia patient. *Odontology.* 2010 Jul;98(2):181–4.
162. 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 Dec;51(8):827–33.
163. Sun Y, Luebbers H-T, Agbaje JO, Lambrichts I, Politis C. The accuracy of image-guided navigation for maxillary positioning in bimaxillary surgery. *J Craniofac Surg.* 2014 May;25(3):1095–9.
164. 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 Jun;59(6):635–40; discussion 640-641.
165. Thiesen G, Gribel BF, Freitas MPM. Facial asymmetry: a current review. *Dent Press J Orthod.* 2015;20(6):110–25.
166. 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 Dec;64(12):1780–4.
167. Philippe B. Chirurgie orthognathique guidée. *Inf Dent.* 2015 Jul;26.

## **Table des Figures**

Figure 1: Les maillons de la chaîne numérique.....	13
Figure 2: Représentations des différentes ostéotomies selon le logiciel Dolphin 3D Suregry™ .....	16
Figure 3: boucle de prise en charge virtuelle.....	17
Figure 4 : Séquence d'étapes dans la planification d'une chirurgie orthognathique.....	18
Figure 5: modèle céphalométrique tridimensionnel .....	22
Figure 6: Logiciel de céphalométrie tridimensionnelle avec des images axiales, sagittales et coronales ainsi que la reconstruction 3D de la surface osseuse et/ou cutanée. ....	23
Figure 7: Repères céphalométriques selon la méthode de McNamara.....	23
Figure 8: Analyse céphalométrique de McNamara (lignes, plans et mesures) .....	23
Figure 9: Appareil de stéréophotogrammétrie comprenant trois unités photographiques modulaires (3dMDTrio System®).....	27
Figure 10 : Photographies cliniques 2D standardisée (a, b, c) et photographies 3D (d, e, f) avec le logiciel Planmeca ProMax® 3D Max, ProFace™ .....	27
Figure 11 : Imagerie des tissus dentaires par numérisation directe (gauche), indirecte (milieu) et intra-orale (droite).....	30
Figure 12 : différents systèmes de caméras optiques CEREC Omnicam® : sur chariot, dissociée ou liée à l'unit.....	31
Figure 13: Techniques de superposition par A : fusion de photographies 3D avec des modèles dentaires (logiciel InVivo Dental™), B : fusion de photographies 3D avec les tissus mous capturés par CBCT (logiciel 3dMD), C : fusion de photographies 3D avec les tissus durs capturés par CBCT (logiciel 3dMD).....	34

Figure 14 : Superposition et fusion du CBCT avec les modèles dentaire (a-f), visualisation des tissus mous du CBCT (g, h, i) et reconstruction 3D des tissus mous de la face (j, k, l) par « CBCT to image registration ».....	34
Figure 15 : a : cire d'occlusion marquée de points de référence pour la fusion « point based » et numérisation des empreintes b : maxillaire et c : mandibulaire par CBCT.....	36
Figure 16 : enregistrement CBCT forte dose et haute résolution des modèles dentaires a : maxillaire et b : mandibulaire.....	36
Figure 17 : superposition du modèle CBCT faible dose de la tête du patient en NHP et RC avec a : la cire d'occlusion numérisée et b, c : le CBCT forte dose et haute résolution des modèles dentaires.....	36
Figure 18 : Fusion par superposition d'un CBCT faible resolution avec les modèles numériques des arcades par Dolphin 3D Surgery™ .....	37
Figure 19 : A: Correspondance de points de repère sur une reconstruction des tissus mous par CBCT et sur une photographie 2D et B : superposition par le logiciel Dolphin Imaging™ ..	38
Figure 20 : photographie 3D des tissus mous (logiciel 3dMD) et superposition avec le CBCT (surface-based).....	38
Figure 21 : Simulation des traits d'ostéotomies par plans (en haut à gauche) ou par dessin interactif sur la surface tridimensionnelle (en haut à droite et en bas) .....	45
Figure 22 : Simulation des traits d'ostéotomies par dessin interactif de points et segments .	45
Figure 23 : Les différents axes de rotation.....	47
Figure 24 : La méthode de triangulation décrite par Xia .....	47
Figure 25 : Corrections de la simulation maxillaire .....	47
Figure 26 : simulation d'une LeFort I et BSSO (ostéotomie sagittal mandibulaire bilatérale ou ostéotomie sagittale des branches montantes) avec déplacements du maxillaire et de la mandibule .....	48

Figure 27 : Finitions avec évaluation qualitative et quantitative des différentes ostéotomies de la mandibule .....	48
Figure 28 : Simulation des modifications des tissus mous (rotation, position) après déplacements des tissus osseux .....	49
Figure 29 : Les différents ensembles de nœuds internes.....	51
Figure 30 : Simulation d'avancé mandibulaire avec Dolphin 3D Surgery ® .....	52
Figure 31 : Céphalométrie 3D et simulation d'une ostéotomie de Le Fort I avec SimPlant® O&O Orthodontics and Orthognatics .....	52
Figure 32 : simulation d'une ostéotomie BSSO et fabrication d'une gouttière chirurgicale avec Maxilim Software® .....	53
Figure 33 : vues frontales des gouttières intermédiaire (a) et finale (b) dans un cas « maxilla-first », logiciel Maxilim® 2.3.0.3. ....	59
Figure 34 : vues de profile des gouttières intermédiaire (a) et finale (b) et de la situation pré-opératoire en RC (c), après simulation maxillaire Le Fort I (d) et conception d'une gouttière virtuelle dans un cas « maxilla-first », logiciel Maxilim® 2.3.0.3.....	59
Figure 35 : vues intra-orales frontale (a), profil droit (b) et profil gauche (c) des gouttières intermédiaires puis finales réalisées par FAO .....	59
Figure 36 : guides de découpe osseuse et de forage maxillo-mandibulaire et génioplastie (a) et BSSO (b) .....	61
Figure 37 : guides de découpe osseuse et de forage pour chirurgie d'impaction maxillaire (a et b) BSSO (c) et génioplastie (d).....	61
Figure 38 : Positionnement des vis d'ostéosynthèse avec visualisation des rapports anatomiques (a) et choix du meilleur ancrage osseux .....	62
Figure 39 : fabrication de miniplaques préfabriquées par fusion sélective.....	62
Figure 40 : Système de navigation Brainlab®.....	67



Figure 41: Système de réalité augmentée par écran LCD.....	67
Figure 42 : situation initiale avec superposition des tissus osseux et dentaires .....	75
Figure 43 : simulation des ostéotomies avec mise en place de guides de coupe et de pré- forage .....	75
Figure 44 : Guide d'ostéotomie et de pré-forage mandibulaire .....	75
Figure 45 : Situation planifiée avec réalisation de plaques d'ostéosynthèse .....	76
Figure 46 : Situation initiale avec documents pré-opératoires (photos, radiographies et céphalométrie 3D).....	76
Figure 47: Simulation des ostéotomies par traits dessinés.....	76
Figure 48 : Contrôles directs par céphalométrie 3D lors de la simulation.....	77
Figure 49 : Étapes de planification avec conception des gouttières intermédiaire et finale ..	77
Figure 50 : Situation initiale avec documents pré-opératoires (photos, téléradiographie, CBCT).....	78
Figure 51 : Simulation d'avancé maxillaire et recul génien puis conception de guides de coupe et plaques d'ostéosynthèse .....	78
Figure 52 : vues peropératoires avec guide de coupe maxillaire, trait d'ostéotomie Lefort I, repositionnement et stabilisation par miniplaques, guide de coupe mentonnier et repositionnement et stabilisation du menton par miniplaques préfabriquées.....	78
Figure 53 : Situation post-opératoire .....	78

## **Table des Tableaux**

Tableau 1: Évaluation de la fiabilité de l'analyse céphalométrique numérique.....	26
Tableau 2 : Etude des techniques d'analyse des tissus mous .....	29
Tableau 3 : Présentation des méthodes de superposition 3D par CBCT selon Park et coll....	40
Tableau 4 : Présentation des méthodes de fusion CBCT et photographies/modèles numériques selon Park et coll.....	40
Tableau 5 : Revue systématique de Plooiij et coll. sur les techniques de fusion.....	41
Tableau 6 : Revue systématique de Joda et coll. sur la faisabilité et précision des techniques de superposition .....	42
Tableau 7 : Revue systématique de Stokbro sur la précision de la PAO .....	54
Tableau 8 : Revue systématique de Haas sur la précision de la planification assistée par ordinateur.....	55
Tableau 9 : étude de la SFSCMFCO sur la planification assistée par ordinateur .....	56
Tableau 10 : revue de la littérature de la SFSCMFCO sur la précision de la simulation 3D des tissus mous .....	57
Tableau 11 : Etude de la SFSCMFCO sur la précision des gouttières CFAO .....	63
Tableau 12 : Etude de la SFSCMFCO sur la précision des mini-plaques CFAO .....	65
Tableau 13 : Etude de la SFSCMFCO sur la précision des techniques de navigation .....	69
Tableau 14 : Etude de la SFSCMFCO comparant la planification 2D versus 3D.....	72

UNIVERSITÉ DE NANTES  
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

---

Vu le Président du Jury,

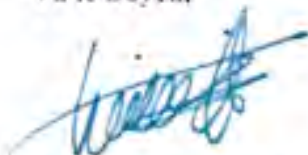
12. 6. 2018

Pr Assem SOUEIDANI  
Chef de département  
de Parodontologie



*Vu et permis d'imprimer*

Vu le Doyen,



Pr Bernard GIUMELLI

**STARRSJO (Charlotte)** – L’apport du numérique dans le diagnostic et la planification en 3D des chirurgies orthognathiques. – 100f ; 53 ill ; 14 tabl ; 167 ref ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2018)

#### RESUME

Depuis quelques années, les outils numériques ont véritablement envahi notre quotidien. En orthopédie dento-faciale (ODF) et chirurgie orthognathique, cela a démarré avec l’apparition de la photographie numérique et de l’imagerie tridimensionnelle.

C’est à partir de ces technologies que des logiciels de diagnostic, de planification virtuelle et de simulation ont vu le jour. Ils permettent d’apporter une aide aux praticiens lors de la chirurgie et de la confection de dispositifs par CFAO.

Les données de la littérature suggèrent que la planification assistée par ordinateur est une méthode précise et fidèle de simulation des chirurgies orthognathiques maxillaires et mandibulaires. Cependant n’étant qu’à ses débuts, quelle place occupe-t-elle dans le futur de la chirurgie orthognathique ?

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Orthopédie Dento-Faciale

#### MOTS CLES MESH

Chirurgie orthognathique – Orthognathic surgery  
Imagerie tridimensionnelle – Imaging, three dimensional  
Chirurgie assistée par ordinateur – Surgery, computer-assisted  
Conception assistée par ordinateur – Computer-aided design  
Simulation numérique – Computer simulation

#### JURY

Président : Professeur Soueidan A.  
Directeur : Docteur Renaudin S.  
Assesseur : Professeur Badran Z.  
Assesseur : Docteur Hoornaert A.

Invité : Docteur Hélios BERTIN

#### ADRESSE DE L’AUTEUR

2 Place de la Monnaie, 44000 Nantes

charlotte.starrsjo@gmail.com