

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ GRENOBLE ALPES

École doctorale : ISCE - Ingénierie pour la Santé la Cognition et l'Environnement
Spécialité : MBS - Modèles, méthodes et algorithmes en biologie, santé et environnement
Unité de recherche : Translational Innovation in Medicine and Complexity

Modélisation biomécanique du visage humain pour l'assistance chirurgicale

Biomechanical modeling of the human face for surgical assistance

Présentée par :

Marie-Charlotte PICARD

Direction de thèse :

Yohan PAYAN

Directeur de Recherche, CNRS, TIMC

Pascal PERRIER

Professeur des Universités Émérite, UGA, GIPSA-Lab

Mohammad Ali NAZARI

Professeur des Universités, Téhéran

Michel ROCHETTE

Directeur R&D (PhD), ANSYS France

Directeur de thèse

Co-directeur de thèse

Co-encadrant de thèse

Co-encadrant de thèse

Rapporteurs :

Marie-Christine HO BA THO

Professeure des Universités, BMBI, UTC

Yannick TILLIER

Professeur des Universités, CEMEF Mines ParisTech

Thèse soutenue publiquement le 27 mars 2026, devant le jury composé de :

Franck JOURDAN

Professeur des Universités, Univ. de Montpellier

Marie-Christine HO BA THO

Professeure des Universités, BMBI, UTC

Yannick TILLIER

Professeur des Universités, CEMEF Mines ParisTech

Emmanuelle PLANUS

Professeure des Universités, IAB, INSERM

Yohan PAYAN

Directeur de Recherche, CNRS, TIMC

Pascal PERRIER

Professeur des Universités Émérite, UGA, GIPSA-Lab

Examinateur

Rapporteuse

Rapporteur

Examinatrice

Directeur de thèse

Co-directeur de thèse

Invités :

Mohammad Ali NAZARI

Professeur des Universités, Téhéran

Georges BETTEGA

Chirurgien Maxillo-facial, CH Annecy-Genevois



Table des matières

Introduction	9
I Planification de la chirurgie orthognathique : contexte et enjeux	13
1 L'anatomie du visage humain	15
1.1 Les structures osseuses	15
1.2 Les tissus mous	16
1.2.1 Le système tégumentaire	16
1.2.2 Les structures musculaires	18
Les muscles masticateurs	18
Les muscles suprahyoïdiens	19
Les muscles responsables des expressions faciales	20
Les fascias	22
La vascularisation et l'innervation	22
1.3 Les dents	22
1.4 La biomécanique du visage humain	23
2 La chirurgie orthognathique	27
2.1 Définition, histoire et évolution	27
2.2 Dysfonctions associées aux structures osseuses	28
2.2.1 Malocclusions dentaires	28
2.2.2 L'apnée du sommeil	30
2.2.3 Troubles de l'Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM)	30
2.3 Les techniques chirurgicales	31
2.3.1 Ostéotomie maxillaire	31
2.3.2 Ostéotomie mandibulaire	32
2.3.3 Ostéotomie maxillo-mandibulaire	32
2.3.4 Génioplastie	32
2.4 Risques liés à une chirurgie orthognathique	33
3 Planification assistée par ordinateur	35
3.1 Méthodes conventionnelles en chirurgie orthognathique	35
3.1.1 Les moulages dentaires	35

3.1.2	La céphalométrie	37
3.2	Planifications Chirurgicales Virtuelles 3D	37
3.2.1	L'imagerie médicale	38
	Le scanner (<i>Computed Tomography</i> (CT)-scan)	38
	Le <i>Cone beam</i> (CBCT)	39
	L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)	39
	Les images médicales utilisées en chirurgie orthognathique	40
3.2.2	La construction de modèles 3D de visage humain	40
	La segmentation pour la reconstruction de modèles 3D	40
	L'algorithme du Marching Cubes [70]	41
3.2.3	La découpe osseuse virtuelle	42
3.2.4	Les limites des logiciels de planification actuels	44
	Les revues de la littérature	45

II Modélisation biomécanique du visage humain pour l'assistance chirurgicale 47

4	Modélisation du visage : état de l'art	49
4.1	Contexte et évolution	49
4.2	Méthodes de génération de modèle 3D patient-spécifiques pour l'application à la chirurgie orthognathique	50
4.2.1	Méthodes basées Eléments Finis (EF)	50
	Les hypothèses	50
	Les modèles Éléments Finis du visage humain	51
	Les limites des méthodes basées Eléments finis (EF)	55
4.2.2	Méthodes basées Intelligence Artificielle Intelligence Artificielle (IA)	55
	Les limites des méthodes basées IA	61
4.3	Approche visant une utilisation compatible avec les contraintes cliniques : génération de maillages EF 3D à partir d'un maillage de référence	62
4.3.1	Les avantages et inconvénients de l'adaptation d'un modèle EF de référence à l'anatomie d'un patient	63
4.3.2	Approches basées sur le recalage géométrique (surface/surface)	64
	Le Mesh-Matching <i>Mesh-Matching</i> (MM) [18, 15]	64
	La méthode de Li et al. utilisant des champs harmoniques [68]	65
	Les méthodes guidées par <i>landmarks</i> [37]	65
	La méthode <i>eFace-Template</i> [131]	66
4.3.3	Approche basée sur le recalage d'images 3D volumiques [10]	70
4.4	La place de notre travail de modélisation dans la prédiction des tissus mous pour la chirurgie orthognathique	72
5	La modélisation du visage humain	75
5.1	Génération du modèle biomécanique 3D de référence	76
5.1.1	Normalisation du scanner de référence	77
5.1.2	Géométrie des structures anatomiques	79

5.1.3	Le maillage Éléments Finis (EF) de référence	82
	La convergence du maillage	84
	Évaluation de la précision des maillages EF des structures osseuses	86
	Évaluation de la précision du maillage EF des tissus mous	87
	Ajout d'une couche d'éléments "coques" pour modéliser la peau . . .	87
5.1.4	Conditions aux limites	89
5.1.5	Matériaux pour modéliser les tissus mous faciaux	90
5.1.6	Les muscles	91
5.2	Outils de recalage d'images pour la génération de maillages EF patient- spécifiques : Elastix et Transformix	95
5.2.1	Le recalage d'images 3D	96
5.2.2	La transformation	97
5.2.3	L'optimisateur	99
5.2.4	La métrique	99
5.2.5	L'échantillonneur	99
5.2.6	L'interpolateur	99
	Multi-résolution	100
5.2.7	Les limites d'une méthode de recalage d'images dans le cadre de la chirurgie orthognathique	101
5.3	Notre méthode quasi-automatique de génération de maillages EF patient- spécifiques	102
5.3.1	Les métriques utilisées pour le recalage d'images	102
5.3.2	Génération des maillages EF divisée en quatre étapes automatiques	105
	Étape 1 : Génération des maillages EF des structures osseuses . . .	106
	Étape 2 : Génération des maillages EF des tissus mous "approximatifs"	110
	Étape 3 : Positionnement des nœuds situés sur l'enveloppe externe des tissus mous du maillage EF	110
	Étape 4 : Génération du maillage EF final des tissus mous	113
5.3.3	Redéfinition des orientations des fibres musculaires dans les modèles EF patient-spécifiques	113
5.4	Développement d'un prototype de découpe des structures osseuses pour la chirurgie orthognathique	116
5.4.1	Le logiciel CamiTK	117
5.4.2	La découpe des structures osseuses	117

III Évaluation de la méthode 119

6 Étude clinique SPOC 121

6.1	L'acquisition des données cliniques de l'étude	
	Simulation des Parties molles faciales en Chirurgie orthognathique (SPOC)	122
6.1.1	Les scanners préopératoires et postopératoires	122
6.1.2	Les photos 3D préopératoires et postopératoires	123
6.1.3	Aspiration de la peau : le dispositif VLASTIC	126

6.2	Évaluation des maillages EF préopératoires générés	128
6.2.1	Analyse de la géométrie des maillages générés	128
	Les tissus mous	129
	Les structures osseuses	135
6.2.2	Analyse de la qualité des éléments des maillages EF générés	137
6.3	Évaluation des maillages EF postopératoires simulés	138
6.3.1	La simulation de la chirurgie orthognathique	138
6.3.2	La simulation des mimiques faciales	144
	Les mimiques faciales sur les maillages préopératoires	144
	Les mimiques faciales sur les maillages postopératoires des patients 1 et 3	147
Conclusion		149
A Paramètres librairie Elastix		153
A.1	Paramètres des transformations rigides (étapes 1, 2 et 3)	153
A.2	Paramètres de la transformation non-rigide pour la génération des struc- tures osseuses (étape 1)	154
A.3	Paramètres de la transformation non-rigide pour la génération des tissus mous "approximatifs" (étape 2)	155
A.4	Paramètres de la transformation non-rigide pour obtenir la position des noeuds de l'enveloppe externe du maillage EF des tissus mous (étape 3) . .	156
B Publications		159

Liste des abréviations

ATM	Articulation Temporo-Mandibulaire
ANC	<i>Advanced Normalized Correlation</i>
BSSO	<i>Bilateral Sagittal Split Osteotomy</i>
CAOS	<i>Computer Assisted Orthognathic Surgery</i>
CBCT	<i>Cone Beam Computed Tomography</i>
CHANGE	Centre Hospitalier Annecy-Genevois
CPEDM	<i>Corresponding Points Euclidean Distance Metric</i>
CT	<i>Computed Tomography</i>
EF	Eléments finis
FFD	<i>Free-Form Deformation</i>
GMMs	<i>Geometric Morphometric Methods</i>
GNN	<i>Graph Neural Networks</i>
IA	Intelligence Artificielle
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
MDF	Méthode des Différences Finies
MEF	Méthode des Eléments Finis
MM	<i>Mesh-Matching</i>
MR	Masses-Ressorts
ROM	<i>Reduced Order Model</i>
SAHOS	Syndrome d'Apnées-hypopnées Obstructives du Sommeil
SPOC	Simulation des Parties molles faciales en Chirurgie orthognathique
SMAS	Système Musculo Aponévrotique Superficiel
TPS	<i>Thin Plate Spline</i>
TTM	Troubles Temporo-Mandibulaires
UH	Unités Hounsfield
VLASTIC	<i>Volume-based Light Aspiration device for in vivo Soft Tissue Characterization</i>
BUC	BUCcinateur

DAO	Depressor Anguli Oris
DLI	Depressor Labii Inferioris
LAO	Levator Anguli Oris
LLS	Levator Labii Superioris
LLSAN	Levator Labii Superioris Alaeque Nasi
MENT	MENTalis
OOP	Orbicularis Oris Peripheralis
OOM	Orbicularis Oris Marginalis
PLAT	PLATysma
RIS	RISorius
ZYG	ZYGomatique
ZYGm	ZYGomatique Mineur

Résumé

Le manuscrit présente un outil logiciel destiné aux chirurgiens maxillo-faciaux, permettant la prédiction des conséquences esthétiques et fonctionnelles d'une chirurgie orthognathique. Cet outil exploite un modèle biomécanique 3D de référence d'un sujet male sain, élaboré par la méthode des Éléments Finis (EF), et incluant les principales structures anatomique du visage (peau, hypoderme, muscles, dents et os du crâne). À partir de ce modèle de référence, un jumeau numérique du visage est généré pour chaque patient, en utilisant une technique originale de recalage volumique non-rigide basée sur des images médicales, qui adapte le modèle de référence à la morphologie du patient. Ces modèles patient-spécifiques permettent de simuler l'acte chirurgical et d'évaluer ses conséquences. Ces travaux sont évalués dans le cadre de l'étude clinique SPOC, portée par le Centre Hospitalier Annecy-Genevois, qui inclut 30 patients pour lesquels des images médicales, des mesures *in vivo* sur l'élasticité de la peau, et des photographies 3D sont collectées en situations pré- et post-opératoires.

Après une première partie consacrée à la chirurgie orthognathique et aux enjeux de sa planification, nous présentons la méthodologie élaborée pour développer notre outil d'assistance à cette planification. La conception du modèle EF de référence, présentant un niveau de précision anatomique élevé, est détaillée. Une étude de convergence nous a permis de définir la densité du maillage tétraédrique EF des tissus mous, et un soin particulier a été apporté à la modélisation des contacts entre structures osseuses et tissus mous.

Nous présentons ensuite notre méthode permettant la génération quasi-automatique de maillages EF patient-spécifiques, entièrement compatible avec la routine clinique. Elle repose sur 4 étapes fondamentales permettant de bien intégrer, par des transformations spécifiques, les particularités morphologiques du maxillaire et de la mandibule des patients. Elle est évaluée sur les données des patients en condition pré-opératoire.

Dans la dernière partie, nous présentons et évaluons notre outil logiciel qui simule numériquement les modifications des structures osseuses induites par la chirurgie, et permet la prédiction des conséquences post-opératoires sur la morphologie des tissus mous du visage et les mimiques faciales.

Mots clés : Jumeaux numériques, Modèle biomécanique 3D, Recalage d'images volumiques, Visage humain, Muscles faciaux.

Abstract

The manuscript presents a software tool designed for maxillofacial surgeons, enabling them to predict the aesthetic and functional consequences of orthognathic surgery. This tool uses a 3D biomechanical reference model of a healthy male subject, developed using the Finite Element (FE) method, which includes the main anatomical structures of the face (skin, hypodermis, muscles, teeth and skull bones). Based on this reference model, a digital twin of the face is generated for each patient using an original non-rigid volumetric registration technique based on medical images, which adapts the reference model to the patient's morphology. These patient-specific models make it possible to simulate the surgical procedure and evaluate its consequences. This work is being evaluated as part of the SPOC clinical study, led by the Annecy-Genevois Hospital Centre, which includes 30 patients for whom medical images, in vivo measurements of skin elasticity, and 3D photographs are collected in pre- and post-operative situations.

After a first section devoted to orthognathic surgery and the challenges of planning it, we present the methodology developed to create our planning assistance tool. The design of the FE reference model, which offers a high level of anatomical accuracy, is described in detail. A convergence study enabled us to define the density of the FE tetrahedral mesh for soft tissues, and particular care was taken in modelling the contacts between bone structures and soft tissues.

We then present our method for the quasi-automatic generation of patient-specific FE meshes, which is fully compatible with clinical routine. It is based on four fundamental steps that enable the morphological characteristics of patients' maxilla and mandible to be properly integrated through specific transformations. It is evaluated using data from patients in pre-operative conditions.

In the final section, we present and evaluate our software tool, which digitally simulates surgical changes to bone structures and enables the prediction of post-operative consequences on facial soft tissue morphology and facial expressions.

Keywords : Digital twins, 3D biomechanical model, Volumetric image registration, Human face, Facial muscles.

Introduction

La chirurgie orthognathique est une intervention chirurgicale visant à corriger les anomalies de position des mâchoires lorsque celles-ci entraînent des déséquilibres fonctionnels et/ou esthétiques. D'après le Pr. Bouletreau, près de 10 000 patients bénéficient chaque année de cette chirurgie en France [60]. Elle s'adresse principalement aux patients présentant des malocclusions dentaires, des décalages entre le maxillaire et la mandibule, des asymétries faciales ou encore des troubles fonctionnels persistants malgré un traitement orthodontique seul. L'objectif de cette chirurgie est avant tout fonctionnel, mais ses répercussions esthétiques sont souvent significatives.

Sur le plan esthétique, la chirurgie orthognathique modifie l'équilibre global du visage en réharmonisant les proportions entre les différentes structures composant le visage. Elle permet d'améliorer la symétrie faciale, de corriger le profil et d'influencer la position des lèvres ainsi que, dans certains cas, la morphologie nasale. Ces changements, bien que parfois subtils, peuvent avoir un impact psychologique important, contribuant à une meilleure acceptation de son image et à un gain de confiance en soi.

D'un point de vue fonctionnel, les bénéfices sont multiples. La correction de l'occlusion dentaire permet une mastication plus efficace et une meilleure déglutition. La chirurgie peut également améliorer la respiration, notamment par l'augmentation du volume des voies aériennes, avec des effets positifs sur la ventilation nasale et les troubles respiratoires associés. La phonation est souvent facilitée grâce à une amélioration de l'articulation des sons et à un meilleur positionnement de la langue. Par ailleurs, la rééquilibration des mâchoires peut avoir un effet bénéfique sur la fonction de l'Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM), en réduisant les douleurs, les tensions musculaires et les claquements articulaires.

Cette intervention peut entraîner des répercussions à la fois esthétiques et fonctionnelles, qu'il est utile de pouvoir prédire dans le but (1) d'informer le patient de ce qu'il peut attendre et (2) d'adapter dans la mesure du possible la chirurgie pour des résultats plus en accord avec ses souhaits. Cela concerne non seulement l'apparence post-opératoire, mais également les conséquences fonctionnelles de l'opération, telles que les expressions faciales (sourire, moue, manifestations émotionnelles), la mastication, la déglutition et la production de la parole.

Dans ce contexte, la chirurgie assistée par ordinateur vise à soutenir les cliniciens dans la planification et l'optimisation de l'intervention, en améliorant sa précision et sa sécurité tout en offrant aux patients des perspectives concrètes du résultat attendu. Cette approche permet de définir clairement les objectifs chirurgicaux, de simuler les

déplacements osseux, d'anticiper leurs effets fonctionnels et esthétiques, et de déterminer la stratégie la mieux adaptée à chaque situation. Elle contribue également à la fiabilité des résultats post-opératoires. De tels outils reposent sur des modèles qui simulent les caractéristiques physiques du visage, et sont capables de reproduire l'action des muscles oro-faciaux sur les tissus mous du visage et, pour certains d'entre eux, les mouvements de la mandibule et des lèvres.

Dès 1990, le laboratoire TIMC à Grenoble s'est intéressé à la chirurgie maxillo-faciale en collaboration avec le CHU de Grenoble, avec une démarche fondée sur l'exploitation de modèles biomécaniques du visage, incluant les structures osseuses et les tissus mous. En 2002, une première thèse, menée par Matthieu Chabanas [15], a été consacrée à la modélisation du visage humain appliquée à la chirurgie orthognathique, avec pour objectif de prédire à la fois l'apparence du visage et les capacités fonctionnelles après intervention, bien que cette seconde étape n'ait pu être accomplie en raison des différents verrous scientifiques évoqués par la suite. Ces travaux ont permis la définition d'un modèle biomécanique du visage basé sur la méthode des Éléments Finis (EF), permettant de simuler les conséquences des découpes osseuses et des transformations morphologiques induites par la chirurgie sur les tissus mous du visage. En parallèle, plusieurs équipes de recherche se sont intéressées à la modélisation biomécanique du visage, en intégrant ou non les structures musculaires responsables de la mobilisation des tissus mous lors des mimiques faciales ou de la production de la parole [76, 7, 81, 68, 56, 72].

Deux verrous scientifiques et technologiques majeurs ont longtemps limité les performances de ces outils logiciels d'assistance, et leur utilisation en routine clinique : la génération rapide (quelques minutes maximum) des modèles 3D patient-spécifiques du visage et la caractérisation *in vivo* des propriétés mécaniques des tissus mous des visages de ces patients. Les progrès récents rapportés dans la littérature permettent désormais d'envisager des réponses à ces verrous :

- Premièrement, la génération quasi interactive de modèles biomécaniques spécifiques au patient peut aujourd'hui être abordée grâce à des méthodes de recalage volumique non-rigide fondées sur l'imagerie 3D, telle que l'IRM ou le scanner [13, 10].
- Deuxièmement, la paramétrisation des propriétés élastiques patient-spécifiques des tissus mous peut être partiellement estimée à partir de mesures *in vivo* réalisées sur différentes régions du visage, notamment à l'aide de dispositifs d'aspiration locale [71, 43, 17].

Ces évolutions récentes rendent désormais envisageable la mise à disposition du chirurgien d'un outil de simulation interactif, utilisable en pratique clinique pour évaluer les conséquences esthétiques et fonctionnelles des gestes d'ostéotomie, et éventuellement adapter la stratégie chirurgicale lorsque les résultats simulés ne sont pas jugés satisfaisants.

Les projets existants visant à prédire les conséquences esthétiques d'une chirurgie orthognathique ne sont pas intégrés dans une routine clinique courante, principalement en raison du temps et des efforts considérables requis pour construire des modèles 3D de visages de patients personnalisés. En effet, la génération de ces modèles implique de nombreuses étapes manuelles, telles que la segmentation des scanners des patients, le maillage

des structures anatomiques et l'application des conditions aux limites visant à simuler l'acte chirurgical. C'est dans ce contexte que s'inscrit notre projet, dont l'objectif est de développer une méthode capable de produire automatiquement des modèles 3D de visages de patients, nécessitant pas (ou peu) d'intervention du clinicien et aucune expertise scientifique préalable dans le domaine clinique. Au-delà de l'aspect esthétique, nous visons également à prédire les conséquences fonctionnelles sur le visage, spécifiques à chaque patient, après chirurgie orthognathique, une approche qui n'a, à notre connaissance, jamais été explorée dans la littérature. Ainsi, notre objectif est de développer un outil logiciel destiné aux chirurgiens, permettant la planification préopératoire d'une chirurgie orthognathique. Cet outil vise à évaluer l'impact des ostotomies et des déplacements osseux sur les structures molles du visage, dans le but d'améliorer la qualité de vie des patients. Il doit offrir la visualisation des résultats post-opératoires de manière automatique ou nécessitant une intervention minimale de la part des chirurgiens, tout en restant pratique et intuitif à utiliser. Les travaux menés dans le cadre de cette thèse s'inscrivent donc dans un contexte clairement défini et ont pour objectif de répondre à des besoins cliniques précis.

- Dans un premier temps, nous avons développé un maillage EF du visage humain à partir d'un scanner 3D d'un sujet sain. Ce maillage intègre les tissus mous, incluant l'hypoderme et la peau, les structures musculaires, ainsi que les structures osseuses, notamment le maxillaire et la mandibule.
- Nous nous sommes ensuite concentrés sur la génération de jumeaux numériques de visage humain à partir de ce sujet sain, dans le but d'obtenir des modèles 3D de patients grâce à des techniques de recalage non-rigide basé sur des images médicales, permettant de calculer la transformation entre le sujet sain et les patients. Ainsi, des modèles EF 3D de patients sont créés, adaptés à des simulations numériques précises, avec une démonstration de preuve de concept pour la simulation de la chirurgie orthognathique et des contractions musculaires.
- Enfin, la dernière partie de ces travaux a consisté à évaluer notre méthode quasi-automatique de génération de modèles par EF patient-spécifiques à partir de données issues d'une étude clinique menée en collaboration avec les Drs Bettega et Lartizien du Centre Hospitalier Annecy-Genevois (CHANGE). Cette évaluation a permis d'estimer la précision des modèles patient-spécifiques pour simuler une chirurgie orthognathique ou reproduire des expressions faciales.

Ce manuscrit de thèse est divisé en trois parties. La première partie présente le contexte ainsi que les enjeux liés à la planification de la chirurgie orthognathique. Elle se structure autour de trois chapitres : le chapitre 2 présente l'anatomie du visage humain, le chapitre 3 décrit la chirurgie orthognathique, et le chapitre 4 aborde la planification chirurgicale assistée par ordinateur dans ce cadre clinique. Cette organisation permet de comprendre progressivement les fondements anatomiques et chirurgicaux avant d'introduire les outils numériques qui en optimisent la préparation et la précision.

La seconde partie du manuscrit commence par une analyse de l'état de l'art de la planification assistée par ordinateur en chirurgie orthognathique, présentant les avantages et limites des approches existantes sur lesquels nous avons basé notre méthodologie (chapitre 5). Elle décrit ensuite notre approche pour la génération quasi-automatique de modèles

3D de visages patient-spécifiques, reposant sur un maillage EF de référence, construit à l'aide de logiciels tels qu'Ansys APDL, ainsi que sur des techniques d'imagerie médicale et de recalage d'images non-rigide, permettant de produire les maillages pour chaque patient (chapitre 6).

Enfin, la dernière partie est consacrée à l'évaluation de notre méthode de génération de modèles 3D de visages patient-spécifiques préopératoires, ainsi qu'à la présentation de preuves de concept permettant de simuler une chirurgie orthognathique et des contractions musculaires post-opératoires, dans le but d'étudier leurs effets sur les expressions faciales des patients (chapitre 7). Ces évaluations ont été rendues possibles grâce à l'étude clinique nommée SPOC, mise en place avec le CHANGE, incluant 30 patients pour lesquels différentes données, telles que des scanners et des photos 3D, ont été collectées. Les travaux sont ensuite prolongés par diverses perspectives, avant de conclure par une discussion générale.

Première partie

Planification de la chirurgie orthognathique : contexte et enjeux

Chapitre 1

L'anatomie du visage humain

La sphère oro-faciale occupe une position primordiale tant sur le plan esthétique que fonctionnel. Elle constitue l'élément central de l'apparence physique et joue un rôle crucial dans le maintien d'une bonne santé en assurant des fonctions essentielles telles que l'alimentation, la respiration, la parole et l'odorat. Ces diverses fonctions sont exécutées par différentes structures qui composent le visage.

1.1 Les structures osseuses

La sphère oro-faciale est constituée de l'ensemble osseux comprenant le crâne, qui reste fixe, ainsi que la mâchoire et les différentes structures du visage. Le **crâne**, composé de 22 os, a pour fonction de protéger le cerveau et l'oreille interne, et constitue un point d'attache pour de nombreux muscles importants au bon fonctionnement de l'organisme. La partie supérieure, appelée **neurocrâne**, est formée de 8 os (fig. 1.1), le frontal, le sphénoïde, l'occipital, l'ethmoïde, les deux os temporaux et les deux os pariétaux. La partie antérieure, appelée **viscérocrâne** ou **splanchnocrâne**, est formée de 14 os dont 2 impairs, la mandibule et le vomer, et 6 os pairs : les maxillaires, les nasaux, les palatins, les lacrymaux, les zygomatiques et les cornets nasaux inférieurs.

Dans le langage courant, on distingue généralement deux parties dans la **mâchoire** : la mâchoire supérieure, correspondant au **maxillaire**, et la mâchoire inférieure, connue sous le nom de **mandibule**. Il est important de noter que la mandibule est le seul os crânien mobile, pouvant s'articuler dans l'Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM) grâce à l'activation de plusieurs structures musculaires (fig. 1.1). Les os du maxillaire et de la mandibule jouent un rôle essentiel en constituant environ deux tiers de la structure faciale, soutenant à la fois les tissus mous et les dents.

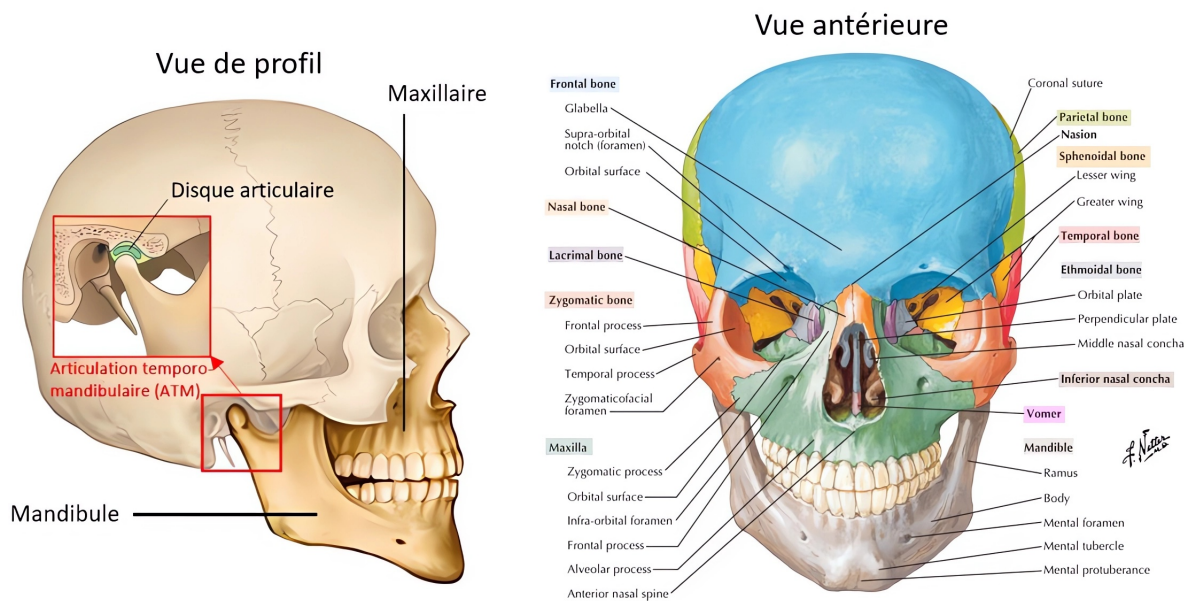


FIGURE 1.1 – Anatomie des structures osseuses (source : gauche (larousse) et droite, adaptée de Netter [85]).

Sous la mandibule se situe l'**os hyoïde**, un os en forme de fer à cheval localisé dans la partie antérieure du cou, au-dessus du larynx. Il est le seul os humain à ne pas s'articuler avec un autre os. Il constitue un point d'ancrage pour plusieurs muscles du crâne, de la langue et du larynx, et joue un rôle essentiel dans des fonctions telles que la phonation et la déglutition.

Comme dans l'ensemble des structures osseuses du corps humain, on observe sur la surface externe des os du visage le **périoste** (fig. 1.2), une fine membrane résistante en raison de sa richesse en fibres de collagène, et capable de produire le tissu osseux grâce aux cellules appelées ostéoblastes. Le périoste est indispensable à la croissance et à la réparation de l'os. Il est toutefois absent au niveau des articulations, qui elles sont recouvertes de cartilage.

1.2 Les tissus mous

Les tissus du visage humain comprennent plusieurs structures essentielles qui entourent les os du visage. Parmi ces structures figurent le système tégumentaire, les muscles, les fascias, les nerfs et les veines.

1.2.1 Le système tégumentaire

Le système tégumentaire est un ensemble complexe d'organes comprenant la peau, la graisse et les poils. Les tissus mous du système tégumentaire se composent en trois couches principales (fig. 1.3) :

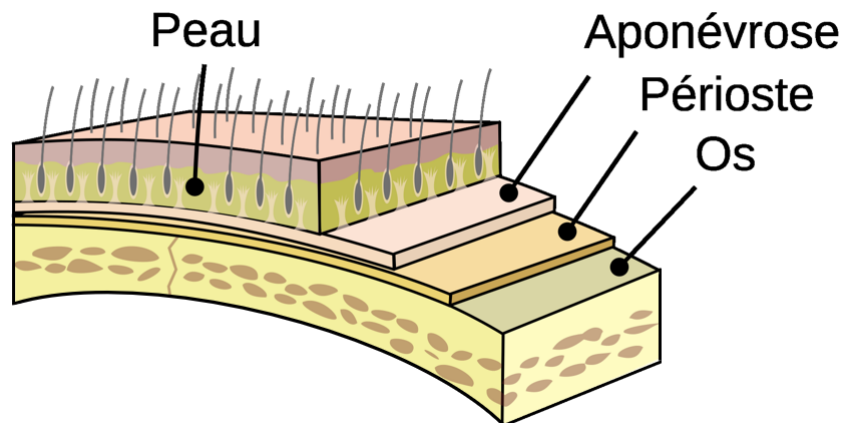


FIGURE 1.2 – Différentes couches des structures osseuses, de l'os à la peau (source : speechneurolab).

- **L'épiderme** : La couche la plus externe, majoritairement constituée de cellules kératinocytes (90 à 95 % [21]). Son épaisseur varie entre $0,06 \pm 0,014$ mm et $0,12 \pm 0,04$ mm selon l'étude d'Oltulu et al. [94], réalisée sur six zones du visage chez 90 femmes, et entre $0,079 \pm 0,014$ mm et $0,123 \pm 0,033$ mm pour ces mêmes zones chez les hommes. L'épiderme joue un rôle crucial en tant que barrière contre les agressions environnementales telles que la chaleur, les rayons UV, les parasites et les virus. Il est également responsable de l'imperméabilité des tissus.
- **Le derme** : Situé sous l'épiderme, le derme apporte résistance et élasticité à la peau grâce à sa matrice extracellulaire, qui contient des fibres de collagène, des microfibrilles et des fibres élastiques. Les fibres de collagène constituent entre 18 et 30 % du volume du derme, alors que les fibres d'élastine n'en représentent qu'environ 1 % [41]. L'épiderme renferme également de nombreux mécanorécepteurs, qui sont des terminaisons nerveuses spécialisées. Ces récepteurs détectent les déformations, les pressions et les vibrations et transmettent des signaux électriques au système nerveux central, permettant ainsi la perception du toucher et la proprioception. Selon Oltulu et al. [94], son épaisseur varie de $1,150 \pm 0,217$ mm à $1,498 \pm 0,389$ mm chez les femmes, et de $1,107 \pm 0,390$ mm à $1,943 \pm 0,464$ mm chez les hommes.
- **L'hypoderme** : Sous les couches de l'épiderme et du derme, l'hypoderme, est un tissu conjonctif richement vascularisé majoritairement constitué de tissus adipeux. Il joue plusieurs rôles essentiels, en fixant la peau aux structures osseuses et aux muscles sous-jacents, tout en fournissant une irrigation sanguine et des nerfs aux tissus. En plus de renforcer la peau, l'hypoderme agit également comme un isolant thermique, contribuant ainsi à maintenir la température corporelle. Son épaisseur varie selon les régions anatomiques du visage (front, joues) et dépend de la quantité de tissu graisseux propre à chaque individu [41]. Selon Veronese et al. [119], qui ont étudié 24 sujets (23 femmes et 1 homme), l'épaisseur de l'hypoderme dans la zone frontale est de $1,3 \pm 0,5$ mm chez les individus de moins de 60 ans et de 1,5

$\pm 0,4$ mm chez les sujets plus âgés. Dans la zone zygomatique au niveau des joues, elle varie de $2,3 \pm 0,7$ mm chez les moins de 60 ans à $2,6 \pm 0,7$ mm chez les plus de 60 ans. Enfin, au niveau des lèvres supérieure et inférieure, l'hypoderme est très peu développé, avec une épaisseur inférieure au millimètre.

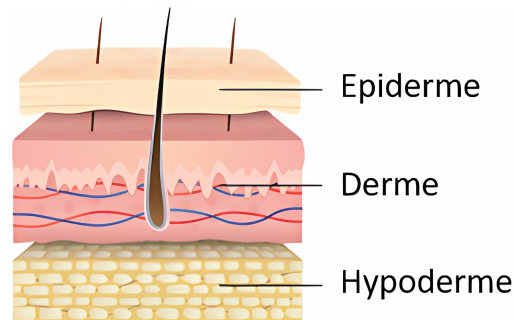


FIGURE 1.3 – Anatomie du système tégumentaire du visage humain (source : sanubiom).

1.2.2 Les structures musculaires

Chaque visage possède sa propre singularité, ce qui permet d'exprimer une multitude de sentiments à travers des expressions non verbales telles que la joie, la tristesse ou la colère. Les **muscles** ont un rôle primordial dans cette capacité d'expression, en permettant des variations faciales telles que le sourire ou une grimace, et sont également essentiels dans la production des gestes de la parole, la mastication, la déglutition et la respiration. Le visage comprend de nombreux muscles, dont 78 sont recensés dans l'*Atlas of Human Anatomy* [85]. Certains muscles jouent un rôle de dilatateurs, tandis que d'autres agissent comme constricteurs. Ils peuvent fonctionner de manière synergique ou antagoniste. On retrouve plusieurs catégories de muscles, les **masticateurs**, les **suprahyoïdiens** et ceux responsables des **expressions faciales**. Ceux-ci sont décrits dans les sections qui suivent et sont illustrés figure 1.4.

Les muscles masticateurs

Les muscles masticateurs sont un petit groupe de muscles profonds situés autour de la mandibule et de l'ATM. Leur rôle principal est de permettre les mouvements nécessaires à la mastication, à savoir : la fermeture de la bouche, l'élévation ou l'abaissement de la mandibule, ainsi que les mouvements de propulsion, rétropulsion et latéralité. Ils fonctionnent de manière coordonnée pour broyer les aliments et stabiliser la mâchoire pendant la parole et la déglutition. Les quatre muscles classiquement reconnus sont :

- Le **masséter** : c'est le muscle le plus volumineux et l'un des plus puissants du corps humain, proportionnellement à sa taille. Il s'insère sur l'arcade zygomatique du crâne et se termine sur la branche montante de la mandibule. Sa contraction élève la mandibule et contribue fortement à la fermeture de la bouche.
- Le **temporal** : ce muscle en éventail est situé sur la fosse temporale du crâne. Ses fibres antérieures élèvent la mandibule tandis que ses fibres postérieures participent

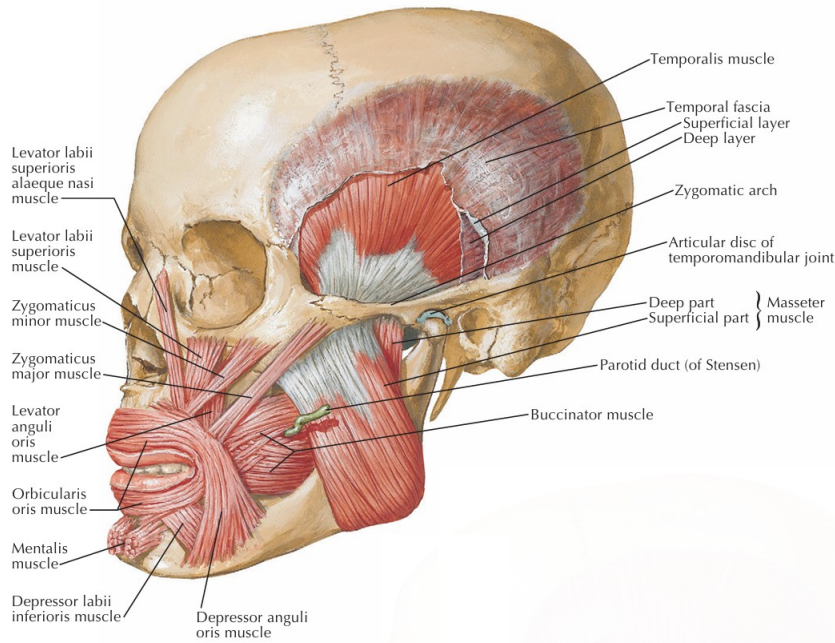


FIGURE 1.4 – Structures musculaires du visage humain [85].

à sa rétropulsion. Il joue aussi un rôle stabilisateur dans l'occlusion de la mâchoire. Il agit en synergie avec le masséter.

- Le **ptérygoïdien médial** : localisé en profondeur dans le crâne, entre la partie centrale de l'os sphénoïde et l'os palatin, il agit en synergie avec le masséter. Son orientation lui permet de contribuer à l'élévation de la mandibule et à ses mouvements latéraux, indispensables pour la phase de broyage durant la mastication.
- Le **ptérygoïdien latéral** : reliant la partie externe de l'os sphénoïde et la partie externe de l'os temporal, le ptérygoïdien latéral est le seul muscle masticateur qui ouvre activement la mandibule. Il permet également la propulsion et les déplacements latéraux, grâce à ses insertions sur la tête du condyle mandibulaire et le disque articulaire de l'ATM. Il joue un rôle majeur dans le fonctionnement de l'ATM, en déplaçant les condyles mandibulaires vers l'avant, entraînant ainsi la protrusion de la mandibule.

Ensemble, ces muscles permettent non seulement la mastication mais aussi le maintien de la posture mandibulaire et la stabilité de l'ATM.

Les muscles suprahyoïdiens

Les muscles suprahyoïdiens constituent un ensemble de quatre muscles situés au-dessus de l'os hyoïde le connectant à la mandibule et/ou au crâne. Leur fonction principale est de mobiliser ou de déplacer l'os hyoïde, ce qui joue un rôle déterminant dans la déglutition, la phonation et la stabilisation de la langue et de la mandibule. Ils participent aussi, selon la position de la mandibule, à l'abaissement de celle-ci, contribuant indirectement à

l'ouverture de la bouche. Les quatre muscles sont les suivants :

- Le **digastrique** : ce muscle est composé de deux ventres (antérieur et postérieur) reliés par un tendon fixé à l'os hyoïde. Il permet d'élever l'os hyoïde lors de la déglutition tout en abaissant la mandibule lorsque l'os hyoïde est maintenu stable.
- Le **mylohyoïdien** : ce muscle forme le plancher de la cavité buccale. Il élève l'os hyoïde ainsi que la base de la langue, tout en la rigidifiant, aidant en cela l'élévation du dos de la langue lors de la production de la parole et de la déglutition.
- Le **géniohyoïdien** : c'est un petit muscle situé au-dessus du mylohyoïdien. Il tire l'os hyoïde vers l'avant, élargissant le pharynx dans la première moitié du cycle de la déglutition et lors de la production de certains sons de la parole, et peut participer à l'ouverture de la bouche en contribuant à abaisser la mandibule.
- Le **stylohyoïdien** : ce muscle permet d'élever et reculer l'os hyoïde, facilitant l'ascension du larynx durant la déglutition, en coordination avec les muscles infra-hyoïdiens (non décrits ici). Il permet aussi de stabiliser l'os hyoïde et les structures anatomiques qui y sont rattachées.

Les muscles responsables des expressions faciales

Les expressions du visage reposent sur un ensemble de muscles fins et mobiles, les **muscles peauciers**, qui se distinguent des muscles du reste du corps par la caractéristique d'avoir certaines de leurs insertions qui sont directement dans la peau plutôt que sur des os. Leur action modifie la tension et la position des tissus superficiels, produisant différentes expressions faciales. Hormis l'*orbicularis oris*, les muscles suivants sont tous pairs et symétriques par rapport au plan sagittal médian.

Dans un premier temps, on distingue les muscles responsables du sourire et de l'ouverture latérale de la bouche :

- Le **ZYGomatique (ZYG) majeur** : il tire la commissure labiale vers le haut. Il est essentiel pour produire un sourire et participe activement aux expressions de joie.
- Le **ZYGomatique Mineur (ZYGm)** : ce muscle agit en complément du ZYG, en relevant la lèvre supérieure. Son action permet de moduler la finesse du sourire et de donner plus de relief à l'expression. Il peut être absent chez certaines personnes [98].
- L'**élévateur de l'angle de la bouche** (*Levator Anguli Oris (LAO)*) : situé sous le ZYG, à la hauteur de la commissure labiale, ce muscle permet de relever l'angle de la bouche contribuant au sourire et à certaines expressions de joie.
- Le **RISorius (RIS)** : ce muscle étire horizontalement les commissures de la bouche. Son rôle est important pour créer un sourire plus contrôlé, moins intense que celui impliquant le ZYG. Comme le ZYGm, il peut être absent chez certaines personnes [98].

On distingue également les muscles de l'abaissement de la lèvre, situés principalement dans le bas du visage et impliqués dans les expressions négatives :

- L'**abaisseur de la lèvre inférieure** (Depressor Labii Inferioris (DLI)) : ce muscle abaisse la lèvre inférieure et la projette légèrement vers l'avant. Il est impliqué dans l'expression de doute, ou de tristesse.
- L'**abaisseur de l'angle de la bouche** (Depressor Anguli Oris (DAO)) : il tire les commissures des lèvres vers le bas, produisant l'aspect caractéristique d'un visage mécontent.
- Le **PLATysma (PLAT)** : bien qu'il soit un muscle du cou, sa partie supérieure participe aux expressions faciales en tirant les commissures vers le bas et en tendant la peau du cou lors d'émotions fortes comme la peur ou la tension.

Deux muscles permettent d'élever la lèvre supérieure au niveau du sillon naso-labial :

- L'**élevateur de la lèvre supérieure** (Levator Labii Superioris (LLS)) : ce muscle relève la lèvre supérieure et expose les dents supérieures, notamment lors des expressions de dégoût.
- L'**élevateur de la lèvre supérieure et de l'aile du nez** (Levator Labii Superioris Alaeque Nasi (LLSAN)) : en plus de relever la lèvre, ce muscle permet d'ouvrir légèrement les narines, ce qui contribue à l'expression de sentiments tels que la colère.

Enfin, on retrouve les muscles centraux de la bouche :

- L'**Orbicularis Oris Peripheralis (OOP)** : partie externe du muscle orbicularis oris, l'OOP est fondamental pour la fermeture des lèvres et permet des gestes variés comme la protrusion labiale. Il contrôle la forme et la tension de la bouche dans de nombreuses expressions.
- L'**Orbicularis Oris Marginalis (OOM)** : cette portion interne de l'orbicularis oris intervient principalement dans des mouvements fins et précis des lèvres, moins amples que ceux de l'OOP, et joue un rôle important dans la phonation ainsi que dans certaines expressions faciales subtiles.
- Le **BUCcinateur (BUC)** : bien que ce muscle soit principalement impliqué dans le maintien des joues et la mastication, il participe également à l'expulsion de l'air et joue un rôle dans les expressions faciales.

Le **modiolus** est une structure clé pour les mouvements de la bouche et les expressions faciales. Il se situe au coin de la bouche, à la jonction entre les lèvres et la joue. Il constitue un point de convergence des fibres musculaires et des tissus conjonctifs, permettant à plusieurs muscles faciaux de se coordonner pour les mouvements de la bouche. Parmi ces muscles se trouvent l'OOP et l'OOM, le BUC, le DLI, le DAO, le ZYG et le ZYGm ainsi que le RIS. Cette organisation est essentielle pour les expressions faciales, la parole et la mastication, car elle permet aux muscles d'agir ensemble pour des mouvements précis comme le sourire, le froncement des lèvres ou la fermeture des lèvres. Le modiolus a aussi une importance clinique, servant de repère pour la chirurgie reconstructrice ou esthétique, et étant impliqué dans certaines conditions comme les paralysies faciales.

Les fascias

Les tissus mous incluent également les **fascias**. Ceux-ci englobent les muscles du visage, et forment avec ces derniers le **Système Musculo Aponévrotique Superficiel (SMAS)**. Ce sont des tissus conjonctifs denses, principalement composés de collagène. Un type particulier de fascia est l'**aponévrose** (fig. 1.2). Située entre l'hypoderme et le périoste, l'aponévrose est une fine membrane de tissu conjonctif dont la fonction est de fixer le muscle à son point d'insertion, de relier les muscles entre eux et d'assurer la transmission de la force musculaire. D'après des dissections récentes présentées dans la revue de littérature de Watanabe et al. (2021)[121], le SMAS n'est pas toujours une couche distincte et continue sur toute la face. Dans certaines zones, le tissu adipeux superficiel repose directement sur la graisse profonde sans véritable lame musculo-aponévrotique, ce qui suggère que le SMAS "classique" n'existe pas de manière universelle.

La vascularisation et l'innervation

Le visage est parcouru par de nombreux vaisseaux sanguins et nerfs, qui assurent l'irrigation, la sensibilité de ses tissus et le contrôle des muscles.

- La **vascularisation** du visage est très riche, et dépend majoritairement de l'**artère faciale**, se ramifiant pour former l'**artère carotide externe**, qui est la branche terminale de l'artère carotide commune. Celle-ci part du bord inférieur de la mandibule et remonte le long du côté du nez. L'**artère temporale superficielle** provient également de l'artère carotide externe et donne naissance à de nombreuses branches qui irriguent différentes parties du visage, notamment l'artère faciale transversale et l'artère temporale moyenne.
- L'**innervation** du visage est en partie assurée par le **nerf facial**, ou nerf crânien VII, qui commande l'ensemble des muscles de l'expression faciale et est principalement de nature motrice. Un autre nerf joue un rôle clé dans la sensibilité du visage ainsi que dans le contrôle des muscles de la mastication : le **nerf trijumeau**, ou nerf crânien V. Fidèle à son nom, ce nerf se divise en trois branches :
 - Le nerf ophtalmique (V1), issu de la zone frontonasale, innerve le cuir chevelu antérieur, le front et le nez.
 - Le nerf maxillaire (V2), issu du maxillaire, innerve principalement la partie antérieure de la joue, le côté du visage, la lèvre supérieure, le côté du nez et la paupière inférieure.
 - Le nerf mandibulaire (V3), issu de la mandibule, innerve la lèvre inférieure, le menton et la partie postérieure de la joue.

1.3 Les dents

Les dents jouent un rôle essentiel dans la mastication, la parole et l'esthétique du visage. Elles proviennent des processus alvéolaires de la mandibule et du maxillaire et sont au nombre de 32 chez un adulte dit "normal". En chirurgie maxillo-faciale, les dents

sont souvent identifiées par un nom, mais aussi par un numéro, qui sont classés par quadrants (fig. 1.5).

L'occlusion dentaire désigne la manière dont les dents supérieures (maxillaires) et inférieures (mandibulaires) s'alignent lorsque la bouche est fermée. En général, les dents de l'arcade supérieure s'articulent légèrement en dehors de l'arcade inférieure. Lorsque les dents ne s'alignent pas correctement, on parle de **malocclusion dentaire**.

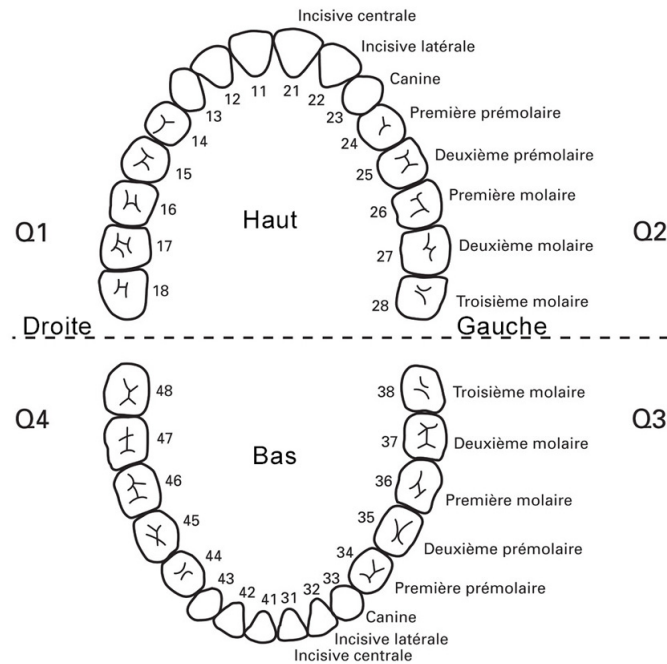


FIGURE 1.5 – Numérotation des dents et des quadrants (source : guidedessoins).

1.4 La biomécanique du visage humain

La biomécanique du visage humain consiste à comprendre comment les tissus faciaux se déforment sous l'effet de contraintes, comme lors d'une contraction musculaire. On distingue les éléments rigides (os et dents) des tissus mous (graisse, peau et muscles). Les tissus mous sont extrêmement complexes, présentant des comportements non-linéaires, anisotropes, viscoélastiques, hétérogènes en raison de la présence de la peau, de la graisse et des muscles, ainsi que poro-élastiques.

L'anisotropie des tissus mous du visage se manifeste d'abord à travers les muscles. Ceux-ci sont considérés comme orthotropes, leurs fibres étant orientées de manière à se contracter le long de la ligne de traction principale du muscle. Les fibres de collagène de la peau contribuent à son anisotropie et peuvent être visualisées grâce à diverses techniques d'imagerie. Par exemple, Yasui et al. (2009) [128] ont décrit une méthode de microscopie par génération de second harmonique permettant d'examiner la structure fibreuse de la

peau de manière non invasive. Par ailleurs, dès 1861, l'anatomiste Karl Langer a mis en évidence cette anisotropie au niveau de la peau, notamment faciale. Il a décrit des lignes, connues sous le nom de lignes de Langer, qui correspondent aux lignes de tension déterminées par l'orientation des fibres de collagène dans le derme [63]. Ní Annaid et al. (2012) [88] ont présenté des essais de traction sur échantillons de peau du dos humain dans 2 directions : parallèlement et perpendiculairement aux lignes de Langer. Leur graphique (fig. 1.6) montre que la peau présente une résistance plus élevée lorsqu'elle est étirée dans le sens des lignes de Langer.

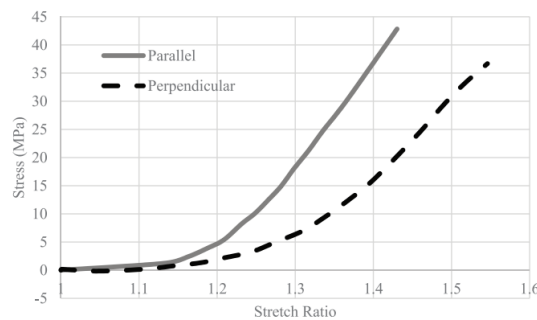


FIGURE 1.6 – Essai de traction uniaxiale sur la peau du dos humain parallèlement et perpendiculairement aux lignes de Langer (travaux de Ní Annaid et al. [88] et graphique provenant de la review scientifique de Joodaki et al. [41]).

La peau, constituée d'une matrice de fibres d'élastine et de faisceaux de collagène, présente des propriétés élastiques, lui permettant de retrouver sa forme initiale après déformation, mais aussi visqueuses, se déformant progressivement sous l'effet d'une charge [75]. Sous une tension uniaxiale, la peau présente une certaine souplesse, et la majeure partie de sa réponse aux petites déformations repose sur les fibres d'élastines. En effet, les fibres de collagène, bien plus abondantes que les fibres d'élastines, sont initialement relâchées (on dit parfois qu'elles sont ondulées) et ne contribuent pas au support de charge (phase I figure 1.7). Lorsque l'étirement augmente et que la contrainte devient plus élevée, le tissu se rigidifie progressivement à mesure que les fibres de collagène sont mises en tension (phase II figure 1.7). Enfin, ces fibres s'alignent complètement, la peau atteint alors sa rigidité maximale (phase III figure 1.7) [41]. Avec le vieillissement cutané, l'élasticité, responsable de la tenue rigide des tissus, diminue, tandis que la viscosité tend à augmenter [113]. Cette dernière contribue à la fluidité et à la dynamique des expressions faciales, permettant aux tissus de se plier et de se déplacer tout en préservant leur intégrité structurelle. La peau est également poreuse, ce qui permet la circulation du liquide interstitiel et du sang à travers la matrice solide de collagène et d'élastine. Lorsqu'une pression est exercée sur la peau, la déformation des tissus entraîne le déplacement des fluides à l'intérieur de cette matrice poreuse.

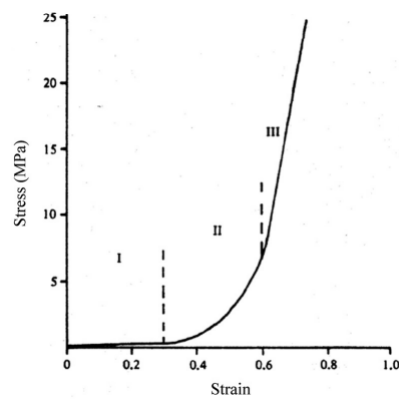


FIGURE 1.7 – Graphique représentant l'évolution de la contrainte en fonction de la déformation de la peau [41]. Phase I : les fibres de collagène restent ondulées et ce sont les fibres d'élastine qui supportent principalement la charge. Phase II : les fibres de collagène commencent à s'aligner progressivement et participent au support de charge. Phase III : toutes les fibres de collagène sont alignées, et le tissu atteint sa rigidité maximale.

Chapitre 2

La chirurgie orthognathique

2.1 Définition, histoire et évolution

La chirurgie orthognathique (du grec *orthos*, droit, et *gnathos*, mâchoire) est une intervention chirurgicale du visage visant à corriger des déformations maxillo-faciales et des malocclusions sévères (d'origines traumatiques ou congénitales), où les dents des mâchoires supérieure et inférieure ne s'alignent pas correctement. Elle implique la découpe et le repositionnement des os de la mâchoire tels que le maxillaire, la mandibule ou le bas du menton, afin d'améliorer l'esthétique et la fonctionnalité du visage, avec des répercussions sur les fonctions vitales telles que la mastication, la respiration et la production de parole. Cette chirurgie a un impact significatif sur les patients atteints de déformation dento-faciale [74].

La première intervention de chirurgie orthognathique a été réalisée en 1849 par Simon Hüllihen [36]. Elle consistait en une ostéotomie mandibulaire en forme de V, visant à rapprocher les canines des prémolaires (fig. 2.1). Cette procédure, qui a par la suite été popularisée sous le nom d'ostéotomie de Köle, a marqué le début d'un intérêt soutenu des chirurgiens pour le traitement du prognathisme, une avancée excessive de la mâchoire inférieure, pendant près d'un demi-siècle [33].

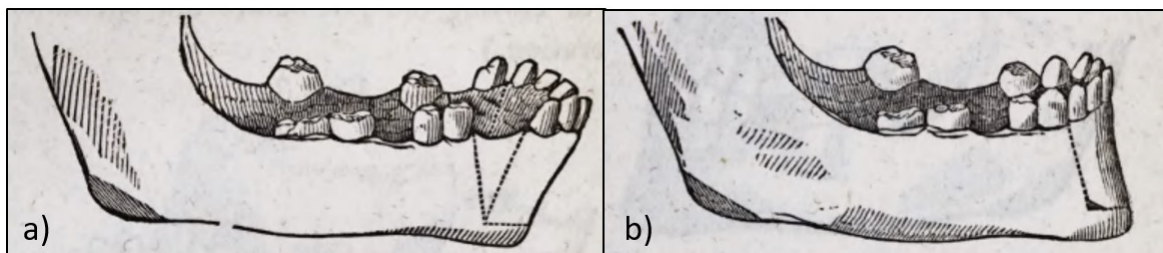


FIGURE 2.1 – a) Mandibule avant ostéotomie en forme de V. b) Mandibule après opération [36].

Un tournant majeur a été franchi en 1956 avec Hugo Obwegeser, qui réalisa la première ostéotomie mandibulaire connue sous le nom de *Bilateral Sagittal Split Osteotomy* (BSSO) [116], qui est encore utilisée comme technique chirurgicale moderne. Cette technique nova-

trice permet de sectionner les branches montantes de la mandibule afin de la repositionner avec plus de précision (fig. 2.2). Par la suite, diverses méthodes d'ostéotomie ont émergé, chacune apportant des modifications techniques notables (fig. 2.2).

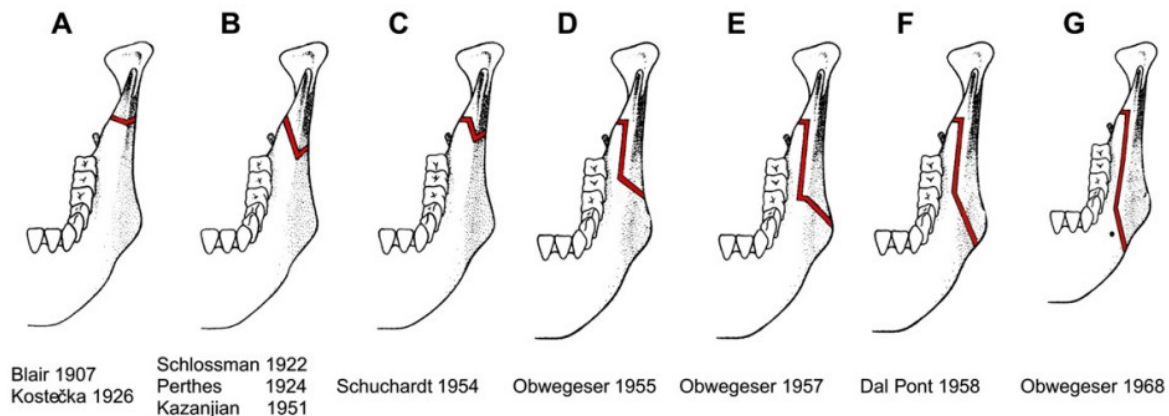


FIGURE 2.2 – Évolution des ostéotomies mandibulaires [90]. Les dates indiquent la publication et non la première intervention chirurgicale

Concernant le maxillaire, la première ostéotomie a été réalisée en 1921 par Gunther Cohn-Stock [125][33]. Par la suite, les travaux de William Bell sur la vascularisation ont permis le développement et l'adoption en routine clinique des techniques classiques d'ostéotomie du maxillaire, notamment l'ostéotomie de Le Fort I (détaillée en section 2.3.1) [33].

2.2 Dysfonctions associées aux structures osseuses

Lorsque la morphologie des structures osseuses du visage humain, incluant le crâne, le maxillaire et la mandibule, s'écarte de manière significative des normes anatomiques, on parle de **dysfonctions**. Ces anomalies fonctionnelles peuvent affecter l'apparence et la mobilité de l'ossature faciale, avoir des origines diverses et se manifester sous différentes formes. Parmi elles, on trouve les **fractures**, souvent causées par des traumatismes. Les **malformations congénitales**, liées à une croissance osseuse anormale, sont également fréquentes. Celles-ci incluent des anomalies de la taille des mâchoires, telles que la micrognathie, lorsque la mandibule est trop petite, ou l'hypoplasie maxillaire, qui survient lorsque le maxillaire ne se développe pas correctement. Ces dysfonctionnements liés à la croissance osseuse peuvent entraîner un **mauvais alignement dentaire** (section 2.2.1), un développement du **syndrome d'apnée du sommeil** (section 2.2.2) ainsi que des **Troubles Temporo-Mandibulaires (TTM)** (section 2.2.3).

2.2.1 Malocclusions dentaires

Les malocclusions dentaires désignent des anomalies dans lesquelles la mâchoire supérieure et la mâchoire inférieure ne s'alignent pas correctement, perturbant ainsi l'occlusion

et l'harmonie du visage. Ces désalignements sont souvent liés à des malformations osseuses ou à des troubles de la croissance, eux-mêmes influencés par des facteurs génétiques ou des habitudes inadaptées, telles que la succion du pouce, ou la poussée de la langue contre les dents. Bien que certains cas puissent être corrigés par des traitements orthodontiques, comme les bagues ou les aligneurs transparents, les malocclusions plus sévères nécessitent parfois une intervention chirurgicale afin de rétablir un bon équilibre entre les mâchoires et d'assurer une fonction optimale. Les malocclusions sont classées en trois catégories principales :

- **Classe I** : Elle correspond à un alignement considéré comme "normal", même si quelques dents peuvent se chevaucher ou manquer d'espace sur l'arcade, entraînant une disposition légèrement irrégulière.
- **Classe II** : Elle se caractérise par une **rétrognathie** mandibulaire, c'est-à-dire une mâchoire inférieure trop en arrière par rapport à la mâchoire supérieure, entraînant des difficultés fonctionnelles. Cette classe est divisée en deux sous-types :
 - **Division 1** : Les dents supérieures sont fortement avancées, créant une béance entre les deux mâchoires, c'est-à-dire un espacement entre les dents du haut et les dents du bas.
 - **Division 2** : Les incisives supérieures sont également avancées, mais inclinées vers l'intérieur, entraînant une apparence plus fermée de l'arcade dentaire.
- **Classe III** : Cette catégorie correspond au **prognathisme** mandibulaire, soit l'inverse de la classe II, où la mâchoire inférieure est trop avancée par rapport à la mâchoire supérieure, pouvant entraîner une apparence plus marquée du menton et des difficultés fonctionnelles.

L'**angle facial** est une mesure utilisée par les cliniciens pour déterminer si un patient présente une prognathie ou une rétrognathie. Il permet d'évaluer la position des mâchoires par rapport à une référence standard. Une prise en charge précoce aide à orienter le patient vers un traitement adapté, qu'il soit orthodontique ou chirurgical, afin de prévenir d'éventuelles complications fonctionnelles et/ou répercussions esthétiques.

Certains patients présentent des désalignements osseux ou des anomalies dus à la taille des os. C'est le cas de la **micrognathie mandibulaire** qui correspond à une mandibule de petite taille, où les patients sont susceptibles de développer un trouble majeur appelé l'apnée du sommeil (voir section 2.2.2).

La correction des malocclusions dentaires est essentielle car elles peuvent entraîner des conséquences aussi bien à court qu'à long terme. À court terme, elles peuvent perturber des fonctions vitales telles que l'alimentation et l'élocution, tout en favorisant l'émergence de troubles respiratoires, notamment une respiration par la bouche persistante, ce qui peut entraîner des troubles de la muqueuse buccale. De plus, ces désalignements peuvent affecter les articulations temporo-mandibulaires (voir section 2.2.3), entraînant des mouvements irréguliers de la mandibule et provoquant des symptômes tels que des claquements lors de l'ouverture ou de la fermeture de la bouche, des douleurs musculaires, des tensions et des contractures. Dans certains cas, ils peuvent également conduire à une arthrose de l'articulation, caractérisée par la dégénérescence du cartilage et des surfaces osseuses. Ces dysfonctionnements articulaires peuvent engendrer un inconfort quotidien

et, dans certains cas, évoluer vers des troubles chroniques. À long terme, une malocclusion non traitée peut augmenter le risque de déchaussement des dents en raison d'une répartition inégale des forces masticatoires. Elle peut également entraîner une usure prématurée des dents, fragilisant ainsi l'ensemble de la dentition et compromettant la santé bucco-dentaire du patient.

2.2.2 L'apnée du sommeil

L'apnée du sommeil, ou Syndrome d'Apnées-hypopnées Obstructives du Sommeil (SAHOS), touche environ une personne sur dix dans le monde selon l'INSERM [40]. Ce syndrome se caractérise par des épisodes anormalement fréquents d'interruptions respiratoires (apnées) ou de réductions de la respiration (hypopnées) pendant le sommeil. Le SAHOS présente des conséquences importantes dans la qualité de vie des patients, notamment en affectant leur concentration et leur mémoire. Sur le long terme, ces apnées favorisent le développement de complications cardiométaboliques.

Les patients atteints de SAHOS présentent un rétrécissement des voies aériennes supérieures, généralement sur toute la longueur du pharynx, qui est influencé par la position du maxillaire et de la mandibule. Une intervention chirurgicale peut être envisagée chez les patients atteints de SAHOS lorsque la position de la mâchoire est anormale.

Walker et al. (2025) [120] ont réalisé une revue de littérature portant sur 31 études et concluent que la chirurgie d'avancée maxillo-mandibulaire (MMA) entraîne une amélioration significative de l'index apnée-hypopnée (IAH), de l'indice de détresse respiratoire (RDI), de la saturation en oxygène et de la somnolence diurne, démontrant ainsi une efficacité notable dans le traitement du SAHOS. Quah et al. (2023) [103] affirment que bien réalisée, la chirurgie orthognathique est une option efficace pour traiter le SAHOS. Francisco et al. (2025) [31] ont mené une revue de littérature portant sur six études et montrent, sur la base de données quantitatives, que la chirurgie d'avancée maxillo-mandibulaire améliore la satisfaction des patients adultes atteints de SAHOS modéré à sévère.

2.2.3 Troubles de l'Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM)

Les dysfonctions de la mâchoire représentent un ensemble de troubles affectant l'Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM), les muscles masticateurs, et d'autres structures associées, appelé Troubles Temporo-mandibulaires (TTMs). Ces troubles peuvent entraîner des douleurs significatives, des limitations de mouvements de la mâchoire, et des impacts considérables sur la qualité de vie. Les TTMs sont les douleurs orofaciales les plus fréquentes [69]. Les dysfonctions de la mâchoire peuvent toucher des personnes de tout âge et sont souvent sous-diagnostiquées en raison de la diversité et de la complexité de leurs symptômes.

Si certains TTMs peuvent être atténués par des approches non invasives telles que la pharmacothérapie, la physiothérapie ou l'utilisation de dispositifs occlusaux [69], d'autres nécessitent des interventions chirurgicales plus invasives. Parmi celles-ci, l'arthrocentèse, l'arthroscopie et la condylotomie se sont révélées efficaces pour soulager les symptômes [23, 115].

Par ailleurs, la chirurgie orthognathique peut influencer l'ATM et entraîner des TTMs si elle n'est pas correctement planifiée. Une évaluation approfondie et une prise en compte des risques sont donc essentielles en amont afin de minimiser les complications et d'éviter le recours à des traitements chirurgicaux supplémentaires.

2.3 Les techniques chirurgicales

Les techniques chirurgicales actuelles en chirurgie orthognathique ont été développées afin de repositionner correctement le maxillaire et la mandibule pour assurer une occlusion optimale. Cette intervention peut être réalisée pour corriger un mauvais alignement d'origine génétique ou résultant d'un traumatisme. Elle est également indiquée chez certains patients ayant suivi un traitement orthodontique afin de prévenir toute récurrence et d'assurer la stabilité des résultats obtenus.

Environ 5 % des populations caucasiennes sont concernées par des déformations dento-faciales [35]. Les malocclusions dentaires ne se limitent pas à un simple désalignement des mâchoires, elles compromettent également l'harmonie du visage, pouvant ainsi impacter l'esthétique faciale et, dans certains cas, la confiance en soi des patients. Bien que cette chirurgie soit souvent motivée par des considérations esthétiques, elle vise également à améliorer des fonctions essentielles telles que la mastication, la respiration et l'élocution. En rétablissant une harmonie entre les mâchoires, elle contribue non seulement à l'apparence du visage, mais aussi au confort et à la santé bucco-dentaire du patient. Vanden Haute et al. (2025) [117] ont recueilli les réponses de 52 chirurgiens maxillo-faciaux en 2024, et leur enquête montre que les interventions chirurgicales portaient dans 100 % des cas sur des malocclusions dentaires, dans 59,6 % des cas sur un syndrome d'apnée du sommeil, et dans 57,7 % des cas sur une demande d'amélioration esthétique.

Les sections suivantes décrivent les principales ostéotomies, réalisées actuellement en chirurgie orthognathique.

2.3.1 Ostéotomie maxillaire

L'ostéotomie classique du maxillaire est aujourd'hui plus couramment désignée sous le nom d'ostéotomie de **Le Fort I** (fig. 2.3). Cette intervention chirurgicale consiste à découper la mâchoire supérieure en pratiquant des incisions à l'intérieur de la bouche, ce qui permet d'éviter toute cicatrice visible à l'extérieur. La coupe se fait horizontalement, juste au-dessus des dents, ce qui permet de déplacer et de repositionner le maxillaire à la position souhaitée. Dans certains cas, l'ostéotomie peut être réalisée en découpant le maxillaire en trois fragments. Cela implique une coupe verticale au centre de l'os maxillaire, permettant un déplacement plus précis et une expansion de l'os, surtout si celui-ci est trop étroit. Lorsque des malformations touchent des zones plus complexes, telles que l'orbite, une ostéotomie de Le Fort II ou Le Fort III peut être nécessaire pour traiter ces déformations (fig. 2.3). Ces deux types de chirurgie restent plus rares. Une fois le maxillaire repositionné, les fragments osseux sont fixés à l'aide de plaques en alliage de titane et de vis, une technique appelée **ostéosynthèse**, qui assure la stabilité de la structure osseuse pendant la guérison [105].

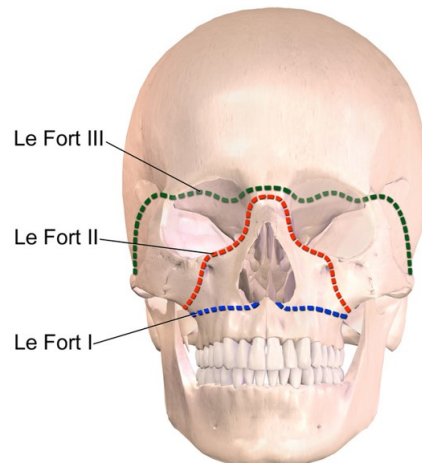


FIGURE 2.3 – Les 3 types d’ostéotomie de Le Fort (source : StoryMD).

2.3.2 Ostéotomie mandibulaire

L’ostéotomie mandibulaire consiste à découper et à repositionner l’os de la mandibule pour corriger l’occlusion entre les mâchoires supérieure et inférieure. Cette intervention est réalisée par voie orale, évitant ainsi toute cicatrice visible sur les tissus mous du visage. Les découpes actuelles, comme illustré sur la figure 2.2(G), permettent au chirurgien de procéder à un déplacement, un avancement ou un recul de la mandibule, tout en préservant les branches mandibulaires afin de ne pas endommager l’ATM. Comme mentionné ci-dessus, cette chirurgie est connue sous le nom de *Bilateral Sagittal Split Osteotomy* (BSSO). Les fragments osseux ainsi déplacés sont fixés à l’aide de plaques d’ostéosynthèse et de vis, de manière similaire à la chirurgie du maxillaire [105]. Cette technique permet de restaurer une occlusion fonctionnelle tout en minimisant les risques de complications liées à l’ATM et aux tissus environnants.

2.3.3 Ostéotomie maxillo-mandibulaire

Longtemps appelée ostéotomie bi-maxillaire, l’ostéotomie maxillo-mandibulaire est une intervention chirurgicale visant à repositionner simultanément la mâchoire supérieure et la mâchoire inférieure (voir sections 2.3.1 et 2.3.2) afin d’aligner correctement les dents en occlusion. Bien que cette procédure soit complexe, elle est couramment pratiquée pour corriger les malocclusions dentaires, qui peuvent altérer les tissus mous et entraîner une perte prématurée des dents.

2.3.4 Génomoplastie

La géniomoplastie est une intervention chirurgicale visant à modifier l’aspect du menton, tant pour des raisons esthétiques, afin d’harmoniser la forme du visage, que pour des raisons fonctionnelles, notamment pour corriger une anomalie, améliorer la respiration ou optimiser la mastication, en particulier dans la zone labiale. Cette transformation peut être

réalisée de deux manières : soit par ostéotomie, en découpant et repositionnant l'extrémité du menton, soit par la pose d'un implant pour en augmenter le volume. La génioplastie est fréquemment associée à une ostéotomie mandibulaire, car le repositionnement de la mandibule influence l'apparence du bas du visage, et cette intervention permet d'en affiner l'équilibre. En cas de rétrogénie (menton trop en retrait), une génioplastie d'avancement est pratiquée (fig. 2.4a,b), tandis qu'en présence de prognathisme (menton trop avancé), une génioplastie de recul est réalisée (fig. 2.4c,d).

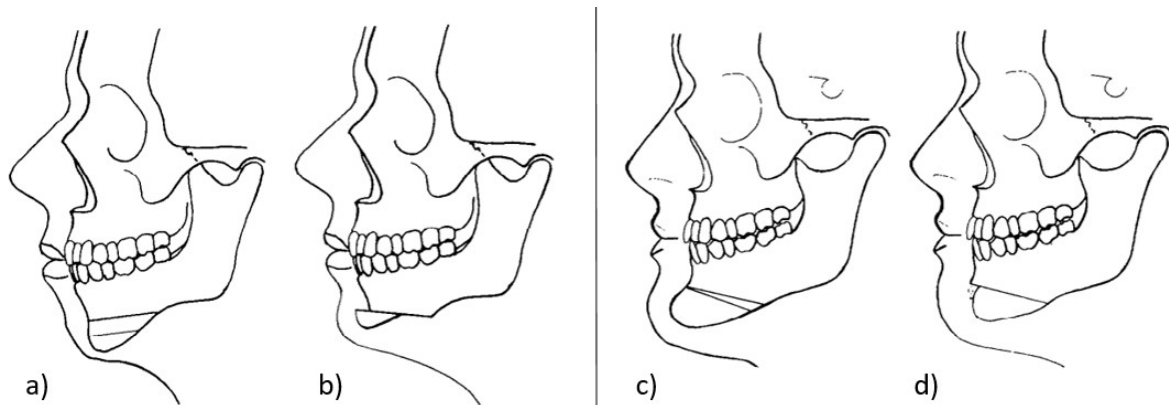


FIGURE 2.4 – Réalisation d'une découpe horizontale du menton (a) afin de permettre sa rotation (b). Une ostéotomie angulaire a été effectuée (c) pour repositionner le menton vers l'arrière (d) [59].

2.4 Risques liés à une chirurgie orthognathique

Bien que la chirurgie orthognathique soit couramment pratiquée et bien codifiée, une planification minutieuse demeure indispensable. En effet, tout acte chirurgical comporte un risque de complications ultérieures. Par exemple, l'intervention chirurgicale, lorsqu'elle est réalisée à des fins esthétiques, peut avoir des répercussions psychologiques importantes. Ainsi, Alsenaidi et al. [4] ont montré que, parmi 136 participants, dont 85 % avaient une chirurgie à visée esthétique, 97,8 % ont rapporté une amélioration de leur état psychologique après l'intervention. Dans certains cas, la chirurgie influence la morphologie nasale, l'un des effets esthétiques les plus marquants du repositionnement des mâchoires. L'avancée du maxillaire peut modifier l'angle naso-labial, et lorsque ces changements ne sont pas souhaitables, une rhinoplastie peut être réalisée pour rétablir l'harmonie du visage [11]. Les interventions visant une amélioration esthétique du visage s'accompagnent également de répercussions fonctionnelles postopératoires [51]. Kim et al. (2010) [50] ont analysé 418 patients ayant subi une chirurgie orthognathique entre 1998 et 2009. À court terme, les complications les plus fréquemment rapportées incluaient la paresthésie (262 cas), altérant la sensibilité tactile, la dyspnée (78 cas), une gêne respiratoire, ainsi que des douleurs cervicales (49 cas), auxquelles s'ajoutaient d'autres complications diverses (62 cas). À plus long terme, des problèmes supplémentaires ont été observés, tels que des ostéotomies inadéquates (25 cas), des lésions nerveuses (6 cas), des atteintes des tissus

mous (8 cas) ou encore des dommages aux structures osseuses (4 cas). Aucune chirurgie orthognathique n'est entièrement exempte de risque de récurrence, en particulier lorsque l'intervention implique un important degré de mobilité des segments osseux. Ce phénomène est notamment observé dans les chirurgies maxillo-mandibulaires, où l'ampleur des repositionnements peut compromettre la stabilité des structures osseuses en postopératoire [12, 105]. Ainsi, une planification préopératoire rigoureuse est essentielle pour réduire l'incidence de ces complications postopératoires.

Chapitre 3

La planification chirurgicale assistée par ordinateur dans le cadre de la chirurgie orthognathique

Au cours de cette dernière décennie, les avancées technologiques et scientifiques ont considérablement amélioré la planification chirurgicale, notamment dans le domaine de la chirurgie orthognathique. Ces avancées sont attribuées en partie aux progrès de l'anesthésie, qui permettent une gestion plus sûre et plus efficace de l'intervention chirurgicale, mais également des Gestes Médicaux-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO). Ces derniers offrent la possibilité de concevoir des modèles 3D patient-spécifiques, de réaliser des simulations préopératoires précises et d'optimiser les stratégies chirurgicales avant toute intervention. Par ailleurs, l'utilisation de plaques d'ostéosynthèses a simplifié le geste chirurgical et a considérablement amélioré le confort du patient.

Dans le cadre de la chirurgie orthognathique, on distingue les planifications conventionnelles (section 3.1) des planifications chirurgicales virtuelles 3D (section 3.2).

3.1 Méthodes conventionnelles en chirurgie orthognathique

La chirurgie orthognathique repose traditionnellement sur une planification préopératoire structurée autour de plusieurs étapes complémentaires. La planification de l'occlusion dentaire est réalisée à partir de moulages dentaires en plâtre (section 3.1.1), tandis qu'une analyse céphalométrique bidimensionnelle (section 3.1.2) est utilisée pour définir des positionnements des segments osseux conformes aux normes géométriques et anatomiques.

3.1.1 Les moulages dentaires

La planification doit intégrer le mouvement coordonné des mâchoires afin de normaliser l'occlusion dentaire, avec pour objectif l'obtention d'une occlusion fonctionnelle de classe I (voir section 2.2.1). Dans cette configuration, les molaires supérieures et inférieures

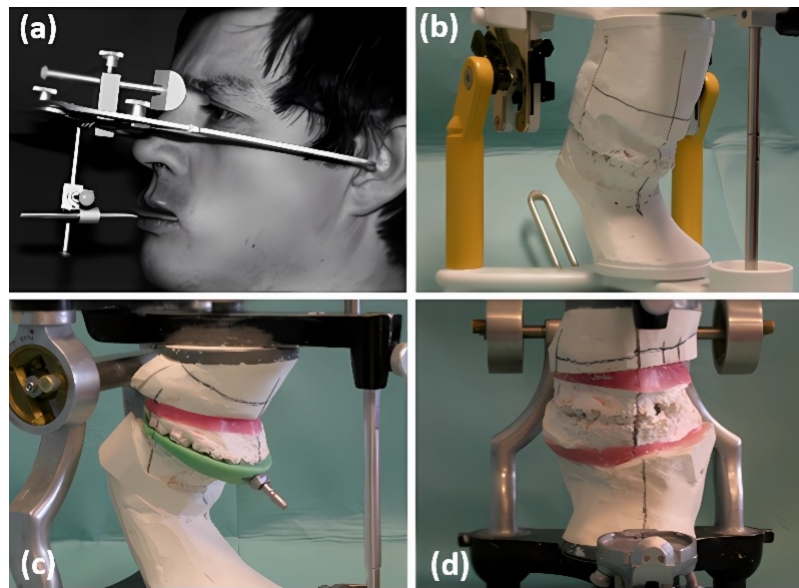


FIGURE 3.1 – a) Positionnement de l’arc facial sur un patient pour déterminer la relation de la mâchoire supérieure par rapport au plan de Francfort (voir section 3.1.2). b) Fixation des moulages dentaires sur l’arc facial pour reproduire la position spatiale du maxillaire. c) Découpe et repositionnement du moulage du maxillaire afin de corriger sa position en fonction des données céphalométriques et cliniques (horizontalisation, symétrie). d) Découpe et repositionnement du moulage de la mandibule pour optimiser l’occlusion dentaire (source : G. Bettega[©]).

s’alignent correctement et les dents de chaque côté s’emboîtent de manière optimale. Pour évaluer cette occlusion, des moulages des dents des mâchoires supérieure et inférieure sont réalisés, souvent en résine acrylique. Ils offrent aux chirurgiens une visualisation 3D de la dentition du patient et facilitent l’analyse de l’occlusion. Les moulages sont ensuite montés sur un articulateur semi-ajustable (fig. 3.1), appelé **arc facial**, qui stabilise le maxillaire tout en permettant de déplacer la mandibule pour la mettre en occlusion idéale. Des systèmes de réglage intégrés permettent également de reproduire les mouvements d’ouverture, de fermeture et de translation de la mandibule.

Une limite majeure de cette approche est le temps important qu’exigent ses différentes étapes, chacune étant susceptible d’introduire des erreurs. Ainsi, toute imprécision lors des déplacements chirurgicaux sur les modèles en plâtre peut se répercuter jusqu’à la dernière phase de planification, à savoir la fabrication des gouttières chirurgicales, portées par les patients après ostéotomie [108]. Ces gouttières assurent le maintien per-opératoire temporaire des mâchoires dans l’occlusion planifiée, le temps que les segments osseux soient stabilisés par ostéosynthèse. De plus, l’arc facial est difficile à utiliser et limite les déplacements possibles des moulages. Ce processus est également assez long, car il implique de supprimer les artéfacts présents sur les moulages, fréquents chez les patients candidats à une chirurgie orthognathique, tels que les bulles d’air ou les défauts de surface issus de l’empreinte et de la coulée [34].

3.1.2 La céphalométrie

La **céphalométrie** est une technique de mesures sur images médicales utilisée en chirurgie maxillo-faciale pour évaluer la forme et le repositionnement des différentes structures craniofaciales [77]. Cela nécessite d'identifier différents **repères anatomiques** (ou **marqueurs anatomiques**) tels que des points, des plans ou encore des angles (fig. 3.2). Elle repose sur des radiographies spécifiques appelées **radiographies céphalométriques**. Cette technique permet de mesurer et d'évaluer le positionnement des dents ainsi que l'alignement de l'ossature faciale par rapport à la boîte crânienne. Les mesures de distances et d'angles sont réalisées par rapport au **plan de Francfort**, défini par un plan imaginaire reliant le point orbital inférieur aux porions (fig. 3.2). Grâce à la céphalométrie, les chirurgiens peuvent obtenir des informations précises sur la position de la mâchoire, l'occlusion dentaire et d'autres caractéristiques craniofaciales, ce qui est essentiel pour le diagnostic et la planification des découpes osseuses en chirurgie maxillo-faciale. Ces mesures sont ensuite reportées sur les moulages en plâtre.

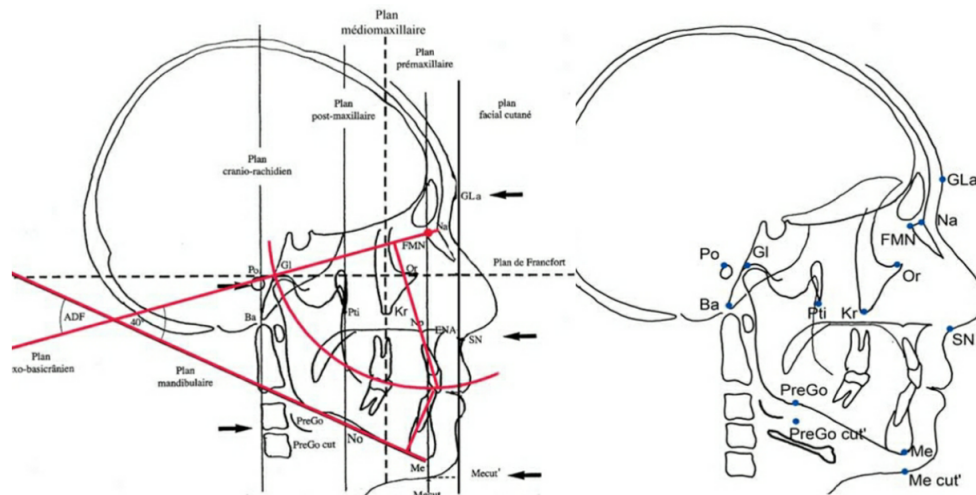


FIGURE 3.2 – Les repères anatomiques utilisés en céphalométrie pour évaluer les positionnements des différentes structures du visage [32].

Aujourd'hui, la méthode de l'arc facial accompagné de la céphalométrie est peu voire plus utilisée, remplacée par la planification assistée par ordinateur, qui offre un gain de temps considérable. Les méthodes de planification 3D reposent encore sur les moulages en plâtre, qui sont d'abord numérisés pour être convertis en modèles 3D surfaciques. Les chirurgiens peuvent ensuite planifier avec précision les découpes osseuses à l'aide de logiciels spécialisés, tels que Dolphin 3D ou ProPlan CMF (section 3.2.3).

3.2 Planifications Chirurgicales Virtuelles 3D

À l'avenir, la planification chirurgicale orthognathique sera essentielle et réalisée à l'aide d'une planification virtuelle 3D. Les dépenses financières, le temps de planification du traitement et la durée de l'intervention chirurgicale devraient donc diminuer grâce

au développement des techniques de planification 3D. Starch-Jensen et al. (2023) [109] indiquent que la planification virtuelle 3D tend à améliorer la précision des structures osseuses et des tissus mous entre la position planifiée et le résultat chirurgical réel, comparativement à la planification 2D. Toutefois, en raison de résultats encore hétérogènes, ils soulignent la nécessité de poursuivre le développement et l'optimisation des outils de planification 3D.

La planification chirurgicale assistée par ordinateur est une méthode sophistiquée qui combine les compétences du chirurgien avec la puissance de calcul de l'ordinateur pour concevoir et exécuter des interventions précises et personnalisées. Cette planification commence par une collecte et numérisation des données du patient (sections 3.2.1 et 3.2.2), suivie par une phase de simulation chirurgicale virtuelle à laquelle le chirurgien se consacre (section 3.2.3).

3.2.1 L'imagerie médicale

Pour planifier numériquement une intervention chirurgicale, les chirurgiens ont besoin de données précises et représentatives du patient. Pour cela, l'imagerie médicale est utilisée, car elle permet d'observer l'intérieur du corps humain à des fins diagnostiques. Dans le cadre des interventions chirurgicales sur les mâchoires présentées en section 2.3, il est essentiel d'obtenir des informations détaillées sur la structure osseuse et la disposition des dents.

Le scanner (CT-scan)

La chirurgie orthognathique a beaucoup gagné en précision suite aux avancées technologiques telles que l'imagerie tridimensionnelle. Également appelée **tomodensitométrie** (TDM), CT ou **scanner**, cette technique d'imagerie médicale utilise des rayons X et un ordinateur pour générer des coupes transversales en 2D ou en 3D des organes, des tissus, des structures osseuses et d'autres structures anatomiques. Ces sections sont établies en utilisant un repère anatomique spécifique qui inclut le **plan sagittal**, qui divise symétriquement le visage verticalement, le **plan frontal** ou **plan coronal**, qui est perpendiculaire au plan sagittal et toujours vertical, ainsi que le **plan transversal**, qui est horizontal (fig. 3.3). Cependant, il convient de noter que le scanner expose le patient à une dose de radiation, ce qui nécessite de prendre des précautions pour minimiser les risques associés à cette exposition.

Un scanner génère un volume 3D composé de **voxels**, qui sont cubiques lorsque les données sont isotropes et parallélépipédiques lorsqu'elles sont anisotropes. Chacun des voxels possède une valeur d'intensité lumineuse. En général, cette valeur est exprimée en **Unités Hounsfield (UH)**. Dans un examen de tomodensitométrie, l'air présente une densité d'environ -1000 UH, les tissus mous se situent entre -300 et 300 UH, tandis que les structures osseuses affichent des valeurs comprises entre 700 et 3000 UH. Ce type d'imagerie est principalement utilisé pour examiner les structures osseuses, mais il est moins performant pour différencier les tissus mous, comme les muscles ou les différentes couches de la peau (fig. 3.4).

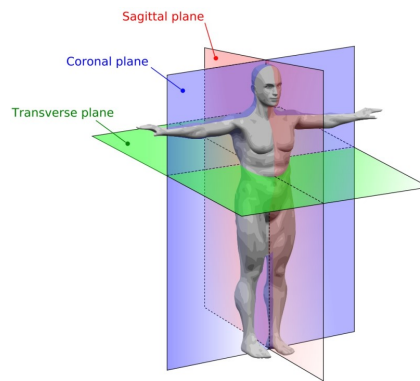


FIGURE 3.3 – Représentation graphique des plans anatomiques qui divisent le corps humain [1].

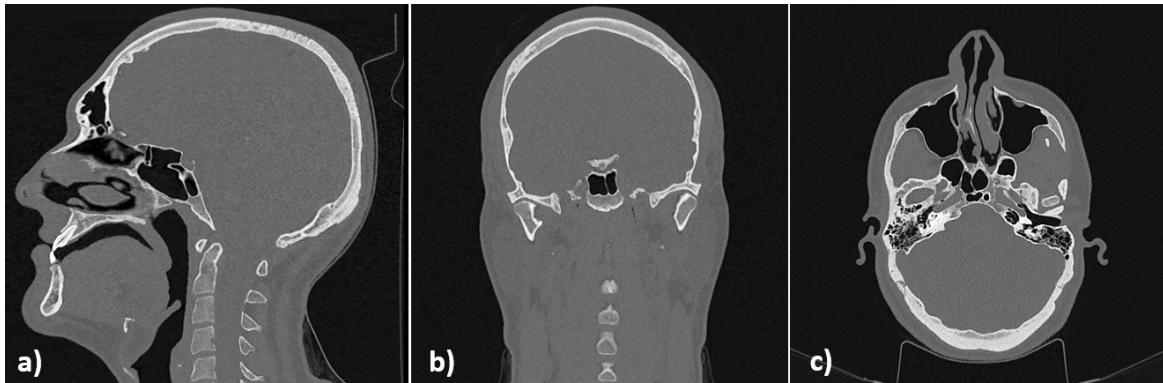


FIGURE 3.4 – Scanner (ou CT-scan) de la région tête et cou d'un sujet, vu en coupe sagittale (a), coronale (b) et transversale (c).

Le *Cone beam* (CBCT)

Le *Cone Beam Computed Tomography* (CBCT) est une modalité d'imagerie 3D basée sur l'utilisation de rayons X émis sous forme de faisceau conique. Une rotation unique autour du patient permet d'acquérir un volume complet, principalement dédié à l'exploration de la région cranio-faciale. Cette technique est particulièrement appréciée pour sa capacité à représenter avec précision les structures osseuses et dentaires, tout en limitant l'exposition aux radiations par rapport à un scanner conventionnel. L'un des principaux inconvénients de cette imagerie par rapport au CT réside dans sa capacité limitée à visualiser les tissus mous, notamment les structures musculaires. De plus, la présence de matériaux métalliques, tels que les appareils dentaires, génère des artefacts plus prononcés que sur un CT. Enfin, les valeurs d'UH sont moins fiables, ce qui restreint certaines analyses quantitatives.

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est également une technique d'imagerie, reposant sur le principe de la résonance magnétique nucléaire, pour créer un signal élec-

tromagnétique mesurable. Celle-ci n'utilise pas de rayons X ou autres formes de radiation ionisante. L'IRM est principalement utilisée pour obtenir des informations précises sur les structures des organes internes, des vaisseaux sanguins ou des muscles (fig. 3.5). L'acquisition de ce type d'image prend plus de temps et son coût est supérieur à celui d'un scanner.

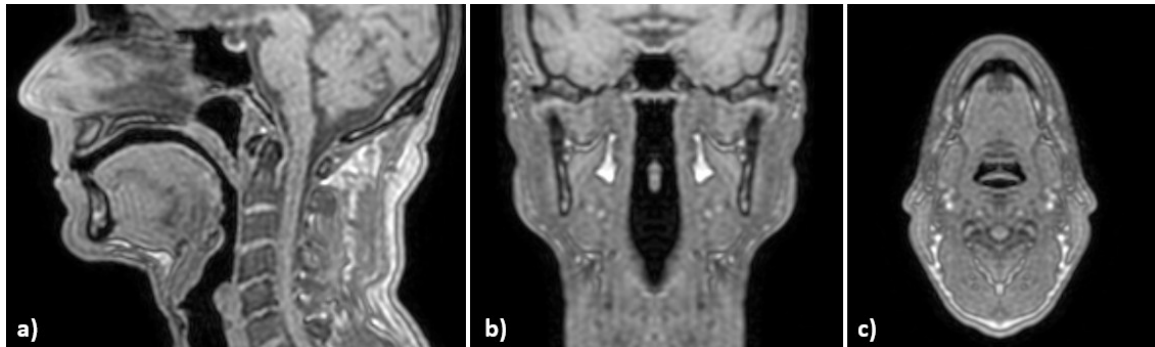


FIGURE 3.5 – IRM de la région tête et cou d'un sujet, vu en coupe sagittale (a), coronale (b) et transversale (c).

Les images médicales utilisées en chirurgie orthognathique

Bien que la planification post-chirurgicale des tissus mous du visage soit particulièrement complexe, les chirurgiens orthognathiques privilégient les scanners par rapport aux IRMs et aux CBCTs. En effet, les scanners offrent une visualisation plus précise des structures osseuses, ce qui est crucial pour la planification de la chirurgie orthognathique. Ils permettent de définir avec exactitude les déplacements osseux nécessaires, de corriger les malformations et d'aligner les mâchoires, garantissant ainsi une occlusion correcte après l'intervention. Même si les IRMs ne présentent pas de risques d'exposition aux radiations, elles sont moins efficaces pour visualiser les structures osseuses et ne permettent pas d'obtenir la même précision dans les mesures des os. Grâce aux imageries scanners, les chirurgiens maxillo-faciaux disposent de données anatomiques détaillées qui leur permettent de planifier et d'effectuer les procédures chirurgicales avec une grande précision.

3.2.2 La construction de modèles 3D de visage humain

La segmentation pour la reconstruction de modèles 3D

Les images médicales (section 3.2.1) sont nécessaires afin de générer des modèles 3D réalistes incluant les structures anatomiques de la tête. Ce processus débute par une étape de **segmentation** du scanner, visant à identifier les zones d'intérêt telles que les structures osseuses (fig. 3.6) ou les tissus mous, en distinguant par exemple la peau des muscles, sous forme de cartes binaires. Ce prétraitement est essentiel dans de nombreux domaines médicaux, notamment pour localiser les structures anatomiques, et parfois pour détecter des tumeurs ou cancers.

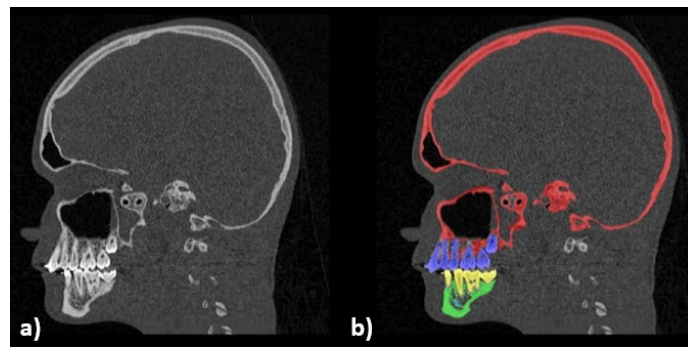


FIGURE 3.6 – a) Coupe sagittale d'un scanner. b) Segmentation sur la coupe sagittale d'un scanner des structures osseuses (rouge : crâne, vert : mandibule, jaune : dents inférieures, violet : dents supérieures) [22].

La segmentation repose sur l'identification des voxels (ou pixels sur les coupes 2D) dont l'intensité est inférieure ou supérieure à un certain seuil. Certains logiciels, comme 3DSlicer, proposent des algorithmes de seuillage automatique pour faciliter cette étape. Cependant, dans certains contextes, par exemple en chirurgie orthognathique, où les scanners peuvent présenter des artéfacts dus aux appareils dentaires, des ajustements manuels restent souvent nécessaires, car l'intensité de certains voxels peut être difficile à quantifier (fig. 3.7). La segmentation reste une étape longue et répétitive, car les corrections manuelles doivent souvent être effectuées sur presque toutes les coupes de l'image médicale. Cette complexité explique pourquoi la recherche dans ce domaine reste très active. Par exemple, Dot et al. (2022) [22] ont utilisé un réseau de neurones U-Net pour segmenter automatiquement les structures osseuses sur des CT-scans, dans le but d'assister la chirurgie orthognathique.

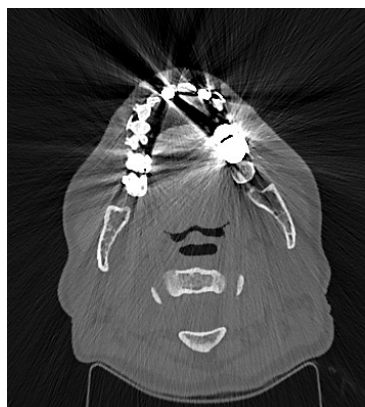


FIGURE 3.7 – Visualisation d'artéfacts sur une coupe transversale d'un scanner.

L'algorithme du Marching Cubes [70]

Après avoir segmenté une zone d'intérêt sur une image médicale et obtenu une carte binaire, le modèle 3D est généralement reconstruit à l'aide de l'algorithme de **Marching**

Cubes [70]. Cet algorithme transforme les voxels binaires en une surface 3D : chaque voxel est traité comme un petit cube dont les sommets portent les valeurs binaires, et des polygones sont générés pour représenter la frontière entre les voxels internes (1) et externes (0). Pour améliorer l'apparence du modèle et réduire l'aspect "voxélisé", une étape de lissage est souvent appliquée après la reconstruction (fig. 3.8).



FIGURE 3.8 – Modèle 3D reconstruit par l'algorithme du Marching Cubes de la segmentation figure 3.6 [22].

3.2.3 La découpe osseuse virtuelle

Une fois les données collectées, incluant les modèles 3D des structures osseuses, le chirurgien peut entamer une étape clé de la planification chirurgicale : la simulation numérique de l'intervention. Cette étape permet d'anticiper les ajustements nécessaires afin d'optimiser à la fois les résultats fonctionnels et esthétiques, en accord avec les besoins spécifiques du patient.

La planification de gestes chirurgicaux crânio-faciaux nécessite l'intégration de données multiples et complexes, qu'elles soient anatomiques (données anthropométriques, céphalométriques (section 3.1.2)), cliniques (caractéristiques des tissus osseux et mous concernés par la chirurgie), ou prothétiques, qui toutes influenceront l'état postopératoire du patient. Cette complexité rend parfois difficile la décision thérapeutique. Actuellement, la recherche en planification de la chirurgie orthognathique assistée par ordinateur (*Computer Assisted Orthognathic Surgery* (CAOS)) est en plein essor [5]. L'objectif est d'optimiser le processus en réduisant le temps nécessaire, en éliminant l'utilisation d'un arc facial ou de moulages en plâtre (section 3.1.1), et en limitant l'implication de plusieurs spécialistes, tels que les chirurgiens maxillo-faciaux, orthodontistes et prothésistes. Ces avancées visent également à améliorer la précision des interventions.

Des systèmes de planification chirurgicale virtuelle permettent aujourd'hui de simuler des ostéotomies, offrant aux chirurgiens la possibilité de définir avec précision les trajectoires de coupes entre les différents fragments osseux [106, 25]. Grâce à ces modèles 3D et aux outils de planification, les chirurgiens peuvent visualiser et évaluer les résultats potentiels de l'ostéotomie avant l'intervention réelle. Cette simulation permet au chirurgien de planifier avec précision les déplacements osseux nécessaires pour corriger la malocclusion,

garantissant ainsi des résultats optimaux, en prenant en compte les aspects anatomiques spécifiques de chaque patient. Ces systèmes de planification chirurgicale avancée ont révolutionné la pratique de la chirurgie orthognathique et d'autres procédures maxillo-faciales. Ils offrent une approche plus précise et personnalisée, améliorant les résultats esthétiques et fonctionnels pour chaque patient. Des logiciels spécialisés peuvent être utilisés pour cette planification avancée (fig. 3.9). Toutefois, ces solutions restent majoritairement statiques et se concentrent principalement sur les structures osseuses. La planification dynamique, permettant une visualisation en temps réel des ostéotomies, n'en est qu'à ses débuts.

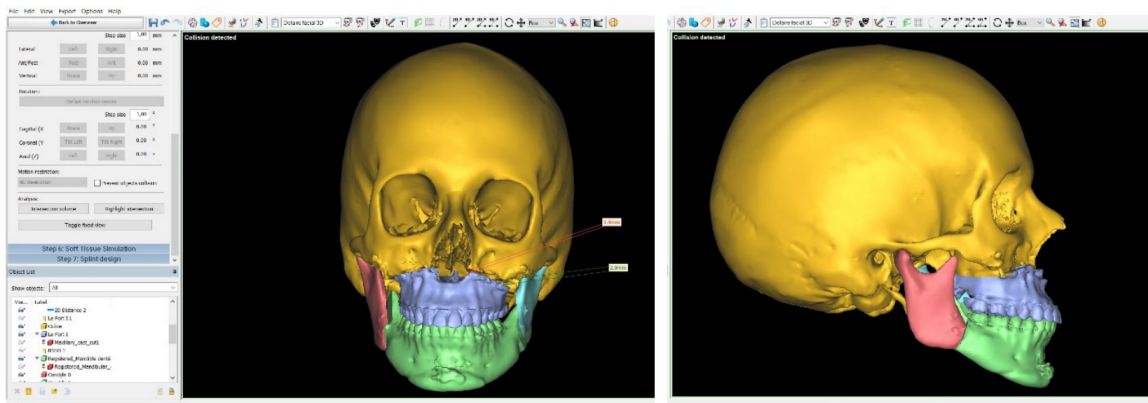


FIGURE 3.9 – Planification d'une chirurgie orthognathique (découpes et mobilisations osseuses) à l'aide du logiciel ProPlan (Materialise®).

Plusieurs logiciels existent aujourd'hui pour la planification numérique des chirurgies orthognathiques, tels que Dolphin 3D Surgery, IPS CaseDesigner, NemoFAB, ProPlan CMS, Romexis CMF, VSP Orthognathics et AnatomicAligner [5].

Une amélioration du logiciel ProPlan de Materialise®, appelée Enlight CMF, permet de planifier une chirurgie orthognathique en moins de 25 minutes. Les modèles osseux et tissus mous sont générés grâce à une segmentation automatique, suivie d'une reconstruction par l'algorithme Marching Cubes. Il est également possible d'importer la numérisation des moulages en plâtre préalablement réalisés, afin d'éviter les artéfacts dentaires et de positionner correctement les arcades en occlusion. Le logiciel propose ensuite une analyse céphalométrique en 3D, réalisée par la sélection guidée des repères anatomiques. Plusieurs types d'ostéotomies peuvent être simulés, tels que la BSSO, l'ostéotomie de Le Fort I ou la génioplastie. Une occlusion automatique est suggérée lors du repositionnement des segments osseux, tout en laissant au chirurgien la possibilité de modifier manuellement ces déplacements si la proposition ne paraît pas adéquate. Si l'étape de céphalométrie n'est pas réalisée, le logiciel ne propose pas de déplacement optimal, mais le chirurgien peut malgré tout effectuer son propre ajustement. Enfin, le module permet de visualiser les plaques de fixation des structures osseuses ainsi qu'une simulation passive des tissus mous postopératoires.

3.2.4 Les limites des logiciels de planification actuels

Bien que ces outils permettent d’anticiper et de visualiser les résultats postopératoires, notamment sur les structures osseuses et parfois les tissus mous, leur commercialisation reste limitée pour plusieurs raisons.

À l’heure actuelle, ces logiciels commerciaux ne garantissent pas toujours un niveau de prédiction fiable des tissus mous postopératoires [104][93]. Bien qu’une estimation de la forme 3D passive postopératoire des tissus mous soit proposée par certains outils logiciels, aucune information n’est communiquée sur les modèles biomécaniques 3D utilisés ni sur les conditions aux limites, notamment en ce qui concerne les contacts entre les tissus mous du visage et les surfaces des os et des dents. Seule la surface externe des tissus mous est visualisable (fig. 3.10). Par ailleurs, les paramètres matériaux utilisés ne sont pas précisés. La modélisation des tissus mous après un repositionnement osseux est particulièrement complexe en raison de leur comportement dynamique et de l’élasticité variable des différents composants, tels que les muscles, le derme, l’hypoderme ou encore les fascias. Ces variations rendent difficile la prédiction précise des déformations résultantes. Malgré les progrès réalisés dans la modélisation des structures osseuses du visage, parvenir à une représentation réaliste du comportement mécanique postopératoire des tissus mous reste un défi majeur dans le domaine de la chirurgie maxillo-faciale.

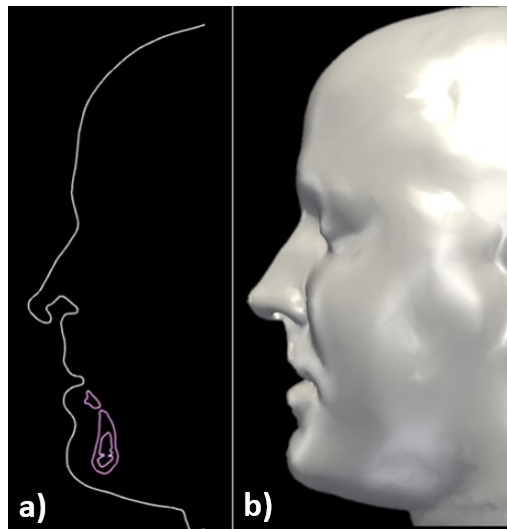


FIGURE 3.10 – Visualisation des tissus mous (blanc) et des structures osseuses (rose) proposée par le logiciel Enlight CMF (Materialise®). a) Coupe des modèles 3D sur une coupe sagittale. b) Modèle 3D reconstruit à partir d’un scanner.

Les logiciels manquent également de validation externe. Par exemple, AnatomicAligner a comparé ses performances à celles de Mimics (développé par Materialise), supposé être une référence. Toutefois, Mimics lui-même n’est pas un logiciel spécifiquement conçu pour la planification orthognathique et n’est pas commercialisé à cet effet [5]. Par ailleurs, les chirurgiens n’utilisent généralement pas les prédictions des tissus mous fournies par ces logiciels, les jugeant peu fiables. Leur utilisation nécessite également une formation spécifique et entraîne des coûts financiers supplémentaires.

Enfin, les logiciels offrent uniquement une visualisation passive des tissus mous en postopératoire. Aucune indication n'est donnée concernant l'insertion des structures musculaires, ce qui ne permet pas de prédire les résultats liés aux expressions faciales, telles que le sourire ou la protrusion labiale.

Les revues de la littérature

Van Baar et al. (2018) [6] ont réalisé une revue comparative portant sur 42 études, totalisant 412 reconstructions mandibulaires. Parmi les 14 logiciels commerciaux analysés, Proplan CMF s'est révélé être le plus utilisé à l'échelle mondiale, représentant 55% des cas, suivi par Mimics, utilisé dans environ 15% des reconstructions. La méthode d'évaluation de ces logiciels la plus courante consiste à comparer les surfaces externes des tissus mous postopératoires issues du scanner avec celles issues des prédictions. Toutefois, cette approche présente certaines limites en termes de fiabilité, car elle dépend fortement de la qualité des modèles 3D au format *.stl*, eux-mêmes issus de la segmentation des données CTs. Or, en chirurgie orthognathique, les scanners ne sont pas toujours d'une qualité optimale en raison d'artéfacts fréquents liés aux dispositifs orthodontiques, ce qui peut altérer la précision des modèles obtenus (voir section 3.2.2).

Olivetti et al. (2019) [93] ont également réalisé une revue comparative de 24 articles traitant des logiciels disponibles pour la planification de la chirurgie orthognathique. Leur analyse montre que la fiabilité de ces outils reste incertaine par rapport à la précision attendue par les chirurgiens. Certains auteurs [20] estiment qu'une erreur inférieure à 2 mm est acceptable, mais Olivetti et al. soulignent qu'il est important de préciser clairement le niveau de précision attendu. En particulier, des imprécisions sont régulièrement observées dans certaines zones du visage, notamment au niveau des lèvres, une région difficile à modéliser car elle n'est pas directement reliée aux structures osseuses. Par ailleurs, plus les déplacements osseux sont importants, plus les résultats des simulations tendent à perdre en précision. Un autre point critique soulevé par les auteurs concerne le manque de transparence des logiciels : les mécanismes exacts des prédictions et les modèles théoriques sous-jacents sont rarement explicités, alors que le comportement des tissus mous est spécifique à chaque patient. De plus, les limitations couramment observées incluent des temps de calcul parfois excessifs. La revue conclut que Dolphin, CASSOS et OrthoForecast figurent parmi les logiciels les plus performants en matière de prédiction des tissus mous. Néanmoins, leur fiabilité décroît à mesure que la complexité chirurgicale augmente, en particulier en raison de l'absence d'une troisième dimension. Bien que les approches 3D démontrent un fort potentiel et surpassent souvent les méthodes 2D en termes de réalisme, leur mise en œuvre reste limitée. Par exemple, Maxilim fournit des résultats cliniquement exploitables, mais manque encore de précisions dans certaines zones critiques comme les lèvres. Malgré les avancées effectuées sur les modèles 3D, les systèmes automatiques rencontrent encore des difficultés à allier précision, rapidité de calcul et faible nécessité d'intervention manuelle, trois critères essentiels pour une intégration efficace en pratique clinique.

Apostolakis et al. (2022) [5] proposent également une revue des logiciels de planification 3D utilisés pour la chirurgie orthognathique. Ils soulignent que, malgré une demande

croissante, de nombreux cliniciens restent réticents à adopter ces outils en raison de leur coût élevé et des exigences en matière de formation. En effet, les chirurgiens, souvent habitués à des méthodes traditionnelles, doivent acquérir des compétences spécifiques, notamment en imagerie médicale (manipulation de données DICOM) et en modélisation 3D (conversion en format *stl*). Par ailleurs, si les logiciels disponibles offrent des prédictions postopératoires relativement fiables au niveau du menton, ils demeurent peu performants en ce qui concerne la modélisation de la position des lèvres et des tissus nasaux. Les auteurs citent les travaux de Khambay et al. [46], qui montrent que, sur 10 patients, 98 % des points du maillage du menton présentent une erreur inférieure à 2 mm, contre 82 % pour la lèvre supérieure, 78 % pour la lèvre inférieure et 87 % pour la région nasale. De plus, indépendamment de la procédure de planification elle-même, les auteurs soulignent le manque d'études évaluant spécifiquement la performance des logiciels disponibles. À titre d'exemple, le logiciel *AnatomicAligner* a été comparé à *Mimics* (développé par *Materialise*), considéré comme une référence dans le domaine.

Olejnik et al. (2024) [92] ont réalisé une revue de littérature sur la précision des simulations 3D des tissus mous dans la planification virtuelle de la chirurgie orthognathique. Sur un total de 40 articles, les erreurs moyennes entre les résultats prédits et la réalité variaient de 0,27 mm à 2,9 mm. Cependant, comme le soulignent Olivetti et al. (2019) [93] et Apostolakis et al. (2022) [5], la définition de la précision dépend des praticiens. Par exemple, Lee et al. [65] considèrent qu'une erreur inférieure à 2 mm est cliniquement acceptable, conformément aux standards de la céphalométrie 2D, tandis que Kim et al. [47] estiment que l'erreur moyenne devrait rester inférieure à 2 mm et que l'erreur maximale ne devrait pas dépasser 3 mm. Olejnik et al. rappellent que, malgré différentes tentatives pour définir une valeur d'erreur cliniquement acceptable, c'est-à-dire imperceptible à l'œil nu, aucun consensus n'existe actuellement dans la littérature.

Dans ce contexte, nous proposons une méthode permettant de simuler numériquement une chirurgie orthognathique dans le cadre de la planification 3D, avec pour objectif une intégration directe dans la pratique clinique. Cette méthode se veut compatible avec le temps limité dont disposent les chirurgiens, facilement accessible et utilisable sans connaissances informatiques approfondies. Pour ce faire, nous avons modélisé le visage humain en 3D. Notre approche s'inscrit parmi les différents modèles existants (chapitre 4) et permet de générer des modèles 3D spécifiques à chaque patient, pouvant être utilisés pour simuler à la fois une chirurgie orthognathique (prédiction esthétique passive) et des expressions faciales (prédiction fonctionnelle) (chapitre 5).

Deuxième partie

Modélisation biomécanique du visage humain pour l'assistance chirurgicale

Chapitre 4

Modélisation du visage dans le cadre de la chirurgie orthognathique : état de l'art

4.1 Contexte et évolution

Les premiers travaux de modélisation 3D du visage humain ont principalement visé à faire progresser le domaine des *computer graphics*, notamment dans le cadre de l'animation faciale [96, 122, 123, 66]. Deux approches dominaient alors : le *keyframing*, qui génère une animation en interpolant des poses faciales clés capturées lors de différentes expressions, et la paramétrisation, qui pilote l'animation à partir de paramètres anatomiques tels que l'ouverture de la bouche ou le froncement des sourcils [122]. Cette seconde approche s'est progressivement imposée en raison de sa rapidité et de sa capacité à s'adapter à des morphologies variées.

Avec l'essor de la synthèse d'images 3D, la modélisation du visage est devenue un domaine central dans de nombreuses applications, des *computer graphics* à l'analyse faciale, jusqu'au domaine médical [67], notamment pour assister les cliniciens dans la planification préopératoire. En chirurgie orthognathique, la modélisation 3D offre un avantage décisif par rapport aux approches 2D, en permettant de représenter précisément les tissus mous et les structures osseuses [44]. La géométrie du visage peut être acquise par **photogrammétrie** [19] ou par **balayage laser** [78], mais ces techniques ne capturent que la surface des tissus mous et restent sensibles au bruit, aux zones sombres ou pileuses. La reconstruction des modèles de visage s'appuie donc aujourd'hui principalement sur des images médicales 3D (CT, IRM), qui sont d'abord segmentées pour extraire les structures d'intérêt, avant d'être transformées en surfaces à l'aide d'algorithmes de reconstruction comme le *Marching Cubes* [70]. Ces modèles servent ensuite de base à différentes méthodes de simulation et de prédiction postopératoire.

La simulation des déformations des tissus mous postopératoires peut être abordée par des modèles physiques ou par des méthodes basées IA. Les premiers modèles physiques étaient des réseaux Masses-Ressorts (MR), appréciés pour leur simplicité mais limités par l'absence de fondements biomécaniques, et une représentation insuffisante des compor-

tements non-linéaires des tissus mous [45]. La Méthode des Eléments Finis (MEF) s'est ensuite imposée comme l'approche la plus réaliste pour simuler divers comportements du visage, en le discretisant en éléments surfaciques ou volumiques et en résolvant les équations issues des lois de la mécanique des milieux continus. Les modèles EF offrent les prédictions les plus fiables, bien que leurs précisions, et le temps de calcul nécessaire aux simulations, restent dépendants de la finesse du modèle utilisé [47] (section 4.2.1).

L'utilisation concrète de ces modèles en chirurgie orthognathique reste aujourd'hui limitée en raison de leur coût computationnel, du temps nécessaire à la génération du modèle patient-spécifique, ainsi que de la difficulté à mesurer certains de leurs paramètres biomécaniques. Face à ces limites, les approches basées sur l'IA ont émergé comme alternatives ou compléments. Elles visent à apprendre directement la relation entre déplacements osseux et déformations des tissus mous, en s'appuyant sur des données patient ou sur des représentations 3D plus compactes. Ces méthodes ouvrent la voie à des prédictions rapides et automatisées, bien que leurs performances restent étroitement liées à la qualité et à la diversité des données disponibles (section 4.2.2).

4.2 Méthodes de génération de modèle 3D patient-spécifiques pour l'application à la chirurgie orthognathique

4.2.1 Méthodes basées Eléments Finis (EF)

Les hypothèses

La modélisation du visage humain par la MEF est une étape cruciale, car le niveau de détail du maillage 3D et les hypothèses mécaniques adoptées ont un impact direct sur la précision du résultat et sur le coût de calcul des simulations. La MEF permet, par exemple, d'imposer des **lois de comportement** aux tissus représentés dans les modèles afin de simuler leurs déformations, et ces choix ont une influence importante sur les résultats des simulations. Historiquement, les premières méthodes de simulations proposées dans la littérature ont souvent adopté un modèle **linéaire, élastique et isotrope** [129, 15, 89], ce qui simplifie les calculs et les rend plus rapides. Un matériau est dit **linéaire** lorsque la déformation est proportionnelle à la contrainte appliquée. En d'autres termes, doubler la force entraîne une déformation double. Il est **élastique** s'il retrouve sa forme initiale dès que la charge est retirée, sans subir de déformation permanente. Un matériau est **isotrope** lorsque ses propriétés mécaniques, telles que la rigidité et la loi de comportement, sont identiques dans toutes les directions, sans orientation privilégiée. Cependant, pour modéliser de manière réaliste les tissus mous ou les structures biologiques, il a souvent été nécessaire d'utiliser des matériaux **hyperélastiques** [16, 126, 42, 86]. Ces matériaux présentent une relation contrainte-déformation non-linéaire, généralement définie à partir d'une densité d'énergie de déformation W , ce qui leur permet de supporter de grandes déformations tout en conservant un comportement élastique. Les modèles hyperélastiques reproduisent ainsi de manière plus fidèle le comportement des tissus biologiques, comme

ceux du visage.

Pour représenter plus fidèlement les tissus du visage, il est également important de prendre en compte leur **hétérogénéité**. En effet, différentes structures peuvent présenter des lois de comportement et des propriétés matérielles distinctes. Certains modèles proposent une représentation simplifiée des tissus mous du visage en les considérant **homogènes**, constitués d'une seule épaisseur de tissus mous [129, 76, 62], tandis que d'autres distinguent plusieurs couches, telles que le derme, l'épiderme et l'hypoderme [15, 80, 99]. Comme le montrent Alcañiz et al. [2], la non-linéarité et l'hétérogénéité sont moins déterminantes pour les structures osseuses, quasiment indéformables dans les simulations cliniques considérées, mais deviennent en revanche essentielles pour une modélisation fidèle des tissus mous, notamment dans des régions sensibles telles que les lèvres.

Dans ce contexte, la section suivante présente l'état de l'art des modèles EF représentant les tissus mous du visage, notamment dans le cadre de la chirurgie orthognathique. Nous nous concentrons ici sur les travaux publiés après 2002 qui utilisent la MEF, étant donné que ce type de modélisation fournit les simulations les plus fiables [76, 47].

Les modèles Éléments Finis du visage humain

En 2002, Chabanas et al. [15] ont présenté un modèle générique des tissus mous du visage, intégrant les structures osseuses, permettant de simuler la déformation des tissus mous à la suite d'une ostéotomie.

En 2007, Mollemans et al. [76] ont développé une démarche de modélisation EF du visage destinée à la simulation des conséquences d'une chirurgie orthognathique sur les tissus mous du visage. Les modèles de dix patients ont été générés à partir de leurs scanners grâce à l'algorithme du Marching Cubes [70], permettant d'obtenir des représentations volumétriques des tissus mous. Des simulations de chirurgie maxillofaciale ont été réalisées en modélisant les tissus mous du visage sous forme linéaire, élastique et isotrope, où des déplacements étaient appliqués aux nœuds de la surface interne des tissus mous pour reproduire les effets de la chirurgie. Les résultats ont montré une distance médiane de 0,6 mm au niveau du bas du visage, entre les résultats des simulations et les données postopératoires mesurées sur les patients. Aucune information n'a été fournie concernant l'erreur maximale, observée principalement dans les régions de la lèvre inférieure et du menton.

En 2009, Barbarino et al. [7] ont proposé un modèle EF 3D détaillé du visage humain (fig. 4.1), intégrant les structures osseuses, les tissus mous (épiderme, hypoderme, SMAS) ainsi que 11 muscles. Les différentes couches ont été considérées d'épaisseur constante. Conçu à partir d'éléments hexaédriques, ce modèle a été généré grâce à une méthode de segmentation d'images IRM. Si les structures osseuses ont été obtenues de manière quasi-automatique, les muscles et tissus mous ont été segmentés manuellement dans le logiciel AMIRA, puis lissés. Les propriétés mécaniques des tissus mous ont été représentées par des lois de comportement non-linéaires. Malgré le haut niveau de précision de ce modèle, les auteurs ne présentent aucune simulation numérique associée.

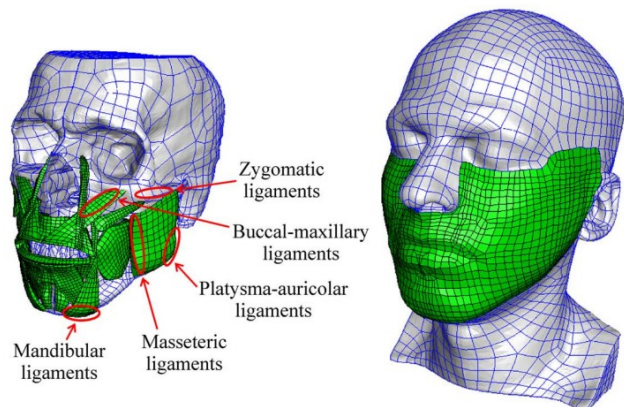


FIGURE 4.1 – Modèle EF du visage selon Barbarino et al. [7]. Les structures musculaires sont représentées en vert sur la figure de gauche et la peau sur la figure de droite.

En 2010, Beldie et al. [9] ont développé un modèle EF basé sur une image scanner, incluant les structures musculaires, pour simuler numériquement une chirurgie maxillo-faciale ainsi que les expressions faciales avant et après l'intervention. L'étude rapporte une précision moyenne d'environ 2 mm, mais ne porte que sur un seul patient et n'a pas été intégrée dans un contexte clinique.

En 2011, Marchetti et al. [73] ont évalué le logiciel SurgiCase-CMF de la société *Materialise*, qui permet la planification de chirurgies orthognathiques à partir d'images scanners et de radiographies céphalométriques. L'étude a porté sur 10 patients ayant subi une chirurgie maxillo-mandibulaire (Le Fort 1, avancée mandibulaire et génioplastie, voir chapitre 2 pour les détails). Les modèles 3D sont générés à partir des scanners, nécessitant ainsi une segmentation des structures. L'article mentionne que la méthode des EF est considérée comme la plus précise pour la simulation des tissus mous mais il n'indique pas explicitement que des EF sont employés dans ce logiciel, se contentant de préciser que la simulation est basée sur des algorithmes physiques.

En 2016, Zhang et al. [131] ont présenté une méthode, appelée *eFace-Template*, permettant de générer un modèle EF très précis d'un sujet, intégrant à la fois les structures osseuses et les tissus mous, à partir de données issues d'un scanner. En 2017, dans la continuité des travaux de Zhang et al. [131], Kim et al. [47] ont proposé une méthode en trois étapes pour prédire l'effet d'une chirurgie orthognathique sur les tissus mous du visage (fig. 4.2). Ces travaux s'intéressent plus particulièrement à l'impact du glissement des tissus, notamment au niveau des gencives. Cependant, les erreurs maximales post-chirurgicales observées peuvent atteindre 3,5 mm, ce qui n'est pas négligeable (fig. 4.2).

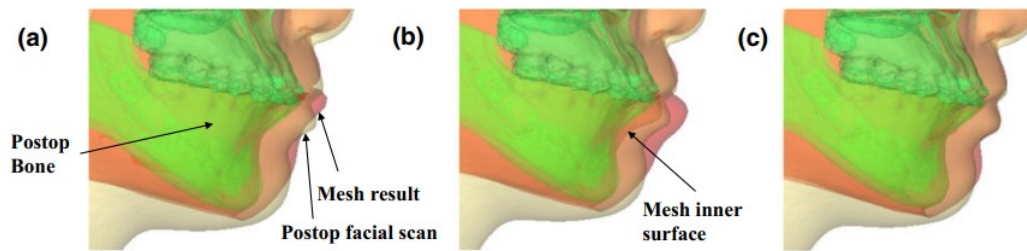


FIGURE 4.2 – Les trois méthodes proposées par Kim et al. [47] : tissus mous rigides attachés à l'os (a), glissement entre os et tissus contrôlé par des forces nodales (b), et glissement précis des tissus sur l'os via contraintes spatiales nodales (c). Les structures osseuses postopératoires sont représentées en vert, les tissus mous postopératoires réels en jaune, et les tissus mous simulés en rouge. On note une précision plus importante dans le troisième cas.

En 2017, Fan et al. [26] ont développé un modèle EF du visage à partir d'images IRM d'un unique sujet, dans le but d'analyser les contractions du muscle zygomatique majeur (fig. 4.3). Dans la continuité de ces travaux, la même équipe a proposé en 2024 une méthode visant à générer des modèles 3D de visages de patients atteints de paralysie faciale, toujours dans un contexte clinique (Nguyen et al. [86]).

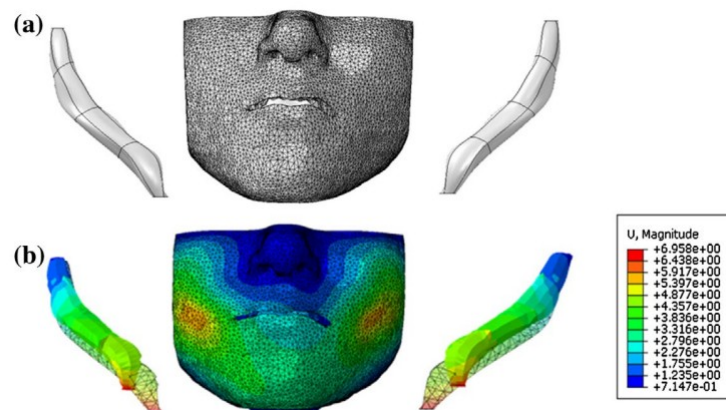


FIGURE 4.3 – Maillage EF en position neutre (a) et champ de déplacements (U) résultant de l'activation du muscle zygomatique dans le maillage EF, produisant un sourire (b) (adaptée de Fan et al. [26]).

En 2018, Knoops et al. [55] ont présenté un modèle EF probabiliste du visage. Contrairement à une approche déterministe classique, ce modèle génère une gamme de résultats possibles en fonction de la variation des paramètres (propriétés des matériaux, contraintes, anatomie), permettant ainsi de prendre en compte l'incertitude biologique et chirurgicale. Le modèle a été validé sur huit patients ayant subi une ostéotomie de Le Fort I. L'avantage principal d'une approche probabiliste est de montrer comment les imprécisions dans la modélisation et les incertitudes lors de l'exécution du plan chirurgical peuvent influencer

la prédiction des tissus mous. En 2019, Knoops et al. [57] ont poursuivi ces travaux en comparant trois méthodes de prédiction des conséquences tridimensionnelles sur les tissus mous après chirurgie orthognathique : Dolphin, ProPlan CMF et la méthode EF probabiliste (PFEM). L'étude a porté sur sept patients ayant subi une ostéotomie de Le Fort I, avec des données préopératoires issues de CBCT et des données de validation acquises un an après l'intervention.

- **Dolphin** utilise un algorithme basé sur des points de repère du visage pour prédire les déplacements des tissus mous. Il permet d'ajuster les ratios os-tissus mous, afin de tenir compte des variations entre patients, comme l'épaisseur de la lèvre supérieure.
- **ProPlan** s'appuie sur la Méthode des Différences Finies (MDF), une technique numérique rapide pour simuler les tissus mous, mais ne donne pas la possibilité à l'utilisateur de modifier les propriétés des tissus.

Pour la PFEM, une première simulation a été réalisée, suivie d'un processus itératif permettant d'optimiser les propriétés des matériaux pour ces 7 patients, en minimisant l'écart entre les tissus mous prédits et ceux observés sur le CBCT postopératoire. Les auteurs concluent que ces trois méthodes fournissent des prédictions précises (à ± 2 mm) pour ces patients. Cependant, si on veut envisager les conséquences fonctionnelles de la chirurgie, il est essentiel de prendre en compte le modèle physique sous-jacent, et aucune information détaillée n'est fournie sur les logiciels utilisés, Dolphin et ProPlan. Enfin, un décalage du maxillaire a été observé entre la position planifiée et la position réelle sur le CBCT postopératoire, ce qui peut générer des erreurs supplémentaires.

En 2023, Ruggiero et al. [104] ont présenté un modèle EF du visage permettant de prédire les déformations des tissus mous suite à une chirurgie orthognathique (fig. 4.4). Les modèles ont été construits pour huit patients à partir de CBCTs, avec une segmentation des structures osseuses sur les CTs et des tissus mous et musculaires sur les IRMs. Dans un premier temps, les auteurs supposent que les muscles possèdent les mêmes propriétés mécaniques que la peau et la graisse, ce qui qualifie ce modèle global d'homogène. Par la suite, l'influence des muscles individuels a été évaluée dans des zones spécifiques du visage, en réalisant une analyse testant l'effet de la présence des structures musculaires et de la variation de leur rigidité, en modifiant la valeur du module d'Young. Ce modèle n'inclut cependant aucune composante active des muscles. L'erreur de distance quantitative entre le modèle homogène et les surfaces réelles des patients dans la région médio-faciale (la région labiale n'ayant pas été prise en compte), évaluée sur cinq patients, était de 0,55 mm en moyenne, avec un écart-type de 2,9 mm (fig. 4.4). Il en a été conclu que l'intégration des muscles passifs contribue à réduire l'erreur. Aucune donnée n'est fournie concernant l'erreur maximale, bien qu'elle soit observable sur la figure 4.4. Il est à noter que la position de la tête différait entre l'IRM et le CBCT, ce qui a nécessité des ajustements manuels. Par ailleurs, le temps nécessaire à la segmentation des structures musculaires pour la création des modèles EF 3D rend cette méthode inexploitable en pratique clinique.

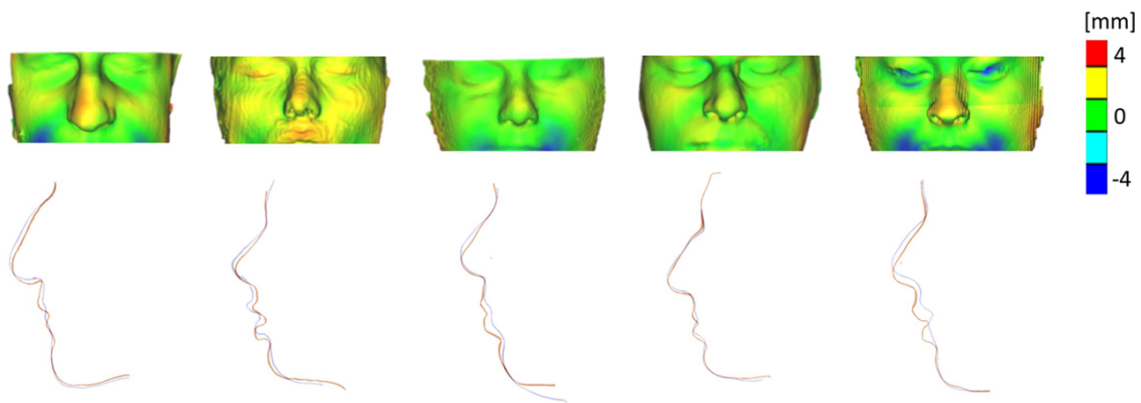


FIGURE 4.4 – Comparaison, sous forme de carte de couleurs (en haut) et d’une coupe sagittale médiane (en bas), entre la reconstruction postopératoire 3D des tissus mous sur le CBCT et la simulation des tissus mous du modèle homogène incluant les structures musculaires (Reproduite de Ruggiero et al. [104]).

Les limites des méthodes basées EF

Bien que la modélisation du visage humain par la méthode des EF permette de prédire de manière réaliste les résultats postopératoires des tissus mous, sa mise en œuvre en pratique clinique reste complexe et coûteuse. En effet, les étapes de segmentation, de génération du maillage, de définition des propriétés mécaniques et de calcul numérique requièrent des compétences techniques importantes et un temps considérable. Pour pallier ces contraintes, de nombreux travaux se sont intéressés à la prédiction des déformations des tissus mous postopératoires à l’aide de méthodes d’intelligence artificielle, afin de proposer des approches à la fois fiables et plus rapides que celles basées sur les EF.

4.2.2 Méthodes basées Intelligence Artificielle IA

En 2019, Knoops et al. [56] ont développé un modèle déformable 3D du visage (3DMM) combinant scanners 3D et apprentissage automatique. Le modèle a été entraîné à partir de 4 261 visages, incluant des sujets sains et 151 patients ayant subi une chirurgie orthognathique. Les données d’entrée correspondent à des surfaces 3D reconstruites à partir de CT, sans considération des structures osseuses ni des muscles. Cette approche permet de capturer les variations globales de la forme du visage à partir des structures osseuses. Pour la simulation de la forme postopératoire, 113 patients ont été inclus en utilisant une validation croisée *Leave-One-Out*, consistant à exclure de la base de données le patient à simuler tout en conservant tous les autres. Cette méthode garantit que chaque patient sert à la fois de donnée d’apprentissage et de donnée de validation, ce qui est particulièrement utile lorsqu’il y a des données manquantes (scanners, surfaces 3D, etc.) dans la base. Les simulations post-chirurgicales ont atteint une précision moyenne de $1,1 \pm 0,3$ mm avec la régression par moindres angles (LARS) et la Régression Ridge (RR), de $1,3 \pm 0,3$ mm avec la régression LASSO (*Least Absolute Shrinkage and Selection Operator*), et de $3,0 \pm 1,2$ mm avec la régression linéaire (fig. 4.5a). Ces erreurs sont inférieures au seuil de 2 mm (excepté pour la régression linéaire) recommandé par les chirurgiens, mais

il est important de préciser qu'il ne s'agit que d'erreurs moyennes calculées pour chaque patient. Les erreurs maximales, qui sont déterminantes pour ce type de simulation, ne sont pas explicitement rapportées. La figure 4.5b illustre la variabilité de la prédiction à travers la présentation des résultats obtenus pour deux patients, dans la meilleure et la moins bonne configuration, avec des cartes de couleurs d'erreurs : lors de la moins bonne configuration, les erreurs maximales dépassent 3 mm, ce qui constitue une limite de cette étude. De plus, les résultats sont présentés uniquement sur une partie du visage, excluant le menton et certaines zones des joues, qui sont particulièrement impactées par la chirurgie orthognathique. Le type de chirurgie (maxillaire, mandibule ou maxillo-mandibulaire) n'est pas précisé, limitant l'interprétation clinique des résultats. En l'absence des structures musculaires et osseuses, cette méthode ne permet de prédire que de manière passive la forme des tissus mous externes après chirurgie orthognathique c'est-à-dire qu'elle ne rend pas possible l'analyse dynamique de la fonction faciale (mimiques) des modèles post-opératoires. Cette approche offre cependant un potentiel de réduction du temps de calcul par rapport aux méthodes basées sur les EF, bien que les durées de génération des modèles postopératoires n'aient pas été rapportées.

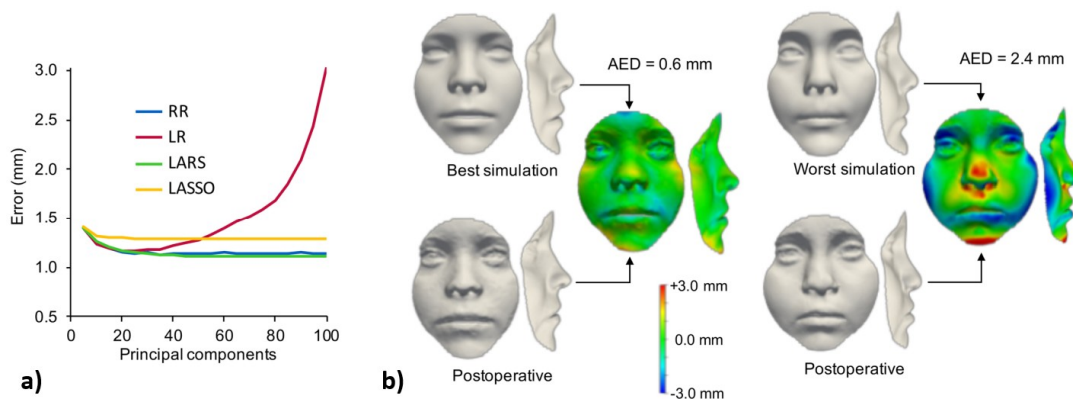


FIGURE 4.5 – a) Moyenne des erreurs calculées par distances euclidiennes, sur les modèles générés avec 4 types de régressions (régression rigide (RR), régression linéaire (LR), régression par moindres angles (LARS) et régression LASSO (*Least Absolute Shrinkage and Selection Operator*)). b) Carte de couleur des erreurs (distances euclidiennes) du meilleur et du moins bon résultat obtenus par les auteurs [56].

En 2021, Tanikawa & Yamashiro [114] ont présenté une approche basée sur l'IA visant à prédire l'apparence esthétique post-chirurgie orthognathique chez des patients japonais. Une base de données a été constituée à partir de céphalogrammes latéraux et d'images 3D acquises en situations pré- et postopératoire sur 72 patients ayant bénéficié d'une chirurgie orthognathique maxillo-mandibulaire (Le Fort I et BSSO). Les auteurs ont combiné des méthodes morphométriques géométriques (*Geometric Morphometric Methods* (GMMs)) basées sur des points de repère avec l'apprentissage profond pour prédire la position des tissus mous après chirurgie. L'erreur moyenne observée était de $0,94 \pm 0,43$ mm, avec des erreurs maximales atteignant 1,2 mm au niveau de l'aile du nez et des lèvres. Les auteurs ont présenté une carte de couleurs montrant les erreurs le long de l'axe Z (perpendiculaire au plan du visage), mais plusieurs éléments limitent l'interprétation (fig. 4.6). Seulement

un patient est présenté, il est donc impossible d'évaluer la variabilité individuelle. Par ailleurs, le fait de ne représenter les erreurs que selon l'axe Z peut conduire à une sous-estimation de l'erreur globale. Les tissus mous sont également tronqués au niveau des joues et du menton, alors qu'une chirurgie BSSO est incluse, ces zones étant parmi les plus sujettes aux déformations. Enfin, bien qu'une erreur maximale de 4 mm soit signalée dans un tableau, elle n'apparaît pas sur la carte de couleurs, limitant ainsi la visibilité des erreurs extrêmes. Comme dans les travaux de Knoops et al. [56], les auteurs peuvent prédire les variations de la forme globale de la surface externe du visage, mais l'absence de structures musculaires empêche la simulation des expressions ou mimiques faciales futures.

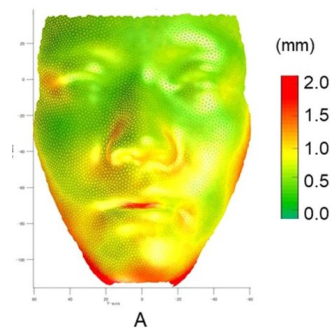


FIGURE 4.6 – Distance selon l'axe Z (perpendiculaire au plan du visage) entre un modèle prédit par la méthode de Tanikawa et al. [114] et la surface externe du modèle réel.

Ma et al. (2022) [72] proposent une méthode de simulation de l'apparence postopératoire du visage après une chirurgie orthognathique, en utilisant un réseau de neurones profond appelé FSC-Net. Un ensemble de données de 40 patients (24 femmes et 16 hommes) présentant des malformations de la mâchoire a été utilisé pour évaluer la méthode proposée. Les 40 patients ont été répartis en cinq groupes, dont quatre ont servi à l'entraînement et le cinquième à l'évaluation à chaque itération, une approche nécessaire en raison du nombre limité de données disponibles. Ce réseau prend en entrée des nuages de points représentant les structures osseuses avant et après ostéotomie ainsi que les tissus mous en phase préopératoire, et génère en sortie un maillage surfacique du visage postopératoire. La simulation chirurgicale peut être réalisée en moins de deux minutes, mais certaines erreurs restent très importantes, atteignant jusqu'à 6-7 mm dans le pire des cas (fig. 4.7). De plus, il est difficile de repérer les erreurs locales lorsque l'échelle atteint 1 cm. Cette approche présente également une limitation notable, commune aux méthodes de prédiction des tissus mous postopératoires générées par IA : elle ne modélise que la surface du visage, sans intégrer les couches profondes des tissus [62]. Par conséquent, elle ne permet pas d'envisager de simulations fonctionnelles ultérieures.

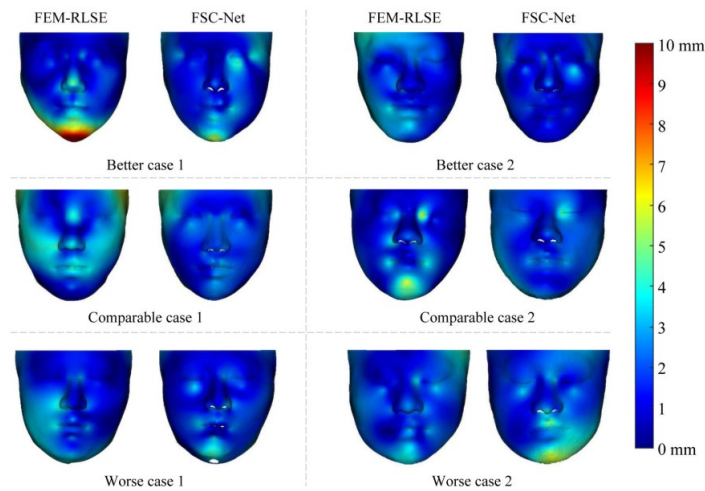


FIGURE 4.7 – Carte de couleurs montrant, pour un sujet spécifique, les écarts entre les surfaces des modèles générés par FSC-Net [72] ou par une méthode des EF [48], et la surface réelle postopératoire obtenue à partir des images scanner, dans le meilleur des cas, le cas moyen et le pire scénario.

En 2022, Fang et al. [28], appartenant à la même équipe que Ma et al. [72], ont proposé une méthode d'apprentissage profond pour la simulation de l'apparence faciale suite à une chirurgie orthognathique, en s'appuyant sur les mêmes données d'apprentissage. Leur méthode, nommée *Attentive Correspondence assisted Movement Transformation network* (ACMT-Net), vise à mieux intégrer les phénomènes physiques liés aux interactions os-tissus, encore difficilement modélisés en *deep learning* par rapport à la MEF. Alors que la MEF représente ces contacts par des forces, les auteurs adoptent une stratégie différente : ils transfèrent les vecteurs de mouvement des segments osseux vers les points sous-cutanés des tissus mous en apprenant une correspondance point-à-point entre la surface osseuse et la surface cutanée reconstruite à partir d'images scanners. Cette correspondance est assurée par un module appelé *Cross Point-Set Attention* (CPSA), qui permet d'estimer, pour chaque point du visage interne, l'influence ou le poids des mouvements de chaque point osseux. Bien que cette approche apporte davantage d'informations sur les interactions os-tissus, elle ne permet ni de modéliser la friction ni le glissement comme le ferait la MEF, et reste donc fortement dépendante de la qualité et de la diversité des données d'entraînement. Les auteurs ont comparé cette nouvelle méthode à celle de Ma et al. [72] et ont présenté un exemple de résultats obtenus sur un patient, en confrontant les surfaces externes simulées aux surfaces externes réelles post-chirurgicales (fig. 4.8). Ils en ont conclu que la méthode ACMT-Net, est plus performante. Cependant, ils précisent que seulement 75 % des simulations réalisées avec ACMT-Net sont considérées comme "acceptables".

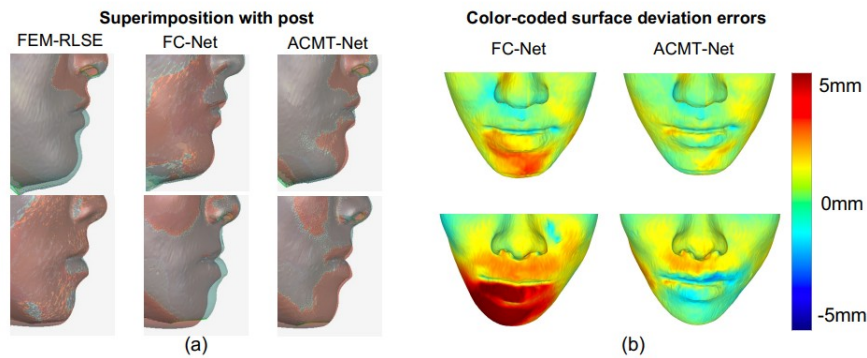


FIGURE 4.8 – Méthodes de Fang et al. [28] : exemples de résultats de simulation. (a) Comparaison des modèles faciaux simulés (en bleu) avec la vérité terrain (en rouge). (b) Carte de couleurs des erreurs des modèles faciaux simulés, comparés à la vérité terrain [28].

Park et al. [95] ont évalué en 2024 la performance du *deep learning* dans le cadre de la chirurgie orthognathique. L'étude compare la capacité du réseau de neurones TabNet à prédire les résultats post-chirurgicaux en orthognathie par rapport à deux méthodes classiques de régression linéaire (MLR et PLS). La base de données comprend 705 patients ayant subi une chirurgie orthognathique, incluant des interventions de type Le Fort I et II, BSSO et génioplastie. La méthode a été évaluée sur l'ensemble de ces 705 patients à l'aide d'une validation croisée *leave-one-out*, conformément aux travaux précédemment présentés. Sur ces 705 patients, le réseau de neurones a mieux prédit certaines zones (mandibule, cou), alors que la PLS a été plus précise pour les régions faciales supérieures. Globalement, le *deep learning* ne surpasse pas systématiquement les méthodes statistiques classiques, suggérant qu'une approche hybride pourrait être la plus efficace pour la planification chirurgicale. Celle-ci consisterait à appliquer le modèle le plus adapté en fonction du type de situation. Bien que la méthode fondée sur le réseau de neurones se révèle plus performante, elle ne permet pas d'expliquer le processus ayant conduit aux résultats obtenus. Par ailleurs, l'étude se limite à une comparaison entre différentes méthodes, sans fournir de résultats quantitatifs détaillés, comme illustré à la figure 4.9.

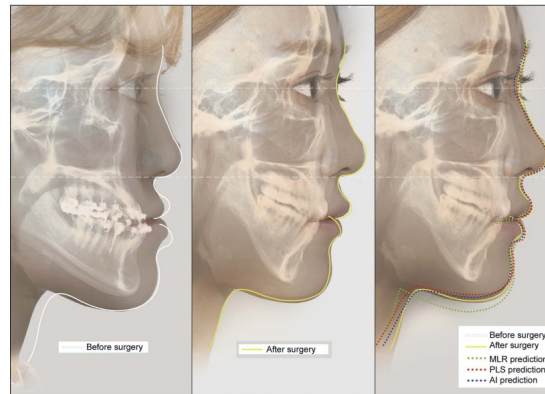


FIGURE 4.9 – Exemples tirés d’un cas réel illustrant les modifications effectives des tissus mous après une chirurgie orthognathique ainsi que les résultats de prédiction correspondants [95].

En 2025, Yang et al. [127] ont proposé une nouvelle méthode, à la suite des travaux de Ma et al. [72] et Fang et al. [28], le *Neural Implicit Craniofacial Model* (NICE). Leur approche se compose de deux modules principaux : un module de reconstruction de forme, dédié à la génération du modèle surfacique 3D complet préopératoire, et un module chirurgical, responsable de la simulation des mouvements orthognathiques et de leurs effets sur les tissus mous. Pour modéliser les surfaces de la mandibule, du maxillaire et des tissus mous, les auteurs utilisent des décodeurs basés sur les *Signed Distance Functions* (SDF), qui évaluent la distance signée entre n’importe quel point de l’espace et la surface. Cette représentation implicite permet de décrire un objet comme une fonction continue définie en tout point $p = (x, y, z)$: la valeur SDF est égale à 0 si le point se situe sur la surface, négative s’il est à l’intérieur et positive s’il est à l’extérieur. Cette formulation offre une modélisation géométrique lisse, continue et indépendante d’un maillage prédéfini. Le module chirurgical permet de simuler les effets de l’intervention à partir d’un code latent qui encode les déplacements osseux planifiés. Le modèle a été entraîné sur 60 paires d’images pré- et postopératoires et validé sur 8 paires supplémentaires. Les résultats montrent que les erreurs maximales se situent principalement entre 3 et 5 mm dans certaines régions anatomiques sensibles, notamment au niveau des lèvres. Les auteurs ont également comparé leurs résultats aux méthodes FSC-Net et ACMT-Net présentées précédemment, et les erreurs maximales observées restent du même ordre de grandeur (fig. 4.10).

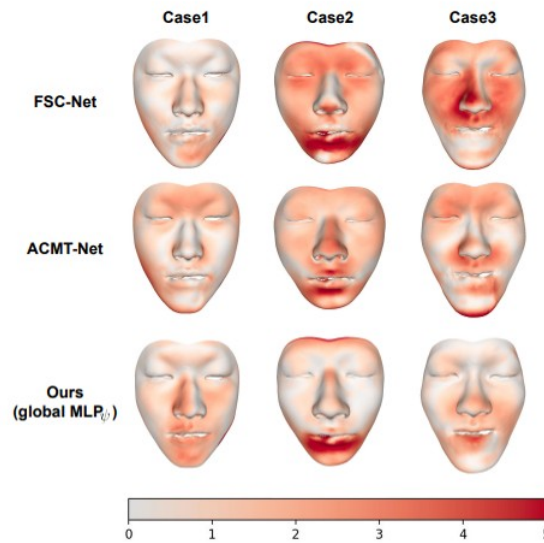


FIGURE 4.10 – Cartographie de couleurs [127] représentant les erreurs obtenues sur le modèle de visage postopératoire avec les méthodes FSC-Net [72], ACMT-Net [28] et NICE [127].

Les limites des méthodes basées IA

Les modèles d'IA dédiés à la prédiction des résultats des chirurgies orthognathiques reposent généralement sur l'analyse de données pré- et postopératoires afin d'estimer la déformation des tissus mous en réponse aux déplacements osseux [127], et dépendent fortement de la quantité de données d'entraînement disponibles. Cependant, les résultats des chirurgies orthognathiques présentent une grande variabilité, tandis que les bases de données disponibles restent limitées. Chaque visage étant unique et les interventions orthognathiques nombreuses et personnalisées, la qualité des prédictions dépend également de la diversité des données d'apprentissage. Une revue de 2024 [3] souligne le manque de données et l'absence de validation externe comme des obstacles majeurs. Pour améliorer la précision des modèles prédits, il est donc essentiel de constituer des bases de données étendues et représentatives, capables de refléter la variabilité des visages selon l'âge, le sexe, l'ethnie ou l'adiposité faciale. Cette démarche est toutefois compliquée par les contraintes éthiques liées à la collecte de données sur des sujets humains. De plus, la majorité des études intègrent dans leurs bases de données d'apprentissage uniquement les nuages de points des surfaces externes des tissus mous, pré- et postopératoires, en excluant les structures osseuses et musculaires. Cette approche prend en compte les interactions entre l'os et les tissus mous de manière statistique (sans fondement biomécanique), sans modéliser leur comportement mécanique, ce qui limite son utilisation pour des simulations numériques futures, notamment pour l'étude des mouvements dynamiques comme les expressions faciales. De plus, ces approches se basent sur des correspondances point à point et négligent les interactions entre points voisins ainsi que la structure globale des surfaces et les contacts anatomiques, ce qui limite la fiabilité des prédictions pour un usage clinique.

La compréhension des résultats constitue une autre limitation majeure. Les modèles de réseaux de neurones restent souvent des "boîtes noires" : il est difficile d'expliquer les raisons derrière une prédiction. Selon Park et al. [95], les méthodes d'IA manquent d'interprétabilité par rapport aux méthodes de régression traditionnelles, et il n'est pas aisé de déterminer quelles relations ont conduit à une prédiction donnée. Cette opacité freine l'adoption clinique, car les praticiens souhaitent connaître les incertitudes associées à chaque prédiction. De plus, il est difficile d'évaluer le degré de fiabilité de ces méthodes. En effet, les prédictions peuvent être incorrectes en cas de **sous-apprentissage**, lorsque la base de données (modèles de tissus mous, structures osseuses, déplacements osseux, conséquences postopératoires) est insuffisante, mais aussi en cas de **surapprentissage**. Les résultats peuvent également varier d'un réseau de neurones à un autre. Les résultats sont généralement présentés sous forme de cartes de couleurs d'erreurs, calculées le plus souvent comme la distance euclidienne point à point entre le modèle prédit et le modèle réel postopératoire. Ces résultats sont fréquemment résumés par des moyennes, sans mettre en évidence les erreurs maximales, pourtant essentielles.

4.3 Approche visant une utilisation compatible avec les contraintes cliniques : génération de maillages EF 3D à partir d'un maillage de référence

Bien que la MEF et les outils d'IA soient très utilisés pour simuler numériquement les chirurgies orthognathiques, aucune de ces méthodes n'est aujourd'hui intégrée en routine clinique. Cela s'explique par des prédictions encore peu fiables par rapport au comportement réel des tissus (méthodes d'IA) et par le temps important nécessaire pour générer les modèles 3D (méthodes EF). La création de ces modèles implique en effet de nombreuses opérations manuelles : segmentation des images scanner, définition des conditions aux limites telles que l'identification des zones de contact ou encore reconstruction des trajectoires musculaires. Les modèles EF, bien qu'efficaces, restent coûteux en temps de calcul et en préparation, tandis que les méthodes d'IA exigent des bases de données volumineuses et manquent souvent de fondements biomécaniques solides. Ces contraintes rendent difficile la production de modèles véritablement patient-spécifiques pour un usage quotidien en clinique.

Pour contourner la difficulté de générer un modèle directement à partir d'un scanner de patient, certaines études proposent de construire un unique modèle EF 3D, appelé **atlas** ou **modèle de référence**, puis de le déformer pour qu'il corresponde à l'anatomie de chaque patient. La section 4.3.1 décrit les avantages et inconvénients de cette méthode, tandis que les sections 4.3.2 et 4.3.3 décrivent des approches basées sur le **recalage surface-à-surface** ou sur le **recalage volumique**, permettant de déformer automatiquement ce modèle de référence.

4.3.1 Les avantages et inconvénients de l'adaptation d'un modèle EF de référence à l'anatomie d'un patient

Les études présentées dans les sections suivantes partagent un objectif commun : éviter le travail long et fastidieux lié à la construction d'un maillage EF pour chaque patient. La génération d'un tel maillage comprend plusieurs étapes complexes, à commencer par l'obtention d'une géométrie anatomiquement fidèle, définie par une surface fermée et continue. Certaines études s'appuient sur la segmentation d'images médicales, nécessitant souvent des étapes manuelles, tandis que d'autres cherchent à reconstruire un modèle 3D à partir d'images 2D [87]. Elle implique ensuite la création du maillage lui-même, en tenant compte du choix de la forme des éléments, généralement hexaédriques ou tétraédriques, ces derniers étant souvent privilégiés pour des géométries complexes comme le visage. Une étude de convergence du maillage est également nécessaire afin de déterminer la taille et le nombre appropriés des éléments : des éléments trop fins et donc très nombreux entraînent des temps de calcul excessifs, tandis que des éléments trop grossiers peuvent conduire à des résultats de simulation inexacts. Une fois le maillage généré, des conditions aux limites doivent être définies pour représenter au mieux la réalité physique. Dans le cadre de la modélisation du visage humain, certains nœuds doivent être fixés afin d'éviter les mouvements de solide rigide, et des contacts peuvent être imposés entre les structures osseuses et les tissus mous. L'intérêt des approches utilisant la déformation géométrique d'un modèle de référence réside dans leur capacité à préserver l'ensemble du travail réalisé pour le maillage de référence (maillage, conditions aux limites et paramètres matériaux) tout en l'adaptant à la morphologie de chaque patient.

Cependant, cette méthode présente un inconvénient majeur : la déformation du maillage EF de référence peut entraîner des **distorsions** dans les maillages EF générés pour les patients. Dans un maillage EF, on parle de distorsion d'un élément lorsque la forme géométrique de cet élément s'écarte trop de sa configuration idéale (tétraèdre ou hexaèdre réguliers). Un élément fortement étiré, aplati ou cisailé devient numériquement défavorable et peut compromettre la précision des résultats de simulation. Lors d'une simulation par EF, les calculs sont réalisés aux nœuds du maillage, tandis que les résultats à l'intérieur des éléments sont obtenus par interpolation à l'aide de **fonctions de forme**. Chaque élément du maillage est obtenu par transformation géométrique d'un élément de référence (un cube pour les maillages hexaédriques ou un tétraèdre unité pour les maillages tétraédriques). La matrice jacobienne J constituée de dérivées partielles, relie l'espace de référence à l'espace physique et permet de calculer correctement les gradients des fonctions de forme dans l'espace réel. Le déterminant de la jacobienne $\det(J)$ joue un rôle central : il représente le changement de volume entre l'élément de référence et l'élément réel, et permet de vérifier si la transformation est localement valide. Un élément est considéré comme de **bonne qualité** si le déterminant de sa jacobienne est strictement positif et suffisamment éloigné de zéro en tout point. À l'inverse, si $\det(J) < 0$ quelque part à l'intérieur de l'élément, cet élément est inversé (plié sur lui-même), ce qui rend la simulation invalide. La figure 4.11 illustre le phénomène de distorsion d'un élément [15].

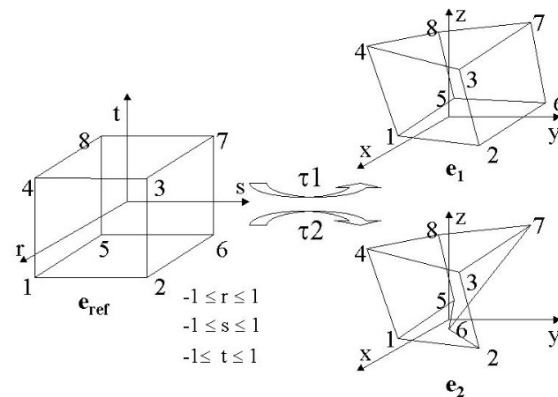


FIGURE 4.11 – La fonction de forme τ_1 fait correspondre les coordonnées (r, s, t) de l'élément de référence aux coordonnées (x, y, z) de l'élément e_1 , régulier. La fonction de forme τ_2 ne peut pas être calculée en raison des distorsions de l'élément e_2 qui est ici "retourné". L'élément est dit irrégulier [15].

Si ces méthodes utilisant la transformation géométrique d'un modèle de référence visent à automatiser la génération de maillages EF 3D patient-spécifiques, elles requièrent souvent des étapes manuelles, comme la segmentation de la géométrie du visage ou la sélection de repères anatomiquement connus pour guider la transformation du modèle de référence. Ces étapes sont détaillées dans les sections suivantes.

4.3.2 Approches basées sur le recalage géométrique (surface/-surface)

Certaines études proposent de construire directement un modèle patient-spécifique à partir d'images médicales (CT ou IRM) [104]. Toutefois, l'extraction de la géométrie à partir de ces images, notamment via l'algorithme Marching Cubes [70], requiert encore des corrections manuelles, particulièrement pour les tissus mous. Ce travail est long et ne peut généralement pas être confié aux chirurgiens, qui ne possèdent pas toujours les compétences techniques nécessaires. Pour éviter ces opérations chronophages, plusieurs travaux s'appuient sur un modèle EF de référence, créé une seule fois, puis le déforment par recalage surface-à-surface afin de l'adapter automatiquement à l'anatomie propre de chaque patient.

Le Mesh-Matching MM [18, 15]

Couteau et al. (2000) [18] ont introduit l'algorithme de *Mesh-Matching* (MM), initialement appliqué à un modèle de fémur. Cet algorithme repose sur la déformation automatique d'un objet de référence pour qu'il se conforme à un objet cible, générant ainsi un modèle patient-spécifique. Toutefois, cette méthode ne garantit pas systématiquement l'obtention d'un maillage exploitable pour la simulation EF. Chabanas et al. (2003) [15] ont montré que l'algorithme de MM ne garantit pas toujours la régularité des éléments

lorsque les déformations appliquées sont trop importantes : un élément peut s'aplatir ou se tordre, entraînant une dégradation de sa qualité. Dans des cas extrêmes, ce qui peut par exemple arriver pour des morphologies de visages patients très déformées, l'élément peut même se "retourner", comme détaillé à la section 4.3.1.

Pour remédier à ce problème, ces auteurs ont proposé un algorithme itératif visant à corriger *a posteriori* les irrégularités du maillage généré. Pour rappel, un déterminant négatif de la matrice jacobienne J associée à un élément indique que celui-ci est inversé ou dégénéré. Les nœuds pour lesquels $\det(J) < 0$, sont donc déplacés dans la direction du gradient de $\det(J)$. Cette méthode permet ainsi de restaurer la régularité du maillage patient-spécifique, bien qu'elle ne traite pas directement la dégradation de la qualité des éléments induite par la déformation du maillage de référence.

Pour aller plus loin, Bucki et al. (2010) [13] ont proposé l'algorithme du *Mesh-Match-and-Repair* (MMRep), qui vise à réparer puis à améliorer la qualité des éléments du maillage après leur génération. Cette méthode comporte deux étapes : une régularisation visant à corriger les éléments non valides, suivie d'une amélioration de la qualité des éléments pour les rendre compatibles avec la simulation EF. Néanmoins, cette approche requiert toujours une segmentation préalable de l'image médicale du patient pour en extraire la surface des structures anatomiques à déformer, ce qui empêche son automatisation complète, et donc son utilisation en routine clinique.

La méthode de Li et al. utilisant des champs harmoniques [68]

Li et al. (2011) [68] proposent une méthode pour générer des maillages hétéraédriques patient-spécifiques à partir d'un maillage de référence. L'idée principale est de mettre en correspondance chaque point à l'intérieur du volume du modèle de référence avec un point à l'intérieur du volume du visage du patient. Pour ce faire, les auteurs utilisent des champs harmoniques, c'est-à-dire des fonctions scalaires qui varient de manière douce et continue à l'intérieur du volume. En imposant des conditions aux limites sur différentes régions anatomiques du modèle de référence (telles que la peau, la mâchoire ou le nez), ces champs se propagent de manière régulière et continue dans l'ensemble du volume. Ils permettent ainsi de définir une paramétrisation volumétrique servant de système de coordonnées internes pour transférer le maillage hétéraédrique vers un modèle patient-spécifique. La combinaison de plusieurs champs harmoniques permet de créer une paramétrisation volumétrique cohérente, reliant le modèle de référence à la morphologie spécifique du patient. Cette approche rend possible le transfert d'un maillage hétéraédrique régulier vers la forme individuelle du patient, tout en conservant la qualité et la régularité des éléments du maillage. Bien que cette approche soit qualifiée d'automatique, elle requiert néanmoins une segmentation préalable des tissus mous sur les images scanner du patient, afin de générer un maillage EF tétraédrique spécifique au patient, ce qui implique là aussi des étapes manuelles.

Les méthodes guidées par *landmarks* [37]

Les méthodes de génération de modèles 3D guidées par des marqueurs anatomiques, ou *landmarks*, sont couramment utilisées dans le cadre de la création de jumeaux numé-

riques. Hung et al. (2015) [37] proposent une méthode semi-automatique pour générer des modèles 3D EF patient-spécifiques du visage, incluant 13 muscles internes. La méthode commence par la construction d'un modèle volumique de référence, qui est ensuite déformé à l'aide de transformations affines guidées par marqueurs anatomiques (*landmarks*), suivies par un ajustement itératif de surface (*surface fitting*). Les surfaces externe et interne du modèle de référence sont ajustées pour correspondre aux nuages de points extraits des images médicales du patient par segmentation : la surface externe s'aligne sur les tissus mous, tandis que la surface interne est ajustée aux structures osseuses. Le maillage volumique du visage est ensuite reconstruit à partir de ces ajustements. Cette méthode permet d'obtenir une représentation anatomique très précise. Toutefois, elle présente l'inconvénient de produire des maillages dont le nombre d'éléments varie d'un patient à l'autre. En conséquence, il est nécessaire de définir manuellement les conditions aux limites pour chaque modèle avant toute simulation chirurgicale, ce qui rend le processus plus long et contraignant.

La méthode *eFace-Template* [131]

Zhang et al. (2016) [131] présentent une méthode semi-automatique, appelée *eFace-template*, permettant de générer un modèle de tissus mous patient-spécifique. Cette approche vise à contourner une limitation majeure : la redéfinition du maillage et ses conditions aux limites. Validée sur un ensemble de 30 patients, la méthode repose sur la déformation d'un modèle de référence, intégrant avec précision les différentes couches des tissus mous (peau, graisse, muqueuse) ainsi que les structures osseuses. La génération du modèle de patient est réalisée par *morphing* de surface à partir de repères anatomiques (*landmarks*), combiné à une interpolation de type *Thin Plate Spline* (TPS). Cependant, cette approche présente encore certaines limites. Le *morphing* de surface nécessite la connaissance précise des surfaces externes des tissus mous et des structures osseuses de chaque patient, ce qui implique une segmentation manuelle sur l'image médicale. De plus, la méthode requiert un total de 93 landmarks à positionner sur les surfaces segmentées de chaque patient : 45 sur la peau, 26 sur le maxillaire et 22 sur la mandibule. Cette étape représente une charge de travail importante pour un chirurgien, avec un risque d'imprécision, notamment dans les zones anatomiques lisses des tissus mous où il est difficile de positionner les repères avec exactitude (voir fig. 4.12).

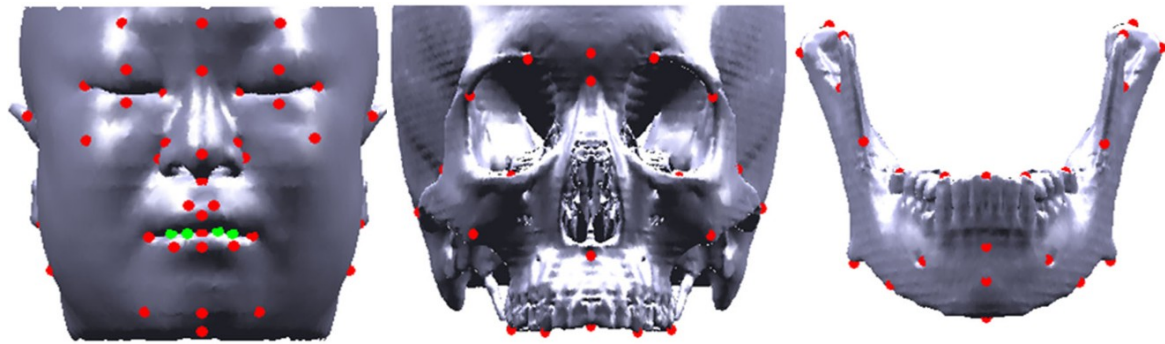


FIGURE 4.12 – *Landmarks* positionnés sur la peau (gauche), le maxillaire (centre) et la mandibule (droite) [131].

La même équipe a proposé en 2018 [130] une amélioration de sa méthode, nommée eFTD-VP, en intégrant des structures musculaires passives dans le modèle de référence et transférées sur les modèles des patients, considérées comme faisant partie du maillage des tissus mous. Toutefois, aucune simulation fonctionnelle n'a été réalisée avec ces modèles. La problématique principale reste inchangée : la méthode nécessite toujours la segmentation des surfaces des tissus mous et des structures osseuses du patient, ainsi que le positionnement manuel des repères anatomiques par un clinicien. Par ailleurs, on observe sur la figure 4.13 que les lèvres sont complètement fermées, empêchant toute distinction entre la lèvre supérieure et inférieure, ce qui constitue une limitation majeure. En effet, une telle configuration ne permet pas de réaliser des simulations fonctionnelles ou de chirurgie orthognathique réalistes, les lèvres constituant une région clé directement impactée par ces interventions. Dans les simulations biomécaniques faciales, et en particulier lors du repositionnement du maxillaire et de la mandibule, les lèvres subissent en effet des déplacements importants et différenciés qui ne peuvent être correctement représentés dans ce contexte.

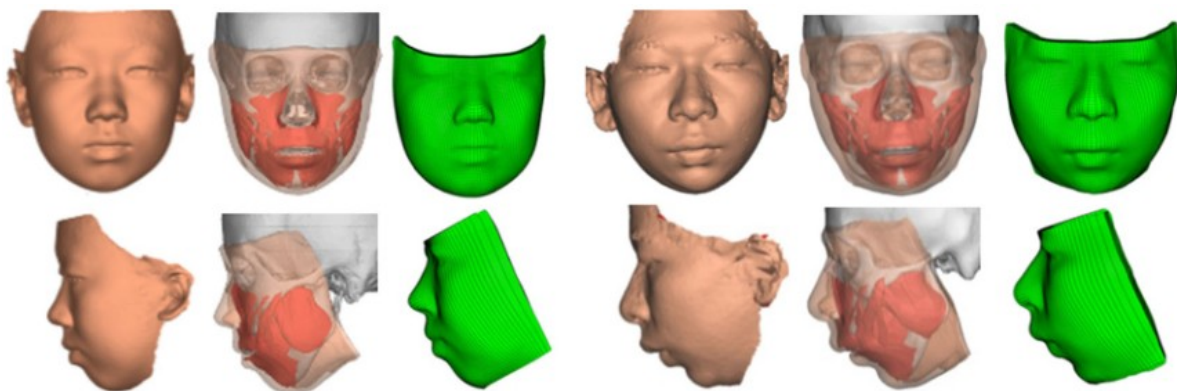


FIGURE 4.13 – Modèles de tissus mous générés par la méthode eFTD-VP sur 2 patients de classe II [130]. Pour chaque patient, sont présentés : la surface cutanée 3D originale, le modèle de tissu généré avec les muscles visibles, et le maillage volumique (de gauche à droite, pour les vues de face et de profil gauche).

Kim et al. (2021) [49] ont proposé une solution au problème de séparation des lèvres en demandant aux cliniciens de tracer manuellement les contours labiaux sur les coupes tomographiques parasagittales, parallèles au plan sagittal, des patients. Ces contours apparaissent sous forme de points verts à la surface des lèvres sur le scanner de la figure 4.14. Le maillage détaillé des lèvres est ensuite obtenu en modifiant les nœuds du maillage patient généré par la méthode eFTD-VP [130], laquelle produit, au niveau des lèvres, un ensemble de nœuds répartis aléatoirement et non structuré. Des nœuds intermédiaires sont alors définis par interpolation en suivant le contour déterminé par les points verts. Cette approche permet de résoudre efficacement le problème d'ouverture des lèvres, mais elle présente l'inconvénient majeur de nécessiter une intervention manuelle du clinicien pour chaque patient traité avec la méthode eFTD-VP, ce qui limite son intégration dans un flux clinique automatisé.

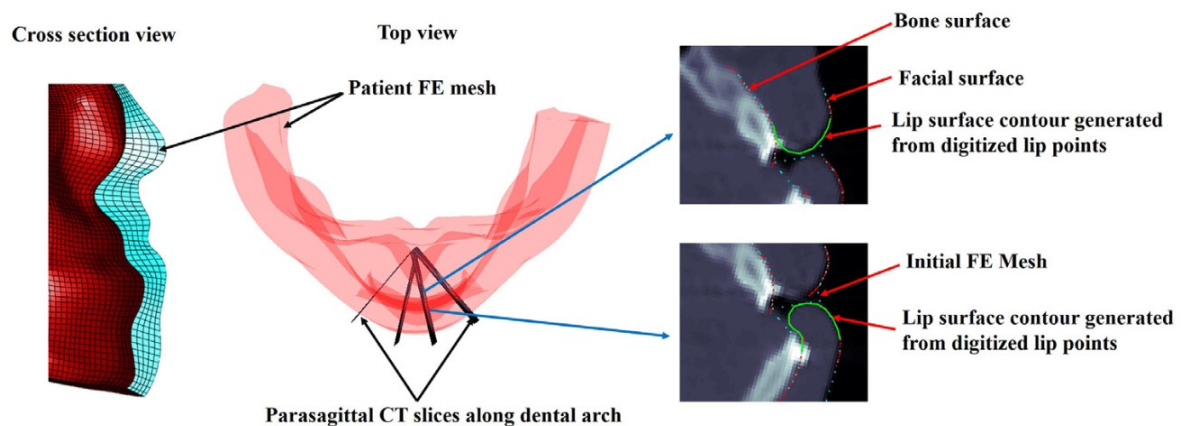


FIGURE 4.14 – Numérisation des points de surface des lèvres sur les coupes tomographiques parasagittales (parallèles au plan sagittal). Les contours des surfaces de la lèvre supérieure et de la lèvre inférieure sont générés à partir des points de surface numérisés (en vert), à partir des tracés labiaux réalisés par le clinicien [49].

Dans le prolongement de ce projet, Lampen et al. (2022) [61] ont proposé une nouvelle approche visant à simuler les effets d'une chirurgie orthognathique maxillo-mandibulaire sur les tissus mous. Cette approche combine les méthodes d'IA avec les méthodes des EF. Elle s'appuie sur un apprentissage profond basé sur l'architecture PointNet++, conçue pour le traitement de nuages de points issus des maillages EF pré- et postopératoires de l'étude eFTD-VP proposée par Zhang et al. [130]. Ces données sont enrichies par l'approche de Kim et al. [49], permettant de différencier la lèvre supérieure de la lèvre inférieure. Ce modèle constitue une version fonctionnelle du modèle EF, c'est-à-dire un modèle réduit, reposant sur une base de données issue de simulations de chirurgie orthognathique par EF, et offrant l'avantage de produire des prédictions beaucoup plus rapides. Ces réseaux conservent par ailleurs les propriétés des EF, notamment les conditions aux limites et les propriétés dynamiques des matériaux, intégrés dans la base de données. Leur principale limite, comme pour les autres méthodes d'IA présentées précédemment, réside dans le besoin d'une base de données volumineuse, en raison de la variabilité inter-individuelle et de la diversité des interventions orthognathiques (voir section 4.2.2). Un

exemple de résultat issu de cette étude est présenté à la figure 4.15, mettant en évidence l'absence de distinction entre la lèvre supérieure et la lèvre inférieure, ce qui complique la visualisation finale, malgré des erreurs de prédiction relativement faibles. Toutefois, bien que prometteuse, cette méthode, évaluée sur un jeu de données de 30 patients, n'a pas pour objectif de permettre la réalisation de simulations dynamiques ultérieures, telles que les mimiques faciales, à partir des modèles de patients générés.

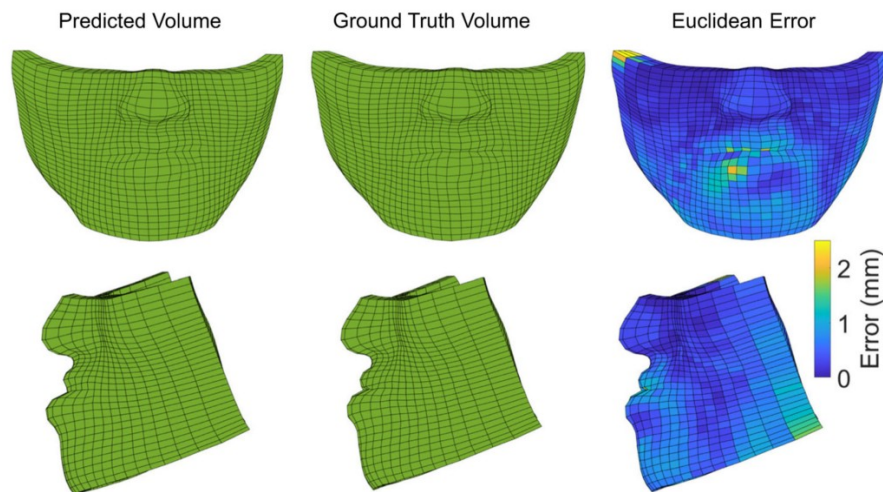


FIGURE 4.15 – Exemple d'un modèle généré par la méthode de Lampen et al. [61] (première colonne), comparé au modèle réel (deuxième colonne) à l'aide d'une carte de couleurs représentant les distances euclidiennes entre les deux modèles (3ème colonne).

Lampen et al. (2022) [61] ne prennent pas en compte les non-linéarités du comportement des tissus mous, en utilisant comme données d'entrée des nuages de points pré- et postopératoires issus de simulations numériques par EF avec des tissus mous aux comportements linéaires et élastiques, ignorant les effets géométriques et mécaniques non-linéaires des grandes déformations. Pour pallier cette limitation, Lampen et al. (2025) [62] ont approfondi leurs travaux en proposant une méthode fondée sur un réseau de neurones graphique (*Graph Neural Networks* (GNN)). Cette approche s'appuie sur des réseaux de neurones profonds entraînés à partir de simulations EF réalisées sur 17 patients ayant eu recours à une chirurgie orthognathique. Elle adopte une stratégie incrémentale spatio-temporelle permettant de prédire, étape par étape, la déformation 3D des tissus mous. En d'autres termes, au lieu de prédire directement la déformation finale postopératoire à partir de l'état initial, ils simulent plusieurs états intermédiaires correspondant à des petits incréments de déplacement osseux. Concrètement, les nuages de points des structures osseuses segmentées sont fournis au réseau de manière itérative à différentes étapes temporelles, chaque étape nécessitant le résultat d'une simulation numérique préalable, ce qui rend le processus long (fig. 4.16). Il convient de noter que chaque itération nécessite la réalisation d'une simulation numérique supplémentaire pour chaque patient, ce qui met en évidence une limite des méthodes d'IA présentées : elles sont fortement dépendantes de la disponibilité des données pour l'apprentissage.

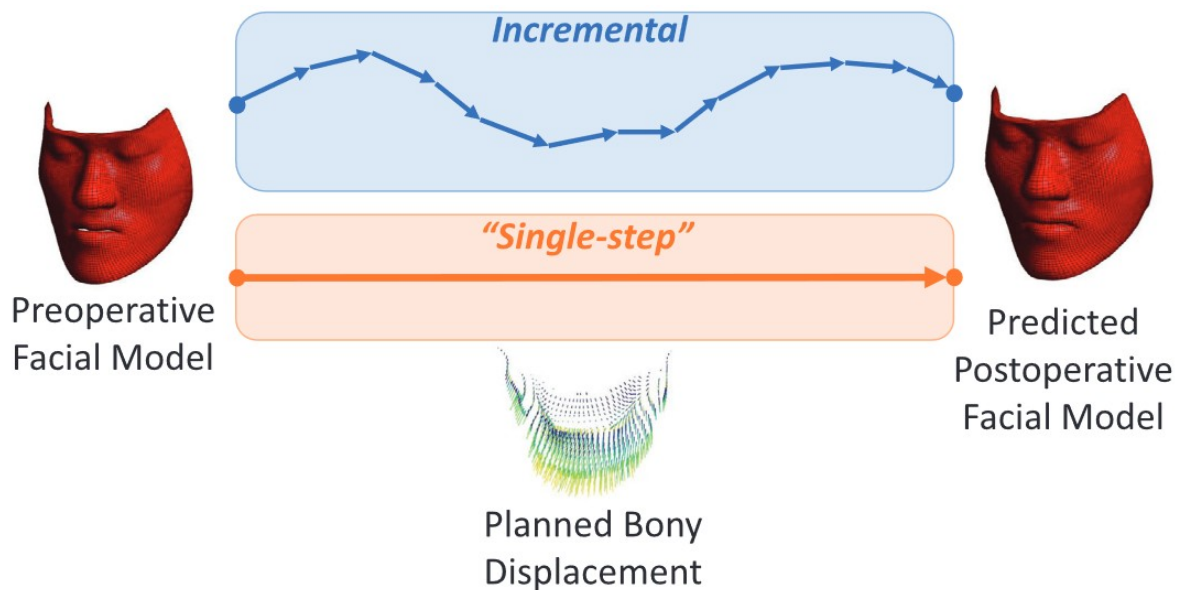


FIGURE 4.16 – Les nuages de points des structures osseuses segmentées sont fournis de manière itérative au réseau de neurones (en bleu), plutôt qu’en une seule étape (en orange), afin de tenir compte de la réponse non-linéaire des tissus mous et l’effet des grandes déformations [62].

Ces travaux ne permettent pas de prédire le comportement fonctionnel du visage, par exemple lors de mimiques faciales, et se concentrent principalement sur l’aspect esthétique final postopératoire. Par ailleurs, ces approches exigent l’acquisition des surfaces 3D des tissus mous et des structures osseuses par segmentation d’images scanners, une procédure à la fois longue et particulièrement contraignante pour les chirurgiens.

4.3.3 Approche basée sur le recalage d’images 3D volumiques [10]

Les méthodes automatiques nécessitent les surfaces internes et externes des tissus mous et osseux pour ajuster un maillage par *surface fitting*. Cela implique donc généralement une segmentation manuelle préalable, permettant d’obtenir un nuage de points et parfois les surfaces reconstruites à l’aide de l’algorithme du Marching Cubes. Pour surmonter cette contrainte, Bijar et al. (2016) [10] ont proposé une méthode permettant de générer automatiquement des maillages EF patient-spécifiques à partir d’un maillage de référence, en utilisant des techniques de recalage d’images médicales 3D (fig. 4.17), sans étape de segmentation. Cette approche consiste à extraire la transformation 3D entre le scanner de référence et le scanner du patient, puis à appliquer cette transformation au modèle EF 3D de référence, préalablement construit, une fois pour toutes, à partir du scanner de référence. Le recalage s’effectue en deux étapes : d’abord une transformation rigide/affine, suivie d’une méthode non-rigide utilisant des *Free-Form Deformation* (FFD). Le recalage rigide permet d’obtenir un alignement optimal entre le scanner de référence et celui du patient en faisant correspondre les voxels des deux scanners, sur la base de leurs valeurs

d'intensité lumineuse. Cependant, une transformation rigide ne peut pas capturer les variations locales nécessaires pour prendre en compte les différences morphométriques entre les tissus mous. Ainsi, une transformation non-rigide complémentaire est requise. Cette transformation est réalisée à l'aide de FFD, qui déforme l'objet en utilisant une grille tridimensionnelle, appelée "grille de contrôle", constituée de points de contrôle répartis uniformément dans le volume de référence. Ces points de contrôle divisent le volume en régions de tailles égales, appelées tuiles. Les FFD interpolent la transformation des points de contrôle à l'ensemble du volume en utilisant des fonctions B-splines. Le champ de transformation 3D obtenu est ensuite appliqué aux nœuds du maillage EF de référence pour générer un maillage EF patient-spécifique.

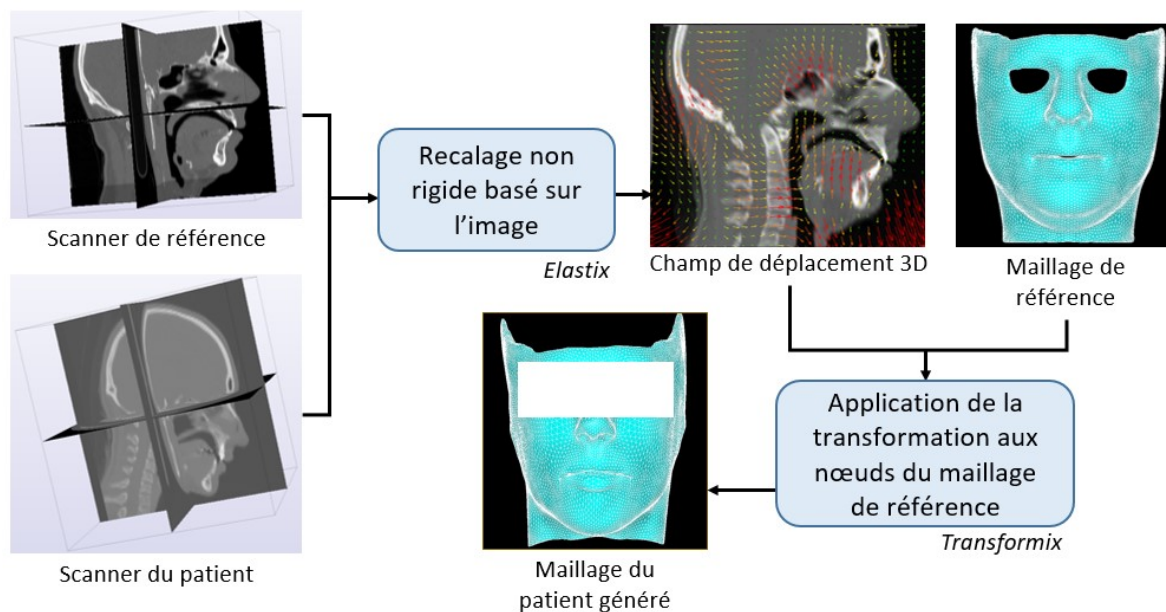


FIGURE 4.17 – Processus de génération de maillages patient-spécifiques selon la méthode de Bijar et al. [10] (adaptée de Picard et al. [102] et de Bijar et al. [10]).

L'un des principaux atouts de cette méthode est qu'elle rend les maillages EF 3D des patients générés directement utilisables pour de futures simulations, tout en conservant la topologie du maillage EF de référence. Autrement dit, dans le maillage EF patient, seules les coordonnées 3D des nœuds sont modifiées, tandis que la structure globale du maillage reste inchangée :

- Les numéros des éléments associés aux différentes structures anatomiques (tissus mous, hypoderme, peau, muscles ; os, mandibule, maxillaire),
- Les conditions aux limites, y compris les contacts et les déplacements fixes.

Cette méthode évite également les interventions manuelles, telles que la segmentation des surfaces des tissus mous et des structures osseuses à partir du scanner de chaque patient, ce qui représente un gain significatif en temps et en précision. Cependant, cette méthode présente des limites en raison des différences entre le scanner de référence et ceux des patients. Plus ces différences sont importantes, plus le recalage risque d'échouer,

ce qui peut compromettre la qualité du maillage EF généré pour le patient, un facteur important pour de futures simulations de chirurgie orthognathique.

Les méthodes volumiques fonctionnent généralement lorsque le recalage est effectué sur des images scanners ou IRM de bonnes qualités et suffisamment similaires. Toutefois, dans la majorité des cas, les patients nécessitant une chirurgie orthognathique portent un appareil dentaire, qui génère des **artéfacts** rendant difficile la visualisation des structures internes du visage (fig. 4.18a,c). De plus, ces approches reposent sur l'analyse des niveaux de gris du scanner, ce qui pose problème lorsque certaines zones deviennent difficiles à distinguer, notamment au niveau des lèvres (fig. 4.18b). Enfin, si le sujet de référence est sain et présente une occlusion dentaire "normale", la région des lèvres diffère souvent de celle des patients candidats à une chirurgie orthognathique, entraînant d'importantes divergences anatomiques (fig. 4.18c).

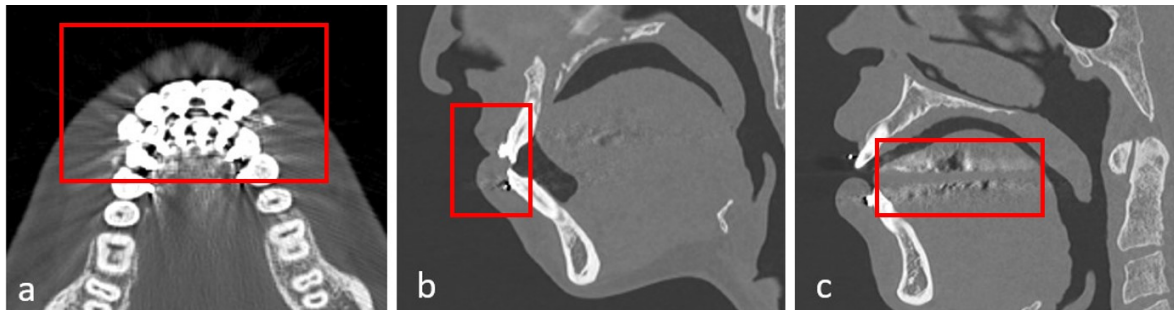


FIGURE 4.18 – a) Artéfacts sur un scanner liés à la présence d'un appareil dentaire. b) Difficulté à distinguer les niveaux de gris au sein des tissus mous de la zone labiale. c) Artéfacts causés par l'appareil dentaire et écarts anatomiques majeurs par rapport au sujet de référence au niveau des lèvres et des incisives supérieures (repris de Picard et al. [100]).

4.4 La place de notre travail de modélisation dans la prédiction des tissus mous pour la chirurgie orthognathique

L'objectif de ce travail est d'intégrer un simulateur destiné à l'assistance à la planification des chirurgies orthognathiques, capable d'évaluer les conséquences d'une intervention, à la fois au repos après l'opération et lors de mouvements dynamiques tels que les expressions faciales. Le simulateur doit également rester compatible avec une utilisation en routine clinique. Pour atteindre cet objectif, nous avons choisi d'utiliser la méthode des EF. En effet, bien que prometteuses, les méthodes d'IA nécessitent l'accès à une large base de données d'images médicales, sans quoi leurs prédictions peuvent être inexactes ou inutilisables. De plus, elles ne produisent généralement que des visualisations des tissus mous post-chirurgicaux, ce qui empêche d'utiliser ces modèles pour des simulations numériques ultérieures.

L'approche par EF permet ainsi de réaliser des simulations dynamiques sur des maillages 3D de patients postopératoires, afin d'analyser le comportement des tissus mous lors de mouvements comme l'ouverture de la bouche ou le sourire. Cela offre la possibilité d'évaluer si le patient pourra retrouver des fonctions essentielles telles que la mastication, la déglutition ou la production de parole.

La méthode décrite au chapitre 5 détaille notre approche pour générer des maillages EF patient-spécifiques en partant d'un maillage volumique de référence construit sur la base d'un scanner, une méthode efficace présentée en section 4.3. Cette approche s'inscrit dans la continuité des travaux de Chabanas et al. [15], Nazari et al. [83], Stavness et al. [111] et de Flynn et al. [29] sur la création de maillages EF, en mettant particulièrement l'accent sur la précision de la représentation anatomique. Pour cela, nous intégrons les structures osseuses (mandibule et maxillaire), la peau, l'hypoderme, ainsi que les muscles dans les tissus mous volumiques. Le modèle musculaire utilisé est celui développé par Nazari et al. [82].

Ce modèle inclut également la prise en compte des conditions aux limites, telles que les points fixes ou les contacts entre les structures osseuses et les tissus mous, ainsi que les interactions directes entre tissus mous, comme au niveau des lèvres. La conception de ce modèle est un processus long, nécessitant plusieurs mois, ce qui le rend difficilement reproductible pour chaque patient. Pour contourner les limites des méthodes de recalage surface/surface, qui nécessitent la segmentation des tissus mous et des structures osseuses sur les images scanner des patients, nous utilisons une méthode de recalage volumique basée sur les images médicales, s'inscrivant dans la continuité des travaux de Bijar et al. [10]. Nous adaptons cette méthode à notre cas d'étude, car les scanners de patients en chirurgie orthognathique présentent souvent des artefacts dans les scanners rendant le recalage d'images médicales difficiles. Cette approche permet d'obtenir automatiquement le champ de déplacement nécessaire pour adapter le maillage de référence à chaque patient, sans requérir de connaissances spécifiques de la part des chirurgiens.

Chapitre 5

La modélisation du visage humain pour l'assistance à la chirurgie orthognathique

Depuis plus de 20 ans, notre équipe de recherche travaille sur la génération de modèles EF spécifiques à chaque patient. Jusqu'à présent, même si certains modèles offrent une précision largement suffisante pour décrire l'anatomie de chaque patient [15], leur intégration en routine clinique reste impossible en raison des nombreuses interventions manuelles requises, comme détaillé dans le chapitre 4.

Dans l'objectif de remédier à cette problématique, nous avons développé une méthode permettant de limiter à quelques minutes les interventions manuelles des chirurgiens lors d'une procédure, tout en garantissant que les modèles 3D générés reproduisent fidèlement l'anatomie réelle du patient. Notre méthode repose sur le développement d'un algorithme quasi-automatique capable de générer des modèles 3D de patients, utilisables pour des simulations de chirurgie orthognathique et/ou de contractions musculaires. Ce travail consiste à adapter un modèle 3D de référence préalablement conçu, à l'anatomie spécifique de chaque patient en utilisant un algorithme de recalage non-rigide, basé sur les imageries 3D du patient et du sujet choisi pour définir le modèle de référence. Cette méthode s'inspire des travaux de Bijar et al. [10], décrits en détail dans la section 4.3.3. La conception du modèle de référence (section 5.1) est réalisée, une fois pour toute, en amont, puis intégrée dans le processus quasi-automatique de génération des modèles 3D de patients. De ce fait, une grande précision est requise lors de son élaboration. La section 5.2 décrit les techniques de recalage d'images mises en œuvre pour le recalage volumique non-rigide. Cette étape est conçue pour être entièrement automatique, ou ne requérir qu'une intervention manuelle minimale, afin de répondre aux contraintes de la planification chirurgicale (section 5.3).

5.1 Génération du modèle biomécanique 3D de référence

Dans cette section, nous présentons en détail le processus d'élaboration du modèle 3D de référence, à partir duquel les modèles de patients sont générés. La conception de ce modèle ne fait pas partie de la méthode quasi-automatique de génération de modèles patient-spécifiques, car elle est réalisée en amont de celle-ci.

Ce modèle est élaboré de manière à représenter au mieux les structures anatomiques, afin d'étudier le comportement des tissus après une chirurgie orthognathique. Il intègre l'ensemble des structures concernées par l'intervention, notamment les os mandibulaire et maxillaire, ainsi que les tissus mous du visage. Le modèle de référence repose sur des données d'imagerie acquises sur un sujet de référence (homme de corpulence moyenne, âgé d'une cinquantaine d'années) : le scanner, utilisé pour reproduire avec précision la géométrie 3D des structures osseuses, et l'IRM 3D, qui permet de capturer la forme des tissus mous du visage dans différentes postures [14]. Notre modèle de référence a plus spécifiquement été construit à partir du CT-scan (fig. 5.1), qui offre une très bonne visualisation des structures osseuses, et qui est la modalité d'imagerie utilisée en routine clinique. Cette bonne visualisation est en effet essentielle pour les chirurgiens afin de garantir une occlusion dentaire optimale après l'intervention. L'approche fondée sur l'exploitation d'un modèle de référence est ancienne au sein de notre équipe de recherche, avec un CT-scan acquis au début des années 2000 sur notre sujet de référence. Des ajustements manuels ont donc été nécessaires pour adapter cet examen CT aux standards actuels de l'imagerie scanner (section 5.1.1).

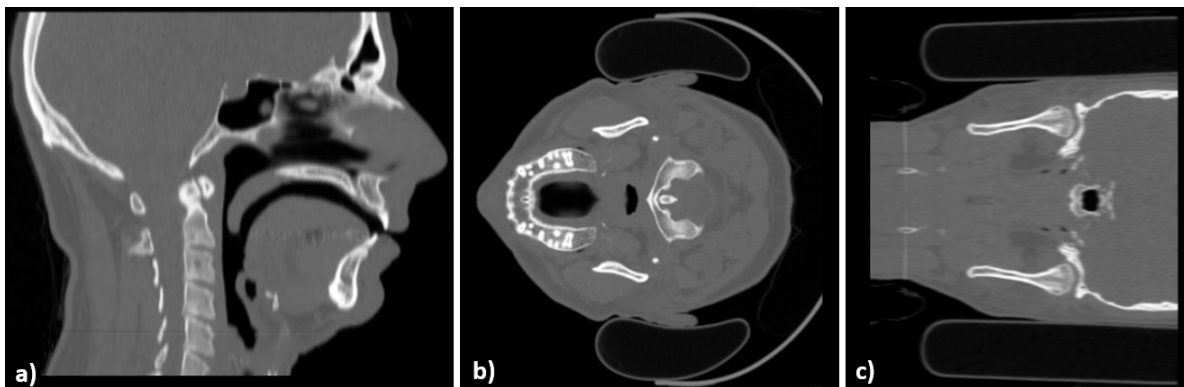


FIGURE 5.1 – Scanner de référence selon les plans sagittal (a), transversal (b) et frontal (c) [100].

Les sections suivantes détaillent les différents éléments pris en compte dans la construction du modèle de référence, en mettant l'accent sur la modélisation des structures osseuses et des tissus mous (sections 5.1.2 et 5.1.3), ainsi que sur les critères caractérisant la forme des éléments du maillage permettant d'assurer la fiabilité des simulations (sections 5.1.4, 5.1.5 et 5.1.6).

5.1.1 Normalisation du scanner de référence

Notre méthode (section 5.3) repose sur la déformation géométrique d'un modèle de référence afin de l'adapter à l'anatomie de chaque patient. Cette transformation est réalisée à l'aide de recalages non-rigides basés sur des images médicales, en l'occurrence le scanner de référence et ceux des patients, conformément à la méthode proposée par Bijar et al. [10] (section 4.3.3). Pour que le recalage d'images s'effectue correctement, il est nécessaire que le scanner de référence montre des paramètres et des conditions d'imagerie similaires à ceux des scanners des patients actuels.

Acquis au début des années 2000, le scanner de référence a été symétrisé par rapport au plan sagittal médian (fig. 5.1), dans l'objectif de développer un modèle EF de référence symétrique. Cette opération a permis d'éliminer un artéfact causé par une canine traitée avec un amalgame dentaire, qui générait des artéfacts lumineux parasites dans l'image, sur la partie gauche du visage. Après ce traitement, il comprend $513 \times 147 \times 484$ voxels, avec un espacement de 0,49 mm en orientation sagittale, 1,3 mm en orientation transversale et 0,49 mm en orientation coronale, pour un total de 36 725 157 voxels. Pour rappel, chacun des voxels possède une valeur d'intensité lumineuse (voir section 3.2.1). En général, cette valeur est exprimée en UH. Dans un examen de tomодensitométrie, l'air présente une densité d'environ -1000 UH, les tissus mous se situent entre -700 et 400 UH, tandis que les structures osseuses affichent des valeurs comprises entre 400 et 3000 UH, en fonction leur densité. Le scanner de référence ayant été enregistré il y a quelques années, les voxels ne sont pas exprimés en UH, avec des valeurs allant de 0 à 65 535 (fig. 5.2a). La figure 5.2 compare les valeurs des voxels du scanner de référence (fig. 5.2a) à celles d'un scanner de patient conforme aux normes standards actuelles exprimées en UH (fig. 5.2b).

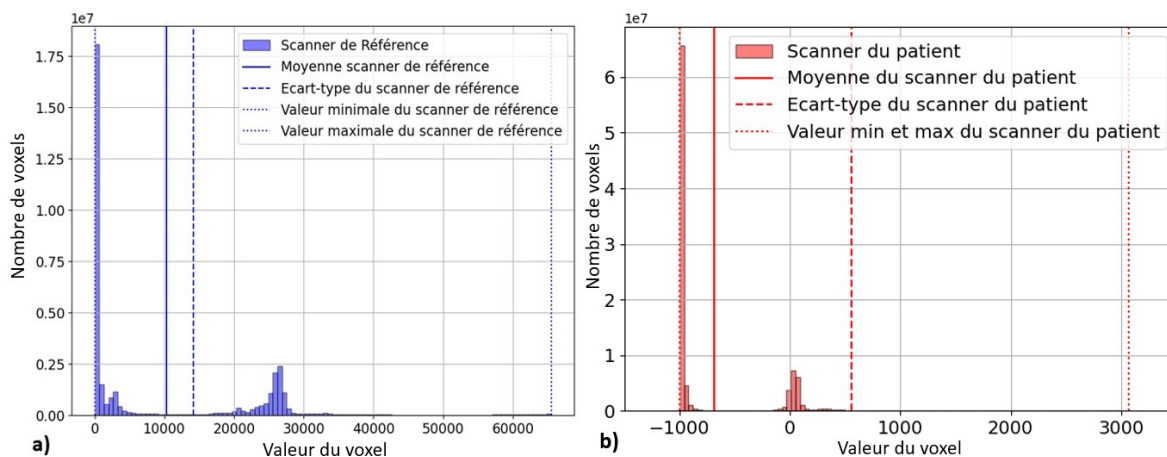


FIGURE 5.2 – Distribution d'intensité lumineuse des voxels sur le scanner de référence (a) et sur le scanner d'un patient (b).

Les méthodes de recalage basées sur des images médicales sont plus susceptibles de réussir lorsque les deux images à recaler présentent un maximum de similitudes. Ces méthodes, détaillées section 5.2, se basent sur l'intensité lumineuse des voxels des images. Étant donné que les intensités des voxels des scanners modernes sont exprimées en UH, nous choisissons de modifier les valeurs des voxels du scanner de référence pour les exprimer en UH, en appliquant des techniques de normalisation d'histogrammes. La première méthode que nous avons étudiée est la normalisation min-max [97], qui consiste à adapter les valeurs x_i de l'intensité des voxels de l'image de référence, à celles t_i d'un scanner de patient en UH (fig. 5.2b) en fonction des bornes minimales et maximales de ces valeurs. Les nouvelles valeurs x'_i de l'intensité des voxels dans l'image de référence deviennent alors :

$$x'_i = \frac{x_i - r_{\min}}{r_{\max} - r_{\min}} \times (t_{\max} - t_{\min}) + t_{\min} \quad (5.1)$$

avec i l'indice du voxel dans l'image, x'_i les valeurs normalisées, x_i les valeurs initiales, r_{\min} et r_{\max} les bornes minimale et maximale des valeurs de x , et t_{\min} et t_{\max} les valeurs minimale et maximale désirées pour les valeurs normalisées.

Cette méthode ne permet pas d'obtenir le résultat souhaité car de nombreux voxels se retrouvent alors avec des valeurs comprises entre 500 et 1000 UH, correspondant à la plage des structures osseuses. Cependant, les scanners standards de la sphère orofaciale contiennent une proportion autour de 0 UH plus importante de tissus mous que de structures osseuses. Par conséquent, nous avons choisi d'utiliser une méthode de normalisation Z-score. Cette méthode consiste à normaliser chaque valeur d'un ensemble de données de manière à ce que la moyenne des valeurs soit égale à 0 (centrage des données) et que l'écart-type soit égal à 1 (mise à l'échelle des données) [97] :

$$x'_i = \frac{x_i - \mu_1}{\sigma_1} \quad (5.2)$$

avec i l'indice du voxel dans l'image, μ_1 et σ_1 la moyenne et l'écart-type des intensités des voxels dans l'image de référence. Une fois les données normalisées, elles sont ajustées à une nouvelle distribution, similaire à celle d'un scanner avec des voxels exprimés en UH. Pour ce faire, nous appliquons la formule suivante à chaque voxel de l'image de référence :

$$x'_i = (x_i - \mu_1) \frac{\sigma_2}{\sigma_1} + \mu_2 \quad (5.3)$$

avec μ_1 et σ_1 la moyenne et l'écart-type des intensités dans l'image de référence et μ_2 et σ_2 représentant la moyenne et l'écart-type souhaités, c'est-à-dire ceux correspondant aux valeurs du scanner d'un patient, exprimées en UH (fig. 5.2b). Les résultats sont présentés en figure 5.3a. Le trait vertical de couleur cyan représente la valeur moyenne commune aux deux distributions et le trait de couleur magenta la valeur commune de l'écart-type. Le nombre de valeurs dans l'histogramme du patient est plus élevé que dans celui de la référence, car la résolution de son CT-scan est supérieure : il compte 98 041 856 voxels contre 36 498 924 pour le modèle de référence. Nous notons qu'après la dernière normalisation du scanner (fig. 5.3a), la valeur minimale des intensités dans l'image du

patient, c'est-à-dire celle qui correspond à la zone de l'air (-1000 UH), est plus élevée que la valeur minimale des intensités dans l'image de référence normalisée. Afin d'assurer la cohérence des deux images en positionnant les voxels correspondant à l'air à -1000 UH, un décalage des valeurs est appliqué de la manière suivante :

$$x''_i = x'_i + |\min(x'_i) - \min(x_p)| \quad (5.4)$$

où x''_i représente les valeurs finales des voxels du scanner de référence (fig. 5.3b) et x_p celles des voxels du scanner du patient. C'est à partir de ce nouveau scanner de référence que les recalages d'images sont réalisés (section 5.3) et que la géométrie du modèle de référence, présentée dans la section suivante, a été générée.

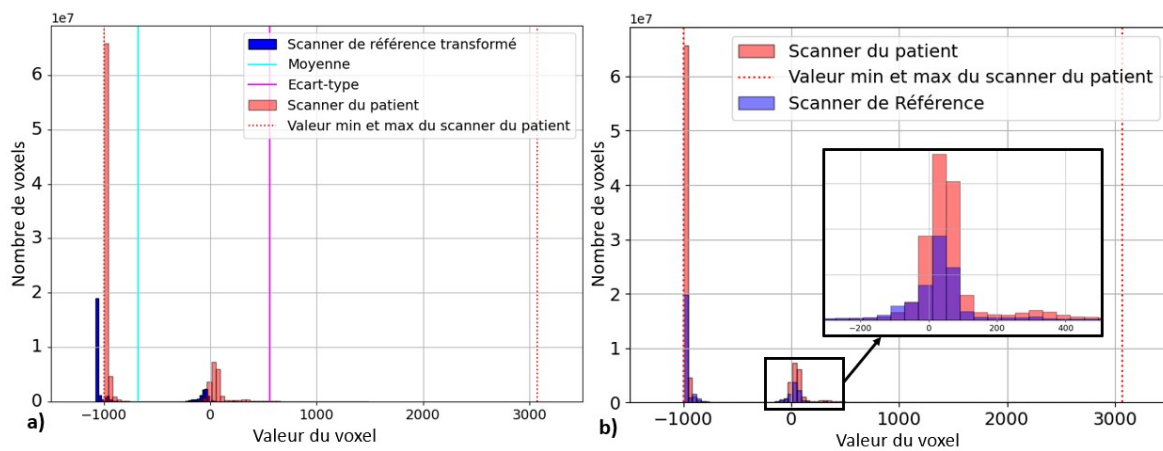


FIGURE 5.3 – a) Histogramme des valeurs d'intensité lumineuse des voxels du scanner de référence transformé selon l'équation 5.3 (en bleu foncé), comparées à celles du scanner du patient (en orange). Les barres cyan et magenta indiquent respectivement la moyenne et l'écart-type qui sont identiques pour chaque jeu de données. b) Histogramme des valeurs d'intensité lumineuse des voxels du scanner de référence transformé selon l'équation 5.4, comparées à celles du scanner du patient.

5.1.2 Géométrie des structures anatomiques

Afin d'extraire la géométrie 3D des structures osseuses et des tissus mous du sujet de référence, nous nous basons sur le scanner (fig. 5.1) ajusté aux distributions d'un scanner de patient (section 5.1.1). Le module "*Segment Editor*" du logiciel 3DSlicer est alors utilisé pour isoler efficacement les structures sur chaque coupe du scanner grâce à un seuillage automatique basé sur l'intensité lumineuse des voxels, avec des valeurs de seuil adaptées selon qu'il s'agisse de reconstruire les structures osseuses ou les tissus mous. Nous considérons que les voxels d'intensité supérieure à 600 UH correspondent à des structures osseuses et que ceux dont l'intensité est comprise entre -600 et +600 UH correspondent à des tissus mous (rappelons qu'en dessous de -600 UH, nous considérons que le volume scanné correspond à de l'air). Le résultat de cette segmentation est une carte binaire (affichée en vert figure 5.4a) à partir de laquelle le logiciel peut reconstruire

une surface 3D fermée, composée exclusivement de faces triangulaires grâce à l'algorithme du Marching Cubes [70] (fig. 5.4b). En l'absence d'artéfacts sur le scanner de référence, cette méthode garantit une segmentation fiable et homogène. La segmentation est facilitée par le contraste bien marqué entre les tissus mous et les os, rendant leur délimitation relativement précise.

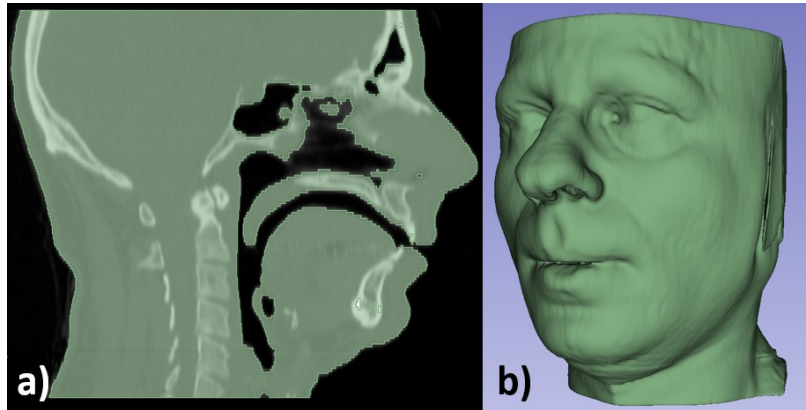


FIGURE 5.4 – a) Carte binaire obtenue par segmentation automatique des tissus mous avec le logiciel 3DSlicer (seuillage de -600 UH jusqu'à 3000 UH). b) Modèle 3D surfacique des tissus mous reconstruit.

Cette méthode permet de reconstruire la surface externe des structures osseuses d'une part et de la surface externe des tissus mous d'autre part. Toutefois, l'extraction de la surface interne des tissus mous se révèle plus complexe, notamment dans les zones éloignées des structures osseuses, comme à l'intérieur des joues. Pour surmonter cette difficulté, la carte binaire des tissus mous internes est définie manuellement sur les différentes coupes du scanner de référence à l'aide du logiciel 3DSlicer. Ces étapes manuelles jouent un rôle essentiel pour permettre à l'algorithme de différencier certaines zones, en particulier les lèvres supérieure et inférieure. En effet, lorsque les lèvres sont fermées, les voxels de ces régions présentent des valeurs identiques, ce qui compromet la reconstruction 3D par l'algorithme du Marching Cubes, qui conserve alors des portions fusionnées des lèvres. Ce phénomène est illustré sur la figure 5.4b, où la reconstruction du modèle de référence montre une bouche fermée au niveau des commissures labiales, rendant difficile la distinction entre la lèvre supérieure et la lèvre inférieure. Lors de la génération de la géométrie, cette fermeture engendre une incapacité à définir les lèvres supérieure et inférieure dans leur intégralité, ce qui peut compromettre la fiabilité de futures simulations numériques, telles que la protrusion labiale ou l'ouverture mandibulaire. Afin de corriger cette limitation, la géométrie de la bouche a été modifiée *a posteriori* en creusant artificiellement la surface reconstruite jusqu'au niveau des commissures labiales, définies comme l'intersection entre la ligne des lèvres et une ligne perpendiculaire passant par le centre de l'œil [112]. Cette opération a été effectuée à l'aide du logiciel SpaceClaim, développé par la société Ansys (fig. 5.5).

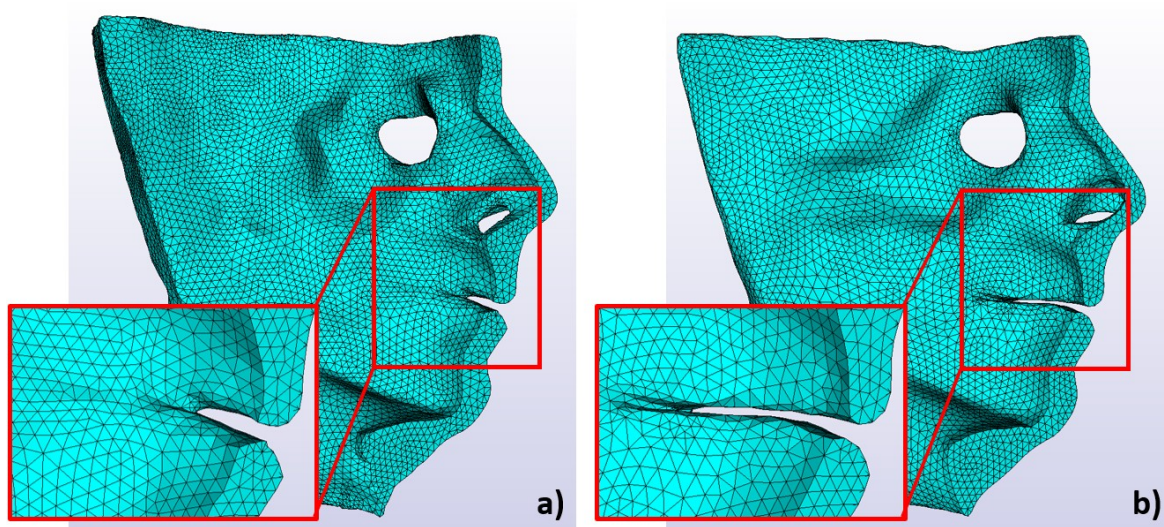


FIGURE 5.5 – Géométrie du visage avec un zoom sur la commissure interne des lèvres, obtenue à partir de la méthode du Marching Cubes avec quelques interventions manuelles (a), et lorsque le visage a été creusé au niveau de la commissure labiale (b).

Des étapes manuelles supplémentaires sont nécessaires pour corriger la géométrie des structures générées. Lors de la segmentation, le choix du seuil est déterminant afin d'éviter l'inclusion de voxels correspondant à du bruit ou à des structures non souhaitées (fig. 5.6). En effet, il peut arriver que certains voxels situés à l'intérieur de la région d'intérêt (ROI, *Region of Interest*) présentent des valeurs similaires à celles des voxels indésirables. Dans ce cas, la reconstruction par l'algorithme de Marching Cubes peut générer des défauts, tels que des trous dans la géométrie (fig. 5.6b). Deux approches permettent de corriger ces imperfections. La première consiste à modifier manuellement certaines coupes du scanner en segmentant manuellement les zones non détectées lors du seuillage automatique. Cependant, cette méthode est particulièrement chronophage. La seconde approche que nous avons choisie repose sur la correction directe de la géométrie reconstruite à l'aide de logiciels de modélisation comme SpaceClaim.

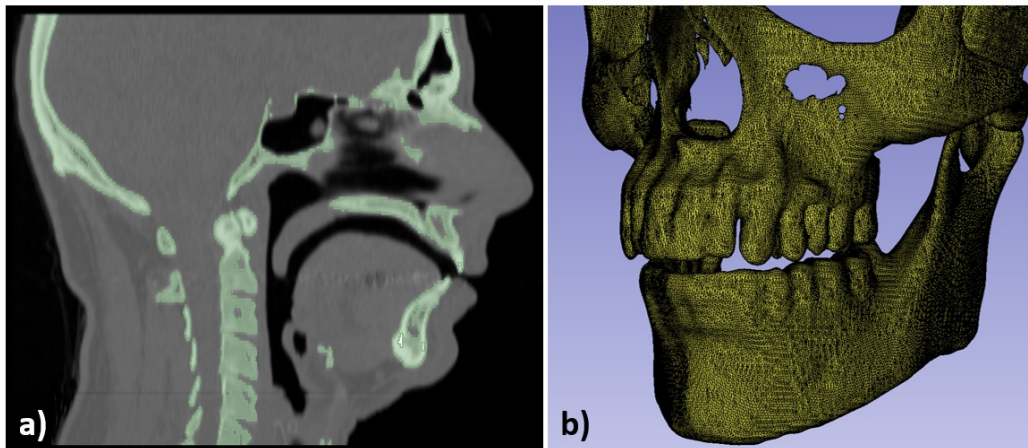


FIGURE 5.6 – a) Segmentation automatique des structures osseuses avec le logiciel 3DSlicer. b) Reconstruction par l'algorithme du Marching Cubes du modèle 3D "réel" à partir de la segmentation automatique.

À ce stade, les tissus mous et les structures osseuses sont représentés sous forme de surfaces tridimensionnelles. En raison de fortes discontinuités géométriques, notamment au niveau des lèvres pour les tissus mous et des branches mandibulaires pour les structures osseuses, un procédé de lissage a dû être appliqué sur les surfaces reconstruites. Cette opération a pour objectif de régulariser la géométrie afin de prévenir tout pliage de la surface, susceptible de survenir lors de variations brusques des éléments dues à des discontinuités géométriques, au prix toutefois d'une légère perte de précision anatomique. Cet affinage de la géométrie est également effectué avec le logiciel SpaceClaim, afin d'obtenir une représentation anatomique des tissus la plus réaliste possible, tout en éliminant les artéfacts. La géométrie est ensuite divisée en deux par le plan sagittal médian puis symétrisée par rapport à ce plan, car le scanner de référence est symétrique donc la géométrie reconstruite par segmentation doit l'être également.

Pour préserver les contacts entre les tissus mous internes et les structures osseuses, un code Matlab a été développé afin d'ajuster tous les nœuds du nuage de points du modèle surfacique 3D des tissus mous sur les surfaces des modèles des structures osseuses, évitant ainsi toute pénétration ou écart excessif (fig. 5.7).

5.1.3 Le maillage Éléments Finis (EF) de référence

Dans le but de réaliser des simulations de chirurgie orthognathique ou de mouvements faciaux sur le modèle 3D de référence du visage, nous avons choisi d'utiliser la méthode des EF, qui apparaît comme la plus fiable en termes de précision des résultats (voir section 4.4). Les maillages EF des géométries de la mandibule, du maxillaire et des tissus mous obtenus section 5.1.2, sont construits à l'aide du logiciel HyperMesh. Pour les structures osseuses considérées comme rigides comparées aux tissus mous faciaux, des éléments surfaciques de type "coques" ont été utilisés afin de réduire les temps de calcul des simulations numériques par EF. Pour les tissus mous, des éléments tétraédriques linéaires ont

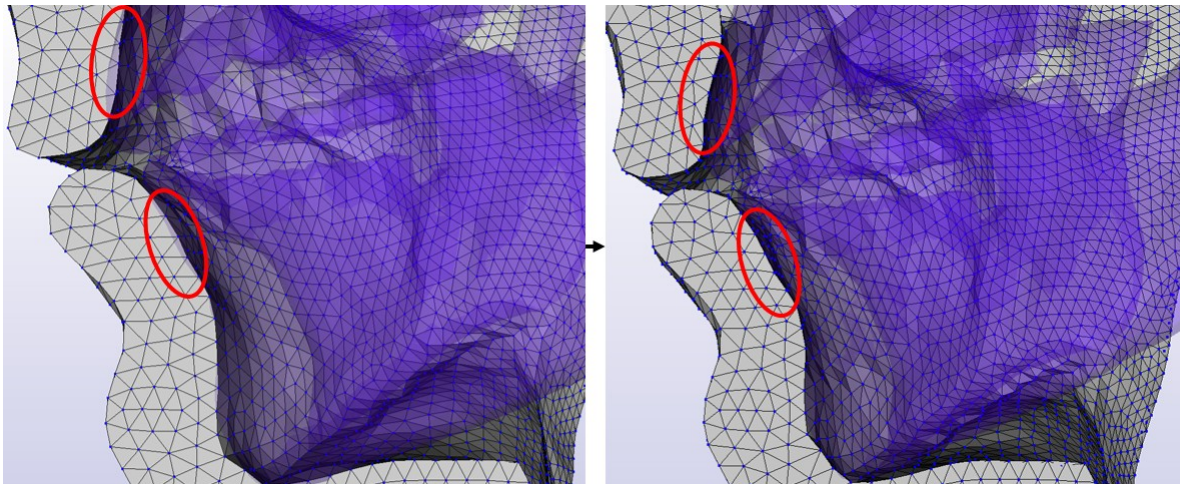


FIGURE 5.7 – Ajustement de la position des nœuds internes du modèle 3D des tissus mous de référence (à l’intérieur des ellipses rouges) afin d’optimiser le contact entre les structures osseuses et les tissus.

été choisis en raison de leur capacité à produire un maillage de qualité et adaptable à une géométrie complexe, contrairement aux éléments hexaédriques, moins adaptés à ce type de formes. Les maillages sont réalisés sur une seule moitié du visage, la géométrie générée par l’algorithme Marching Cubes ayant été découpée selon le plan sagittal médian, du fait de la symétrie du scanner de référence. Les nœuds et éléments finis sont ensuite dupliqués sur l’autre moitié afin de faciliter la définition des conditions aux limites. Cette duplication est nécessaire car, dans les étapes suivantes, la géométrie du maillage de référence sera déformée pour s’adapter à l’anatomie propre à chaque patient, qui, elle, n’est pas symétrique. Une étude de convergence du maillage a été réalisée pour déterminer la taille optimale des éléments à intégrer dans le modèle.

La convergence du maillage

Le but de cette étude de convergence au maillage est d'observer comment les résultats d'une simulation numérique se stabilisent au fur et à mesure que le maillage est raffiné. Ceci a été réalisé à l'aide du logiciel Ansys Workbench en simulant l'effet de la gravité sur les tissus mous. Pour cela, la contrainte de gravité est appliquée à l'ensemble des nœuds du maillage des tissus mous, en imposant des déplacements nuls aux nœuds situés sur la limite supérieure du maillage. Nous nous sommes concentrés sur le comportement en déplacement de 2 nœuds spécifiques, localisés au niveau de la ligne inférieure des lèvres et de la joue droite (fig. 5.8). Ces nœuds ont été retenus en raison de leur pertinence clinique, les régions des lèvres et des joues étant particulièrement sollicitées lors d'interventions de chirurgie orthognathique. Les nœuds considérés conservent leur position lors du raffinement du maillage, ce qui en fait des points de suivi pertinents pour l'évaluation de la convergence. À mesure que le maillage est raffiné, c'est-à-dire que les éléments deviennent plus petits et plus nombreux, les résultats numériques, tels que les champs de déplacements, se rapprochent progressivement de la solution exacte du problème physique. La convergence du maillage est une étape importante car celle-ci garantit la fiabilité des résultats de la simulation tout en permettant d'éviter un maillage excessivement fin, qui allongerait considérablement les temps de calcul lors des simulations ultérieures.

En analysant les graphiques de la figure 5.8, qui représentent l'amplitude totale des déplacements (norme des composantes selon les axes X, Y et Z) des points situés au niveau de la joue et de la lèvre inférieure, on observe une stabilisation des résultats à partir d'un maillage des tissus mous comportant environ 120 000 éléments tétraédriques. Nous avons donc choisi de configurer le maillage EF de manière à atteindre cet ordre de grandeur. Toutefois, l'algorithme automatique du logiciel HyperMesh ne permet pas de spécifier un nombre exact d'éléments, mais impose plutôt une plage de tailles d'éléments. Ainsi, notre choix s'est porté sur des éléments compris entre 2,8 et 3,2 mm. Suite à l'optimisation de la qualité des éléments par l'algorithme de HyperMesh, le maillage final a légèrement évolué pour atteindre 106 998 éléments tétraédriques, un nombre très proche du seuil de convergence observé. Des éléments "coques" surfaciques d'épaisseur constante ont été ajoutés aux éléments tétraédriques localisés sur la surface externe du visage, afin de modéliser physiquement la peau (épiderme et derme) reposant sur l'hypoderme.

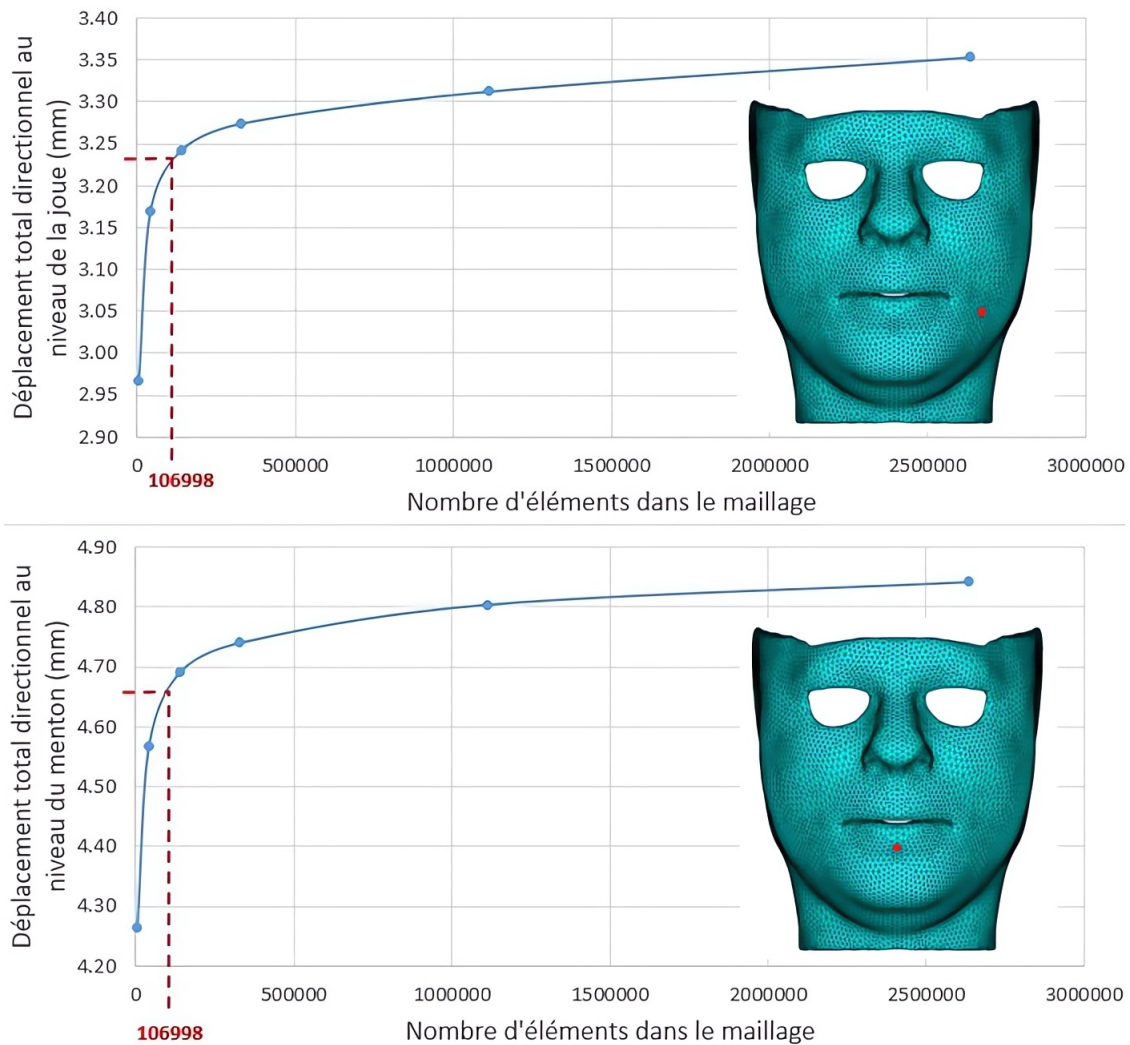


FIGURE 5.8 – Courbes illustrant l'évolution de l'amplitude des déplacements du nœud situé au niveau de la joue (en haut) et du nœud situé au niveau du sillon labio-mentonnier du maillage EF des tissus mous du visage du modèle de référence, dans le cadre de l'étude de convergence du maillage. Le maillage EF tétraédrique des tissus mous comprend 106 998 éléments, un choix justifié par l'atteinte du plateau de convergence.

Le maillage de référence des tissus mous comporte ainsi 25 014 nœuds et 118 756 éléments, dont 106 998 tétraèdres (fig. 5.9a) et 11 758 éléments coques. Pour les structures osseuses, une taille moyenne d'éléments identique à celle retenue pour les tissus mous a été adoptée dans un premier temps. Le modèle initial de la mandibule se compose de 3 060 nœuds et 6 114 éléments coques, tandis que celui du maxillaire comporte 3 631 nœuds et 6 928 éléments (fig. 5.9b). Afin d'augmenter la précision dans la planification de la découpe osseuse (voir section 5.4.2), les maillages ont été raffinés de manière à obtenir une taille moyenne d'éléments inférieure à 1 mm. Étant donné que ces structures osseuses sont modélisées comme des surfaces tridimensionnelles et qu'elles sont généralement soumises

à des déplacements imposés, leur raffinement a un faible impact sur le temps de calcul.

Le maillage EF de référence intègre également une ATM simplifiée, modélisée en s'inspirant des travaux de Koolstra [58], afin de représenter l'interaction des condyles au sein des ATMs (fig. 5.9c).

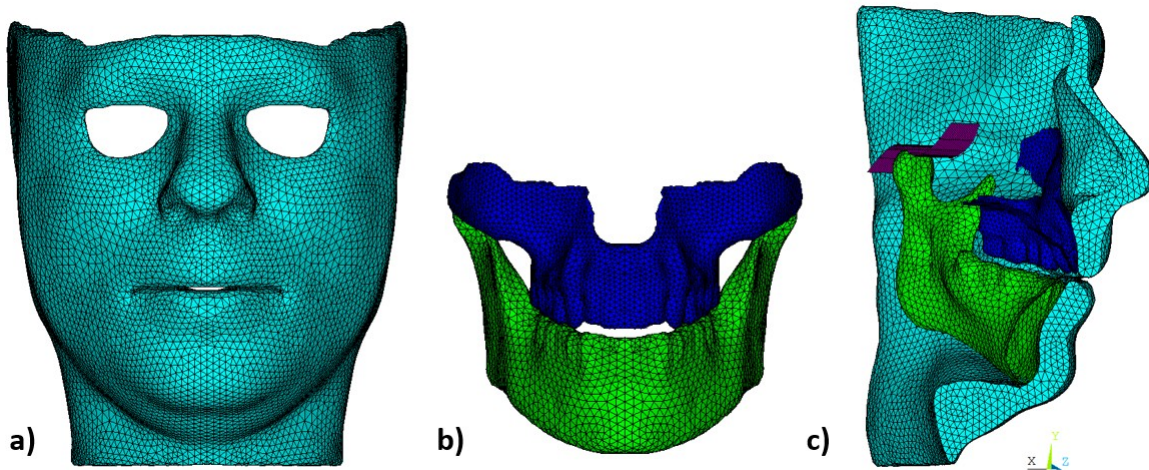


FIGURE 5.9 – a) Maillage EF tétraédrique des tissus mous (cyan), b) Maillage EF des structures osseuses de la mandibule (vert) et du maxillaire (bleu foncé), c) Vue d'ensemble du demi-maillage EF de référence, avec l'ATM en violet, la mandibule en vert, le maxillaire en bleu foncé et les tissus mous en cyan.

Évaluation de la précision des maillages EF des structures osseuses

La précision géométrique des maillages des structures osseuses a été évaluée à l'aide d'une cartographie de couleurs représentant les distances euclidiennes entre les surfaces 3D extraites du scanner par Marching Cubes (fig. 5.10a) et le maillage EF retenu pour notre modèle (fig. 5.10b). La cartographie est générée à l'aide du logiciel 3DSlicer, via le module *Model To Model Distance*, qui calcule pour chaque nœud du maillage EF la distance au point le plus proche des surfaces extraites du scanner. Ces surfaces, issues d'une segmentation automatique des structures osseuses (fig. 5.6), sont constituées d'éléments triangulaires avec un maillage de résolution submillimétrique. Comme indiqué plus haut dans le texte, la segmentation repose sur un seuillage en intensité des voxels dans les images scanner, où les structures osseuses sont définies comme ayant une intensité supérieure à 600 UH.

La segmentation automatique peut présenter certaines imperfections, notamment dues à des variations d'intensité dans les voxels, phénomène expliqué section 5.1.2. Ces artéfacts peuvent affecter l'évaluation de la précision des maillages EF des structures osseuses de référence. Malgré cela, les écarts mesurés restent globalement inférieurs à 1 mm, selon l'échelle de couleur utilisée, à l'exception des zones présentant des trous, sur la surface reconstruite par segmentation automatique, notamment au niveau du maxillaire et entre les dents. Ces régions, caractérisées par une forte discontinuité géométrique, ont un impact

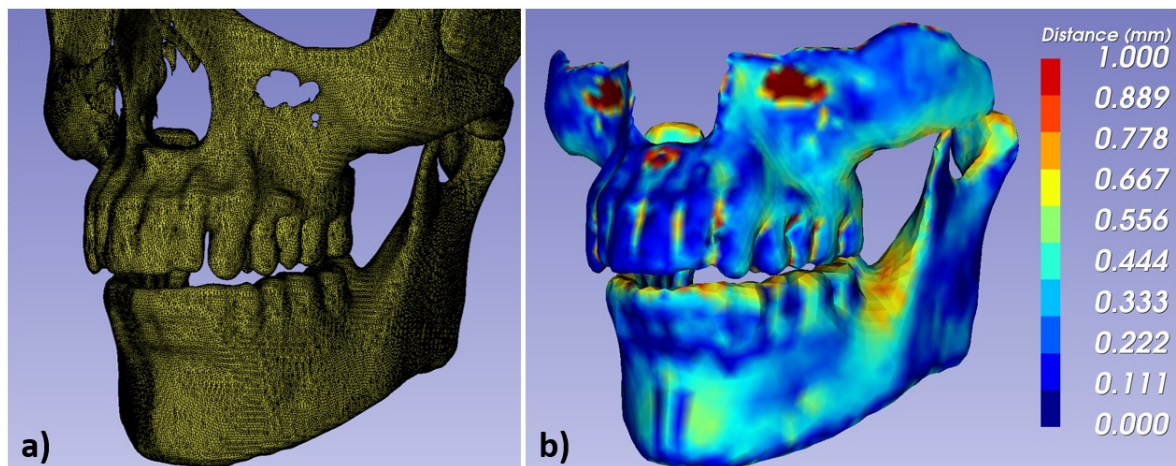


FIGURE 5.10 – a) Reconstruction du modèle 3D issu du scanner à partir de la segmentation automatique. b) Cartographie représentant les distances euclidiennes entre les nœuds externes des maillages EF des structures osseuses de référence et les points les plus proches des surfaces 3D segmentées.

limité sur l'analyse, car elles ne sont pas directement impliquées dans les interactions mécaniques avec les tissus mous.

Évaluation de la précision du maillage EF des tissus mous

Le maillage des tissus mous présente des éléments dont la taille moyenne est d'environ 3 mm, ce qui est perceptible à l'œil nu par la présence d'une multitude de petits triangles formant les éléments (fig. 5.11b). Combiné à l'étape de lissage décrite en section 5.1.2, ce processus de maillage automatique peut entraîner certaines imprécisions anatomiques, que l'on peut observer sur la figure 5.11c. Cette figure illustre la cartographie des distances euclidiennes minimales entre les points de la surface externe des tissus segmentés sur le scanner de référence (fig. 5.11a) et les nœuds du demi maillage EF de référence (fig. 5.11b).

Ajout d'une couche d'éléments "coques" pour modéliser la peau

Des éléments coques, au nombre de 11 758, ont été ajoutés à la surface externe du maillage tétraédrique des tissus mous faciaux afin de mieux représenter l'effet mécanique de la peau lors de futures simulations. L'épaisseur de ces coques, supposée constante, a été estimée à partir des données du scanner. Bien que ce dernier ne soit pas spécifiquement conçu pour l'observation des tissus mous, il est possible d'ajuster l'intensité lumineuse sur certains logiciels de visualisation d'images 3D, tels que CamiTK ou 3DSlicer, afin d'en extraire des mesures exploitables. Par exemple, la figure 5.12a illustre, à gauche, une coupe scanner affichée dans le logiciel CamiTK avec les réglages de luminosité par défaut, et à droite, la même coupe après ajustement de la luminosité. Cette modification permet d'améliorer la visibilité de certaines structures molles comme les muscles ou la peau. L'épaisseur de la peau a ainsi été déterminée en effectuant une moyenne sur 12 mesures, réparties sur trois coupes transversales distinctes : sous le nez, au milieu des

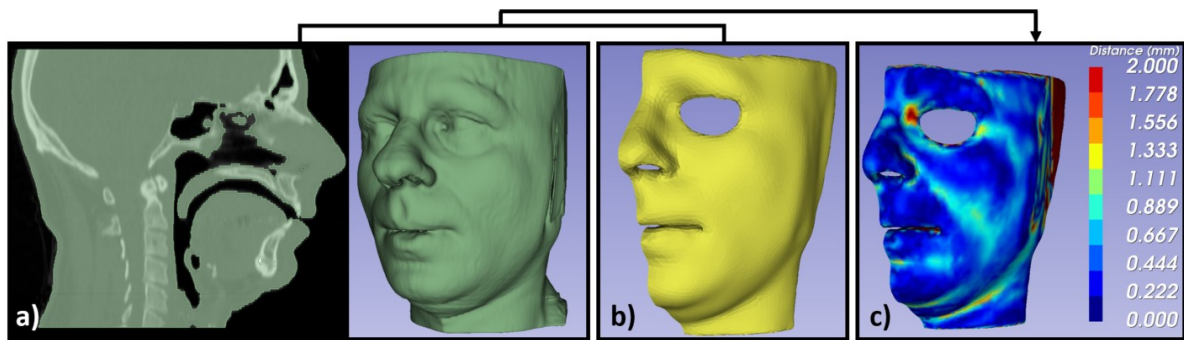


FIGURE 5.11 – a) Segmentation automatique des tissus mous sur le scanner de référence et reconstruction du modèle 3D par l’algorithme de Marching Cubes sur le logiciel 3DSlicer. b) Demi maillage EF des tissus mous de référence, le maillage complet étant symétrique. c) Cartographie des distances euclidiennes entre chaque nœud du maillage EF et le point le plus proche des surfaces 3D extraites du scanner par Marching Cubes, avec une précision submillimétrique.

lèvres et au centre du menton. Cette analyse a abouti à une épaisseur moyenne de la peau du sujet de référence de 1,89 mm.

Pour vérifier la fiabilité de cette estimation, nous avons également exploité une IRM du sujet de référence (fig. 5.12b) qui fournit des images plus adaptées à l’observation des tissus mous. En appliquant une méthodologie similaire, l’épaisseur mesurée sur l’IRM est de 1,79 mm, une valeur très proche de celle obtenue avec le scanner. Cette légère différence peut s’expliquer d’une part par le fait qu’environ dix ans séparent la prise des deux images médicales, période durant laquelle la morphologie du sujet a pu évoluer, et d’autre part par la différence de dimensions des deux images ($513 \times 47 \times 484$ avec un pas de $0,49 \times 1,3 \times 0,49$ mm pour le scanner, contre $240 \times 240 \times 157$ avec un pas isotrope de 1 mm pour l’IRM).

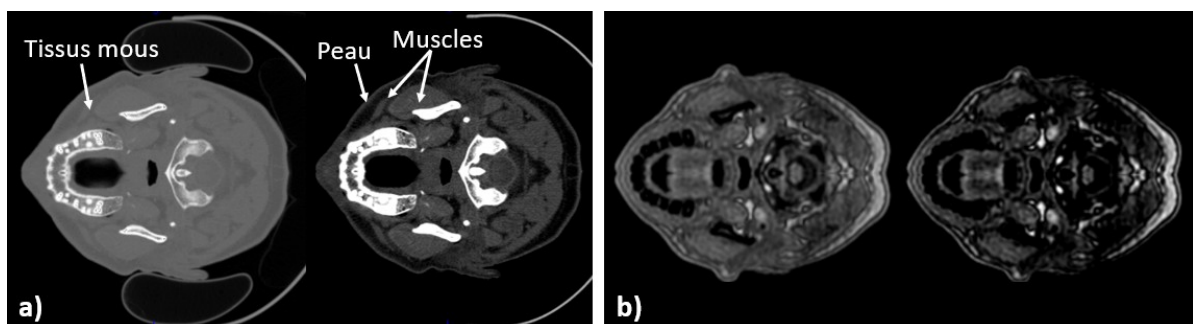


FIGURE 5.12 – Scanner (a) et IRM (b) du sujet de référence observés sur la même coupe transversale avec des intensités lumineuses différentes (droite : originale et gauche : modifiée). La modification de la luminosité sur les scanners et IRM facilite l’observation des structures molles.

5.1.4 Conditions aux limites

Des conditions aux limites ont été appliquées au maillage EF de référence afin de représenter le plus fidèlement possible les interactions mécaniques entre les tissus mous du visage et les structures osseuses du crâne. Tout d'abord, les nœuds situés au niveau des oreilles, du cou et du contour des yeux, à la frontière du maillage, ont été contraints à un déplacement nul afin d'éviter tout mouvement rigide des zones basses du cou et des parties supérieures du visage lors de simulations (fig. 5.13a). Ensuite, des contacts entre les tissus mous (par exemple, les lèvres supérieures/inférieures) et entre les tissus mous et les os (par exemple, les os/visage) ont été définis (fig. 5.13b,c). Les contacts peuvent être de deux types : fixes (attaches au niveau du maxillaire et de la partie basse de la mandibule) ou glissants (pour tous les autres contacts). L'algorithme utilisé pour ces contacts surface/surface est basé sur la méthode des Lagrangiens augmentés, qui consiste en une série itérative de méthodes de pénalité permettant de tolérer de petites interpénétrations entre les structures en contact. La méthode des Lagrangiens augmentés a l'avantage de garantir un meilleur conditionnement et d'être moins sensible à la rigidité des contacts.

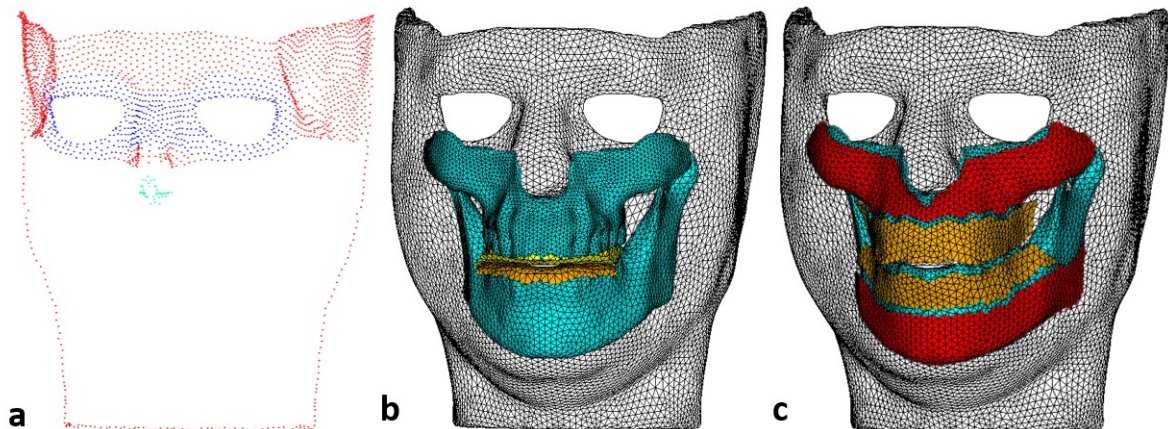


FIGURE 5.13 – Maillage de référence des tissus mous : a) Nœuds fixés dans l'espace (en bleu : autour des yeux, en cyan : au niveau du nez et en rouge : autour du crâne et du cou). b) Zone de contacts glissants entre les tissus mous des lèvres (jaune/orange). c) Zones de contacts glissants (orange) et contacts fixes (rouge) entre les structures osseuses (cyan) et les tissus mous (blanc).

5.1.5 Matériaux pour modéliser les tissus mous faciaux

Les tissus mous du visage humain présentent une grande complexité mécanique. Ils sont en effet hétérogènes, hyperélastiques, anisotropes, viscoélastiques et poroélastiques, ce qui rend leur modélisation particulièrement difficile. Dans le modèle de référence, cette complexité est simplifiée en distinguant deux milieux principaux :

- la **peau** (épiderme et derme), supposée isotrope ;
- l'**hypoderme**, considéré anisotrope en raison de la présence de fibres musculaires.

L'anisotropie de l'hypoderme est introduite de manière partielle par l'intégration explicite des muscles faciaux, qui sont modélisés comme des matériaux hyperélastiques dont le comportement mécanique est anisotrope, la direction de leurs fibres musculaires se distinguant des deux dimensions qui lui sont orthogonales (voir section 5.1.6). Ces deux types de tissus (peau et hypoderme) sont représentés comme des milieux hyperélastiques et décrits à l'aide d'une loi de comportement de Yeoh d'ordre deux, avec des paramètres issus de la littérature, notamment des travaux de Barbarino et al. (2011) [8]. La loi de Yeoh est particulièrement utilisée pour modéliser les tissus mous car elle permet de rendre compte de leur réponse fortement non-linéaire en traction et en compression. Elle s'exprime à partir de la fonction d'énergie de déformation suivante :

$$W = \sum_{i=1}^N C_{i0} (\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{j=1}^M \frac{1}{d_j} (J - 1)^{2j}, \quad (5.5)$$

La partie gauche de cette expression correspond à la partie isochorique. Elle dépend à la fois d'une constante matériau C_{i0} et du gradient de déformation F . À partir de ce gradient, on définit le tenseur des déformations de Cauchy-Green, $C = F^T F$. Les lois de comportement sont formulées à partir des invariants de ce tenseur. Dans le cas des matériaux isotropes, le premier invariant s'écrit $I_1 = \text{tr}(C)$. Afin de prendre en compte la quasi-incompressibilité du matériau, on introduit l'invariant modifié $\bar{I}_1 = J^{-2/3} I_1$, qui permet d'éliminer les effets liés aux variations de volume. Lorsque le matériau est strictement incompressible, le jacobien $J = \det(F)$ est égal à 1, ce qui annule cette contribution volumétrique. Cette dernière dépend par ailleurs du paramètre d_j , associé à la compressibilité du matériau.

Dans le cas particulier d'un développement limité à l'ordre 2, la fonction d'énergie de Yeoh devient :

$$W = C_{10} (\bar{I}_1 - 3) + C_{20} (\bar{I}_1 - 3)^2 + \frac{1}{d_1} (J - 1)^2. \quad (5.6)$$

Pour l'hypoderme, les paramètres de la loi de Yeoh sont fixés à $C_{10}^{\text{hypo}} = 400 \text{ Pa}$ et $C_{20}^{\text{hypo}} = 1400 \text{ Pa}$ [8]. Le coefficient $d_1^{\text{hypo}} = 2 \times 10^{-4} \text{ Pa}^{-1}$ est calculé selon l'expression :

$$d_1^{\text{hypo}} = \frac{2}{k}, \quad \text{avec} \quad k = \frac{2 C_{10}^{\text{hypo}}}{1 - 2\nu}, \quad (5.7)$$

où k représente le module d'élasticité isostatique, et $\nu = 0,46$ correspond au coefficient de Poisson. Bien que le matériau soit souvent considéré comme incompressible, ce qui

correspond à $\nu = 0,5$, une valeur légèrement inférieure a été retenue afin de faciliter la convergence des simulations numériques. Concernant la peau, les paramètres adoptés sont $C_{10}^{\text{peau}} = 3180 \text{ Pa}$, $C_{20}^{\text{peau}} = 14500 \text{ Pa}$ et $d_1^{\text{peau}} = 2 \times 10^{-4} \text{ Pa}^{-1}$ [8].

La viscoélasticité est prise en compte à travers un amortissement de Rayleigh. Dans notre étude, les coefficients d'amortissement ont été fixés à $\alpha = 20 \text{ s}^{-1}$ et $\beta = 0,006$. Bien qu'elles ne possèdent pas de signification physique directe, ces valeurs sont introduites afin d'assurer la stabilité numérique du modèle, en définissant des conditions proches de l'amortissement critique [110].

Enfin, bien que la poroélasticité joue un rôle non négligeable dans le comportement des tissus mous, elle n'a pas été intégrée dans ce modèle afin de limiter la complexité et le coût numérique de la simulation. Une extension future pourrait néanmoins envisager son inclusion, notamment pour mieux gérer les déformations locales dans un cadre de quasi-incompressibilité.

5.1.6 Les muscles

L'intégration des muscles dans le maillage EF de référence est une étape essentielle, tant pour prendre en compte l'hétérogénéité des tissus mous que pour prédire l'action des fonctions motrices orofaciales, avant et après la chirurgie. Décrite dans nos travaux [99], l'insertion des muscles dans le maillage EF se réalise de la manière suivante : dans le maillage 3D tétraédrique de l'hypoderme, une suite de points est définie manuellement pour spécifier les insertions et les courses 3D des fibres musculaires (fig. 5.14a). Cette définition repose à la fois sur des données issues de la littérature [38] et sur l'utilisation du scanner du sujet de référence, permettant de délimiter les contours des muscles (fig. 5.14b), sur un certain nombre de coupes scanner.

Au total, 12 muscles sont intégrés dans le maillage EF de référence : zygomatiques majeur (ZYG) et mineur (ZYGm), orbiculaires des lèvres périphérique et marginal (*orbicularis oris peripheral* OOP, *orbicularis oris marginal* OOM), élévateur de l'angle de la bouche (*levator anguli oris* LAO), buccinateur (BUC), élévateur de l'aile du nez et de la lèvre (*levator labii superior alaeque nasi*, LLSAN), risorius (RIS), dépresseur de l'angle de la bouche (*depressor anguli oris*, DAO), dépresseur de la lèvre inférieure (*depressor labii inferioris* DLI), mentalis (MENT) et masséter (MASS) (fig. 5.14a). La position des structures musculaires a été analysée à l'aide du logiciel CamiTK, qui permet à la fois d'examiner les différentes coupes 2D du scanner de référence et de visualiser en 3D les structures musculaires superposées sur ces coupes. Les figures 5.14b et 5.14c illustrent cette visualisation pour les muscles zygomatiques majeur et mineur, ainsi que pour le muscle masséter.

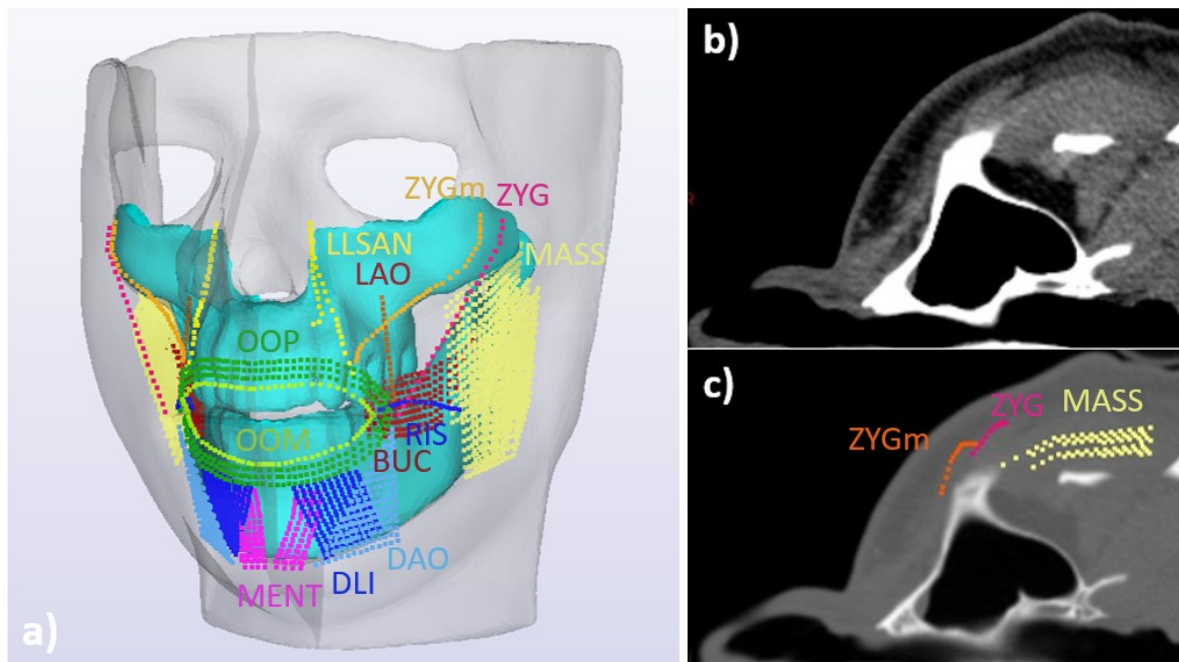


FIGURE 5.14 – a) Modèle EF de référence avec les tissus mous (gris), les os (cyan) et les muscles représentés par des lignes de points, marquant les directions des fibres et leurs insertions, définis dans l'espace (autres couleurs). b) Coupe du scanner de référence affichée en 2D avec une luminosité modifiée à l'aide du logiciel CamiTK. c) Même coupe du scanner avec la luminosité d'origine, accompagnée de la visualisation en vue 3D des lignes de points représentant les muscles zygomatics majeur (magenta) et mineur (orange) et le masséter (jaune).

Ces points dans l'espace (fig. 5.14a) représentent des lignes qui indiquent les directions des fibres de chaque muscle et traversent certains éléments du maillage de l'hypoderme. Chaque élément du maillage traversé par une ligne caractérisant un muscle est considéré comme appartenant au volume occupé par ce muscle dans le visage. Cette étape est automatisée grâce à un code développé dans Ansys APDL, qui identifie les éléments 3D situés le long des lignes musculaires (fig. 5.15a). La position de ces muscles volumiques a ensuite été vérifiée avec le logiciel 3DSlicer, selon la même procédure que celle employée pour contrôler la position des lignes de points représentant les structures musculaires (fig. 5.15b,c). Chaque élément musculaire possède ainsi une loi de comportement hyperélastique afin de représenter le comportement passif des muscles, cette loi étant identique à celle utilisée pour l'hypoderme. De plus, ces éléments se distinguent par la prise en compte d'une composante active, introduite au moyen d'une loi de comportement décrite par un script de type USERMAT dans le logiciel ANSYS APDL, permettant de définir une loi constitutive spécifique. Cette formulation est développée dans les travaux de Nazari et al. [83]. Cette loi modélise la contraction musculaire orientée le long d'une seule direction de fibre pour chaque élément actif [83], avec la possibilité d'intégrer dans le futur deux directions de fibres contractiles en un point [82]. Ainsi, l'activation d'un élément musculaire génère une force de contraction qui se transmet aux éléments passifs environ-

nants de l'hypoderme, entraînant une déformation globale des tissus mous adjacents. De ce fait, l'anisotropie est partiellement prise en compte au sein des structures musculaires, celles-ci étant modélisées comme des matériaux transversalement isotropes, combinant un comportement passif isotrope et un comportement actif orienté selon la direction des fibres.

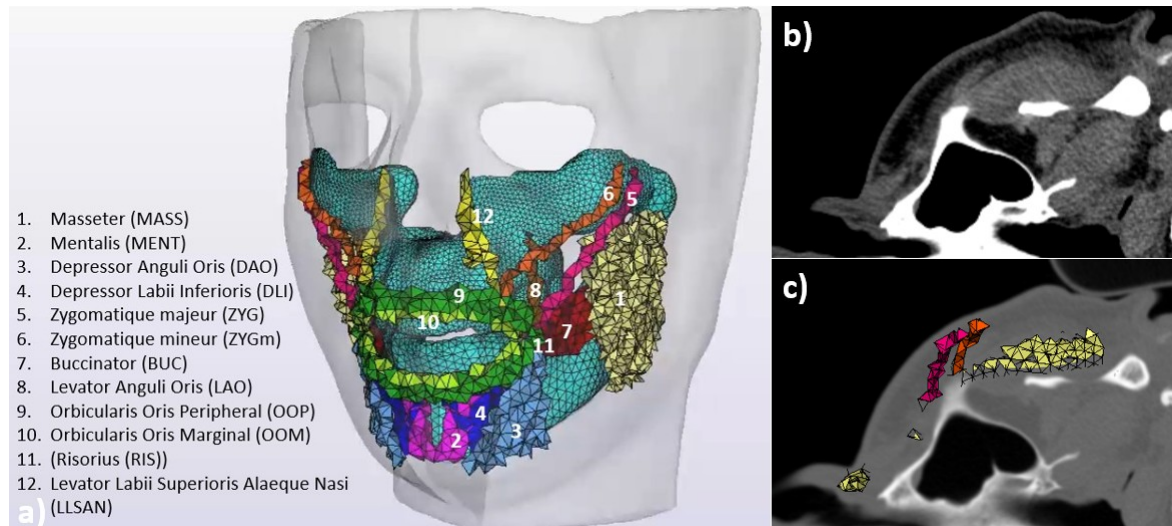


FIGURE 5.15 – a) Modèle EF de référence avec les tissus mous (gris), les os (cyan) et les muscles représentés par des éléments du maillage EF tétraédrique de l'hypoderme (autres couleurs). b) Coupe du scanner de référence affichée en 2D avec une luminosité modifiée à l'aide du logiciel CamiTK. c) Même coupe du scanner avec la luminosité d'origine, accompagnée de la visualisation 3D des éléments tétraédriques des muscles zygomatiques majeur (magenta) et mineur (orange) et du masséter (jaune).

Le mécanisme de génération de la force au sein des fibres musculaires est fondé sur le modèle de Hill [124], qui décrit le comportement mécanique des muscles lors de la contraction en établissant une relation entre la tension développée et la vitesse de raccourcissement musculaire. Ce modèle est représenté par le schéma présenté figure 5.16 [107]. Il se compose tout d'abord d'un Composant Élastique Parallèle (CEP), qui représente les éléments disposés parallèlement aux fibres musculaires contractiles, tels que les tissus conjonctifs entourant les fibres. Ce composant ne participe pas activement à la contraction, mais entre en tension lors de l'allongement du muscle, générant ainsi une force de rappel opposée à la déformation. Le modèle intègre également un Composant Élastique en Série (CES), chargé d'assurer la transmission de la force produite par l'élément contractile vers les structures osseuses ou les éléments externes, comme le font les tendons. Enfin, le Composant Contractile (CC) correspond à la partie active du muscle, constituée des fibres musculaires capables de produire une force lors de la contraction. La force développée par ce composant dépend à la fois de la longueur du muscle et de sa vitesse de contraction. Cette composante permet ainsi de représenter la force contractile générée biologiquement par la formation de ponts actine-myosine au sein des sarcomères.

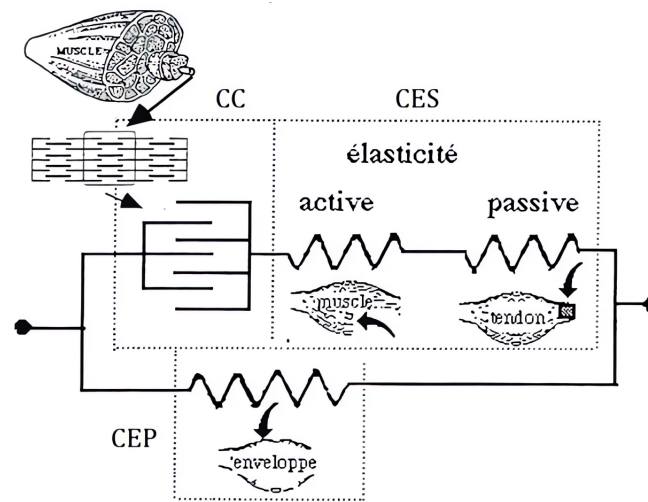


FIGURE 5.16 – Modèle musculaire de Hill [107].

La figure 5.17 présente les résultats des simulations numériques obtenues avec le logiciel Ansys APDL, montrant l'amplitude des déplacements totaux des tissus mous du sujet de référence selon les axes x , y et z lors de différentes contractions musculaires. Dans ce contexte, les structures osseuses de la mandibule et du maxillaire sont représentées par un comportement élastique linéaire, défini par un module d'Young $E = 10GPa$ et un coefficient de Poisson $\nu = 0,33$. Ces valeurs sont cohérentes avec celles rapportées par Odin et al. [91], qui indiquent pour l'os mandibulaire des modules d'Young de l'ordre du gigapascals, nettement supérieurs à ceux des tissus mous. Comme précisé en section 5.1.5, le comportement mécanique de l'hypoderme et des structures musculaires est décrit par une loi hyperélastique de Yeoh d'ordre 2, avec les constantes matérielles $C_{10}^{hypo} = 400$ Pa, $C_{20}^{hypo} = 1400$ Pa et $d_1^{hypo} = 2 \times 10^{-4}$ Pa $^{-1}$. De même, la peau est modélisée à l'aide d'une loi de Yeoh d'ordre 2, définie par les paramètres $C_{10}^{peau} = 3180$ Pa, $C_{20}^{peau} = 14500$ Pa et $d_1^{peau} = 2 \times 10^{-4}$ Pa $^{-1}$.

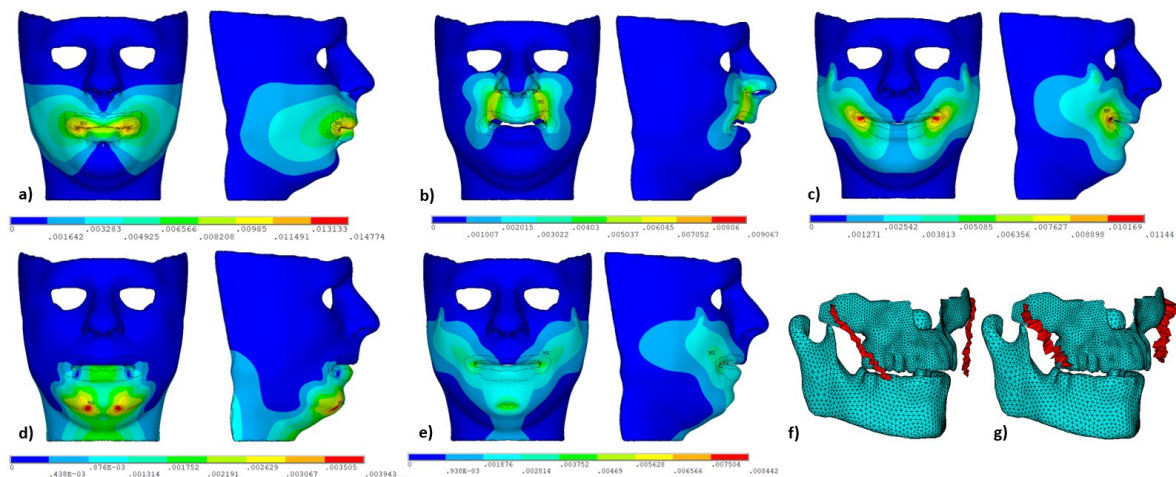


FIGURE 5.17 – Déplacements totaux (x, y, z) issus des simulations de contraction musculaire du maillage EF de référence pour les muscles suivants : a) OOP, b) LLSAN, c) ZYG, d) DAO, e) MENT. Les figures f) et g) illustrent la position anatomique du muscle zygomatique (en rouge) ainsi que les structures osseuses (en bleu), au début (f) et à la fin (g) de la simulation.

5.2 Outils de recalage d'images pour la génération de maillages EF patient-spécifiques : Elastix et Transformix

Cette section présente en détail les différentes étapes de notre méthode visant à générer de manière quasi-automatique des maillages EF patient-spécifiques. L'approche adoptée repose sur la déformation géométrique du maillage EF de référence décrit dans la section 5.1, afin de l'adapter à la morphologie individuelle de chaque patient. Pour déterminer la transformation à appliquer au maillage de référence, nous avons choisi d'exploiter des techniques de recalage d'images volumiques présentées dans les sections qui suivent, qui permettent d'aligner le scanner du patient sur celui du modèle de référence. Cette démarche diffère de certaines approches couramment utilisées, qui cherchent à calculer la transformation directement entre le maillage EF de référence et le modèle surfacique 3D issu de la segmentation du scanner du patient [15, 130, 49, 62].

De nombreux outils permettent aujourd'hui de faire ce recalage d'images (ANTs, NiftyReg, Elastix, AIR, etc.), qui est l'étape nécessaire afin de trouver la transformation géométrique entre deux volumes d'images. Durant notre projet, le choix s'est porté sur la librairie *Elastix* [53], qui s'avère être performante [84], se basant sur la mesure de similarité entre les intensités lumineuses des voxels des images volumiques. On parle dans ce cas de recalage *iconique*. Nous nous sommes appuyés sur la méthode de Bijar et al. [10], à laquelle nous avons apporté un certain nombre d'améliorations pour en dépasser les limites, et pour rendre la méthode quasi-automatique. Notre méthode se décompose en plusieurs étapes, décrites dans la section 5.3.2, qui différencie la génération des structures

osseuses de celle des tissus mous.

5.2.1 Le recalage d'images 3D

Le recalage d'images est une technique permettant d'aligner deux images médicales 3D prises à différents moments ou provenant de sujets distincts, comme dans notre cas. Pour effectuer cette tâche, nous utilisons la librairie *Elastix* [53], un programme informatique conçu pour recalculer deux images médicales en fonction des intensités lumineuses de leurs voxels. L'un des principaux avantages de cette librairie est sa capacité à tester et comparer rapidement différentes méthodes de recalage, ce qui la rend particulièrement adaptée à une utilisation dans des processus automatisés, grâce à son interface en lignes de commande. Cette bibliothèque se compose de deux modules : *Elastix*, qui calcule la transformation optimale entre deux images, et *Transformix*, qui applique cette transformation à l'image de départ ou à toute autres données de type nuage de points, comme par exemple l'ensemble des nœuds d'un maillage EF.

Un problème de recalage consiste à trouver la transformation T , permettant d'aligner spatialement deux images (2D ou 3D) I_f et I_d , appelées respectivement "image fixe" et "image déformable" (fig. 5.18) et possédant leur propre domaine spatial, $\Omega_f \subset \mathbb{R}^f$ et $\Omega_d \subset \mathbb{R}^d$. Dans notre cas, cela représente le scanner du sujet de référence (image fixe) et celui du patient (image déformable). Déterminer la transformation T revient à aligner $I_d(x + u(x))$ à $I_f(x)$, où x représente les coordonnées de chaque point des images et $u(x)$ un déplacement. Mathématiquement, ceci peut s'écrire :

$$\begin{cases} T : \Omega_f \subset \mathbb{R}^f \rightarrow \Omega_d \subset \mathbb{R}^d \\ T(x) = x + u(x) \end{cases} \quad (5.8)$$

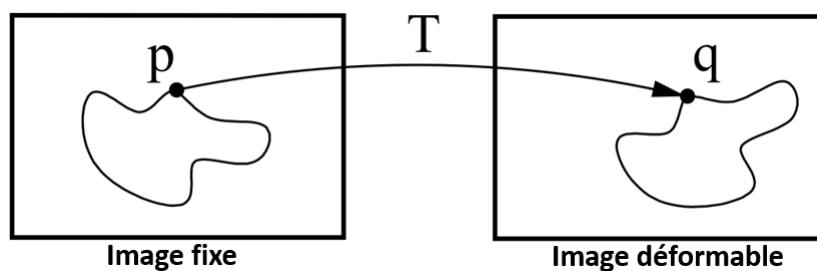


FIGURE 5.18 – Transformation entre une image fixe et une image déformable (adaptée de Ibanez et al. [39]).

En général, ce problème de traitement d'image peut être considéré comme un problème d'optimisation, consistant à minimiser une fonction coût C utilisant une mesure de similarité S :

$$\hat{T} = \underset{T}{\operatorname{argmin}} C(T; I_f; I_d), \text{ avec} \quad (5.9)$$

$$C(T; I_f; I_d) = -S(T; I_f; I_d) + \gamma \mathcal{P}(T) \quad (5.10)$$

où T est le champ de déformation, S est une mesure de similarité entre les deux images, basée sur l'intensité lumineuse, \mathcal{P} est un terme de pénalisation visant à éviter les déformations excessives ou irréalistes qui pourraient rendre l'alignement instable ou incohérent, et γ est un coefficient pondérant le terme de pénalisation par rapport au terme de similarité.

Un schéma explicatif du processus de recalage paramétrique effectué par *Elastix* est présenté figure 5.19. Les différents blocs de cette figure sont présentés dans les parties qui suivent.

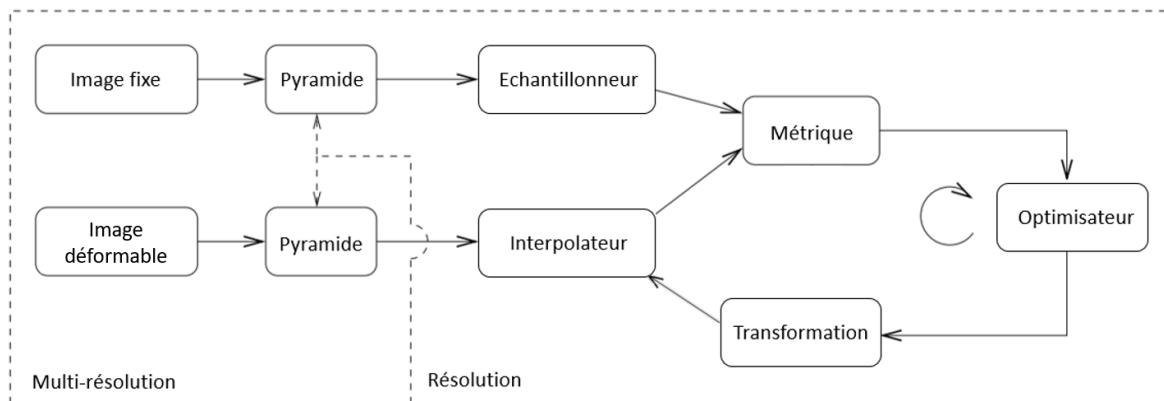


FIGURE 5.19 – Processus de recalage paramétrique effectué par Elastix (adaptée de Klein et al. [53]).

5.2.2 La transformation

Pour résoudre le problème de minimisation explicité dans l'équation 5.9, il existe deux approches : paramétrique et non paramétrique. La librairie *Elastix* adopte une approche paramétrique, qui consiste à restreindre l'espace des transformations en les définissant à l'aide d'un nombre limité de paramètres. Cette réduction de complexité diminue le nombre de variables à estimer lors de l'optimisation, ce qui renforce la robustesse de la méthode face aux minima locaux. Elle se distingue des approches non paramétriques, telles que la méthode des démons diffeomorphes [118], qui estiment une transformation spécifique pour chaque voxel de manière indépendante. Ainsi, l'équation (5.9) devient :

$$\hat{T}_\mu = \underset{T_\mu}{\operatorname{argmin}} C(T_\mu; I_f; I_d) \quad (5.11)$$

où μ correspond au vecteur des paramètres de transformation. Les transformations employées dans les méthodes de recalage, qu'elles soient paramétriques ou non paramétriques, peuvent être de différentes natures, telles que :

- La **transformation rigide** est une application qui associe à chaque point x de l'image fixe I_f un point y correspondant dans l'image déformable I_d selon :

$$T_\mu(x) = Rx + t$$

avec R une matrice de rotation et t un vecteur de translation.

- La **transformation affine**, qui ajoute par rapport à la transformation rigide un changement d'échelle et une transvection :

$$T_\mu(x) = A(x - c) + t + c$$

avec A une matrice de transformation linéaire, permettant à l'image de pivoter, d'être mise à l'échelle et d'être déformée par cisaillement, t la translation et c le centre de rotation.

- La **transformation non-rigide** est une transformation locale. Dans notre cas de figure, le changement local de l'image est décrit par une déformation de forme libre (*Free-Form Deformation*, FFD) basée sur des fonctions B-splines¹.

Par exemple, pour une transformation rigide en trois dimensions, les paramètres de transformation sont 3 rotations et 3 translations. La figure 5.20 illustre les différentes transformations possibles d'une image. La transformation locale de type B-spline (appliquée ici sur une grille FFD de 8 par 8) est nettement plus précise que les autres transformations. En effet, l'image déformable transformée sur la figure 5.20e semble visuellement très similaire à l'image fixe (fig. 5.20a).

Le choix des transformations utilisées durant ce recalage d'images est présenté section 5.3.

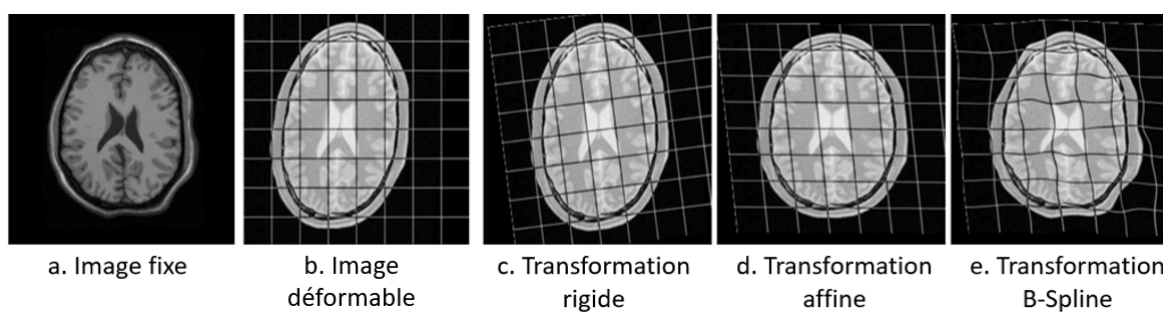


FIGURE 5.20 – Transformations rigide (c), affine (d) et B-spline (e) entre deux images scanner, I_f (a) et I_d (b) (adaptée de Klein et al. [53]).

1. Combinaison linéaire de fonctions splines (fonctions définies par morceaux par des polynômes) positives

5.2.3 L'optimisateur

Afin d'estimer le vecteur optimal des paramètres de transformation, plusieurs algorithmes sont disponibles. En général, une stratégie d'optimisation itérative est utilisée, ajustant les paramètres de transformation μ à chaque itération k suivant une direction de recherche d_k :

$$\mu_{k+1} = \mu_k + a_k d_k \quad (5.12)$$

avec a_k un facteur de gain scalaire contrôlant la taille du pas le long de la direction de recherche.

Des méthodes optimales telles que l'algorithme de descente du gradient, de quasi-newton ou encore l'algorithme de Robbins-Monro sont disponibles dans Elastix [54]. Dans notre cas, nous utilisons une optimisation exploitant la descente de gradient stochastique [52].

5.2.4 La métrique

La métrique du recalage entre deux images correspond à la mesure de similarité entre celles-ci. La métrique est calculée à partir des valeurs d'intensité lumineuse échantillonnées de l'image fixe et de l'image déformable transformée, et ces données sont ensuite transmises à l'optimisateur. Par exemple, la mesure de la différence quadratique moyenne (*AdvancedMeanSquares* (MSD) sur Elastix) [53] calcule le carré des différences d'intensités moyennes au carré des voxels entre les images fixe et déformable. Les différentes métriques utilisées durant notre travail sont présentées section 5.3.

5.2.5 L'échantillonneur

La comparaison d'intensité lumineuse entre l'image fixe et l'image déformable peut théoriquement s'effectuer sur l'ensemble des voxels, mais cette approche n'est pas nécessaire et est coûteuse en temps de calcul. Pour y remédier, un échantillonneur est utilisé afin de sélectionner un sous-ensemble de voxels dans l'image fixe à comparer avec les voxels correspondants de l'image déformable. Le logiciel Elastix propose plusieurs stratégies d'échantillonnage, telles que la sélection aléatoire ou la définition d'une grille régulière sur le volume. Dans notre cas, nous avons opté pour un échantillonnage aléatoire de voxels.

5.2.6 L'interpolateur

Les voxels sont définis sur une grille régulière dans l'espace, et leurs positions sont déterminées par leurs coordonnées le long des axes X, Y, et Z par rapport à une origine (fig. 5.21, image de gauche). Lorsqu'un voxel est projeté d'un espace dans un autre par une transformation géométrique, sa projection ne coïncidera en général pas avec la position d'un voxel dans le nouvel espace. Elle se trouvera entre les nœuds de la grille caractérisant les positions des voxels dans l'image cible (zone grise représentée sur l'image de droite de la fig. 5.21). Une interpolation est alors nécessaire pour évaluer l'intensité de l'image à cette

position hors grille. Plusieurs méthodes sont disponibles dans Elastix comme la méthode du plus proche voisin, consistant à renvoyer la valeur du voxel le plus proche spatialement, ou encore des interpolateurs linéaires et B-spline. Dans notre travail, l'interpolateur B-spline est utilisé à l'ordre 3 dans toutes les résolutions.

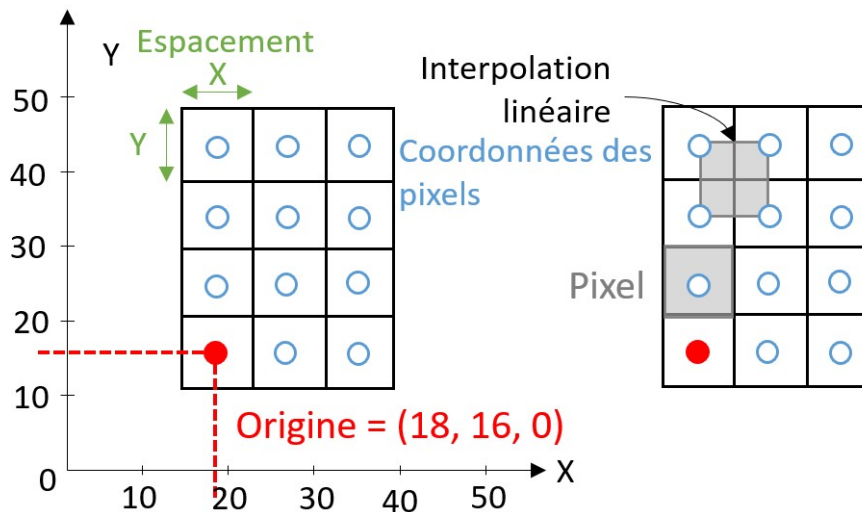


FIGURE 5.21 – Exemple de projection de l'image transformée vers l'image cible : à gauche la grille caractérisant les positions des voxels dans l'image fixe, avec l'origine de l'image marquée par le point rouge. À droite, zone typique (en gris) de projection d'un voxel de l'image transformée dans l'image cible.

Multi-résolution

Il est courant de commencer le processus de recalage en utilisant des images de moindre complexité, c'est-à-dire des images qui sont lissées et éventuellement sous-échantillonnées. Le processus de recalage est ainsi réalisé plusieurs fois successivement, avec des images variant en qualité/résolution (figure 5.22). Cela augmente les chances de réussite du recalage. En effet, un recalage global est d'abord effectué sur l'image sous-échantillonnée avant d'effectuer un recalage local sur l'image à haute résolution. La quantité de données dans une image varie donc à chaque niveau de résolution : on parle de **pyramide**. Plus précisément, l'image est sous-échantillonnée à l'aide d'un filtre gaussien, un outil de traitement d'image utilisé pour lisser ou flouter une image. Le calcul mathématique de ce filtre fait apparaître un paramètre σ , contrôlant l'étendue de la zone floue. Plus σ est grand et plus l'image sera floue.

Enfin, une stratégie complémentaire consiste à enchaîner plusieurs recalages avec des transformations différentes. En effet, commencer un recalage entre deux images très différentes par une transformation non-rigide de type B-spline mènera probablement à un résultat de mauvaise qualité. Cela s'explique par le fait que ce type de recalage repose sur la recherche de similitudes locales, mais si les images ne sont pas spatialement alignées, il sera impossible de les détecter. Par conséquent, la position initiale des images à recalcr

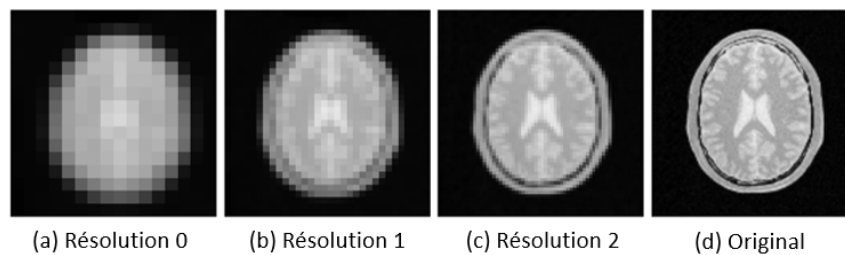


FIGURE 5.22 – Stratégie multi-résolution utilisant une pyramide gaussienne ($\sigma = 8,4,2$ voxels) (adaptée de Klein et al. [53]).

joue un rôle crucial dans le processus. Plus celles-ci sont proches et plus la qualité du recalage non-rigide sera satisfaisante. La section 5.3 détaille le choix de cette multi-résolution dans notre approche.

5.2.7 Les limites d'une méthode de recalage d'images dans le cadre de la chirurgie orthognathique

L'un des avantages d'une méthode de recalage basée image est qu'elle permet de se passer de toute étape de segmentation d'une image médicale qui souvent nécessite une intervention manuelle, en particulier pour les structures internes du visage. Cela concerne notamment des zones comme les joues, dont les contours intérieurs précis sont souvent difficiles à déterminer. La segmentation reste un enjeu majeur et constitue fréquemment un obstacle à la création de jumeaux numériques en biomécanique.

Malgré ces avantages, la méthode de recalage telle que décrite dans les sections ci-dessus, permet de calculer la transformation entre deux images médicales de façon optimale seulement lorsque certaines conditions sont réunies : un bon alignement initial des images, une forte ressemblance anatomique (par exemple une position similaire de la tête avec les mêmes structures visibles) et l'absence d'artéfacts pouvant fausser les niveaux de gris des voxels. Malheureusement, ces conditions ne sont pas toujours respectées, notamment chez les patients en préparation d'une chirurgie orthognathique, qui portent souvent des appareils orthodontiques générant des artéfacts (voir section 4.3.3).

Par ailleurs, la qualité du recalage d'images repose sur la capacité des transformations à conserver une précision suffisante à l'échelle locale. Or, cette précision locale, pouvant entraîner des variations brutales des caractéristiques de la transformation, peut compromettre la qualité du maillage EF du visage du patient. En effet, conformément à la méthodologie décrite par Bijar et al. [10], le champ de déformations géométriques obtenu à l'issue du recalage des images volumiques est directement appliqué aux nœuds du maillage EF de référence (voir section 4.3.3). Ainsi, la présence de discontinuités ou de variations trop brutales dans ce champ peut se répercuter sur les maillages EF des patients générés, induisant des distorsions géométriques fortes des éléments, susceptibles d'altérer les futures simulations numériques. Ce problème est particulièrement marqué pour les maillages volumiques des tissus mous (voir section 4.3.1). En effet, les maillages des

tissus mous, représentés dans notre modèle par des éléments tétraédriques contiennent des nœuds du maillage EF à l'intérieur de l'hypoderme. Or, dans les images scanners, les voxels à l'intérieur des tissus mous présentent des intensités proches mais légèrement variables. Un recalage trop localisé sur ces zones peut donc entraîner des déformations excessives du maillage. En revanche, pour les structures osseuses, ce problème est moins présent. Les maillages correspondants sont en effet surfaciques et reposent sur des interfaces nettes et bien visibles dans les images scanner. Il est donc possible d'y réaliser un recalage local sans introduire de distorsions notables dans les éléments.

Afin de pallier ces problèmes, le choix des transformations dans la méthode de recalage d'images doit être soigneusement réfléchi et adapté aux caractéristiques des données. Il est présenté section 5.3. Dans notre cas, les composants généraux de l'algorithme de recalage présentés ci-dessus ont été spécifiquement conçus pour le recalage de scanners du visage en chirurgie orthognathique. Ils ne seraient donc pas forcément appropriés pour des scanners d'autres régions anatomiques. De plus, notre méthode quasi-automatique consiste à dissocier la génération des structures osseuses de celle des tissus mous et à réaliser plusieurs recalages ciblés, chacun centré sur une région d'intérêt, qu'il s'agisse des structures osseuses ou des tissus mous (section 5.3.2).

5.3 Notre méthode quasi-automatique de génération de maillages EF patient-spécifiques

5.3.1 Les métriques utilisées pour le recalage d'images

L'un des principaux problèmes du recalage d'images est la présence d'artéfacts dans les scanners. Pour limiter leurs impacts, la première étape de notre méthode consiste à placer des **marqueurs** sur des zones anatomiquement reconnaissables (fig. 5.23). Ces marqueurs anatomiques permettent d'assurer un premier alignement spatial des images volumétriques du modèle de référence avec celles du patient. En effet, si les scanners de référence et du patient sont trop éloignés l'un de l'autre, un recalage non-rigide risque d'échouer. Par conséquent, une **première transformation géométrique rigide** est d'abord appliquée, alignant le scanner de référence sur celui du patient sur la base de ces marqueurs anatomiques. Cette étape utilise la métrique *CorrespondingPointsEuclideanDistanceMetric* de la librairie Elastix, dans le but de minimiser de manière itérative la distance euclidienne entre les deux ensembles de marqueurs préalablement définis, ceux du patient et ceux du sujet de référence. Cette transformation nécessite l'intervention d'un clinicien afin de positionner les marqueurs sur le modèle surfacique osseux reconstruit du patient, tandis que les marqueurs du modèle de référence ont été définis une fois pour toutes en amont par notre équipe lors de la constitution de l'ensemble des données de référence. Cette identification des marqueurs sur la surface osseuse du patient est la **seule étape manuelle du processus** de génération du maillage EF patient-spécifique, ce qui justifie l'utilisation du terme "quasi-automatique" pour qualifier la méthode. Cette étape nécessite environ 5 minutes de travail pour le clinicien, ce qui est compatible avec une routine de planification en chirurgie orthognathique. 34 marqueurs ont été sélectionnés pour

notre application, positionnés sur des points identifiables du visage, à savoir le nasion, l'arrière du crâne, les points les plus latéraux des contours externes des arcs orbitaires, les gonions, ainsi que l'extrémité externe de chaque dent (28 au total) (fig. 5.23). Parmi eux, les 28 marqueurs dentaires sont particulièrement rapides à placer, grâce à la bonne visibilité des dents. Un module a été intégré au logiciel open source CamiTK [30] (voir section 5.4.1) afin de permettre aux chirurgiens de positionner ces marqueurs. L'avantage de ce module interactif est qu'il permet de sélectionner les marqueurs correspondant à des structures réellement visibles dans l'image du patient. Ainsi, si certaines dents sont absentes ou non visibles en raison d'artéfacts, les repères correspondants du scanner de référence ne seront pas pris en compte. Cette étape permet aussi de réduire l'impact des artéfacts liés à la présence fréquente d'appareils dentaires chez les patients.

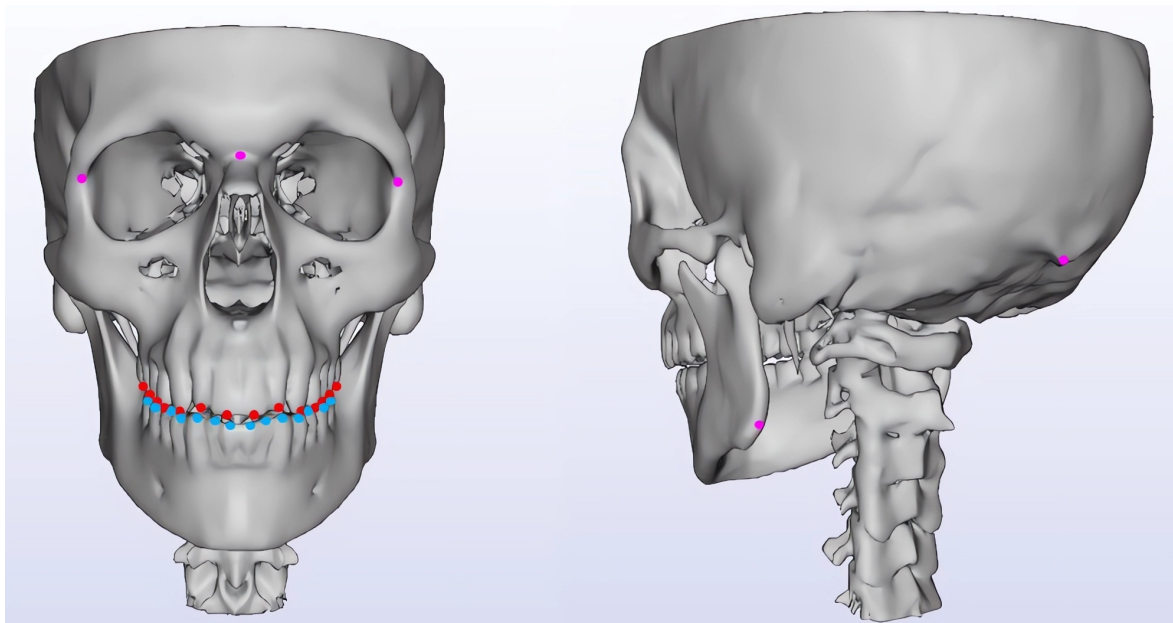


FIGURE 5.23 – Marqueurs anatomiques positionnés sur le sujet de référence, sur les dents supérieures (rouge), sur les dents inférieures (bleu) et sur d'autres points à la surface du crâne (rose), le nasion, les orbites, les gonions, ainsi que la protubérance occipitale externe.

Après cette transformation rigide basée sur des marqueurs connus anatomiquement, une **transformation non-rigide** est appliquée pour affiner le recalage volumique de l'image des patients sur l'image de référence, en utilisant les valeurs d'intensités lumineuses des voxels des images comme décrit dans Bijar et al. [10]. Cette technique est basée sur des FFDs. Comme rappelé plus haut, celle-ci déforme un objet en utilisant une grille de contrôle 3D. Un paramètre clé dans ce processus est le choix de la taille de l'espacement des points de contrôle dans la grille par l'utilisateur : une grille de faible densité limite la complexité des transformations, tandis qu'une grille de plus grande densité intensifie les déformations locales, augmentant ainsi la complexité des déformations appliquées au maillage de référence. Cependant, comme nous l'avons rappelé plus haut, des transformations trop complexes peuvent générer des distorsions dans le maillage EF

du patient, ce qui compromet les simulations numériques ultérieures (voir section 5.2.7).

Les transformations rigide et non-rigide sont effectuées de manière à minimiser une fonction de coût C définie comme suit :

$$C(\mu; I_f; I_d; P_f; P_d) = \alpha \text{ANC}(\mu; I_f; I_d) + \beta \text{CPEDM}(\mu; P_f; P_d) \quad (5.13)$$

où μ représente les paramètres de la transformation, *Advanced Normalized Correlation* (ANC) désigne une métrique de corrélation qui évalue la similarité entre les voxels de l'image fixe I_f et ceux de l'image déformable I_d , et *Corresponding Points Euclidean Distance Metric* (CPEDM) mesure la distance euclidienne entre deux ensembles de points anatomiques correspondants, P_f (fixe) et P_d (déformable). Les coefficients α et β définissent les poids attribués à chacune de ces métriques dans le calcul de la fonction de coût. Pour la transformation rigide, qui ne concerne que les marqueurs anatomiques, nous avons choisi $\alpha = 0$ et $\beta = 1$, tandis que pour la transformation non-rigide basée sur les voxels, mais aussi possiblement sur les points anatomiques, nous avons choisi des poids qui diffèrent selon le type de recalage (voir section 5.3.2).

Du fait des fortes discontinuités existant dans la mise en correspondance géométrique des images du sujet de référence et des images des patients, dont les morphologies présentent de fortes spécificités, il n'est pas possible d'appliquer une transformation non-rigide à l'ensemble du scanner en raison des distortions qu'elle induirait sur les éléments du maillage EF patient-spécifique. En effet, plus le maillage EF patient-spécifique est précis anatomiquement, plus il a subi de déformations importantes, ce qui augmente le risque de distorsion des éléments et peut compromettre la faisabilité des simulations numériques ultérieures (section 5.2.7). À l'inverse, limiter la complexité des déformations appliquées au maillage de référence permet de préserver la qualité des éléments, mais se traduit par une moins bonne fidélité anatomique du maillage généré pour le patient.

Pour contourner cette difficulté, dans notre méthode, plusieurs recalages d'images non-rigides sont proposés et appliqués successivement à différentes zones d'intérêt du scanner, situées aux interfaces entre les structures osseuses et les tissus mous, pour générer séparément les maillages EF 3D des structures osseuses et des tissus mous. Ces zones d'intérêt ont été choisies car ce sont celles qui sont le plus souvent concernées par les différences les plus fortes entre la morphologie des patients et celle du sujet de référence (voir section 5.1.1 pour avoir plus de détails entre les structures anatomiques et les intensités des voxels). Elles sont sélectionnées en appliquant des **masques binaires** sur le scanner de référence et en utilisant ces masques comme données d'entrée dans la librairie Elastix (fig. 5.24). Un masque sur l'image fixe (image de référence) est suffisant pour concentrer le recalage sur une région d'intérêt, puisque les échantillons sont prélevés à partir de l'image fixe, lors du recalage. Ces masques ont également l'avantage de ne conserver que les zones pertinentes, telles que les structures osseuses par exemple, tout en excluant les régions affectées par des artefacts liés à la présence de dispositifs dentaires. Les masques binaires sont créés par une segmentation automatique réalisée dans le logiciel 3DSlicer, basée sur les intensités lumineuses des voxels du scanner de référence. Ces masques sont ensuite élargis spatialement pour mieux visualiser l'interface entre l'os et les structures environnantes, notamment les tissus mous. Ils sont appliqués avant le calcul des transformations rigide et non-rigide, limitant le recalage d'images uniquement aux voxels situés

à l'intérieur de ces masques binaires. L'avantage de cette technique est que les masques ne sont placés qu'une seule fois, sur le scanner de référence, avant le début de la génération de tout modèle patient-spécifique. Cette étape reste donc totalement invisible pour les chirurgiens, puisqu'aucun repositionnement manuel des masques n'est requis sur les scanners des patients.

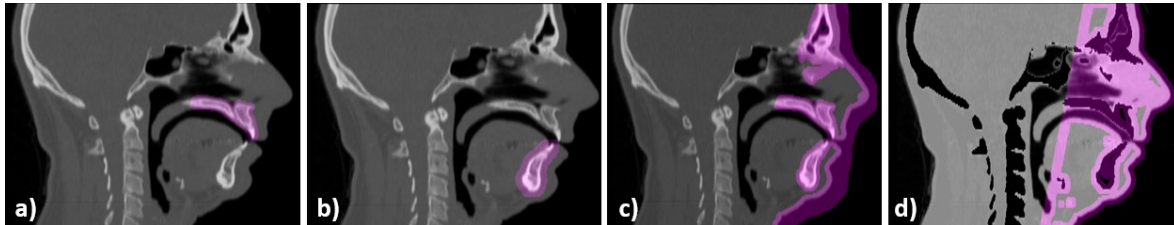


FIGURE 5.24 – Masques binaires (rose) positionnés sur le maxillaire (a), la mandibule (b) et les tissus mous (c) et (d), sur le scanner de référence (vues limitées à la coupe sagittale médiane). L'application de 2 masques positionnés sur les tissus mous est détaillée section 5.3.2 lors des étapes 2 et 3. Le pourcentage de voxels inclus dans ces masques représente 0,78 % pour le maxillaire, 1,83 % pour la mandibule, et 10,58 % et 10,94 % pour les tissus mous des figures c et d, de l'ensemble du scanner global.

La suite de la méthode quasi-automatique est divisée en plusieurs recalages successifs. Ceux-ci combinent les deux types de transformations introduites dans cette section : d'une part une transformation rigide basée sur les marqueurs anatomiques, et d'autre part une transformation non-rigide reposant sur les FFDs. L'application de cette procédure est réalisée de manière ciblée sur les différentes régions d'intérêt délimitées par les masques binaires, en distinguant explicitement les structures osseuses des tissus mous (fig. 5.24). Le recalage global est ainsi divisé en **quatre étapes** automatiques, présentées section 5.3.2.

5.3.2 Génération des maillages EF divisée en quatre étapes automatiques

Les quatre étapes présentées dans cette section ont en commun l'utilisation des recalages rigides et non-rigides décrits en section 5.3.1. Pour chaque opération de recalage d'images, les composants de l'algorithme de recalage paramétré de la bibliothèque *Elastix* diffèrent et sont choisis en fonction des situations décrites dans cette section. Ces quatre étapes, détaillées dans les sections suivantes, sont :

- la génération des maillages EF des structures osseuses ;
- la génération des maillages EF "approximatifs" des tissus mous ;
- le positionnement des nœuds situés sur l'enveloppe externe des tissus mous du maillage EF, incluant les nœuds situés à l'interface air/tissus ainsi que ceux localisés à l'interface tissus/structures osseuses ;
- la génération du maillage EF final des tissus mous.

L'ensemble de ces étapes est présenté à la figure 5.25, laquelle sera utilisée comme figure de référence dans les sections suivantes. Parmi elles, seule l'étape 0 nécessite une intervention manuelle au cours du protocole clinique : le clinicien y sélectionne des marqueurs sur les structures osseuses de chaque patient à partir d'une segmentation automatique du scanner, une opération d'une durée approximative de 5 minutes (voir section 5.3.1). Les quatre étapes suivantes sont entièrement automatisées et reposent sur des algorithmes développés en Python, en Bash et en langage Ansys APDL.

Toutes ces étapes font appel à une succession de deux recalages, un recalage rigide et un recalage non-rigide. Les fichiers de paramètres utilisés pour la librairie Elastix sont présentés en annexe A.1 pour les recalages rigides, et en annexes A.2, A.3 et A.4 pour les recalages non-rigides des étapes 1, 2 et 3 respectivement. Ces recalages s'effectuent dans des zones limitées des régions orofaciales du patient et du sujet de référence, délimitées par les masques. Les recalages rigides reposent, nous l'avons vu, sur la minimisation de la distance euclidienne entre les points de repères anatomiques placés sur le scanner du patient et ceux placés sur le scanner du sujet de référence. Les points de repères étant au moins en partie différents d'un masque à l'autre, il est très vraisemblable que les transformations rigides seront toutes différentes. Comme nous l'avons signalé plus haut dans ce texte, le recalage rigide a essentiellement comme objectif de placer les deux images à recalier dans un repère où elles sont le plus proches possible l'une de l'autre. C'est la condition pour que les recalages non-rigides qui s'en suivront, qui sont les recalages cruciaux dans l'opération de transformation géométrique de l'anatomie orofaciale du sujet de référence en celle du patient, soit la plus précise possible. En d'autres termes, la transformation rigide doit être vue essentiellement comme une étape préparatoire à la recherche de la transformation non-rigide, et non comme un élément déterminant de la transformation géométrique.

Étape 1 : Génération des maillages EF des structures osseuses

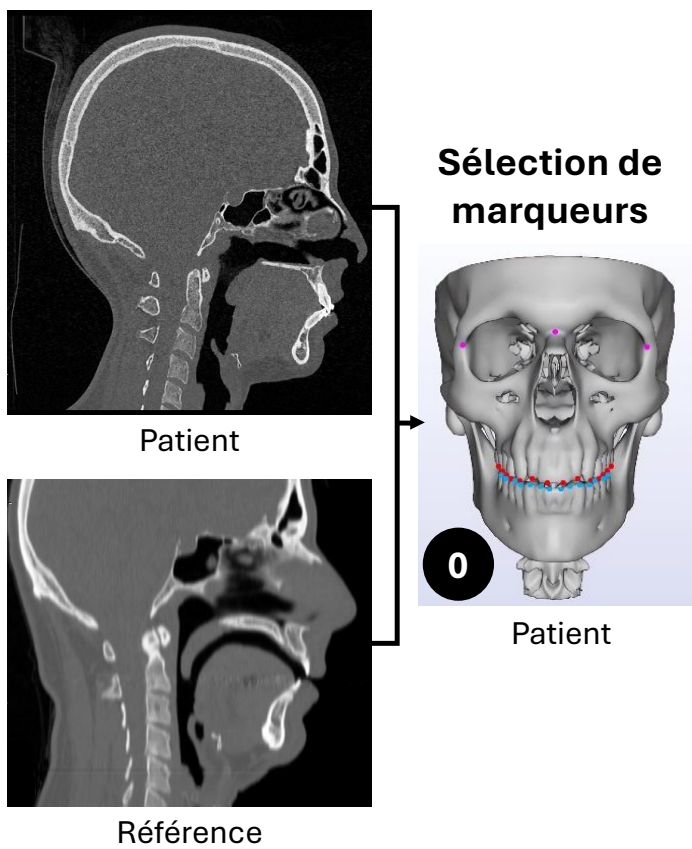
La **première étape** consiste à générer les maillages EF patient-spécifiques des structures osseuses. Pour cela, deux recalages d'images sont successivement réalisés, l'un centré sur la mandibule, l'autre sur le maxillaire, en utilisant les deux types de transformations, rigide et non-rigide, décrites dans la section 5.3.1. Ces recalages se concentrent sur les voxels situés à l'intérieur des masques binaires positionnés sur le scanner de référence, sur la mandibule et sur le maxillaire (fig. 5.24).

Dans un premier temps, les **recalages rigides** sont réalisés afin de repositionner les marqueurs préalablement placés par les chirurgiens. Les résultats des scanners après transformation rigide sont présentés à la figure 5.25, en *1a* pour le maxillaire et en *1b* pour la mandibule, avec le masque binaire du scanner de référence superposé en rose.

Ces recalages rigides sont ensuite suivis de **recalages non-rigides**, qui permettent un ajustement plus précis des structures osseuses du patient par rapport à celles du sujet de référence. Les résultats sont présentés en *1c* et *1d* (fig. 5.25) pour le maxillaire et la mandibule. Cette optimisation est réalisée sur quatre niveaux de résolution d'images, comme illustré à la figure 5.22, qui sont $\sigma = [8, 4, 2, 1]$ voxels pour les directions x et z , et $\sigma = [4, 2, 1, 1]$ voxels pour la direction y . En effet, il est préférable de réduire le flou lorsque

les données sont anisotropes, comme c'est le cas pour le scanner de référence de dimensions $513 \times 147 \times 484$. Le poids attribué aux métriques à chacun des quatre niveaux de résolution pour le recalage d'images non-rigide dans l'équation 5.13 est le suivant : $\alpha = [1, 1, 1, 1]$ pour l'ANC et $\beta = [0, 0, 0.1, 0.2]$ pour la CPEDM. La première métrique est employée à tous les niveaux de résolution, car elle permet d'établir la correspondance entre les voxels selon leurs intensités lumineuses. À chaque résolution, elle sélectionne aléatoirement 10 000 voxels situés dans les masques et répète cette opération durant 1000 itérations. Au total, cette stratégie utilise 668 930 voxels pour le recalage de la mandibule, en sélectionnant aléatoirement 1.49% des voxels de son masque à chaque itération, ainsi que 285 298 voxels pour le recalage du maxillaire, correspondant à 3.51% des voxels de son masque. Les paramètres utilisés pour tous les recalages non-rigides de cette section sont résumés dans le tableau 5.1. La deuxième métrique basée sur la distance euclidienne (CPEDM) entre les ensembles de marqueurs de référence et ceux des patients n'est pas utilisée lors des deux premières résolutions, afin d'éviter toute distorsion dans les maillages 3D EF générés. En revanche, elle est introduite et pondérée dans les deux dernières résolutions, car il est essentiel que les dents soient correctement positionnées à l'étape finale de la génération des maillages EF des structures osseuses. En chirurgie orthognathique, l'occlusion constitue un critère déterminant. Le maillage final doit donc être anatomiquement précis dans ces régions. La transformation utilise une grille de points de contrôle avec un espacement de 5 mm, une configuration suffisamment fine pour garantir une déformation précise et des résultats de qualité.

Enfin, le champ de déplacement obtenu à la suite de ces deux premiers recalages est appliqué aux nœuds des maillages EF coques du maxillaire et de la mandibule du sujet de référence, à l'aide de la librairie Transformix, pour obtenir ceux des patients (fig. 5.25, 1e et 1f).



Étape 1 : Génération des

Maxillaire **1a**
Mandibule **1b**
 Recalage rigide

Étape 2 : génération des

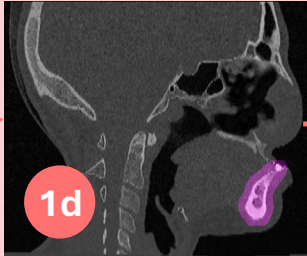
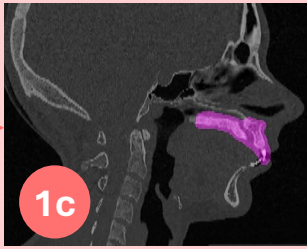
Tissus mous **2a**
 Recalage rigide

Étape 3 : génération des

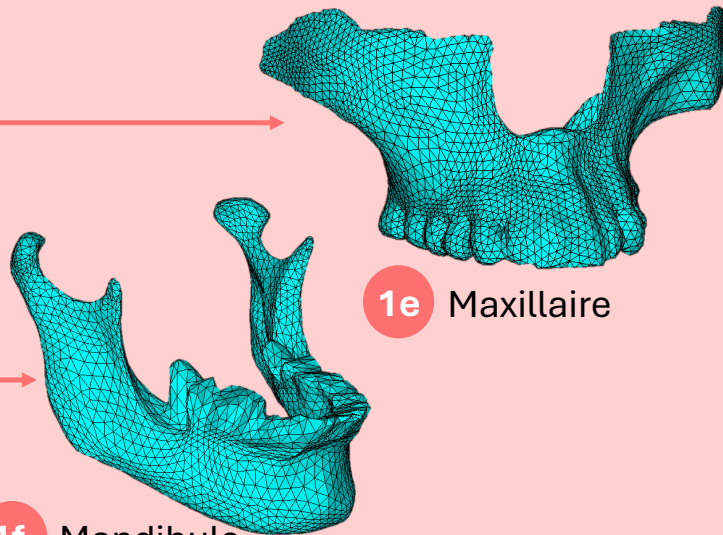
3a Patient
3b Référence
3c Recalage rigide

FIGURE 5.25 – La génération de maillages EF patient-spécifiques divisée en 4 étapes. Seule l'étape 0 nécessite une opération manuelle, le reste étant entièrement automatisé.

structures osseuses



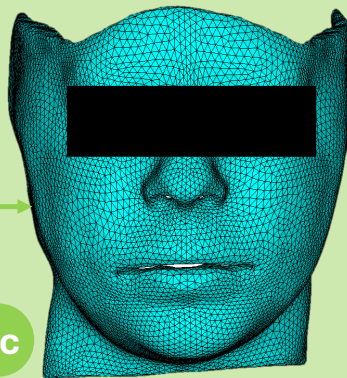
Recalage non-rigide



tissus mous « approximatifs »

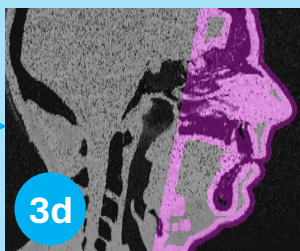


Recalage non-rigide



Maillage « approximatif »
des tissus mous du patient

tissus mous

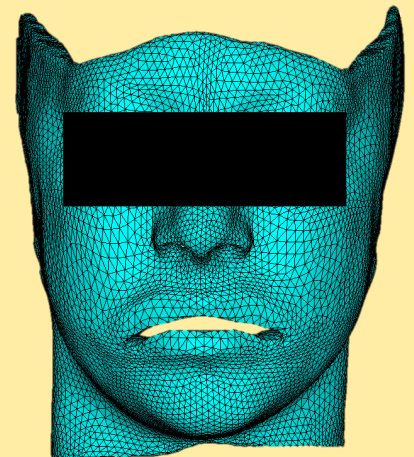


Recalage non-rigide

Position des nœuds de
l'enveloppe externe du
maillage EF des tissus
mous (x, y, z)

3e

Étape 4 : Recalage mécanique



Tissus mous du
patient

Étape 2 : Génération des maillages EF des tissus mous "approximatifs"

Lors de la **deuxième étape**, un recalage similaire à celui décrit précédemment est réalisé sur l'ensemble de la région anatomique à transformer, incluant à la fois les tissus mous et les structures osseuses, délimitée par le masque de la figure 5.24c, positionné sur le scanner du sujet de référence. Les résultats du recalage rigide sont illustrés figure 5.25 en *2a* et ceux du recalage non-rigide spécifique à ces structures sont montrés dans la même figure en *2b*.

L'objectif de cette étape est de générer un maillage EF des tissus mous, incluant l'hypoderme et la peau, représentatif de l'anatomie du visage du patient, avec des éléments de bonne qualité, c'est-à-dire préservant les caractéristiques tétraédriques des éléments, comparable à celle du maillage de référence. En raison de discontinuités locales, notamment au niveau des lèvres dans le maillage EF de référence, il est difficile de calculer une transformation à appliquer aux patients sans provoquer de distorsion des éléments. Pour cette raison, le recalage non-rigide est "assoupli" afin d'obtenir un maillage EF des tissus mous patient-spécifiques, fidèle à l'anatomie mais pas strictement exact. Le maillage EF obtenu, visualisé à la figure 5.25 *2c*, est ainsi qualifié de maillage EF "approximatif".

Pour effectuer cet approximation lors du recalage non-rigide, la taille de la grille de points de contrôle finale choisie est relativement grande, afin de limiter les déformations locales du maillage EF de référence ($\gamma = 16$ mm *versus* 5 mm pour les structures osseuses). L'optimisation du recalage non-rigide des tissus mous étant plus complexe que pour les structures osseuses, nous avons opté pour 5 niveaux de résolutions avec $\sigma = [16, 8, 4, 2, 1]$ voxels pour les directions x et z et $\sigma = [8, 4, 2, 1, 1]$ voxels pour la direction y (tableau 5.1). Les poids des métriques dans l'équation 5.13 pour chacune des résolutions sont les suivants : $\alpha = [1; 1; 1; 1; 1]$ pour l'ANC et $\beta = [0.5; 0.1; 0; 0; 0]$ pour la CPEDM. Contrairement au recalage d'images réalisé sur les structures osseuses, un léger poids est appliqué à la métrique de distance euclidienne (CPEDM) entre les deux ensembles de marqueurs anatomiques uniquement lors des deux premières résolutions, puis ce poids devient nul pour les 3 niveaux les plus fins de résolution. Ce choix permet de bien positionner les voxels correspondant aux dents dès les premières étapes de résolution, afin de réduire l'influence de leur position par la suite. En effet, le recalage est ici effectué sur les tissus mous, qui constituent la priorité de cette étape. À chaque itération, 10 000 voxels sont sélectionnés aléatoirement, ce qui représente seulement 0,26 % des voxels du masque, avec un total de 2000 itérations pour chacune des cinq résolutions.

Enfin, le champ de déplacement obtenu suite à ces recalages est appliqué aux nœuds du maillage EF de référence des tissus mous pour obtenir le maillage EF patient qualifié d'"approximatif" (fig. 5.25 *2c*).

Étape 3 : Positionnement des nœuds situés sur l'enveloppe externe des tissus mous du maillage EF

La **troisième étape** vise à déterminer la position optimale des nœuds de l'enveloppe externe des tissus mous du visage dans les maillages EF des patients, afin d'assurer une représentation anatomique de haute qualité des maillages EF patient-spécifiques. Comme

indiqué à l'étape précédente, il est très difficile d'effectuer un recalage d'images qui garantisse à la fois une précision anatomique optimale et une bonne qualité des éléments dans les maillages EF générés. Par conséquent, un recalage global est réalisé entre les scanners de patients et le scanner de référence prétraités pour augmenter les contrastes entre tissus mous et air, et entre tissus mous et structures osseuses (fig. 5.25 *3a* et *3b*).

Cette étape de prétraitement des scanners est **entièrement automatisée** à l'aide d'un algorithme Python, et a été conçue pour concentrer le processus de recalage appliqué aux tissus mous sur l'interface air/tissu et améliorer le contraste de cette interface. Les images scanners du patient et de référence sont simplifiées pour ne conserver que deux catégories de voxels : les voxels correspondant à l'air (< -1000 UH) et les tissus mous (> -1000 UH). Pour cela, les voxels correspondant aux structures osseuses (> 300 UH) sont réassignés à -1000 UH, tandis que ceux situés près de la frontière air/tissu (entre -200 UH et 0 UH) sont réglés à 0 UH (fig. 5.26a,b), les autres conservant leurs valeurs d'origine. La procédure consistant à modifier la valeur des voxels à la frontière air/tissu permet d'éliminer le gradient de densité présent sur cette interface en imposant une valeur uniforme pour les tissus mous (0 UH) dans la zone de transition. Ensuite, les scanners sont affinés en supprimant les petits composants, appelés *blobs*, reliés par des pixels ayant une surface inférieure à un seuil prédéfini dans toutes les coupes sagittales 2D. Seules les régions supérieures à 500 pixels sont conservées, suite à une analyse de la taille des blobs sur les CT-scans de quelques patients, comme illustré figure 5.27. Cette étape de filtrage permet de réduire efficacement le bruit au sein des structures osseuses, qui aurait autrement pu être classées à tort comme tissu mou (fig. 5.26c,d).

Un recalage tel que décrit dans les étapes précédentes est effectué dans la zone délimitée sur les scanners filtrés par le masque binaire illustré figure 5.24d, en prenant en compte 2048 voxels aléatoirement sur 5000 itérations, ne représentant que 0,25 % des voxels contenus dans le masque. Les résultats obtenus après les recalages d'images rigide et non-rigide sont présentés à la figure 5.25, en *3c* et *3d*. La figure *3d* illustre en particulier que le scanner du patient s'est correctement déformé pour correspondre au scanner de référence, reconnaissable à ses caractéristiques. Afin d'obtenir ce dernier résultat, une grille de points de contrôle de très petite taille est utilisée lors du recalage non-rigide afin de générer le champ de transformation 3D à appliquer au maillage EF des tissus mous du sujet de référence. Elle est fixée à $\gamma = 7$ mm, pour assurer une précision comparable à celle obtenue lors de la génération des structures osseuses. Cette approche permet de tenir compte des différences locales entre les deux images médicales. L'optimisation du recalage d'images non-rigide est réalisée sur cinq niveaux de résolution (tableau 5.1), identiques à ceux utilisés lors du recalage d'images ayant permis de générer les tissus mous approximatifs à l'étape précédente.

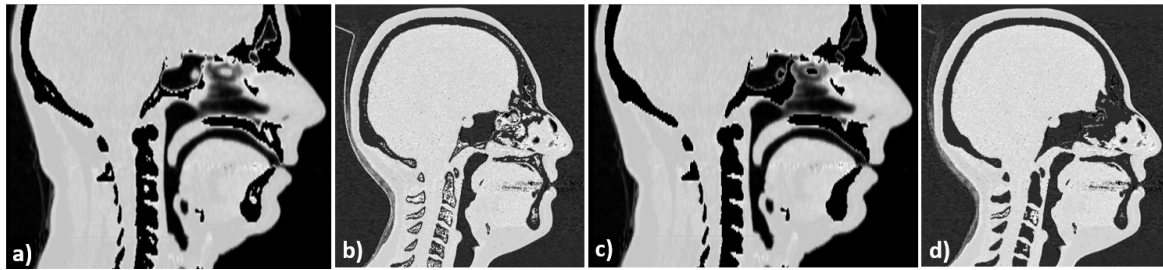


FIGURE 5.26 – Images scanner prétraitées du sujet de référence (a) et d'un patient (b), permettant de mettre en avant les frontières entre les tissus mous et les milieux en contact avec eux, l'air, et les structures osseuses. Les voxels ayant des valeurs supérieures à 300 UH ont été remplacés par -1000 UH, et ceux situés entre -200 UH et 0 UH ont été fixés à 0 UH. Images scanner de référence (c) et d'un patient (d), où les *blobs* de moins de 500 pixels ont été supprimés dans toutes les coupes sagittales.

De la même manière que lors des étapes précédentes, le champ de déplacements obtenu après le recalage non-rigide est appliqué aux nœuds du maillage EF des tissus mous de référence. Cependant, ce maillage EF, non présenté ici, n'est pas conservé, car il présenterait une mauvaise qualité d'éléments à l'intérieur du maillage EF volumique des tissus mous. En effet, comme nous l'avons indiqué plus haut (section 5.2.7), l'utilisation d'une grille de points de contrôle de petite taille entraîne des déformations locales au sein des tissus mous, provoquant des distorsions d'éléments. Ainsi, seule la position des nœuds de l'enveloppe externe du maillage EF des tissus mous (x, y, z) est retenue (fig. 5.25 3e).

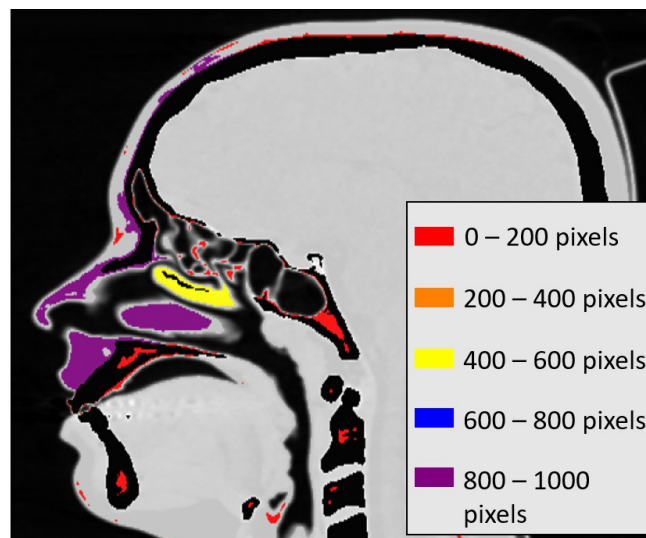


FIGURE 5.27 – Coupe sagittale d'un scanner du patient, où les blobs de différentes tailles sont représentés par des couleurs distinctes.

	Nombre de résolutions	Poids de l'ANC	Poids de la CPEDM	Nb. d'itérations / résolution	% de voxels aléatoires	Taille de la grille B-spline (mm)
Étape 1	4 : $\sigma = [8, 4, 2, 1]$	$\alpha = [1, 1, 1, 1]$	$\beta = [0, 0, 0.1, 0.2]$	1000	1.49% (mandibule) / 3.51% (maxillaire)	$\gamma = [5, 5, 5, 5]$
Étape 2	5 : $\sigma = [16, 8, 4, 2, 1]$	$\alpha = [1, 1, 1, 1, 1]$	$\beta = [0.5, 0.1, 0, 0, 0]$	2000	0.26%	$\gamma = [16, 16, 16, 16, 16]$
Étape 3	5 : $\sigma = [16, 8, 4, 2, 1]$	$\alpha = [1, 1, 1, 1, 1]$	$\beta = [0.5, 0.1, 0, 0, 0]$	5000	0.05%	$\gamma = [5, 5, 5, 5, 5]$

TABLEAU 5.1 – Paramètres utilisés pour les recalages non-rigides des structures osseuses et des tissus mous.

Étape 4 : Génération du maillage EF final des tissus mous

Enfin, la **dernière étape** consiste à reprendre le maillage EF "approximatif" patient-spécifique des tissus mous obtenu à l'étape 2 (fig. 5.25 2c), qui présente des éléments de bonne qualité, comparables à ceux du maillage EF des tissus mous du sujet de référence, afin d'en améliorer la précision anatomique. Pour ce faire, une simulation mécanique est réalisée automatiquement avec le logiciel Ansys APDL à l'aide de scripts Bash, permettant de déformer le maillage approximatif des tissus mous en imposant des déplacements à l'ensemble des nœuds de son enveloppe externe. Cette enveloppe comprend les nœuds situés à l'interface air/tissus ainsi que les nœuds internes positionnés à l'interface os/tissus, ces derniers étant essentiels pour de futures simulations de chirurgie orthognathique. Les déplacements sont calculés en déterminant, selon les axes x, y et z, les distances entre les nœuds de l'enveloppe externe des tissus mous du maillage EF approximatif (fig. 5.25 2c) et ceux de l'enveloppe externe des tissus mous obtenus à l'étape 3 (fig. 5.25 3e). Le résultat final est un modèle patient qui respecte fidèlement la réalité anatomique (fig. 5.25 4a), tout en garantissant une qualité d'éléments suffisante pour les simulations numériques à venir, puisque le maillage EF final est obtenu par une déformation mécanique qui respecte la régularité des éléments. Il préserve les interfaces entre structures osseuses et tissus mous, grâce à la précision de la position finale des nœuds du maillage EF généré à l'étape 3 (fig. 5.25 3e).

Cette méthode a fait l'objet d'une publication dans la revue de littérature *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* (IJNMBE) en 2026 [100].

5.3.3 Redéfinition des orientations des fibres musculaires dans les modèles EF patient-spécifiques

Pour rappel, la méthode présentée vise à conserver les conditions aux limites du modèle de référence lorsqu'elles sont appliquées aux modèles de patients. Cela concerne notamment la définition des structures musculaires, en particulier la direction de leurs fibres. Comme indiqué dans la section 5.1.6, les muscles sont initialement définis par des lignes de points, et les éléments tétraédriques du maillage des tissus mous qui intersectent ces lignes sont considérés comme des éléments musculaires. Cependant, lors de l'étape 4, qui consiste à réaliser la déformation mécanique du maillage EF des tissus mous "approxima-

tifs", ces points ne faisant pas partie du maillage, leur position est perdue, et avec elle, l'information sur les directions des fibres musculaires.

Dans ce contexte, nous avons développé un algorithme automatique permettant de redéfinir les directions de fibres musculaires dans les modèles EF de patients. Pour ce faire, nous disposons des coordonnées des nœuds (ou sommets des éléments tétraédriques) des muscles, ainsi que de la position des points définissant les directions de fibres, exprimées dans le repère du maillage EF "approximatif" (exemple d'un élément tétraédrique musculaire fig. 5.28a). En effet, la transformation issue du recalage de l'étape 2, permettant d'obtenir ce maillage EF "approximatif", est appliquée à l'ensemble des points décrivant les directions de fibres. Ensuite, après la déformation mécanique du maillage EF "approximatif" lors de l'étape 4, il est possible de relever les sommets des éléments musculaires, et ainsi calculer les déplacements que les sommets des éléments musculaires ont subi (fig. 5.28b).

Grâce à ces informations, il est possible de déterminer la position des points (point *A* figure 5.28a) définissant les directions de fibres musculaires dans le maillage EF final, issu de l'étape 4. L'algorithme réalise une interpolation : il localise les points des directions de fibres dans les éléments du maillage "approximatif" à partir des sommets (fig. 5.28 en rouge), puis applique cette interpolation aux éléments musculaires du maillage EF final (fig. 5.28 en bleu). Ceci permet de déterminer la position des points représentant la direction des fibres musculaires dans le modèle EF final patient-spécifique.

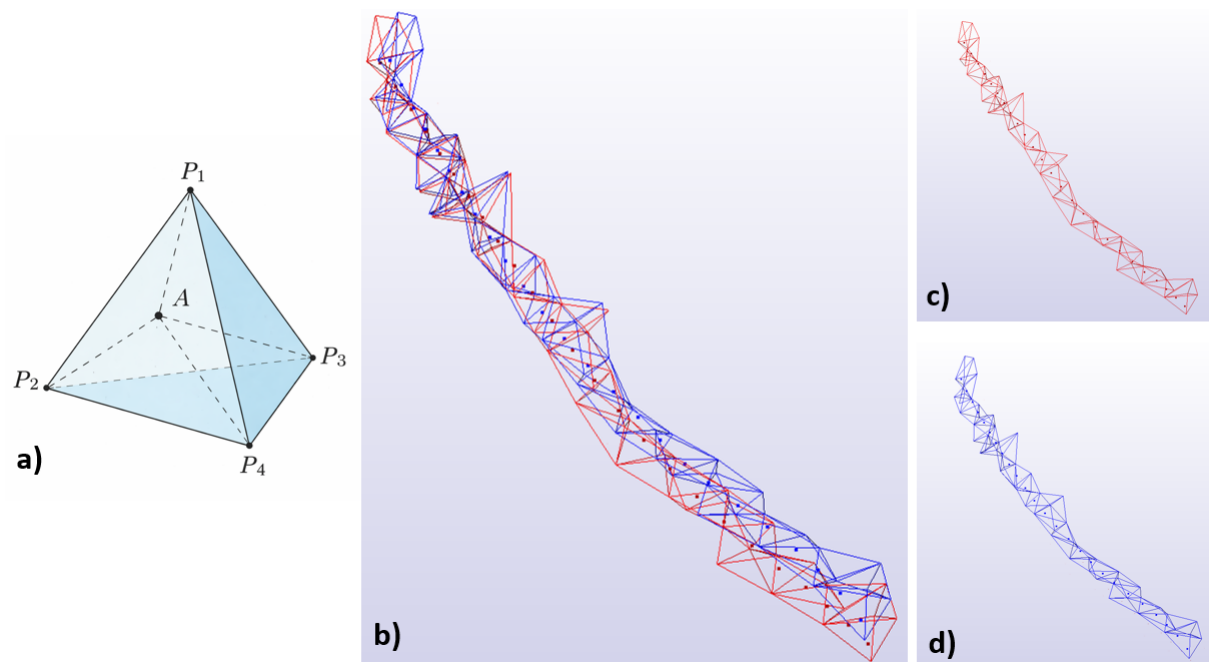


FIGURE 5.28 – a) Schéma d'un élément tétraédrique des tissus mous, défini par ses sommets (P_1 , P_2 , P_3 , P_4), et comprenant un point A représentant un point de la direction des fibres musculaires. b), c), d) En rouge, le muscle issu du maillage "approximatif" obtenu à l'issue de l'étape 2 de la méthode quasi-automatique ; en bleu, le même muscle après le recalage mécanique de l'étape 4, correspondant au muscle final du maillage EF patient-spécifique. La figure b met en évidence la déformation subie par le maillage "approximatif" lors de l'étape 4.

La figure 5.29 illustre les structures musculaires intégrées aux maillages EF de deux patients présentés au chapitre 6. À chaque élément musculaire est associée une direction de fibres spécifique, calculée automatiquement. L'évaluation de la méthode présentée dans cette section est présentée chapitre 6.

Après les 5 minutes nécessaires aux cliniciens pour positionner les marqueurs anatomiques sur les structures osseuses des patients, les quatre étapes décrites précédemment, ainsi que la génération des directions des fibres musculaires, sont réalisées entièrement hors ligne. Ces étapes sont **totalelement automatiques** et ne requièrent pas la présence du chirurgien. En moyenne, la génération des maillages EF patient-spécifiques, depuis l'étape 1 jusqu'à la fin du calcul des directions des fibres musculaires, dure environ **1 h**. Ces durées varient d'un patient à l'autre, notamment parce que l'étape 4 implique une simulation numérique par EF dont la complexité peut varier. Les modèles ont été générés sur deux configurations : un ordinateur Intel(R) Xeon(R) W-2155 CPU 3.30GHz (10 cœurs, 20 processeurs) et un ordinateur Intel(R) Xeon(R) CPU E5-2630 v4 2.20 GHz (10 cœurs, 20 processeurs).

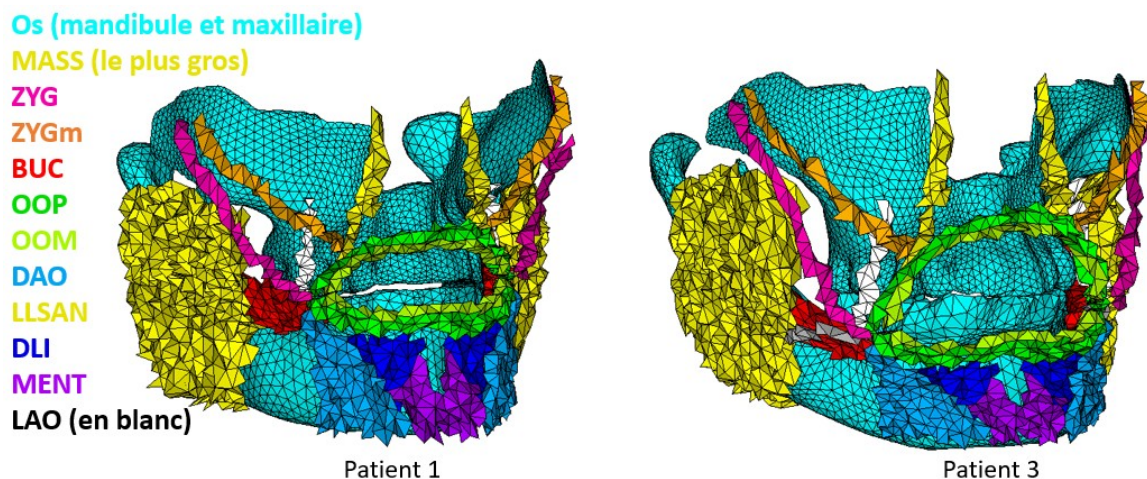


FIGURE 5.29 – Maillages EF préopératoires des structures osseuses (cyan) des patients 1 et 3, avec les éléments des structures musculaires (autres couleurs).

5.4 Développement d'un prototype de découpe des structures osseuses pour la chirurgie orthognathique

Pour réaliser des ostéotomies de manière numérique, il est indispensable de disposer d'un logiciel adapté. Plusieurs solutions dédiées à la chirurgie orthognathique existent, notamment Proplan CMF, récemment amélioré en Enlight CMF, Maxilim ou encore Dolphin 3D. D'autres logiciels utilisés dans le domaine médical, tels que 3DSlicer, offrent également des fonctionnalités de visualisation d'images médicales (scanner, IRM) et de modèles 3D. Ces modèles sont généralement reconstruits à partir d'une segmentation automatique qui sélectionne les voxels d'une image médicale dépassant un certain seuil afin de ne conserver que les zones d'intérêt, en l'occurrence les structures osseuses destinées aux ostéotomies, puis les convertit en modèle 3D via l'algorithme de Marching Cubes [70]. Toutefois, ces outils présentent certaines limites pour notre problématique. D'une part, les segmentations automatiques nécessitent souvent des corrections manuelles en raison des artefacts générés par les appareils dentaires. D'autre part, les modèles obtenus par Marching Cubes ne sont qu'une représentation géométrique des structures osseuses et ne possèdent pas la même topologie nodale que les maillages EF préopératoires des patients. Or, la conservation des indices nodaux de part et d'autre de la zone d'ostéotomie est essentielle, car les conditions aux limites de contact y sont définies. Pour répondre à cette contrainte, nous avons développé dans le logiciel CamiTK (section 5.4.1) un outil permettant aux cliniciens de découper virtuellement les maillages EF des structures osseuses en s'appuyant sur les méthodes de découpes utilisées couramment en chirurgie orthognathique (section 5.4.2).

5.4.1 Le logiciel CamiTK

Le logiciel CamiTK (*Computer Assisted Medical Intervention Tool Kit*) [30] est une plateforme open source développée en C++ au sein du laboratoire TIMC. Elle permet aux utilisateurs de manipuler des images médicales et des modèles 3D. Il est possible d'y ajouter des "actions" programmées en C++, qui offrent des fonctionnalités supplémentaires accessibles depuis l'interface graphique destinée aux utilisateurs, CamiTK-IMP. Plusieurs travaux ont tiré parti de cette extensibilité : par exemple, Lecesne et al. [64] ont développé un module de visualisation de modèles segmentés du cœur, tandis que nos propres travaux [102] ont permis d'intégrer des modèles 3D de fils tenseurs dans un visage humain virtuel, afin d'afficher en temps réel l'effet du fil sur les tissus mous dans le cadre de la prise en charge de la paralysie faciale.

5.4.2 La découpe des structures osseuses

Dans notre étude, un premier algorithme a été développé afin de lire les fichiers *.node* et *.elem*, qui répertorient respectivement les nœuds et les éléments des maillages EF 3D générés par le logiciel Ansys APDL. Ce module offre la possibilité de visualiser les structures osseuses 3D, mandibule et maxillaire, directement dans le logiciel CamiTK. En effet, la plupart des logiciels actuels utilisés en chirurgie orthognathique opèrent sur des modèles surfaciques plutôt que sur le maillage EF complet, ce qui entraîne une perte de la topologie du maillage ainsi que des conditions aux limites globales lorsque des coupes sont réalisées.

Nous avons également développé un simulateur de chirurgie orthognathique [101] inspiré du logiciel ProPlan CMF, permettant la réalisation d'ostéotomies (fig. 5.30). Trois modules ont ainsi été implémentés : la découpe de Le Fort I (maxillaire), l'ostéotomie BSSO (mandibule), consistant en une coupe en "Z" de la branche mandibulaire, et la génioplastie, basée sur une découpe plane du menton (fig. 5.31). Ces ostéotomies sont couramment utilisées pour corriger les malocclusions de Classe II, caractérisées par une mandibule reculée (rétrognathie), ainsi que les malocclusions de Classe III, où la mandibule est au contraire trop avancée (prognathisme).

Une propriété essentielle de ce module est sa capacité à préserver la topologie du maillage EF du patient : tous les indices nodaux et les éléments nécessaires aux conditions aux limites, notamment les zones de contact, sont ainsi conservés. L'utilisateur peut ensuite appliquer des rotations et/ou translations des structures osseuses selon les trois axes principaux, x, y et z à l'aide de curseurs de l'interface graphique. Par ailleurs, un fichier est automatiquement généré pour enregistrer les déplacements de trois points de la partie découpée du modèle 3D déplacé. Cette stratégie permet d'éviter l'application directe de rotations lors des simulations numériques, en s'appuyant uniquement sur les déplacements afin de réduire le temps de calcul (voir section 6.3.1).

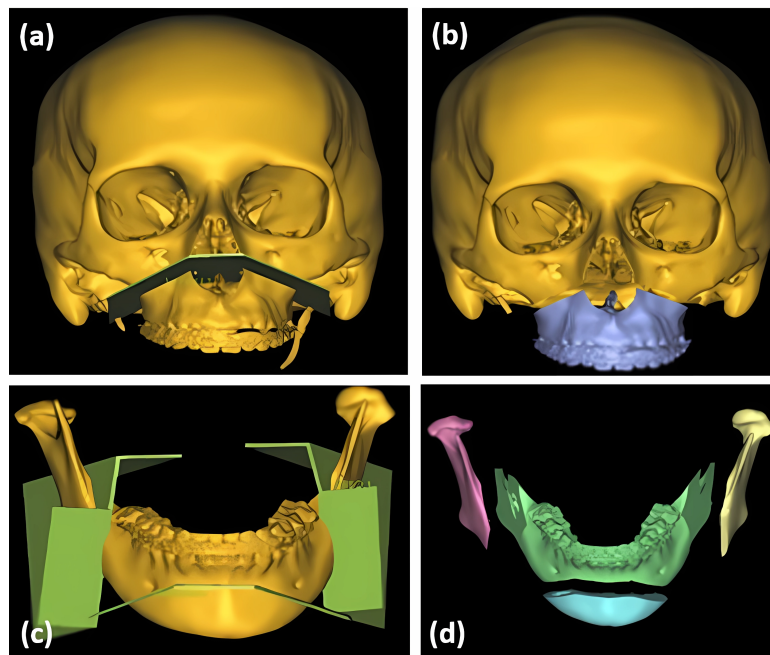


FIGURE 5.30 – a,b) : Ostéotomie de Le Fort I. c,d) : Ostéotomie BSSO (*Bilateral Sagittal Split Osteotomy*) et génioplastie. Cette image a été créée à l'aide du logiciel ProPlan de la société Materialise, couramment utilisé par les chirurgiens.

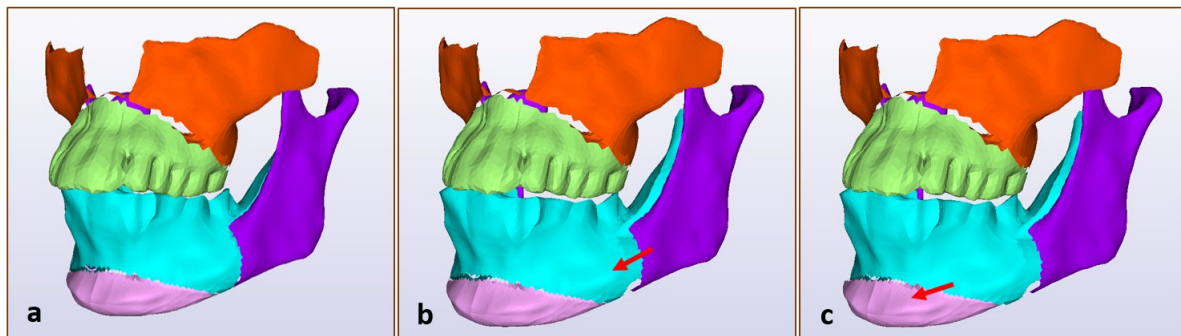


FIGURE 5.31 – a) Maillage EF intégrant les découpes mandibulaires (ostéotomie sagittale bilatérale BSSO et génioplastie) ainsi que la découpe du maxillaire (Le Fort I), réalisées sous le logiciel CamiTK. b) Avancée de la mandibule suivant l'ostéotomie BSSO, avec une découpe en forme de "Z". c) Avancée du menton selon l'ostéotomie de génioplastie, avec une découpe plane.

La raison du raffinement des maillages EF (section 5.1.3) réside dans le processus de séparation des éléments par le plan de coupe, qui entraîne la suppression des éléments intersectés. Lorsque la taille des éléments est suffisamment fine, de l'ordre de 1 mm, cette suppression reste réaliste, car elle correspond approximativement à l'épaisseur de la scie utilisée en pratique chirurgicale.

Troisième partie
Évaluation de la méthode

Chapitre 6

Étude clinique SPOC (Simulation des Parties mOlles faciales en Chirurgie orthognathique)

La collaboration entre les laboratoires TIMC et Gipsa-lab, la société Ansys et le CHANGE a permis de développer un modèle EF de référence intégrant les structures osseuses et les tissus mous d'un sujet sain, incluant la peau, l'hypoderme et les structures musculaires. Ce modèle, présenté en section 5.1, a déjà été introduit dans nos travaux antérieurs [99]. Il constitue la base à partir de laquelle sont générés les maillages EF des patients, grâce à une méthode quasi-automatique présentée section 5.3. L'étude clinique SPOC, démarrée en 2025 et approuvée par le Comité de Protection des Personnes (Protocole SPOC, AU 1997), vise à évaluer les prédictions issues de notre méthodologie de modélisation et à s'assurer que ces modèles patients permettent de simuler avec précision les effets d'une chirurgie orthognathique, notamment les impacts des déplacements osseux sur les tissus mous. L'étude ne procure pas de bénéfice direct aux patients inclus, mais elle vise à évaluer la faisabilité de l'utilisation du modèle de référence et de la procédure de quasi-automatique de génération des modèles patients-spécifiques pour la planification de futures chirurgies orthognathiques. En particulier, les données postopératoires sur l'esthétique et les mimiques faciales pourront être quantitativement comparées aux prédictions qu'auraient fournies notre méthodologie de simulation numérique.

Au total, cette étude prévoit l'inclusion de 30 patients. Les critères d'inclusion exigent que les patients soient majeurs et aient bénéficié d'au moins l'une des ostéotomies suivantes : BSSO, Le Fort I et/ou génioplastie, décrites en section 2.3. Les patients ne doivent pas présenter de disjonction maxillaire ni de malformation faciale. Sont également exclus les patientes enceintes ou allaitantes, les patients sous tutelle, curatelle ou sauvegarde de justice, ainsi que ceux ne comprenant pas le français. De plus, les patients dont le scanner pré- ou postopératoire est absent ou inexploitable ne seront pas inclus. Toute personne ayant subi une intervention chirurgicale, un traumatisme, une infection évolutive ou une injection à visée esthétique sur le visage entre la chirurgie orthognathique et le scanner postopératoire sera également exclue. Les patients inclus dans l'étude ont tout d'abord suivi une procédure standard de chirurgie orthognathique. Au CHANGE, un premier

rendez-vous est consacré à la réalisation d'un scanner préopératoire, permettant d'analyser la position des mâchoires et de planifier virtuellement l'intervention, une pratique aujourd'hui réalisée à l'aide du logiciel ProPlan. La chirurgie est ensuite programmée lors d'un rendez-vous ultérieur, quelques semaines plus tard.

Dans l'étude SPOC, des procédures supplémentaires sont réalisées lors du premier rendez-vous. En complément de l'acquisition du scanner préopératoire (section 6.1.1), des photographies 3D du visage sont prises (section 6.1.2) et les propriétés mécaniques des tissus sont mesurées à l'aide du dispositif *Volume-based Light Aspiration device for in vivo Soft Tissue Characterization* (VLASTIC) (section 6.1.3). Un second rendez-vous est ensuite programmé, au minimum six mois après la chirurgie, afin d'acquérir un scanner et des photographies 3D postopératoires, dans le but d'évaluer la précision de la méthode que nous avons élaborée.

Le premier patient inclus dans l'étude a eu sa première consultation le 5 mai 2025 pour une chirurgie réalisée le 2 juin 2025 et le scanner postopératoire a été acquis le 26 novembre 2025.

6.1 L'acquisition des données cliniques de l'étude SPOC

6.1.1 Les scanners préopératoires et postopératoires

Pour toute chirurgie orthognathique, les patients doivent réaliser un scanner dans un centre de radiologie. Dans le cadre de cette étude clinique, 20 patients sont aujourd'hui inclus et ont effectué le **scanner préopératoire** au CHANGE, celui-ci devant être réalisé dans des conditions spécifiques détaillées dans cette section. Pour rappel, les modèles 3D des patients sont générés suite à la déformation du maillage EF de référence à l'aide d'un champ de déplacements obtenu par transformation entre le scanner de référence et le scanner préopératoire du patient. Cette approche requiert que les scanners des patients soient acquis dans des conditions aussi proches que possible de celles du scanner de référence. Pour ce faire, lors de l'acquisition du scanner, les patients sont allongés et positionnent leur tête sur un coussin en silicone transparent afin de maintenir la tête droite (fig. 6.1). Il leur est également demandé de maintenir leurs dents en contact dans leur occlusion habituelle (consigne clinique), et de garder les lèvres légèrement entrouvertes, afin de permettre la distinction entre la lèvre supérieure et la lèvre inférieure (consigne pour se rapprocher des conditions d'acquisition du scanner de référence). Enfin, nous avons demandé aux radiologues de respecter plusieurs règles : inclure la vertèbre C5 dans le champ d'acquisition pour garantir la capture des tissus mous du cou, et assurer une qualité d'image optimale, avec des scanners d'une résolution comprise entre 0,5 et 0,6 mm.

Les scanners préopératoires sont essentiels pour générer les modèles 3D EF des patients. L'acquisition du scanner postopératoire est également requise afin de permettre l'évaluation de notre méthodologie de simulation de la chirurgie orthognathique. Ce scanner a pour objectif de fournir des informations très précises sur les conséquences osseuses de la chirurgie, pour déterminer quels déplacements et/ou rotations appliquer aux mo-

dèles 3D osseux à l'aide de notre module développé sur le logiciel CamiTK (section 5.4). Ces **scanners postopératoires** sont programmés environ six mois (± 14 jours selon le protocole) après la chirurgie, délai nécessaire à la résorption des œdèmes des tissus mous, et à la redistribution des parties molles sur les structures osseuses déplacées. Les consignes d'acquisition du scanner postopératoire sont identiques à celles du scanner préopératoire.

Les scanners pré- et postopératoire sont illustrés pour le patient 1 figure 6.1.

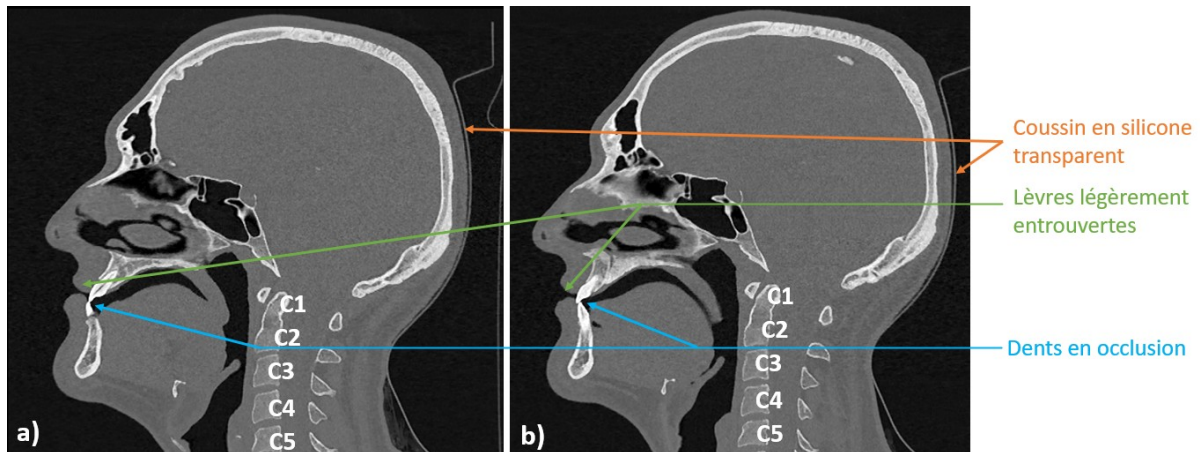


FIGURE 6.1 – Coupes sagittales médianes des scanners pré- (a) et post- (b) opératoires du patient 1 inclus dans l'étude SPOC.

6.1.2 Les photos 3D préopératoires et postopératoires

En complément des scanners, des photos 3D du visage sont acquises avant et après l'intervention chirurgicale. Leur objectif est de caractériser certaines mimiques faciales, qui peuvent ensuite être simulées à l'aide des modèles 3D EF patient-spécifiques intégrant les structures musculaires actives. Ainsi, quatre types de photos 3D sont prises en conditions pré- et postopératoires : au **repos** et lors de trois mimiques faciales, le **sourire**, la **protrusion labiale** où le patient émet le son "OU", et l'**ouverture de la bouche** où le patient émet le son "A" (exemple de photos 3D du patient 1 figure 6.2). Cette dernière consigne a été donnée aux patients afin de limiter, autant que possible, la contraction des muscles non responsables de l'ouverture de la mâchoire tout en évitant une ouverture buccale excessive. Les clichés du visage au repos sont réalisés en plaçant le patient assis devant un fond neutre, avec la même consigne que lors de l'acquisition des scanners, à savoir les dents en occlusion et les lèvres légèrement entrouvertes.

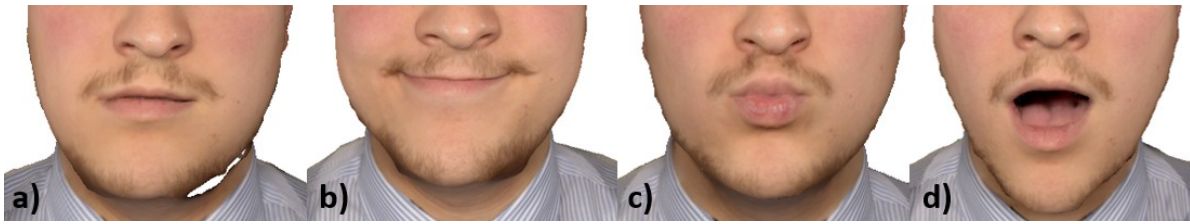


FIGURE 6.2 – Photos 3D du patient 1 inclus dans l'étude SPOC, acquises au repos (a), lors d'un sourire (b), lors de la prononciation du son "OU" (c) et du son "A" (d).

Le référentiel dans lequel se trouve le modèle patient-spécifique est celui des données du CT-scan. Il est différent du référentiel dans lequel sont acquises les photos 3D. La photo du visage au repos est donc utilisée pour calculer la transformation (supposée rigide) entre les deux référentiels, suite à un recalage rigide entre cette photo 3D et la surface externe du visage extraite du scanner par reconstruction marching cube. Les trois mimiques faciales ont pour but d'évaluer l'effet de la contraction des muscles spécifiques réalisée par simulation numérique : le sourire est principalement assuré par le muscle zygomatique et la protrusion labiale par les muscles orbicularis oris périphérique et marginal. L'ouverture de la mandibule est quant à elle guidée par l'ATM.

L'appareil photo utilisé pour les prises de vues 3D est le Canon EOS R7, sur lequel est monté le Vectra H2 au niveau de l'objectif (fig. 6.3). Le Vectra H2 est un système portable conçu pour obtenir des images en 3D, avec un protocole spécifiquement adapté à la prise de mesures anatomiques du visage, tout en permettant l'analyse des textures cutanées. Il présente une grande précision dans la capture des images et permet de réaliser des mesures linéaires, angulaires et de courbes, en faisant un outil précieux pour les applications exigeant une grande exactitude. Avec une erreur relative de mesure de seulement 0,61% [27], la répétabilité de l'appareil est démontrée, ce qui le rend particulièrement fiable pour l'évaluation des traitements esthétiques et les études cliniques.



FIGURE 6.3 – Appareil photo Canon EOS R7 relié au dispositif Vectra H2 (module blanc).

Pour reconstruire une image 3D du visage avec le Vectra H2, trois photographies sont requises, prises sous trois angles distincts : une de face et deux autres à 45° de part et d'autre de l'axe central du visage (fig. 6.4). La photo frontale est capturée directement en face du sujet (fig. 6.4b), tandis que les prises de vue latérales à 45° sont réalisées depuis une position située 30 cm en dessous du visage (fig. 6.4a,c). L'alignement précis de l'appareil photo est assuré grâce à deux lasers (fig. 6.5). Pour la photo de face, les lasers doivent être positionnés au-dessus de la bouche, tandis que pour les clichés à 45° , ils doivent être alignés sur la joue, à l'intersection des axes verticaux et horizontaux reliant le coin de l'œil et le bas du nez. Lorsque l'appareil photo est correctement placé, les faisceaux laser convergent en un point unique, garantissant un positionnement optimal. Cette méthode d'acquisition d'images 3D a été testée et validée sur un échantillon de 30 volontaires [27].

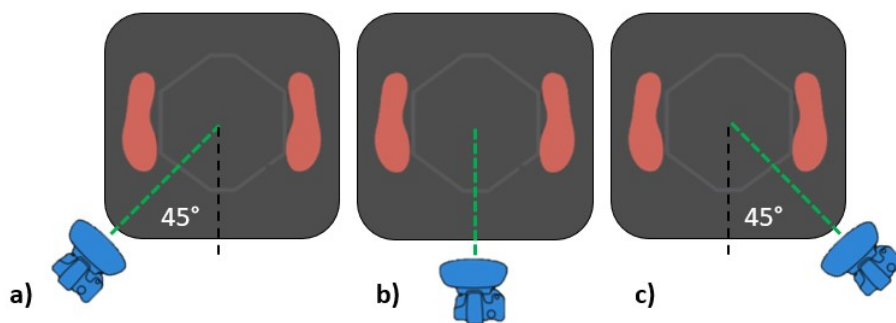


FIGURE 6.4 – Positions angulaires de l'appareil photo pour la capture des trois images nécessaires à la reconstruction 3D (source : Canfield©).

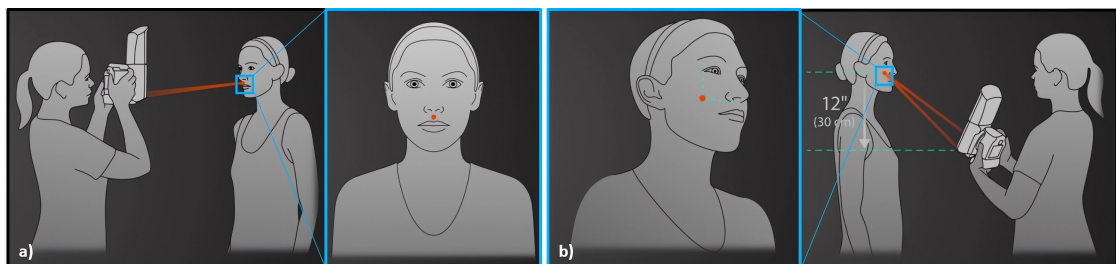


FIGURE 6.5 – a) Alignement de l'appareil photo face au sujet, avec convergence des lasers en un point central entre le nez et les lèvres. b) Positionnement de l'appareil photo à 45° de part et d'autre du visage, à 30 cm en dessous, assurant la convergence des lasers sur la joue, à l'intersection entre le coin de l'œil et le bas du nez (source : Canfield©).

La figure 6.6 présente les images 2D capturées par le Vectra H2, relié à un appareil photo Canon, ainsi que le modèle 3D généré et visualisé dans le logiciel Meshlab. Comme de nombreux logiciels de visualisation de modèles 3D, Meshlab permet la photogrammétrie, notamment en mesurant des distances par sélection de points. Par exemple, la figure 6.6b illustre la mesure de la distance entre les deux canthus.



FIGURE 6.6 – a) Photos 2D prises par le Vectra H2 relié à l'appareil Canon EOS R7. b) Modèle 3D reconstruit à partir des 3 photos 2D et du logiciel associé au Vectra H2.

6.1.3 Aspiration de la peau : le dispositif VLASTIC

Le dispositif VLASTIC (*Volume-based Light Aspiration device for in vivo Soft Tissue Characterization*), développé au laboratoire TIMC [43, 24], permet la caractérisation mécanique des tissus mous *in vivo*. Connesson et al. [17] ont récemment perfectionné ce dispositif afin de permettre l'identification du module d'Young (caractéristique de la rigidité du matériau) de tissus modélisés comme une structure bicouche, correspondant dans notre étude à la peau et à l'hypoderme.

L'appareil est constitué d'une coupelle d'aspiration semi-sphérique appliquée au contact de la peau (fig. 6.7), reliée à un système permettant de contrôler précisément la dépression et de mesurer le volume d'air aspiré. Cette pression négative est générée au moyen d'une pompe à seringue programmable (Pump 44 Elite, Harvard Apparatus, Holliston), appliquée à la peau et aux tissus sous-jacents [79]. La pression imposée est de faible amplitude et est appliquée de manière cyclique, induisant des déformations très faibles afin de garantir un régime quasi-statique, sans choc ni inconfort pour le patient. Les données pression-volume sont ensuite automatiquement enregistrées et exploitées par un algorithme dédié, permettant d'identifier les paramètres mécaniques des tissus, en particulier les modules d'Young de la peau et de l'hypoderme, utilisés comme paramètres d'entrée dans les simulations EF.

Dans cette étude, la coupelle est positionnée sur la joue des patients (fig. 6.7c). Les acquisitions sont réalisées à l'aide de coupelles de différents diamètres (6, 10, 15 et 20 mm). La figure 6.7b illustre le cas de figure où la succion est présente pour les coupelles de diamètre 20 et 6 mm. Ce schéma met en évidence qu'un petit diamètre de coupelle favorise la caractérisation des propriétés mécaniques de la couche superficielle, à savoir la peau. À l'inverse, l'utilisation de coupelles de plus grand diamètre permet de caractériser les propriétés de la couche profonde, correspondant à l'hypoderme. Les modules d'Young obtenus pour caractériser les paramètres matériaux de la peau et de l'hypoderme sont présentés tableau 6.1, pour les 20 premiers patients inclus dans l'étude. De manière

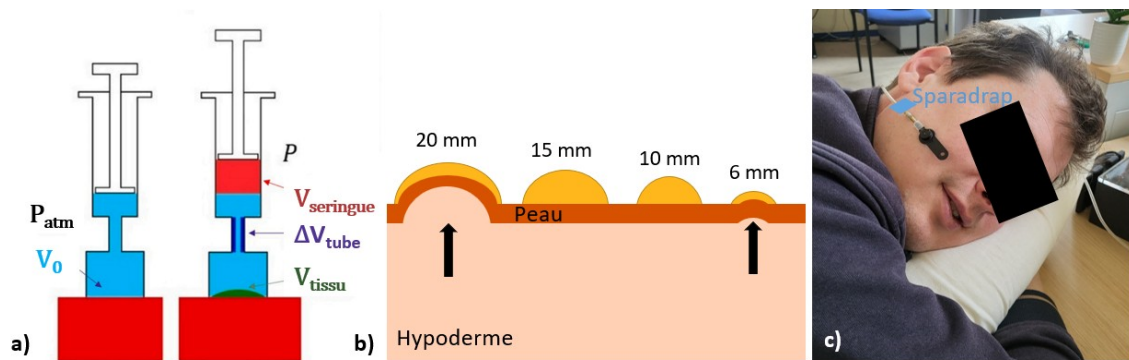


FIGURE 6.7 – a) Dispositif d’aspiration VLASTIC. b) Coupelles du dispositif VLASTIC (en jaune) positionnées sur la peau, utilisées dans l’étude SPOC. Les coupelles de diamètre 20 mm et 6 mm sont illustrées en phase d’aspiration. c) Coupelle du dispositif VLASTIC appliquée sur la joue d’une personne volontaire [17].

cohérente, on note que le module d’Young estimé pour la peau est supérieur à celui de l’hypoderme. Il s’élève en moyenne sur l’ensemble des patients à 16,4 kPa pour la peau, contre 1,7 kPa pour l’hypoderme.

Patient	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
E_{sup} (kPa)	20,8	14,3	22,6	18,9	13,6	10	17	17,4	13,4	18,6	22,5	25	13,9	10,2	16,1
E_{inf} (kPa)	2	1,6	1	2,9	1,6	2	1,9	3,1	1,1	0,8	1,8	1,1	0,9	1,5	2

Patient	16	17	18	19	20
E_{sup} (kPa)	10	8,1	16,4	27,8	11,9
E_{inf} (kPa)	1,1	3,8	1	1,7	2

TABLEAU 6.1 – Valeurs des modules d’Young (kPa) des couches inférieures (hypoderme) et supérieures (peau) obtenus à l’aide du dispositif VLASTIC des 20 premiers patients inclus dans l’étude SPOC.

6.2 Évaluation des maillages EF préopératoires générés

Les maillages EF patient-spécifiques préopératoires générés par notre méthode sont d'abord évalués sur le plan **géométrique**, en comparant leurs formes et leurs structures à l'aide de cartographies de couleurs, comme présenté à la section 5.1.3. Cette étape permet de visualiser les variations locales et les différences entre les modèles générés et les géométries réelles préopératoires obtenues à partir du CT-scan (section 6.2.1). Ensuite, la **qualité du maillage** EF est analysée à travers un critère de qualité, afin de garantir la précision et la stabilité des calculs numériques qui permettront la simulation des déplacements osseux induits par la chirurgie et de leurs conséquences fonctionnelles (section 6.2.2). Si les maillages préopératoires présentent des erreurs, quelle qu'en soit la nature, celles-ci se répercuteront sur les résultats postopératoires. Il est donc essentiel d'obtenir un maillage préopératoire de bonne qualité pour chaque patient (voir section 4.3.1).

6.2.1 Analyse de la géométrie des maillages générés

Les maillages EF patient-spécifiques préopératoires générés par notre méthode sont d'abord évalués sur le plan géométrique. Les surfaces externes des tissus mous et des structures osseuses des maillages EF sont comparées à celles des modèles 3D issus de la segmentation des scanners préopératoires, appelés **surfaces segmentées**. Comme rappelé dans la section 5.1.2, les surfaces segmentées sont obtenues par un algorithme automatique, en sélectionnant les voxels dont la valeur est supérieure à -600 UH pour la surface externe des tissus mous et supérieure à 600 UH pour la surface externe des structures osseuses. La précision des surfaces est submillimétrique, c'est-à-dire que les points du nuage formant le modèle sont espacés de moins d'un millimètre car les voxels des examens scanners ont une résolution de 0,5 ou 0,6 mm. Bien qu'elles soient très précises, elles peuvent présenter certaines imperfections. En effet, les valeurs d'intensités des voxels peuvent légèrement varier d'un scanner à l'autre en raison de la présence d'artéfacts, souvent présents au niveau du visage en raison de la fréquence des amalgames/couronnes métalliques dentaires et plus spécifiquement de l'appareillage orthodontique dans notre étude. Du fait de l'utilisation d'un seuil de segmentation constant pour toutes les images, cela peut engendrer l'apparition de trous inexistant dans la réalité, entraînant la perte d'une partie de l'information surfacique lors de la comparaison avec les modèles EF (voir section 5.1.2). Les résultats qui suivent doivent donc être interprétés avec prudence, en tenant compte de ces imperfections.

Les tissus mous

La figure 6.8 présente, pour les 20 premiers patients inclus dans l'étude SPOC, les cartes de couleurs des distances euclidiennes entre les nœuds de la surface externe des tissus des maillages EF des tissus mous du visage des patients générés par notre méthode, et les points les plus proches des surfaces segmentées correspondantes. Les écarts obtenus sont qualifiés d'"erreur anatomique". L'échelle de représentation est limitée à l'intervalle $[0; 2\text{mm}]$, seuil en dessous duquel les modèles sont considérés comme de bonne qualité (voir section 3.2.4). Concrètement, la valeur 2 mm regroupe l'ensemble des erreurs supérieures ou égales à 2 mm. Pour la plupart des patients, les erreurs restent inférieures à 2 mm dans les zones les plus cruciales, pour les aspects esthétiques et fonctionnels, notamment au niveau des lèvres où se concentrent la majorité des écarts, observation rapportée dans plusieurs études de la littérature [93], et inférieures à 1 mm sur le reste du visage. Nous constatons cependant que pour le patient 9, notre méthode est plutôt imprécise, avec des régions de tailles significatives où des erreurs supérieures ou égales à 2 mm apparaissent (fig. 6.8). Ces échecs sont principalement dus à la présence de nombreux artefacts (fig. 6.9) sur les scanners, rendant les données finalement inexploitable.

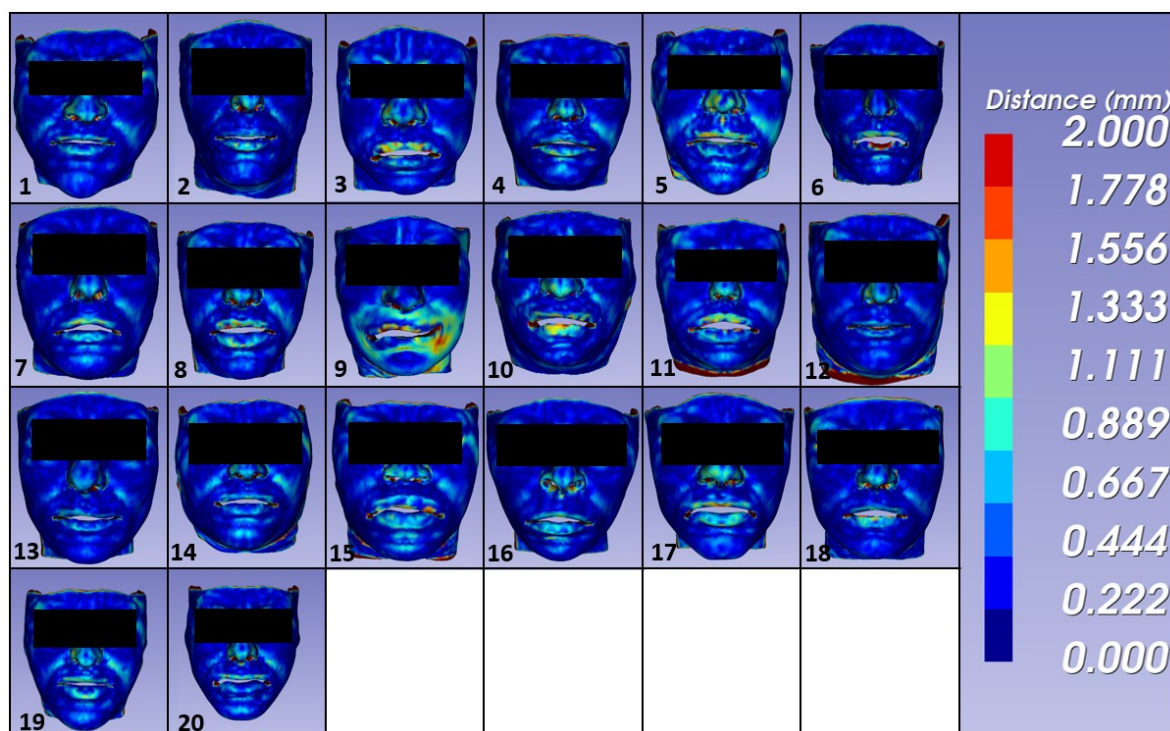


FIGURE 6.8 – Cartes de couleurs indiquant la distance euclidienne entre les surfaces externes des maillages EF des tissus mous du visage générés pour les 20 premiers patients inclus dans l'étude SPOC et les surfaces externes réelles correspondantes des patients, obtenues à partir du CT-scan préopératoire. Le niveau maximal de représentation des erreurs correspond à des erreurs supérieures ou égales à 2 mm.

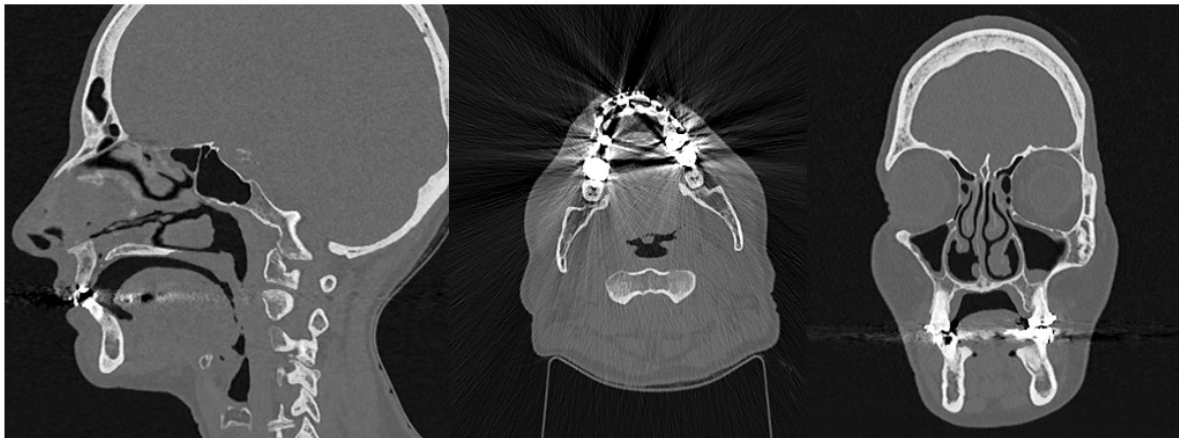


FIGURE 6.9 – Coupes sagittale, coronale et transversale du patient 9, montrant la présence d'artéfacts responsables de la non-visualisation de certaines structures anatomiques.

La figure 6.10 propose une comparaison visuelle des maillages préopératoires et des données anatomiques pour les 20 premiers patients inclus dans l'étude SPOC. Elle montre, dans le plan sagittal médian, les contours des surfaces externes des maillages des tissus mous (en rouge), du maxillaire (en bleu cyan) et de la mandibule (en bleu foncé), superposées aux coupes scanners des patients. On observe que les faibles erreurs, de l'ordre de 1 mm, identifiées au niveau des lèvres chez les patients 7, 10, 11 et 17, ne sont pas perceptibles visuellement sur les images scanner. Cela s'explique par le fait que, sur les images scanner, la zone de transition entre les tissus mous et l'air, utilisée pour la détection de la surface externe du visage, est en réalité plus étendue que ne le suggère la segmentation fondée sur un seuil unique. En effet, la frontière entre les tissus mous et l'air est parfois caractérisée par un gradient d'intensité, malgré la résolution submillimétrique des images scanner. De plus, on remarque que les contacts entre les structures osseuses et les tissus mous internes sont conservés, ce qui constitue une étape très importante pour pouvoir effectuer des simulations numériques par la suite.

Il est à noter que l'on observe, sur la figure 6.10 (exemple en rouge sur le menton du patient 3), des lignes à l'intérieur des maillages des tissus mous. Celles-ci résultent de la conversion des maillages EF volumiques en modèles surfaciques 3D, réalisée afin d'analyser uniquement l'enveloppe de la surface externe des tissus mous et de permettre leur visualisation sur les images scanner. Elles n'ont, de ce fait, aucune signification interprétable.

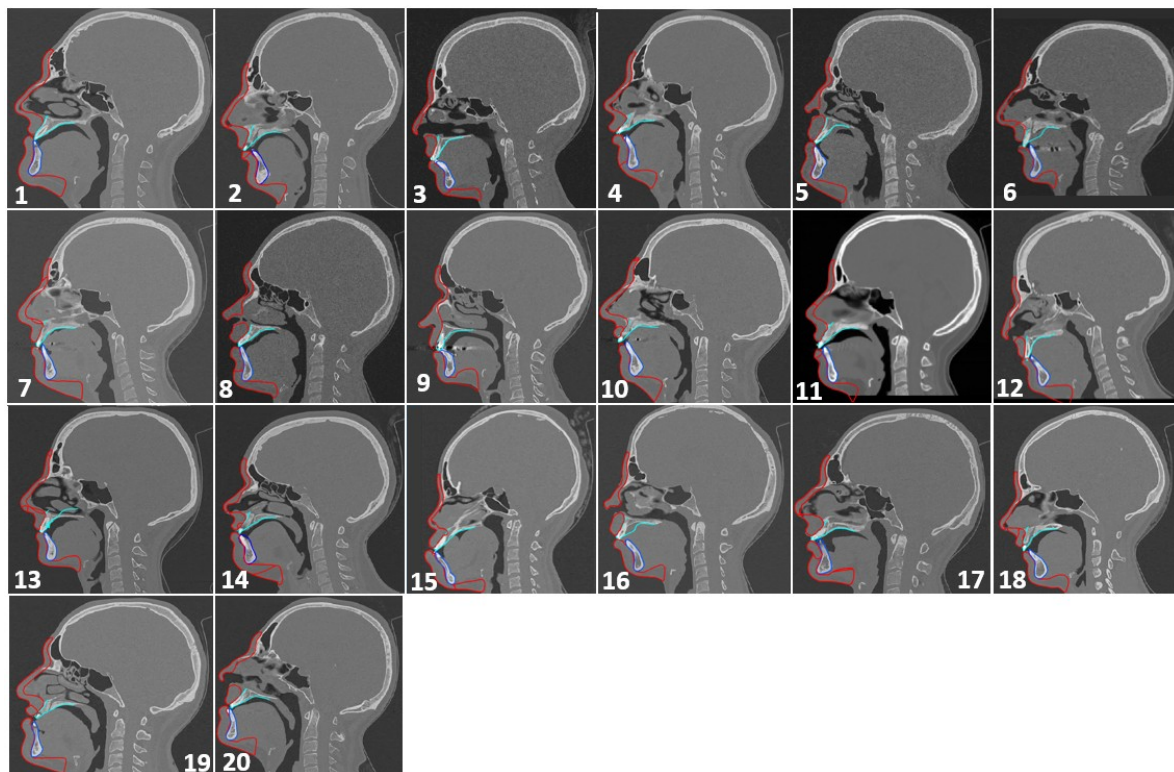


FIGURE 6.10 – Coupes sagittales médianes des 20 premiers patients inclus dans l'étude SPOC, sur lesquelles sont superposées les contours des surfaces externes des maillages EF des tissus mous (rouge), du maxillaire (bleu cyan) et de la mandibule (bleu foncé).

Afin d'approfondir l'analyse des résultats obtenus pour les patients inclus dans l'étude SPOC, une analyse statistique a été menée sur un total de 19 patients. Le patient 9 a été exclu de cette analyse en raison de la présence d'un nombre excessif d'artéfacts sur l'image scanner (fig. 6.9). Pour évaluer la précision des prédictions préopératoires des tissus mous obtenues par notre méthode, les maillages sont divisés en quatre régions anatomiques de la surface externe : le nez, les lèvres, les joues et le menton (fig. 6.11a). Ce choix de division a été inspiré de l'article de Khambay & Ullah [46], et permet de localiser les erreurs selon les régions anatomiques. Ces quatre zones sont définies de la manière suivante :

- **Nez** : limité en haut par la glabella (partie située entre les sourcils), en bas par la columelle (partie centrale entre les narines), et sur les côtés par les sillons naso-palpébral, nasogénien et naso-labial (plis naturels du visage autour du nez et des joues).
- **Lèvres** : limitées en haut par la base de la columelle et les sillons naso-labial et naso-génien, et en bas par le sillon labio-mentonnier (pli entre la lèvre inférieure et le menton).
- **Joue** : comprise entre le pli palpébro-jugal (près de l'œil), le sillon naso-génien, le bord basilaire de la mandibule (bord inférieur de la mâchoire) et une verticale passant par le sillon pré-auriculaire (près de l'oreille).

- **Menton** : limité en haut par le sillon labio-mentonnier et en bas par le bord basilaire de la mandibule.

La figure 6.11b présente, pour chaque patient, excepté le patient 9, la valeur moyenne de l'erreur (distance euclidienne) calculée dans les différentes zones anatomiques. Ces erreurs s'élèvent en moyenne à 0,3 mm pour les lèvres, 0,34 mm pour le nez, et 0,19 mm pour les joues et 0,18 mm pour le menton.

Le tableau 6.2 présente les valeurs des distances euclidiennes (en mm) illustrées dans la figure 6.11b. Les valeurs des erreurs pour le patient 9 ont été ajoutées à ce tableau (ligne en orange) afin de montrer que la moyenne des erreurs sur les différentes zones anatomiques reste plus élevée pour ce patient que pour les autres. Les valeurs dépassant le seuil de 2 mm sont mises en évidence en jaune fluo, ce qui permet d'identifier les zones où l'obtention de résultats précis est plus difficile. Bien que les erreurs moyennes soient comparables pour les lèvres et le nez, le tableau 6.2 montre que les erreurs maximales se concentrent au niveau des lèvres, zone présentant des discontinuités locales, comme observé dans la littérature [93]. Aucune valeur dans la région nasale ne dépasse le seuil de 2 mm.

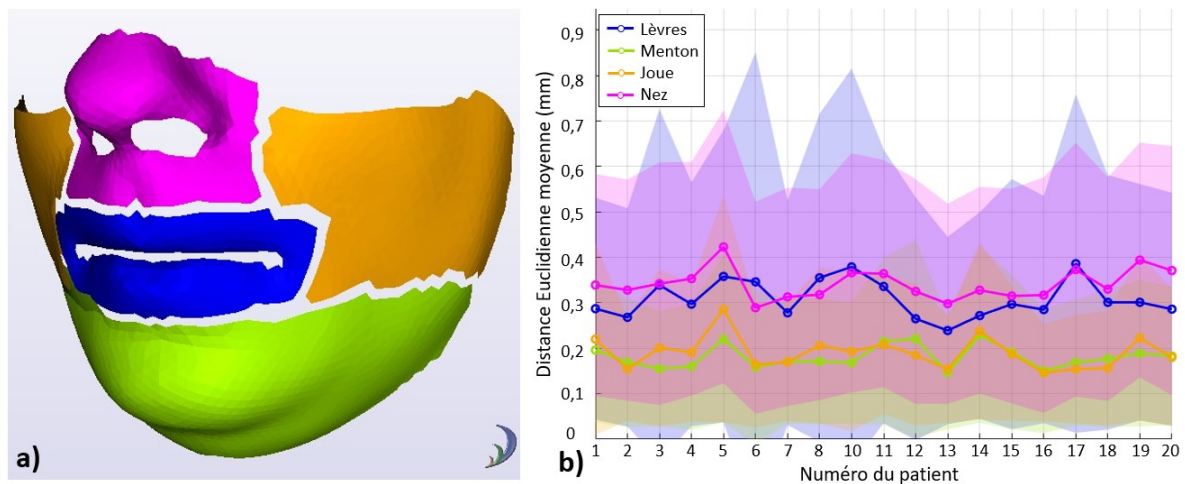


FIGURE 6.11 – a) Surface externe des tissus mous du modèle de référence divisée en quatre zones : les lèvres en bleu, le nez en rose, les joues en orange et le menton en vert. b) Erreurs moyennes (cercles) et leurs écarts-types au sein de chaque région (les zones ombrées correspondent à \pm un écart-type autour de la moyenne) entre la surface des maillages EF générés et la surface réelle du visage extraite des scanners. Le patient 9 a été écarté de l'étude statistiques du fait de la présence d'artéfacts trop importants sur les images scanner (figure adaptée de nos travaux (2026) [100]).

Patient	Lèvres (mm)				Menton (mm)				Joue (mm)				Nez (mm)			
	min	max	moyenne	écart-type	min	max	moyenne	écart-type	min	max	moyenne	écart-type	min	max	moyenne	écart-type
1	0.000	1.309	0.287	0.244	0.000	0.769	0.196	0.159	0.000	1.954	0.220	0.211	0.002	1.355	0.339	0.244
2	0.001	1.330	0.268	0.240	0.000	0.780	0.169	0.142	0.000	0.806	0.154	0.113	0.001	1.294	0.328	0.243
3	0.000	2.813	0.339	0.387	0.000	0.783	0.155	0.126	0.000	1.525	0.201	0.173	0.003	1.335	0.342	0.267
4	0.001	1.332	0.297	0.268	0.000	0.900	0.160	0.139	0.001	0.889	0.191	0.152	0.000	1.291	0.353	0.257
5	0.000	1.397	0.358	0.321	0.000	0.884	0.220	0.183	0.001	2.359	0.286	0.249	0.001	1.282	0.423	0.300
6	0.001	3.577	0.346	0.505	0.000	1.010	0.159	0.171	0.000	1.073	0.164	0.138	0.002	1.293	0.289	0.233
7	0.001	1.275	0.278	0.247	0.000	0.722	0.171	0.137	0.000	0.744	0.170	0.130	0.000	1.285	0.313	0.240
8	0.001	2.119	0.355	0.361	0.000	0.779	0.171	0.138	0.001	1.276	0.206	0.171	0.001	1.222	0.318	0.232
9	0.001	2.848	0.686	0.438	0.000	1.440	0.584	0.316	0.000	1.995	0.517	0.358	0.003	1.241	0.446	0.275
10	0.000	2.894	0.379	0.436	0.000	0.787	0.168	0.134	0.000	1.540	0.193	0.175	0.004	1.388	0.366	0.263
11	0.000	1.750	0.336	0.301	0.000	0.963	0.215	0.183	0.002	1.109	0.208	0.153	0.004	1.269	0.364	0.250
12	0.001	1.949	0.265	0.267	0.000	2.123	0.221	0.217	0.000	1.455	0.185	0.155	0.002	1.163	0.325	0.247
13	0.000	1.053	0.239	0.206	0.000	0.641	0.146	0.124	0.000	0.784	0.154	0.118	0.002	1.189	0.298	0.220
14	0.000	1.242	0.272	0.227	0.000	0.948	0.230	0.194	0.000	1.587	0.238	0.195	0.001	1.301	0.328	0.227
15	0.000	1.411	0.297	0.275	0.000	0.841	0.192	0.170	0.000	1.136	0.188	0.148	0.000	1.272	0.315	0.236
16	0.000	1.267	0.285	0.250	0.000	1.014	0.150	0.137	0.000	0.686	0.146	0.107	0.001	1.665	0.317	0.259
17	0.000	2.379	0.386	0.372	0.000	0.695	0.169	0.139	0.001	0.704	0.154	0.119	0.000	1.281	0.373	0.279
18	0.005	1.706	0.301	0.280	0.000	0.772	0.177	0.150	0.000	0.819	0.156	0.126	0.001	1.290	0.330	0.246
19	0.005	1.095	0.301	0.260	0.000	0.789	0.189	0.161	0.000	1.461	0.223	0.182	0.001	1.179	0.394	0.258
20	0.000	1.116	0.286	0.256	0.000	0.778	0.183	0.152	0.000	1.017	0.180	0.152	0.001	1.361	0.371	0.274

TABLEAU 6.2 – Tableau des distances euclidiennes mesurées entre les nœuds des surfaces externes des maillages EF des patients générés, et les surfaces externes segmentées des scanners préopératoires. Les erreurs supérieures au seuil de 2 mm sont surlignées en jaune. Le patient 9 (surligné en orange) a été écarté de l'étude statistiques du fait de la présence d'artéfacts trop importants sur les images scanner.

La méthode peut parfois être imprécise en raison de la présence d'artéfacts dans les scanners. C'est le cas pour le patient 9, nous l'avons vu, mais aussi, dans une moindre mesure, le patient 6, qui présente une erreur maximale de 3,57 mm au niveau des lèvres, avec cependant une moyenne acceptable de 0,346 mm. Cette erreur provient de l'étape 3 de notre méthode (voir section 5.3.2), consistant à prétraiter les images scanner en éliminant les *blobs* de moins de 500 pixels sur les coupes sagittales. La présence d'artéfacts a entraîné pour ce patient la suppression de la lèvre inférieure, correspondant à une section de moins de 500 pixels sur ces coupes. La figure 6.12 illustre ce phénomène : elle présente la coupe sagittale médiane du scanner préopératoire du patient 6 (a), le même scanner après le premier prétraitement (b), ainsi qu'un autre prétraitement consistant à éliminer les *blobs* (c), qui a également supprimé la lèvre inférieure. Cette erreur maximale est par ailleurs visible sur la figure 6.8.

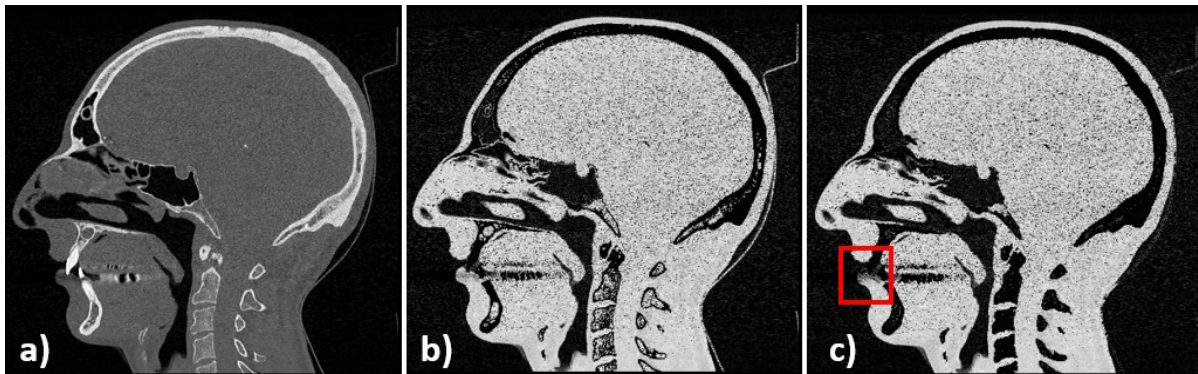


FIGURE 6.12 – a) Coupe sagittale médiane du scanner préopératoire du patient 6. b) Scanner du patient 6 après premier prétraitement (avec les *blobs*). c) Scanner du patient 6 après second prétraitement (sans les *blobs*).

La méthode a également été évaluée sur des patients ne faisant pas partie de l'étude SPOC, qui n'avaient pas nécessairement suivi les mêmes consignes (dents en occlusion, lèvres légèrement ouvertes). De plus, les scanners utilisés pouvaient être de qualité inférieure : il s'agit d'examen plus anciens, présentant une diminution non négligeable du nombre de voxels, et dont les coupes de l'examen scanner ne s'étendaient pas systématiquement jusqu'à la vertèbre C5. Malgré ces limitations, la méthode permet de générer des modèles patients, visualisés dans le plan sagittal médian sur la figure 6.14, présentant des erreurs inférieures à 2 mm sur la majorité des zones (fig. 6.13).

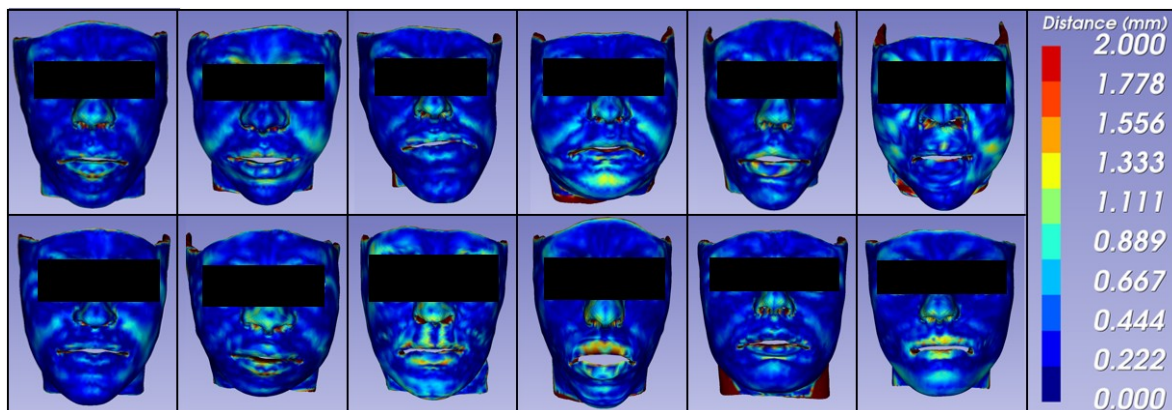


FIGURE 6.13 – Cartes de couleurs indiquant la distance euclidienne entre les surfaces externes des maillages EF générés pour 12 patients, non inclus dans l'étude SPOC, et les surfaces externes réelles correspondantes des patients, obtenues à partir du CT-scan préopératoire. Le niveau de représentation de 2 mm correspond aux erreurs supérieures ou égales à cette valeur.

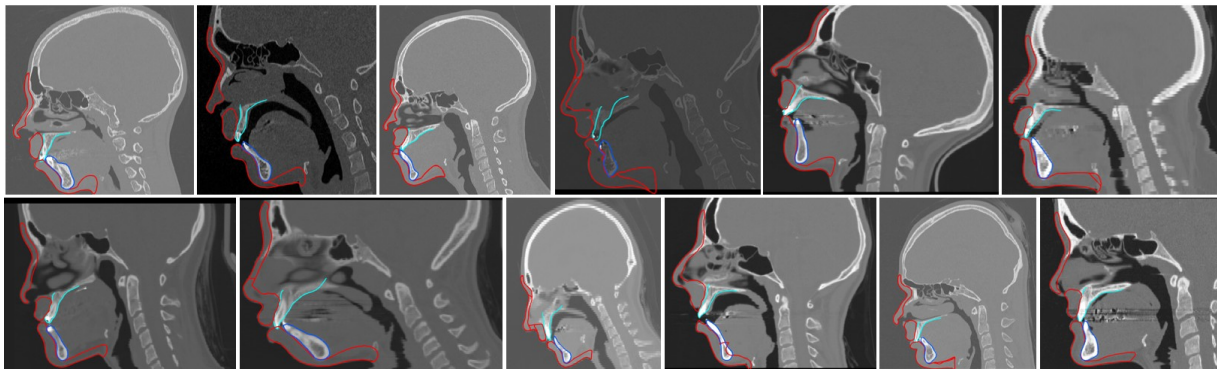


FIGURE 6.14 – Coupes sagittales médianes de 12 patients non inclus dans l'étude SPOC, sur lesquelles sont superposées les contours des surfaces externes des maillages EF des tissus mous (rouge), du maxillaire (bleu cyan) et de la mandibule (bleu foncé).

Les structures osseuses

Les cartes de couleurs représentant les distances euclidiennes entre les surfaces externes des structures osseuses des modèles générés et celles des surfaces segmentées des patients de l'étude SPOC sont présentées à la figure 6.15. Il convient toutefois d'interpréter ces résultats avec prudence. En effet, en raison de la présence d'artéfacts dans les scanners, les surfaces segmentées automatiquement des structures osseuses, utilisées comme surfaces de validation, ne sont pas toujours fiables, notamment à cause de l'utilisation d'un seuillage de segmentation fixe. La figure 6.16 illustre cette limitation en montrant les surfaces segmentées des structures osseuses à partir des scanners préopératoires, qui ont servi à la comparaison avec les modèles de structures osseuses générés par notre méthode, pour les patients 3, 7, 14, 15 et 20.

Deux types de biais peuvent être identifiés. Tout d'abord, la comparaison peut impliquer des surfaces de validation présentant des "trous", c'est-à-dire des zones absentes sur ces surfaces segmentées en raison du seuillage automatique ou de l'absence de certains dents. En effet, bien que les dents manquantes ne soient pas prises en compte dans les marqueurs anatomiques utilisés lors du recalage d'images, elles apparaissent néanmoins dans les modèles générés, puisque la dentition des patients correspond à celle du modèle de référence déformé. Ensuite, l'algorithme de calcul des distances euclidiennes ne retenant que le point le plus proche, les points situés aux extrémités des dents des modèles générés peuvent être comparés soit aux dents réelles, soit aux bagues orthodontiques. Cela peut conduire à l'affichage d'erreurs sur les cartes de distance qui sont parfois difficiles à interpréter.

Les structures osseuses présentent des éléments plus distordus que les tissus mous, car le recalage des images a été réalisé avec une grille de points de contrôle de petite taille, entraînant des déformations locales plus importantes (voir section 5.3.2, étape 1). Toutefois, cela a un impact moindre que pour les tissus mous. En effet, dans les simulations, les structures osseuses sont considérées comme quasiment indéformables, et sont souvent soumises à des déplacements imposés. Malgré ces limitations, l'élément essentiel à retenir

est que l'algorithme automatique de déformation du modèle de référence complet permet de conserver les contacts entre les structures osseuses et les tissus mous avec une précision suffisante, ce qui rend possible la réalisation de futures simulations numériques.

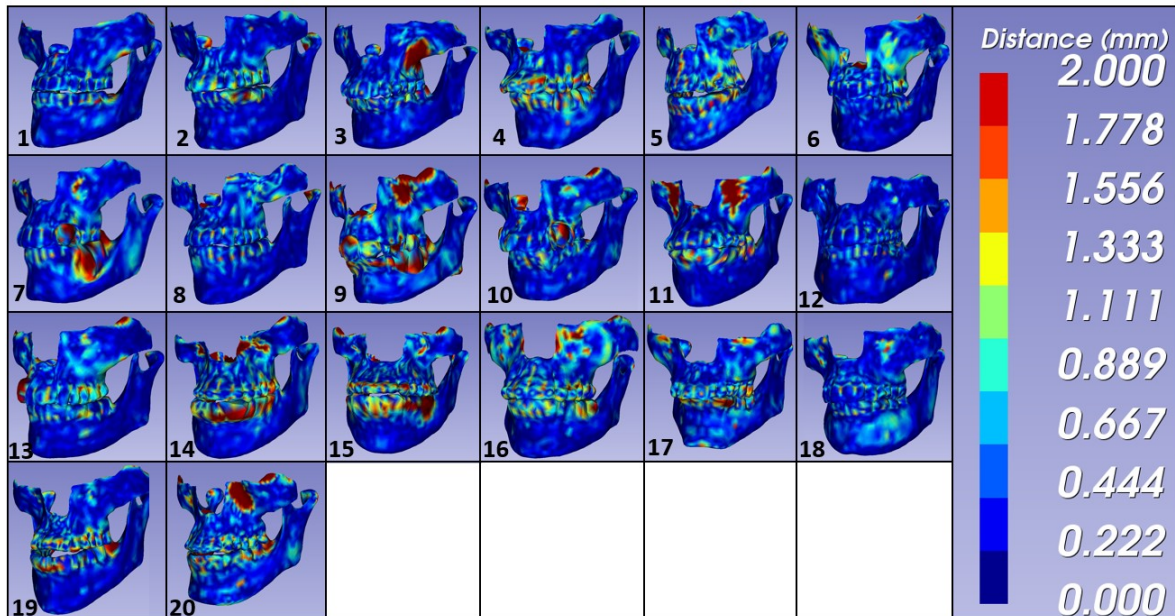


FIGURE 6.15 – Cartes de couleurs indiquant la distance euclidienne entre les surfaces externes des maillages EF générés pour les 20 premiers patients de l'étude SPOC, et les surfaces externes réelles correspondantes des patients, obtenues à partir du CT-scan préopératoire.



FIGURE 6.16 – Surfaces préopératoires segmentées automatiquement des patients 3, 7, 14, 15 et 20, avec un seuil de 600 UH sur leur scanner préopératoire. Cette figure illustre les artéfacts, liés aux prothèses ou appareils dentaires, et les "trous" présents sur les surfaces à cause du seuillage automatique.

La figure 6.17 présente également les cartes de couleurs des distances euclidiennes entre les maillages EF des patients non inclus dans l'étude SPOC et les surfaces segmentées du scanner préopératoire.

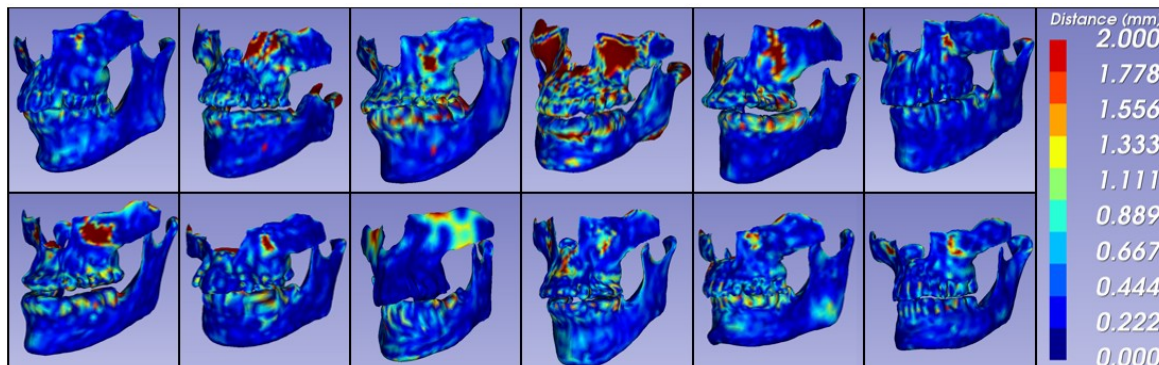


FIGURE 6.17 – Cartes de couleurs indiquant la distance euclidienne entre les surfaces externes des maillages EF générés pour 12 patients, non inclus dans l'étude SPOC, et les surfaces externes réelles correspondantes des patients, obtenues à partir du CT-scan préopératoire.

6.2.2 Analyse de la qualité des éléments des maillages EF générés

Parfois, malgré une erreur anatomique relativement faible, il peut y avoir des problèmes liés à la qualité des éléments des maillages EF générés, suite à la déformation du maillage EF de référence vers l'anatomie des patients. Ce risque de dégradation des éléments peut compromettre les futures simulations numériques, que ce soit pour simuler l'intervention chirurgicale ou les contractions musculaires.

Pour évaluer la qualité des éléments du maillage, différents critères géométriques sont disponibles dans les logiciels Ansys APDL et Ansys Workbench. Nous nous intéressons en particulier à une métrique globale proposée par Ansys Workbench, appelée *Element Quality* (Q), dont les valeurs varient de 0 (qualité faible) à 1 (qualité excellente). Elle est calculée selon la formule (6.1), où n désigne le nombre total d'arêtes de l'élément et L_i la longueur de la i -ème arête :

$$Q = \frac{\text{volume de l'élément}}{(\sum_{i=1}^n L_i^2)^{3/2}} \quad (6.1)$$

La figure 6.18 présente un histogramme illustrant la qualité des éléments des maillages tétraédriques représentant les tissus mous des 20 premiers patients inclus dans l'étude SPOC. Il est important de noter que le maillage EF de référence, construit à l'aide d'une méthode d'optimisation du logiciel Hypermesh visant à maximiser la qualité des éléments, présente une qualité (fig. 6.18 en rouge) supérieure à celle des maillages EF des patients (fig. 6.18, autres couleurs). Ces derniers perdent en qualité lorsque le maillage de référence

est déformé, ce qui est normal. Néanmoins, l'immense majorité des éléments des maillages EF patient-spécifiques présentent une qualité supérieure à 0,5, ce qui les rend adaptés aux simulations numériques futures.

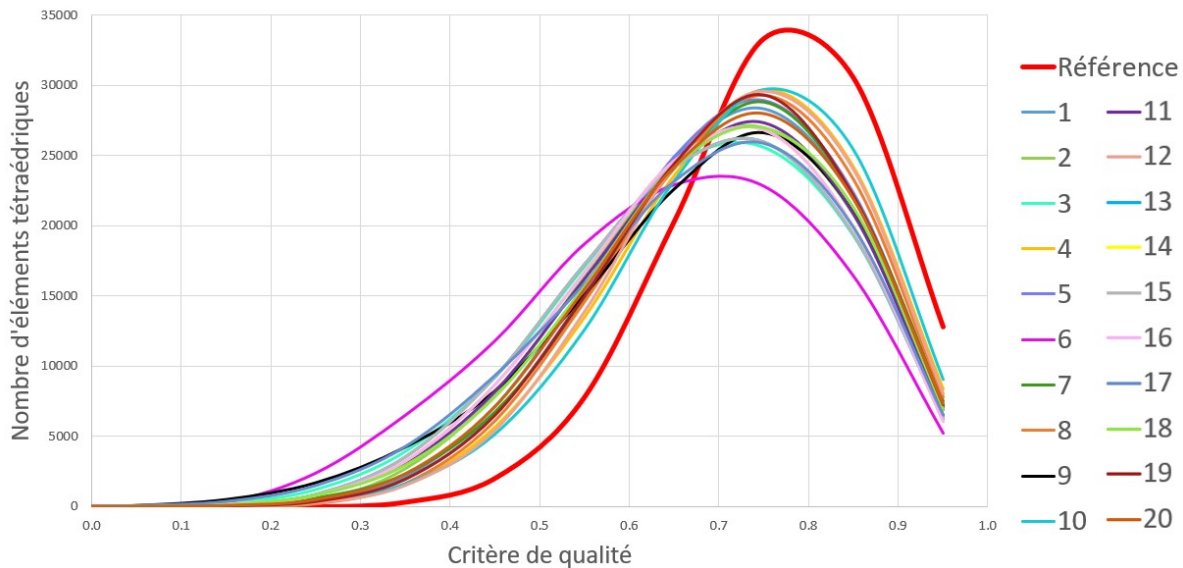


FIGURE 6.18 – Histogramme de la qualité (Q) des éléments tétraédriques dans le maillage des tissus mous du sujet de référence et de ceux des patients, évaluée chez les 20 premiers patients inclus dans cette étude, selon le critère de qualité du logiciel Ansys Workbench (équation 6.1).

6.3 Évaluation des maillages EF postopératoires simulés

À ce jour, seuls deux scanners postopératoires sont disponibles, correspondant aux patients 1 et 3. L'évaluation présentée dans cette section repose donc exclusivement sur ces deux cas, à l'exception de l'analyse de la contraction musculaire préopératoire, pour laquelle la présence du patient 2 est prise en compte (section 6.3.2). La section 6.3.1 décrit les simulations des chirurgies orthognathiques, tandis que la section 6.3.2 présente les mimiques faciales de ces patients en phases pré- et postopératoire.

6.3.1 La simulation de la chirurgie orthognathique

Les patients 1 et 3 ont bénéficié d'une chirurgie maxillo-mandibulaire (BSSO et Le Fort I), sans génioplastie. Dans un premier temps, les structures osseuses postopératoires sont extraites par segmentation automatique du scanner postopératoire, en appliquant un seuil d'intensité de voxel fixé à 600 UH. Cette approche permet de visualiser de manière fiable les résultats de l'intervention chirurgicale : les zones de découpe osseuse, les

déplacements effectués, ainsi que le repositionnement final des segments, stabilisés par des plaques d'ostéosynthèse (fig. 6.19, modèles osseux en jaune). Cependant, bien que les scanners préopératoires et postopératoires soient positionnés dans le même repère et acquis dans des conditions similaires, le positionnement des patients diffère entre les deux examens (fig. 6.19, scanners). Cette variation constitue une contrainte majeure, commune à l'ensemble des études menées dans ce domaine. La première étape de notre méthode consiste donc à repositionner les modèles 3D postopératoires des tissus mous et des structures osseuses dans le repère du modèle préopératoire, qui constitue le référentiel utilisé pour les simulations de chirurgie orthognathique. Pour ce faire, les modèles osseux postopératoires (fig. 6.19) sont recalés sur les modèles osseux EF préopératoires, en prenant comme référence la partie supérieure du crâne située au-dessus de l'ostéotomie de Le Fort I. Ce recalage est réalisé à l'aide du module *Fiducial Registration Wizard* du logiciel 3D Slicer, en sélectionnant un ensemble de points sur les deux modèles. Lorsque la distance entre les points sélectionnés de ces modèles devient inférieure au millimètre (fig. 6.19, carte de couleur), la position des structures osseuses postopératoires est considérée comme correctement estimée. La transformation ainsi obtenue est ensuite appliquée aux structures osseuses dans leur intégralité (fig. 6.19 en jaune), et aux tissus mous postopératoires, afin de permettre la comparaison entre les résultats de la simulation de chirurgie orthognathique et les tissus mous réels issus du scanner postopératoire.

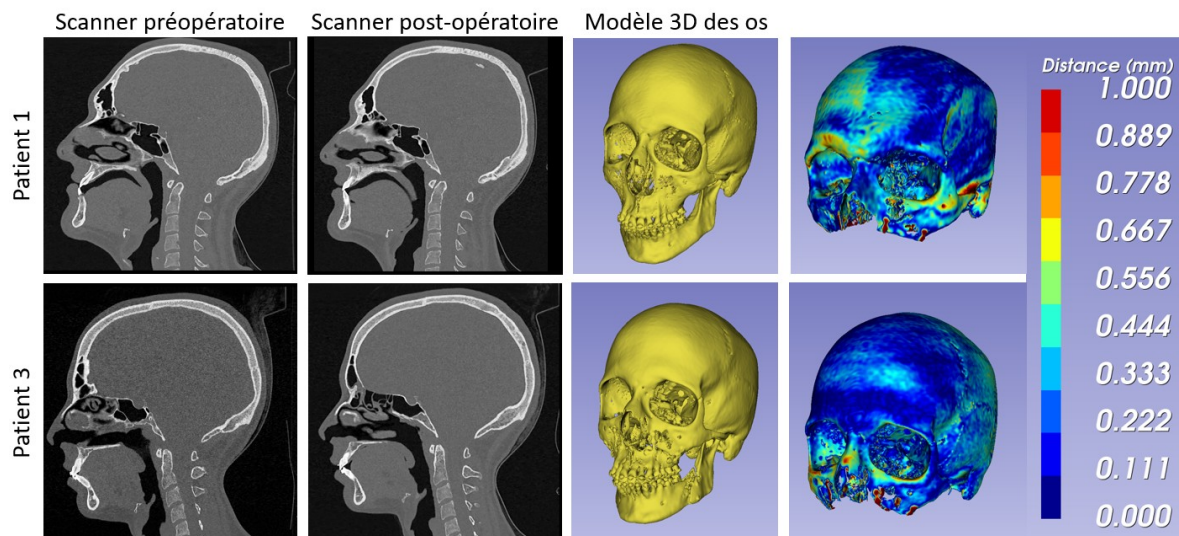


FIGURE 6.19 – Coupes sagittales médianes des scanners préopératoires et postopératoires des patients 1 et 3, et leurs modèles osseux reconstruits par segmentation de leur scanner postopératoire. La colonne de droite montre l'erreur de repositionnement de la partie supérieure du crâne (non impactée par la chirurgie) en condition postopératoire sur cette même partie en condition préopératoire.

Une fois les structures osseuses postopératoires repositionnées dans le repère préopératoire, les découpes osseuses sont réalisées à l'aide du logiciel CamiTK, conformément à la procédure décrite en section 5.4. Les structures osseuses préopératoires découpées sont

ainsi déplacées afin de correspondre à leurs positions mesurées en conditions postopératoires (fig. 6.20). Les translations et rotations appliquées lors des ostéotomies effectuées sous CamiTK sont récapitulées dans le tableau 6.3, en référence au repère illustré à la figure 6.20. Pour appliquer ces déplacements dans le logiciel de simulation numérique Ansys APDL, deux options sont possibles. La première consiste à appliquer les translations et rotations à l'ensemble des modèles osseux à déplacer. Pour éviter d'appliquer des rotations sur les modèles des structures osseuses découpées, souvent coûteuses en calcul sur le logiciel Ansys APDL, nous avons choisi une deuxième option, qui consiste à imposer un déplacement uniquement sur trois nœuds spécifiques des modèles osseux à déplacer (les structures osseuses étant considérées comme quasi-indéformables). Pour cela, un algorithme automatique a été développé afin d'enregistrer la position de trois nœuds des maillages EF pour chaque os déplacé, avant et après la simulation. L'algorithme mesure la distance entre ces trois nœuds selon les axes x , y et z pour les structures osseuses à déplacer pré- et postopératoires, ces valeurs correspondant aux conditions limites fournies lors de la simulation EF. Seuls les déplacements calculés par l'algorithme sont alors appliqués à ces trois nœuds pour repositionner la mandibule et le maxillaire (ou le menton lorsqu'il y a une génioplastie).

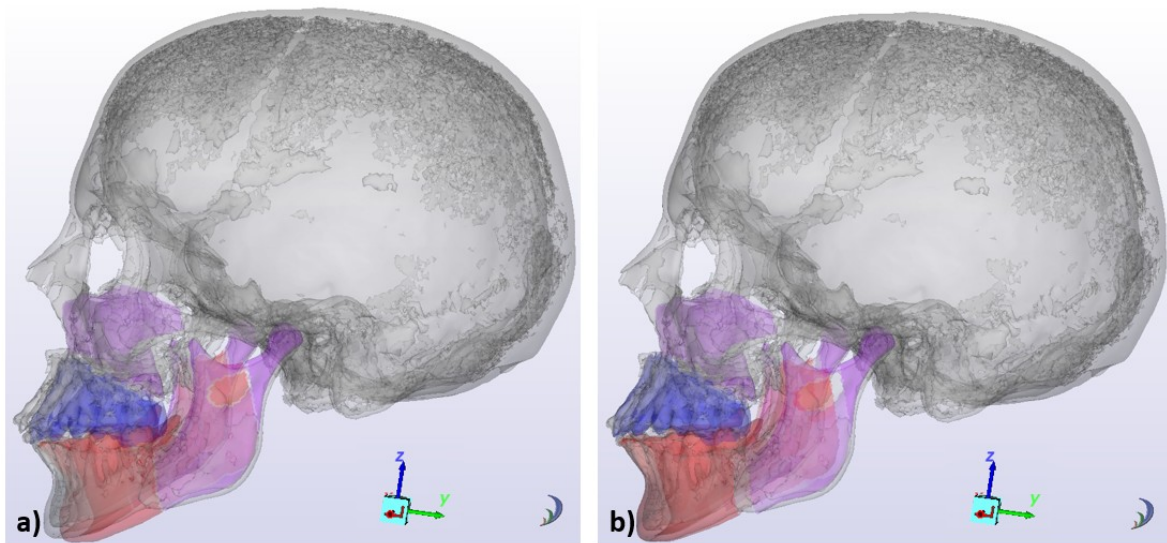


FIGURE 6.20 – Modèle osseux postopératoire issu du scanner d'un patient et reconstruit par Marching Cubes (en gris), superposé aux maillages EF des structures osseuses préopératoires de ce patient, représentées en couleurs : (a) état préopératoire initial, et (b) état préopératoire déplacé selon les valeurs indiquées dans le tableau 6.3. Les structures osseuses fixes pendant la chirurgie sont en violet (condyles droit et gauche, maxillaire supérieur), la mandibule découpée selon l'ostéotomie BSSO en rouge, et le maxillaire découpé selon l'ostéotomie de Le Fort I en bleu.

Patient	Os	dx (mm)	dy (mm)	dz (mm)	rx (°)	ry (°)	rz (°)
1	Mandibule	-2,5	-0,8	7,8	-1	2,5	0
	Maxillaire	-1	-2	1,5	0	1	0
3	Mandibule	1,3	-7,5	4,3	-3	0	0
	Maxillaire	0	-7	7	5,3	0	0

TABLEAU 6.3 – Déplacements et rotations appliqués sur le logiciel CamiTK pour reproduire le déplacement réel qui a eu lieu lors de l’opération, par rapport au repère visualisable figure 6.20.

Des simulations de chirurgie orthognathique sont alors effectuées sur le logiciel Ansys APDL, avec la possibilité pour ce qui nous concerne de proposer à l’utilisateur de modifier les paramètres des matériaux du modèle pour les rendre patient-spécifiques. Les paramètres matériaux obtenus via le dispositif VLASTIC sont ainsi appliqués aux modèles des patients 1 et 3. Les mesures fournies par le dispositif VLASTIC ne concernent que le comportement en petites déformations des tissus mous (modules d’Young de la peau et de l’hypoderme). Seul le paramètre C_{10} de la loi de Yeoh peut donc être personnalisé dans notre cas de figure. En supposant un matériau incompressible ($\nu \approx 0.5$) et de petites déformations, le module de cisaillement s’écrit $G = 2C_{10}$. La constante matérielle C_{10} peut s’écrire $C_{10} = E/[4(1 + \nu)]$, ce qui revient à supposer alors $C_{10} = E/6$ dans un cas quasi-incompressible. C’est donc selon cette règle qu’ont été personnalisés les modules C_{10} de la peau et de l’hypoderme des patients 1 et 3.

Les résultats de la simulation de la chirurgie orthognathique sont illustrés à la figure 6.21 pour les patients 1 et 3. Cette figure montre les champs de déplacement selon les axes x, y et z, visualisables sur la moitié des maillages EF des patients 1 (a) et 3 (b), exprimés en mètres. Les résultats mettent en évidence l’impact des déplacements osseux sur les tissus mous, particulièrement marqué chez le patient 3.

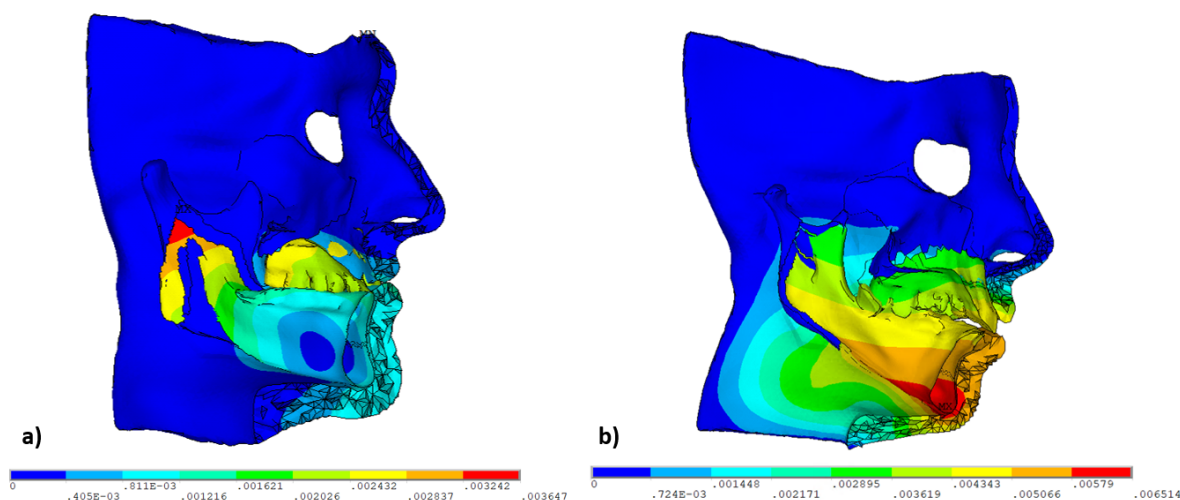


FIGURE 6.21 – Déplacements totaux (m) selon les axes x , y et z , des maillages EF des patients 1 (a) et 3 (b), montrant uniquement la moitié des maillages, obtenus lors des simulations de chirurgie orthognathique.

La figure 6.22 présente les distances euclidiennes sous forme de cartes de couleurs, représentant les erreurs de simulation obtenues pour les patients 1 et 3. Ces distances correspondent plus précisément à l'écart entre la surface externe des maillages EF issus de la simulation de la chirurgie et celle des modèles 3D postopératoires, reconstruits à partir des scanners postopératoires, puis recalés, selon la procédure décrite ci-dessus, sur le modèle préopératoire.

Sur la figure 6.22, on constate dans un premier temps que les erreurs sont plus faibles pour le patient 1 que pour le patient 3, en raison de déplacements osseux moins importants appliqués lors de la chirurgie orthognathique chez le patient 1. Ce patient présentant déjà peu d'erreurs sur le maillage préopératoire, toutes inférieures à 2 mm (fig. 6.8), l'impact des déplacements osseux a ainsi conduit à un faible niveau d'erreur dans le résultat postopératoire (fig. 6.22a), malgré la présence de quelques valeurs légèrement supérieures à 2 mm (tableau 6.4, en jaune fluo). Ces erreurs se manifestent notamment au niveau de la zone nasale, probablement affectée pendant la chirurgie, alors qu'elle n'a pas du tout été déplacée lors de la simulation, ce qui est logique puisque la prise en compte de la région nasale et des conditions aux limites associées restent très rudimentaires dans notre modèle de référence.

En revanche, des écarts plus marqués sont observés chez le patient 3 (fig. 6.22b), atteignant jusqu'à 4 mm (tableau 6.4). Néanmoins, ces résultats restent encourageants lorsqu'ils sont comparés aux données récentes de la littérature, notamment celles rapportées par Yang et al. en 2025 [127], dont les performances sont présentées sur une plage d'erreurs comprise entre 1 et 5 mm, alors que le seuil généralement admis est de 2 mm (voir section 4.2.2). Il convient également de rappeler qu'une source d'erreur provient du recalage de la surface postopératoire segmentée dans le repère préopératoire, étape qui conditionne directement la simulation.

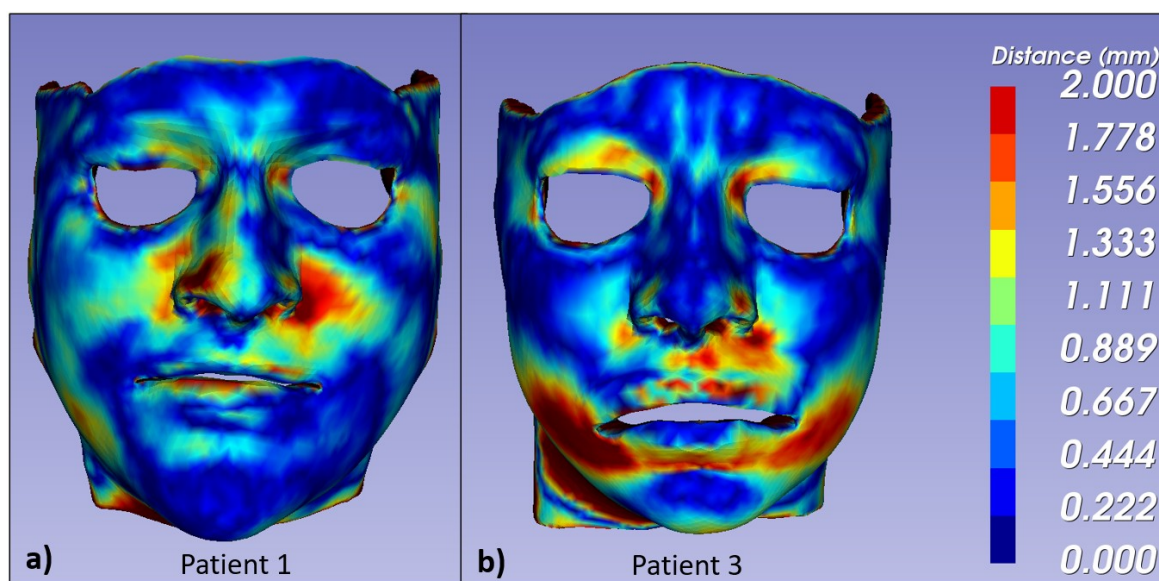


FIGURE 6.22 – Cartes de couleurs indiquant la distance euclidienne entre les surfaces externes des maillages EF des patients 1 et 3 après simulation des conséquences de la chirurgie, et les surfaces externes réelles correspondantes des patients, reconstruites à partir du CT-scan postopératoire. Le niveau 2 mm correspond aux erreurs supérieures ou égales à 2 mm.

Dans notre étude, la prise en compte des propriétés matériaux spécifiques à chaque patient est réalisée via le dispositif VLASTIC. Cependant, cette personnalisation reste limitée au domaine des petites déformations, alors que la simulation de la chirurgie orthognathique relève souvent du domaine des grandes déformations. Il serait donc souhaitable d'améliorer la précision dans ce cas de figure, même si une personnalisation des lois de comportements en grandes déformations apparaît comme particulièrement complexe. À défaut, une piste d'amélioration serait de réaliser des mesures expérimentales sur des échantillons de peau, de graisse et de muscles faciaux en conditions *ex vivo*, afin de caractériser leurs propriétés mécaniques dans le domaine des grandes déformations.

En complément de la figure 6.22, la figure 6.23 présente une vue de profil des surfaces externes postopératoires issues du scanner (en bleu), superposées à la surface externe des

Patient	Lèvres (mm)				Menton (mm)				Joue (mm)				Nez (mm)			
	min	max	moyenne	écart-type	min	max	moyenne	écart-type	min	max	moyenne	écart-type	min	max	moyenne	écart-type
1	0.001	2.050	0.508	0.398	0.000	1.437	0.339	0.278	0.003	2.550	0.484	0.344	0.001	2.339	0.891	0.520
3	0.000	2.555	1.093	0.615	0.001	4.060	1.100	0.817	0.000	2.842	0.762	0.627	0.001	2.042	0.671	0.500

TABLEAU 6.4 – Tableau des distances euclidiennes (mm) entre les nœuds des surfaces externes des maillages EF des tissus mous du visage des patients après simulation de la chirurgie orthognathique et la surface externe segmentées sur les scanners postopératoires. Les valeurs dépassant le seuil de 2 mm sont surlignées en jaune fluo.

tissus mous des maillages EF (en rose) pour les patients 1 et 3. C'est souvent sur cette vue de profil que sont présentés les résultats issus des différentes études de la littérature, et il nous semble pertinent de noter que les profils de lèvres simulés par notre méthode sont très proches de la réalité postopératoire. Ceci est d'autant plus important que les cliniciens soulignent l'importance du geste chirurgical dans cette région labiale.

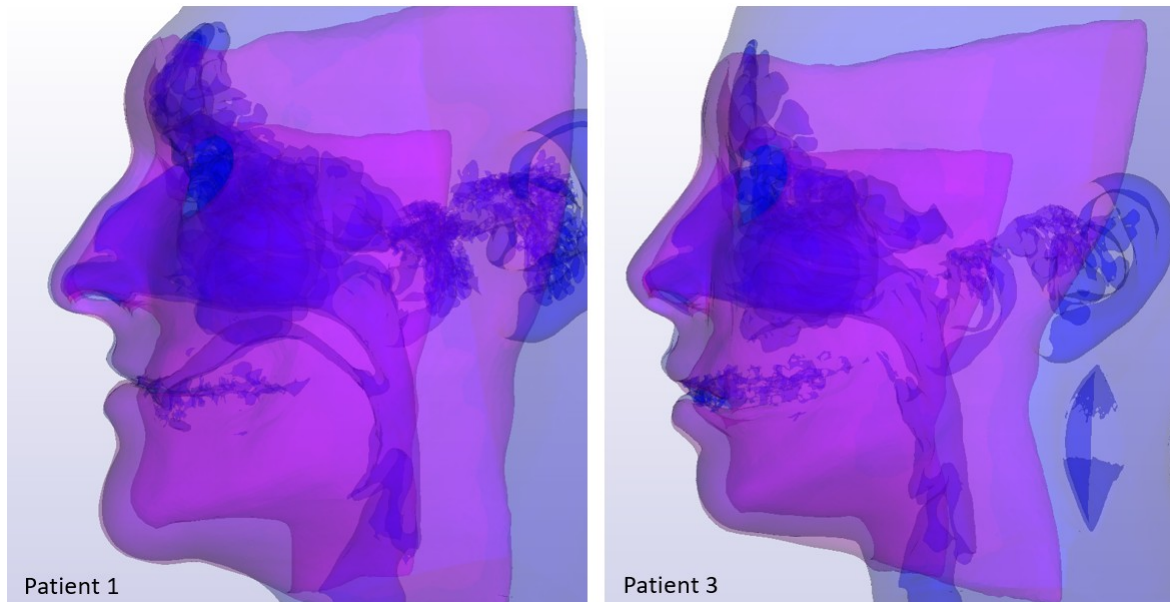


FIGURE 6.23 – Maillages EF des tissus mous du visage et des structures osseuses des patients 1 et 3, obtenus après simulation de la chirurgie orthognathique (rose), comparés aux modèles postopératoires issus des scanners (bleu).

6.3.2 La simulation des mimiques faciales

Les mimiques faciales sur les maillages préopératoires

Les maillages EF des patients générés par notre méthode peuvent être utilisés non seulement pour simuler les déplacements osseux et leurs conséquences sur les tissus mous du visage après une chirurgie orthognathique, mais également pour analyser les effets fonctionnels des contractions musculaires avant, et après repositionnements osseux. Les muscles, définis comme des ensembles d'éléments actifs dans le maillage EF de l'hypoderme de référence (voir section 5.1.6), sont également présents dans les maillages EF des patients (voir section 5.3.3, figure 5.29), et peuvent donc être activés.

La figure 6.24 présente les géométries obtenues à l'issue des simulations de contractions des muscles zygomatiques sur les maillages EF préopératoires des patients 1, 2 et 3. Si des sourires sont clairement identifiables pour les patients 1 et 2, le résultat est moins satisfaisant pour le patient 3. En effet, chez ce dernier, les lèvres sont excessivement ouvertes. Par conséquent, lors de la contraction du muscle zygomatique, celui-ci induit

d'abord un déplacement des tissus mous visant à fermer la bouche, avant de relever la commissure des lèvres dans un second temps.

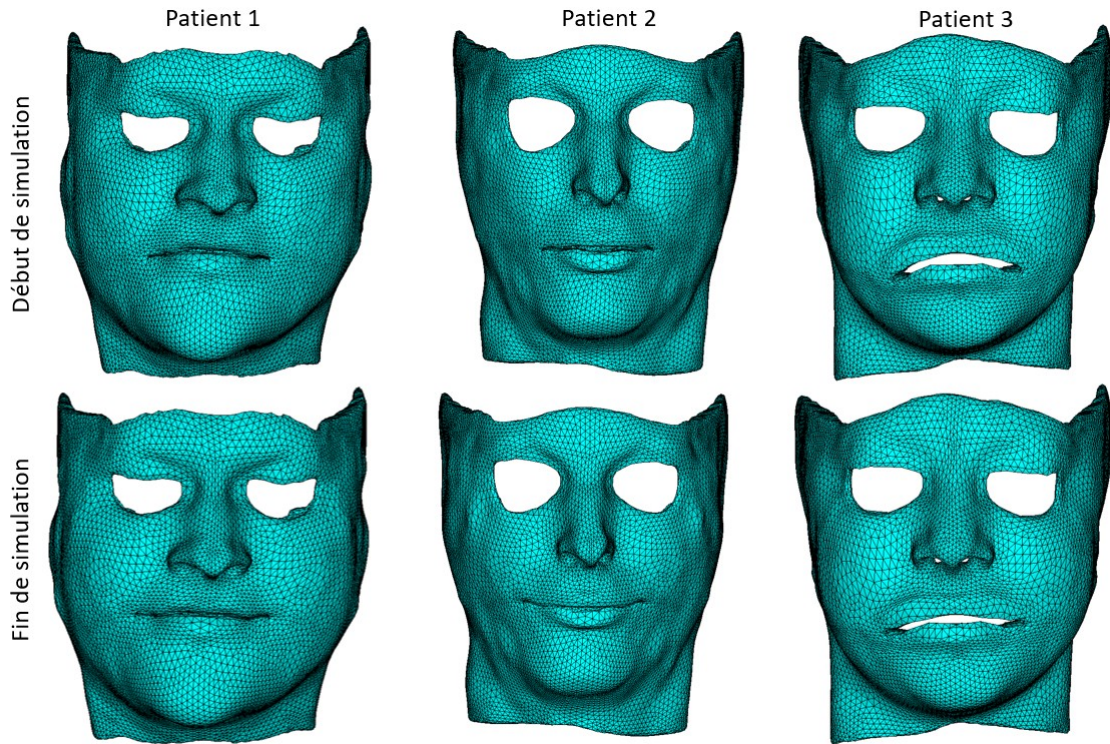


FIGURE 6.24 – Maillages EF préopératoires en début (haut) et en fin de simulation (bas) de la contraction du muscle zygomatique, pour les patients 1, 2 et 3.

Ces modèles peuvent être comparés de manière qualitative aux surfaces 3D reconstruites à partir de l'appareil photo 3D (voir section 6.1.2). La figure 6.25 présente ces comparaisons qualitatives pour les patients 1 (a), 2 (b) et 3 (c). Toutefois, l'analyse de ces résultats demeure délicate pour plusieurs raisons. Tout d'abord, les patients 1 et 2 ont une barbe, absente dans les modèles EF, les poils n'étant pas visibles lors de l'examen scanner, ce qui peut introduire un biais dans la comparaison visuelle. De plus, bien que des consignes aient été fournies aux patients concernant la réalisation des mimiques faciales (voir section 6.1.2), il reste extrêmement difficile d'identifier précisément les muscles effectivement sollicités lors de la prise de vue 3D, et les simulations présentées ici ne prennent en compte que l'activation du muscle zygomatique majeur. C'est la raison pour laquelle toute évaluation quantitative des mimiques faciales prédites par nos modèles est non pertinente à ce stade.

La présence des photos 3D (figure 6.25) avec les textures peut dans certains cas nous aider à lever des ambiguïtés. Par exemple, les modèles 3D des patients 2 et 3, réduits à des surfaces de couleurs uniformes, donnent l'impression que les lèvres inférieures sont particulièrement épaisses. Or, l'analyse des photos 3D texturées révèle la présence d'une zone bombée sous la lèvre inférieure, correspondant vraisemblablement à une contraction

musculaire spécifique lors du sourire. Cette contraction ne semble pas liée au muscle zygomatique, mais plutôt à l'activation d'un ou de plusieurs autres muscles, difficiles à estimer.



FIGURE 6.25 – Modèles 3D obtenus par l'appareil photo 3D (avec texture à gauche et sans texture au centre) et par simulation de la contraction du muscle zygomatique majeur sur les maillages EF patient-spécifique générés par notre méthode (à droite) des patients 1 (a), 2 (b) et 3 (c).

La figure 6.26 illustre une simulation d'ouverture de la bouche du patient 1, dans laquelle un déplacement est imposé à la partie inférieure de la mandibule. Grâce aux contacts existants entre les condyles et l'ATM, il est ainsi possible de simuler l'ouverture de la bouche, laquelle peut être comparée qualitativement à la photographie 3D du patient 1 (fig. 6.26e).

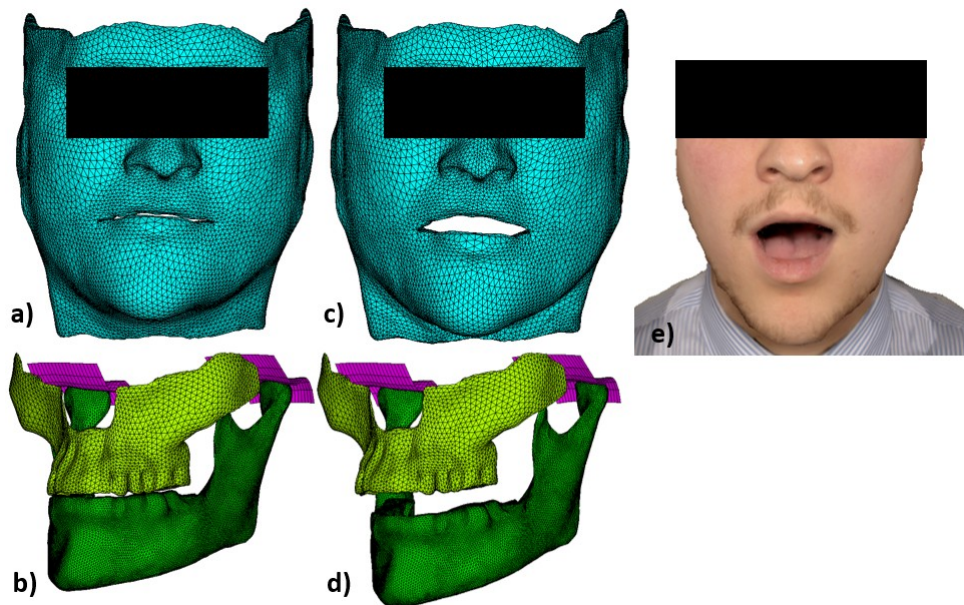


FIGURE 6.26 – a,b) Maillages EF du patient 1 avant simulation. b,c) Maillages EF du patient 1 après simulation de l’ouverture de la mâchoire. Les tissus mous sont en bleus, le maxillaire en vert clair, la mandibule en vert foncé et les ATMs en rose. e) Photo 3D du patient 1 ayant eu pour consigne d’émettre le son "A".

Dans le cadre des mimiques faciales, les simulations numériques peuvent parfois présenter des défis de convergence. En effet, les contractions musculaires et les grands déplacements appliqués sur le maillage EF des tissus mous peuvent accentuer les contraintes sur certains éléments, bien que notre méthode permette de conserver une qualité de maillage optimale, similaire à la qualité du maillage EF de référence. C’est pourquoi nous n’incluons pas de simulation de protrusion labiale dans ce document.

Les mimiques faciales sur les maillages postopératoires des patients 1 et 3

En combinant les parties décrites ci-dessus, il devient possible de simuler numériquement des contractions musculaires consécutives à une chirurgie orthognathique. Il est essentiel d’initier la contraction musculaire immédiatement après la simulation chirurgicale afin de préserver les directions des fibres musculaires au sein des muscles puisque ces directions sont affectées par la simulation de l’intervention.

La figure 6.27 illustre les trois étapes de simulations appliquées aux maillages EF des patients 1 et 3 : la position initiale préopératoire (à gauche), l’effet de la chirurgie orthognathique (au centre) et la contraction du muscle zygomatique majeur après chirurgie (à droite), représentant ainsi un sourire postopératoire. Cette figure montre les déplacements subis par les tissus mous le long des axes x, y et z pendant la simulation.

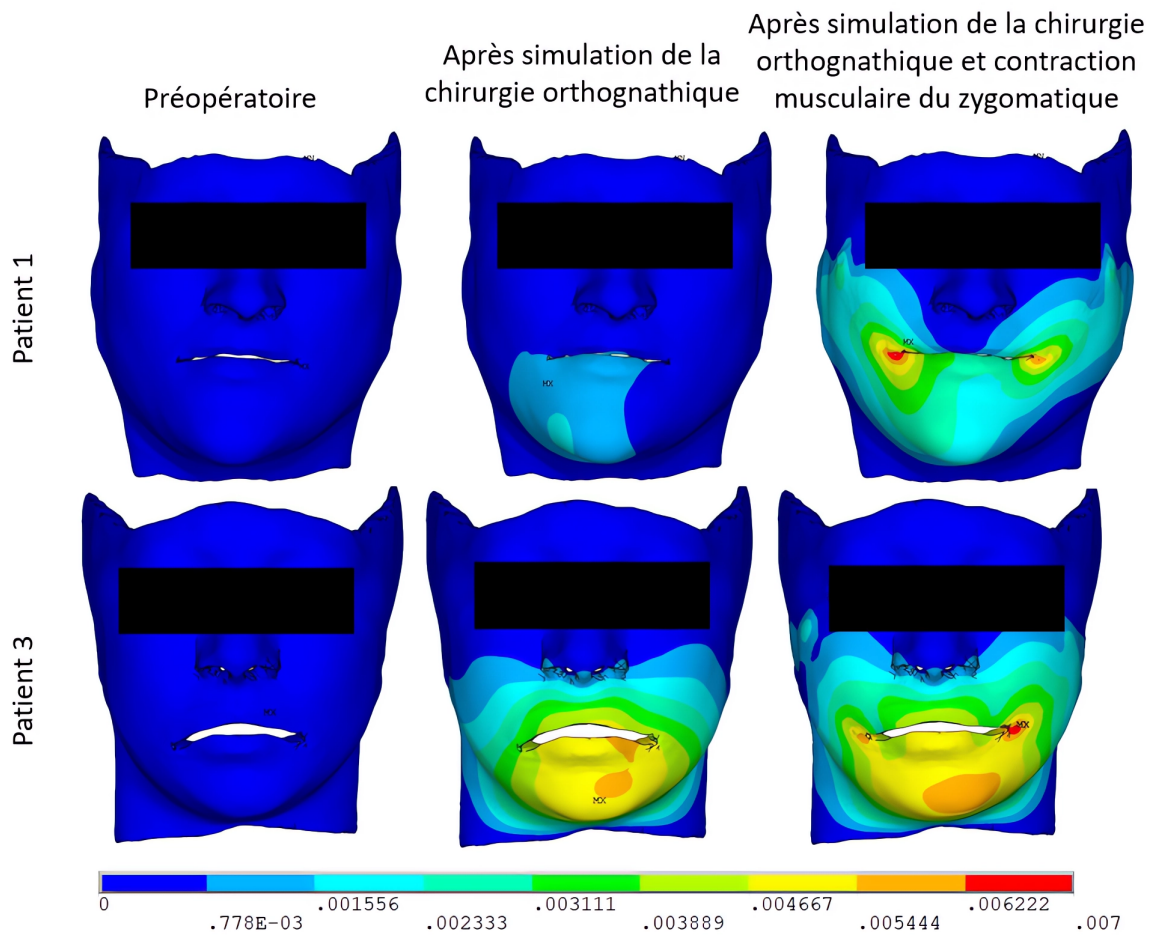


FIGURE 6.27 – Déplacements (m) des modèles EF des patients 1 et 3 : avant simulation (gauche), après simulation de la chirurgie orthognathique (centre), et après chirurgie orthognathique suivie d’une contraction du muscle zygomatique (droite).

Conclusion

Les travaux présentés dans cette thèse proposent une méthode d'assistance à la planification d'une chirurgie orthognathique compatible avec une routine clinique standard, ne nécessitant que très peu de temps supplémentaire de la part des chirurgiens. Cette approche permet de générer automatiquement des modèles EF 3D préopératoires patient-spécifiques et d'utiliser ces modèles pour prédire les conséquences esthétiques et fonctionnelles de la chirurgie. Les principaux avantages de cette méthode résident dans :

- sa facilité d'intégration en routine clinique, grâce à une automatisation quasi complète ne requérant qu'environ cinq minutes d'intervention de la part des chirurgiens ;
- sa capacité à prédire les conséquences d'une chirurgie orthognathique via une méthode de simulation numérique fiable d'un point de vue mécanique offrant ainsi un outil d'aide à la décision et à la planification préopératoire ;
- l'inclusion des structures musculaires dans les modèles patient-spécifiques, permettant l'analyse des caractéristiques fonctionnelles, notamment en termes de mimiques faciales, avant et après l'intervention chirurgicale.

De ce fait, les travaux réalisés au cours de cette thèse peuvent être synthétisés comme suit :

- Conception d'un modèle EF de référence, anatomiquement précis, intégrant les structures osseuses (mandibule et maxillaire), l'ATM, les tissus mous (hypoderme et peau), ainsi que les structures musculaires, comprenant douze muscles localisés dans la région inférieure du visage.
- Développement d'une méthode complète dédiée à la chirurgie orthognathique pour la génération automatique de modèles EF 3D, préopératoires et patient-spécifiques. Cette méthode intègre les conditions de contact entre les structures osseuses et les tissus mous, entre la lèvre supérieure et la lèvre inférieure, ainsi que les structures fixes. Elle inclut également une modélisation patient-spécifique des structures musculaires, prenant en compte l'orientation des fibres musculaires. À notre connaissance, aucun travail antérieur ne propose de modélisation des contractions musculaires en situation postopératoire, ce qui constitue une originalité majeure de notre approche. L'ensemble de la méthode repose sur des techniques de recalage non-rigide d'images médicales 3D.
- Mise en place de l'étude clinique SPOC, en collaboration avec le Centre Hospitalier Annecy Genevois, permettant l'inclusion de 30 patients (à ce jour 20) et l'évaluation de la méthode proposée. La réalisation d'une telle étude clinique constitue une

avancée majeure, offrant la possibilité de valider de manière systématique une approche de modélisation patient-spécifique en chirurgie orthognathique. Cette étude a conduit à l'acquisition de données multimodales, incluant des images médicales pour le recalage, des photographies 3D pour l'évaluation des conséquences fonctionnelles et des contractions musculaires, ainsi que des mesures *in vivo* des propriétés élastiques des tissus mous (peau et hypoderme) propres à chaque patient. Ces mesures ont été réalisées à l'aide du dispositif d'aspiration VLASTIC, marquant sa première utilisation en contexte clinique.

- Estimation des conséquences d'une chirurgie orthognathique pour deux patients inclus dans l'étude SPOC, afin d'illustrer le potentiel prédictif et clinique de la méthode développée.

Ces avancées constituent une preuve du potentiel de la méthode développée et suggèrent qu'une approche pleinement compatible avec la routine clinique pourrait être proposée à terme, notamment sous la forme d'un simulateur préopératoire. Ces travaux ont par ailleurs permis la publication d'articles scientifiques, détaillés en annexe B.

Ces travaux ouvrent des perspectives prometteuses pour la modélisation patient-spécifique en chirurgie orthognathique. L'intégration de marqueurs anatomiques sur les dents et l'utilisation d'une méthode de recalage non-rigide permettent déjà de contourner certaines difficultés liées aux artefacts dentaires dans les examens scanner, offrant une bonne précision pour l'analyse des structures osseuses et des tissus mous.

Par ailleurs, la caractérisation des paramètres matériaux des tissus mous, bien que complexe, bénéficie désormais d'approches innovantes grâce au dispositif VLASTIC. Des premiers résultats expérimentaux *ex vivo* ainsi que des travaux sont en cours au laboratoire TIMC sur la peau, la graisse et les structures musculaires du visage, et promettent d'enrichir considérablement la connaissance des propriétés mécaniques des tissus faciaux humains. Ces efforts ouvrent la voie à des modélisations EF de plus en plus réalistes et patient-spécifiques, renforçant le potentiel de prédiction fonctionnelle et esthétique des interventions chirurgicales.

Un autre axe de travail concerne le positionnement précis des muscles dans les maillages EF patient-spécifiques, et en particulier la définition de leurs zones d'insertion. Alors que certains muscles s'attachent directement aux structures osseuses, d'autres s'ancrent sur des tissus mous, notamment au niveau du modiolus, ce qui complexifie leur description anatomique et mécanique. Dans le modèle actuel, les insertions musculaires (sauf au niveau du modiolus) sont considérées comme fixes afin de stabiliser la simulation, mais des travaux sont en cours pour redéfinir plus fidèlement les trajets musculaires et leurs insertions à partir des connaissances anatomiques récentes. Des recherches actuelles approfondies portent sur les interactions de contact entre les structures osseuses et les tissus mous. L'introduction de conditions de frottement spécifiques et la prise en compte de l'orientation des fibres au sein des fascias pourraient permettre de mieux représenter la rigidité locale et l'anisotropie des tissus, offrant ainsi un modèle mécanique du visage encore plus réaliste et précis. Ces avancées ouvrent la voie à des simulations plus fines et patient-spécifiques, capables de prédire de manière plus fidèle le comportement global des tissus faciaux.

Les résultats de nos simulations de chirurgie orthognathique sont encourageants, bien que la résolution numérique reste coûteuse en temps de calcul, en particulier lorsque les structures musculaires sont activées. Les contractions musculaires nécessitent en effet des analyses dynamiques dépendantes du temps. De nombreuses études explorent des solutions à cette problématique, notamment via l'intelligence artificielle et la construction de réseaux de neurones. Cette approche implique cependant la constitution d'une base de données riche et volumineuse, avec un temps de génération important.

Dans ce contexte, notre laboratoire développe depuis plusieurs années des modèles d'ordre réduit (*Reduced Order Models*, ROM). Ces modèles permettent de simplifier des simulations très détaillées tout en réduisant fortement le temps de calcul, offrant un équilibre efficace entre précision et rapidité. Contrairement aux méthodes d'apprentissage profond qui exigent de vastes ensembles de données, les ROMs peuvent atteindre de bonnes performances avec un volume de données relativement limité, ce qui les rend particulièrement adaptés aux applications cliniques où la collecte de données est souvent restreinte. De fait, des outils industriels tels qu'ANSYS Twin Builder proposent des fonctionnalités dédiées à la création de ROMs, notamment via le Static ROM Builder pour des comportements stationnaires et le Dynamic ROM Builder pour des réponses dépendantes du temps, qui exploitent des jeux de données issus d'analyses paramétrées sans nécessiter des volumes de données comparables à ceux requis pour l'entraînement de réseaux de neurones profonds. Cela illustre que des modèles réduits bien calibrés peuvent être construits avec un nombre relativement modéré de simulations tout en offrant une précision suffisante pour des applications cliniques ou d'ingénierie, ce qui représente une étape importante vers des simulations plus rapides et exploitables dans des contextes réels.

Annexe A

Paramètres de recalage utilisés dans la librairie Elastix

A.1 Paramètres des transformations rigides (étapes 1, 2 et 3)

```
// ***** Image Types *****
(FixedInternalImagePixelType "float")
(MovingInternalImagePixelType "float")
(FixedImageDimension 3)
(MovingImageDimension 3)
(UseDirectionCosines "true")

// ***** Main Components *****
(Interpolator "BSplineInterpolator" "BSplineInterpolator")
(Metric "AdvancedNormalizedCorrelation" "CorrespondingPointsEuclideanDistanceMetric")
(Optimizer "AdaptiveStochasticGradientDescent")
(Registration "MultiMetricMultiResolutionRegistration")
(ResampleInterpolator "FinalBSplineInterpolator")
(Resampler "DefaultResampler")
(Transform "EulerTransform")
(FixedImagePyramid "FixedRecursiveImagePyramid" "FixedRecursiveImagePyramid")
(MovingImagePyramid "MovingRecursiveImagePyramid" "MovingRecursiveImagePyramid")

// ***** Transformation *****
(HowToCombineTransforms "Compose")
(AutomaticScalesEstimation "true")
(AutomaticTransformInitialization "true")
(AutomaticTransformInitializationMethod "CenterOfGravity")
(Metric0Weight 0.0)
(Metric1Weight 1.0)

// ***** Similarity measure *****
(ErodeMask "false")

// ***** Multiresolution *****
(NumberOfResolutions 3)
(ImagePyramidSchedule 4 4 2 2 2 1 1 1 1)

// ***** Optimizer *****
```

```
(MaximumNumberOfIterations 700)
(AutomaticParameterEstimation "true")
(UseAdaptiveStepSizes "true")
(NoiseCompensation "true")

// ***** Image sampling *****

(ImageSampler "RandomCoordinate" "RandomCoordinate")
(NumberOfSpatialSamples 2048)
(NewSamplesEveryIteration "true")

// ***** Interpolation and Resampling *****

(WriteTransformParametersEachIteration "false")
(WriteTransformParametersEachResolution "false")
(DefaultPixelValue 0)
```

A.2 Paramètres de la transformation non-rigide pour la génération des structures osseuses (étape 1)

```
// ***** Image Types *****

(FixedInternalImagePixelType "float")
(MovingInternalImagePixelType "float")
(FixedImageDimension 3)
(MovingImageDimension 3)
(UseDirectionCosines "true")

// ***** Main Components *****

(Interpolator "BSplineInterpolator" "BSplineInterpolator" "BSplineInterpolator")
(Metric "AdvancedMattesMutualInformation" "AdvancedMeanSquares" "CorrespondingPointsEuclideanDistanceMetric")
(Optimizer "AdaptiveStochasticGradientDescent")
(Registration "MultiMetricMultiResolutionRegistration")
(ResampleInterpolator "FinalBSplineInterpolator")
(Resampler "DefaultResampler")
(Transform "BSplineTransform")
(FixedImagePyramid "FixedSmoothingImagePyramid" "FixedSmoothingImagePyramid" "FixedSmoothingImagePyramid")
(MovingImagePyramid "MovingSmoothingImagePyramid" "MovingSmoothingImagePyramid" "MovingSmoothingImagePyramid")

// ***** Transformation *****

(FinalGridSpacingInPhysicalUnits 5)
(GridSpacingSchedule 8 4 2 1)
(HowToCombineTransforms "Compose")
(Metric0Weight 1.0 1.0 1.0 1.0)
(Metric1Weight 0.0 0.0 0.1 0.5)
(Metric2Weight 0.0 0.0 0.1 0.2)
(UseNormalization "true")

// ***** Similarity measure *****

(NumberOfHistogramBins 60)
(ErodeMask "false")

// ***** Multiresolution *****

(NumberOfResolutions 4)
(ImagePyramidSchedule 8 8 4 4 4 2 2 2 1 1 1 1)

// ***** Optimizer *****

(MaximumNumberOfIterations 1000)

// ***** Image sampling *****
```

```
(ImageSampler "RandomCoordinate" "RandomCoordinate")
(NumberOfSpatialSamples 10000)
(NewSamplesEveryIteration "true")

// ***** Interpolation and Resampling *****

(BSplineInterpolationOrder 1)
(FinalBSplineInterpolationOrder 3)
(DefaultPixelValue -1)
(WriteResultImage "true")
(ResultImagePixelFormat "short")
(ResultImageFormat "mhd")
```

A.3 Paramètres de la transformation non-rigide pour la génération des tissus mous "approximatifs" (étape 2)

```
// ***** Image Types *****

(FixedInternalImagePixelFormat "float")
(MovingInternalImagePixelFormat "float")
(FixedImageDimension 3)
(MovingImageDimension 3)
(UseDirectionCosines "true")

// ***** Main Components *****

(Interpolator "BSplineInterpolator" "BSplineInterpolator" "BSplineInterpolator")
(Metric "AdvancedMattesMutualInformation" "AdvancedMeanSquares" "CorrespondingPointsEuclideanDistanceMetric")
(Optimizer "AdaptiveStochasticGradientDescent")
(Registration "MultiMetricMultiResolutionRegistration")
(ResampleInterpolator "FinalBSplineInterpolator")
(Resampler "DefaultResampler")
(Transform "BSplineTransform")
(FixedImagePyramid "FixedRecursiveImagePyramid" "FixedRecursiveImagePyramid" "FixedRecursiveImagePyramid")
(MovingImagePyramid "MovingRecursiveImagePyramid" "MovingRecursiveImagePyramid" "MovingRecursiveImagePyramid")

// ***** Transformation *****

(FinalGridSpacingInPhysicalUnits 16)
(GridSpacingSchedule 16 8 4 2 1)
(HowToCombineTransforms "Compose")
(Metric0Weight 1.0 1.0 1.0 1.0 1.0)
(Metric1Weight 0.0 0.0 0.1 0.5 0.7)
(Metric2Weight 0.5 0.1 0.0 0.0 0.0)
(UseNormalization "true")

// ***** Similarity measure *****

(NumberOfHistogramBins 60)
(ErodeMask "false")

// ***** Multiresolution *****

(NumberOfResolutions 5)
(ImagePyramidSchedule 16 8 16 8 4 8 4 2 4 2 1 2 1 1 1)

// ***** Optimizer *****

(MaximumNumberOfIterations 2000)

// ***** Image sampling *****
```

```
(ImageSampler "RandomCoordinate" "RandomCoordinate" "RandomCoordinate")
(NumberOfSpatialSamples 10000)
(NewSamplesEveryIteration "true")
```

```
// ***** Interpolation and Resampling *****
```

```
(BSplineInterpolationOrder 1)
(FinalBSplineInterpolationOrder 3)
(DefaultPixelValue -1000)
(WriteResultImage "true")
(ResultImagePixelType "short")
```

A.4 Paramètres de la transformation non-rigide pour obtenir la position des noeuds de l'enveloppe externe du maillage EF des tissus mous (étape 3)

```
// ***** Image Types *****
```

```
(FixedInternalImagePixelType "float")
(MovingInternalImagePixelType "float")
(FixedImageDimension 3)
(MovingImageDimension 3)
(UseDirectionCosines "true")
```

```
// ***** Main Components *****
```

```
(Interpolator "BSplineInterpolator" "BSplineInterpolator" "BSplineInterpolator")
(Metric "AdvancedMattesMutualInformation" "AdvancedMeanSquares" "CorrespondingPointsEuclideanDistanceMetric")
(Optimizer "AdaptiveStochasticGradientDescent")
(Registration "MultiMetricMultiResolutionRegistration")
(ResampleInterpolator "FinalBSplineInterpolator")
(Resampler "DefaultResampler")
(Transform "BSplineTransform")
(FixedImagePyramid "FixedSmoothingImagePyramid" "FixedSmoothingImagePyramid" "FixedSmoothingImagePyramid")
(MovingImagePyramid "MovingSmoothingImagePyramid" "MovingSmoothingImagePyramid" "MovingSmoothingImagePyramid")
```

```
// ***** Transformation *****
```

```
(FinalGridSpacingInPhysicalUnits 7)
(GridSpacingSchedule 16 8 4 2 1)
(Metric0Weight 1.0 1.0 1.0 1.0 1.0)
(Metric1Weight 0.0 0.0 0.1 0.5 0.7)
(Metric2Weight 0.5 0.1 0.0 0.0 0.0)
(UseNormalization "true")
```

```
// ***** Similarity measure *****
```

```
(NumberOfHistogramBins 60)
(ErodeMask "false")
```

```
// ***** Multiresolution *****
```

```
(NumberOfResolutions 5)
(ImagePyramidSchedule 16 8 16 8 4 8 4 2 4 2 1 2 1 1 1)
```

```
// ***** Optimizer *****
```

```
(MaximumNumberOfIterations 1000)
```

```
// ***** Image sampling *****
```

```
(ImageSampler "RandomCoordinate" "RandomCoordinate" "RandomCoordinate")
(NumberOfSpatialSamples 50000)
(NewSamplesEveryIteration "true")
```

```
// ***** Interpolation and Resampling *****  
  
(BSplineInterpolationOrder 1)  
(FinalBSplineInterpolationOrder 3)  
(DefaultPixelValue -1000)  
(WriteResultImage "true")  
(ResultImagePixelFormat "short")
```


Annexe B

Publications

Article de revue à comité de lecture

[1] Marie-Charlotte PICARD, Mohammad Ali NAZARI, Pascal PERRIER, Georges BETTEGA, Rodolphe LARTIZIEN, Michel ROCHETTE, Yohan PAYAN. A clinically compatible method for generating preoperative Finite Element models to simulate facial appearance and movements in orthognathic surgery. In : *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, (2026, sous presse).

Résumés publiés dans une revue à comité de lecture

[2] Marie-Charlotte PICARD, Pascal PERRIER, Mohammad Ali NAZARI, Michel ROCHETTE, Rodolphe LARTIZIEN, Georges BETTEGA, Yohan PAYAN. Automatic generation of patient-specific face finite element meshes. In : *Multidisciplinary Biomechanics Journal*, vol. 1, p. 339-341, (2025).

[3] Marie-Charlotte PICARD, Matthew COTTON, Noémie BRIOT, Mohammad Ali NAZARI, David POISBLEAU, Pascal PERRIER, Grégory CHAGNON, Michel ROCHETTE, Yohan PAYAN. Biomechanical model of the human face with a perspective of surgical assistance. In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering Volume 26, 2023-Issue sup1*, (2023).

[4] Maxime CALKA, Marie-Charlotte PICARD, Pascal PERRIER, Michel ROCHETTE, Yohan PAYAN. Automatic generation of patient-specific finite element meshes of the face and oral cavity for orofacial digital twins. In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering Volume 26, 2023-Issue sup1*, (2023).

Chapitres de livre

[5] Marie-Charlotte PICARD, Mohammad Ali NAZARI, Pascal PERRIER, Michel ROCHETTE, Yohan PAYAN. Model-Based Simulations of the Insertion of Tensor Threads in Patient-Specific Human Face : A Proof of Concept. In : *Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics*, pp. 29-36, ISBN 978-3-031-55314-1, (2024).

[6] Marie-Charlotte PICARD, Rodolphe LARTIZIEN, Matthieu OLIVETTO, Georges BETTEGA. "Face : Orthognathic surgery". In : *Biomechanics of Orofacial Organs and Structures*, (2026, à paraître).

Articles de conférence à comité de sélection

[7] Marie-Charlotte PICARD, Mohammad Ali NAZARI, Pascal PERRIER, Georges BETTEGA, Rodolphe LARTIZIEN, Michel ROCHETTE, Yohan PAYAN. Automatic orthognathic surgery process : from mesh generation to Finite Element simulation of bone cuts. In : *29th Congress of the European Society of Biomechanics*, (2024).

[8] Marie-Charlotte PICARD, Pascal PERRIER, Mohammad Ali NAZARI, Yohan PAYAN. Model-based simulations of the insertion of tensor threads in patient-specific face : a proof of concept. In : *CMBBE 2023 - 18th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, (2023).

[9] Nathanael CONNESSON, Pierre-Alain BARRAUD, Marie-Charlotte PICARD, Yohan PAYAN. In vivo subject-specific Young's moduli of human forehead bilayer material components via suction. In *Proceedings of the 20th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE 2025)*, Spain, (2025).

Bibliographie

- [1] Kevin ADISTAMBHA, Stephen DAVIS, Christian RITZ, Ian S BURNETT et David STIRLING. Enhancing multimedia search using human motion. In : *Multimedia-A Multidisciplinary Approach to Complex Issues, InTech* (2012), p. 161-174.
- [2] Patricia ALCAÑIZ, Jesús PÉREZ, Alessandro GUTIÉRREZ, Héctor BARREIRO, Ángel VILLALOBOS, David MIRAUT, Carlos ILLANA, Jorge GUIÑALES et Miguel A OTADUY. Soft-tissue simulation for computational planning of orthognathic surgery. In : *Journal of Personalized Medicine* 11.10 (2021), p. 982.
- [3] Asim A ALMARHOUMI. Accuracy of artificial intelligence in predicting facial changes post-orthognathic surgery: a comprehensive scoping review. In : *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 16.5 (2024), e624.
- [4] Amur ALSENAIDI, Ahmed AL HASHMI, Mohamed AL NABHANI, Abdulaziz BAKATHIR, Sachin JOSE et Abubaker QUTIESHAT. Health-related quality of life and satisfaction following orthognathic surgery: a prospective cohort study. In : *Oral and Maxillofacial Surgery* 28.3 (2024), p. 1251-1258.
- [5] Dimitrios APOSTOLAKIS, George MICHELINAKIS, Phophi KAMPOSIOIRA et George PAPAVALIOU. The current state of computer assisted orthognathic surgery: A narrative review. In : *Journal of Dentistry* 119 (2022), p. 104052.
- [6] Gustaaf JC van BAAR, Tymour FOROUZANFAR, Niels PTJ LIBERTON, Henri AH WINTERS et Frank KJ LEUSINK. Accuracy of computer-assisted surgery in mandibular reconstruction: a systematic review. In : *Oral oncology* 84 (2018), p. 52-60.
- [7] GG BARBARINO, M JABAREEN, J TRZEWIK, A NKENGNE, G STAMATAS et Edoardo MAZZA. Development and validation of a three-dimensional finite element model of the face. In : *Journal of Biomechanical Engineering* 131.4 (2009), p. 041006.
- [8] Giuseppe G BARBARINO, Mahmood JABAREEN et Edoardo MAZZA. Experimental and numerical study on the mechanical behavior of the superficial layers of the face. In : *Skin Research and Technology* 17.4 (2011), p. 434-444.
- [9] Liliana BELDIE, Brian WALKER, Yongtao LU, Stephen RICHMOND et John MIDDLETON. Finite element modelling of maxillofacial surgery and facial expressions—a preliminary study. In : *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 6.4 (2010), p. 422-430.

-
- [10] Ahmad BIJAR, Pierre-Yves ROHAN, Pascal PERRIER et Yohan PAYAN. Atlas-based automatic generation of subject-specific finite element tongue meshes. In : *Annals of Biomedical Engineering* 44 (2016), p. 16-34.
- [11] Joan BIRBE. Orthognathic Surgery for Aesthetic and Functional Outcomes. Medical Research Archives, 13 (4). In : *Medical Research Archives* (2025).
- [12] Krishnamurthy BONANTHAYA et P ANANTANARAYANAN. Unfavourable outcomes in orthognathic surgery. In : *Indian journal of plastic surgery: official publication of the Association of Plastic Surgeons of India* 46.2 (2013), p. 183.
- [13] Marek BUCKI, Claudio LOBOS et Yohan PAYAN. A fast and robust patient specific finite element mesh registration technique: application to 60 clinical cases. In : *Medical Image Analysis* 14.3 (2010), p. 303-317.
- [14] Maxime CALKA. “Modélisation biomécanique par éléments finis de la langue: évaluation, production de la parole et perspectives d’application à la chirurgie linguale assistée par ordinateur”. Thèse de doct. Université Grenoble Alpes, 2023.
- [15] Matthieu CHABANAS, Vincent LUBOZ et Yohan PAYAN. Patient specific finite element model of the face soft tissues for computer-assisted maxillofacial surgery. In : *Medical Image Analysis* 7.2 (2003), p. 131-151.
- [16] Matthieu CHABANAS, Yohan PAYAN, Christophe MARÉCAUX, Pascal SWIDER et Franck BOUTAULT. Comparison of linear and non-linear soft tissue models with post-operative CT scan in maxillofacial surgery. In : *Medical Simulation: International Symposium, ISMS 2004, Cambridge, MA, USA, June 17-18, 2004. Proceedings*. Springer. 2004, p. 19-27.
- [17] Nathanaël CONNESSON et Yohan PAYAN. In vivo suction measurements of Young’s moduli: application to human abdominal skin and fat. In : *29th Congress of the European Society of Biomechanics (ESB)*. 2024.
- [18] Béatrice COUTEAU, Yohan PAYAN et Stéphane LAVALLÉE. The mesh-matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures. In : *Journal of Biomechanics* 33.8 (2000), p. 1005-1009.
- [19] Nicola D’APUZZO. Modeling human faces with multi-image photogrammetry. In : *Three-Dimensional Image Capture and Applications V*. T. 4661. SPIE. 2002, p. 191-197.
- [20] Giacomo DE RIU, Paola Ilaria VIRDIS, Silvio Mario MELONI, Aurea LUMBAU et Luigi Angelo VAIRA. Accuracy of computer-assisted orthognathic surgery. In : *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 46.2 (2018), p. 293-298.
- [21] Michel DÉMARCHEZ. L’épiderme et la différenciation des kératinocytes. In : (2015).
- [22] Gauthier DOT, Thomas SCHOUMAN, Guillaume DUBOIS, Philippe ROUCH et Laurent GAJNY. Fully automatic segmentation of craniomaxillofacial CT scans for computer-assisted orthognathic surgery planning using the nnU-Net framework. In : *European radiology* 32.6 (2022), p. 3639-3648.

- [23] J DURHAM. Temporomandibular disorders (TMD): an overview. In : *Oral Surgery (1752-2471)* 1.2 (2008).
- [24] Seyed Ali ELAHI, Nathanaël CONNESSON, Grégory CHAGNON et Yohan PAYAN. In-vivo soft tissues mechanical characterization: volume-based aspiration method validated on silicones. In : *Experimental Mechanics* 59.2 (2019), p. 251-261.
- [25] Peter C EVERETT, Edward B SELDIN, Maria TROULIS, Leonard B KABAN et Ron KIKINIS. A 3-D system for planning and simulating minimally-invasive distraction osteogenesis of the facial skeleton. In : *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2000: Third International Conference, Pittsburgh, PA, USA, October 11-14, 2000. Proceedings 3*. Springer, p. 1029-1039.
- [26] Ang-Xiao FAN, Stéphanie DAKPÉ, Tien Tuan DAO, Philippe POULETAUT, Mohamed RACHIK et Marie Christine HO BA THO. MRI-based finite element modeling of facial mimics: a case study on the paired zygomaticus major muscles. In : *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 20.9 (2017), p. 919-928.
- [27] Wanlin FAN, Yongwei GUO, Xiaoyi HOU, Jinhua LIU, Senmao LI, Sitong JU, Philomena Alice Wawer MATOS, Michael SIMON, Alexander C ROKOHL et Ludwig M HEINDL. Validation of the portable next-generation VECTRA H2 3D imaging system for periocular anthropometry. In : *Frontiers in Medicine* 9 (2022), p. 833487.
- [28] Xi FANG, Daeseung KIM, Xuanang XU, Tianshu KUANG, Hannah H DENG, Joshua C BARBER, Nathan LAMPEN, Jaime GATENO, Michael AK LIEBSCHNER, James J XIA et al. Deep learning-based facial appearance simulation driven by surgically planned craniomaxillofacial bony movement. In : *International conference on medical image computing and computer-assisted intervention*. Springer. 2022, p. 565-574.
- [29] Cormac FLYNN, Mohammad Ali NAZARI, Pascal PERRIER, Sidney FELS, Poul MF NIELSEN et Yohan PAYAN. Computational modeling of the passive and active components of the face. In : *Biomechanics of Living Organs*. Elsevier, 2017, p. 377-394.
- [30] Céline FOUARD, Aurélien DERAM, Yannick KERAVAL et Emmanuel PROMAYON. CamiTK: a modular framework integrating visualization, image processing and biomechanical modeling. In : *Soft tissue biomechanical modeling for computer assisted surgery* (2012), p. 323-354.
- [31] Inês FRANCISCO, Raquel TRAVASSOS, Anabela BAPTISTA PAULA, Bárbara OLIVEIROS, Filipa MARQUES, Madalena PRATA RIBEIRO, Mariana MCEVOY, Mariana SANTOS, Catarina OLIVEIRA, Carlos Miguel MARTO et al. Evaluation of quality of life after orthognathic surgery in obstructive sleep apnea syndrome: a systematic review. In : *The Angle Orthodontist* 95.1 (2025), p. 104-125.
- [32] Raymond GOLA. Tracé de l'analyse céphalométrique fonctionnelle et esthétique de profil. In : *Analyse céphalométrique fonctionnelle et esthétique de profil* (2006), p. 41-74.

- [33] Patrick GOUDOT, Thomas SCHOUMAN, Jean-Baptiste KERBRAT et Marion FLORCZAK. Histoire raisonnée de la chirurgie orthognathique. In : *Revue d'Orthopédie Dento-Faciale* 57.4 (2023), p. 353-371.
- [34] Eva HENNINGER, Georgios VASILAKOS, Demetrios HALAZONETIS et Nikolaos GKANTIDIS. The effect of regular dental cast artifacts on the 3D superimposition of serial digital maxillary dental models. In : *Scientific reports* 9.1 (2019), p. 10501.
- [35] GR HOFFMAN et PA BRENNAN. The skeletal stability of one-piece Le Fort 1 osteotomy to advance the maxilla: Part 1. Stability resulting from non-bone grafted rigid fixation. In : *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 42.3 (2004), p. 221-225.
- [36] Simon P HULLIHEN. Case of elongation of the under jaw and distortion of the face and neck, caused by a burn, successfully treated. In : *The American journal of dental science* 9.2 (1849), p. 157.
- [37] Alice Pui Lam HUNG, Tim WU, Peter HUNTER et Kumar MITHRARATNE. A framework for generating anatomically detailed subject-specific human facial models for biomechanical simulations. In : *The Visual Computer* 31 (2015), p. 527-539.
- [38] Justin R HUTTO et Surjith VATTOTH. A practical review of the muscles of facial mimicry with special emphasis on the superficial musculoaponeurotic system. In : *American Journal of Roentgenology* 204.1 (2015), W19-W26.
- [39] Luis IBANEZ, Will SCHROEDER, Lydia NG, Josh CATES et al. *The ITK software guide*. T. 2. Kitware Clifton Park, NY, 2005.
- [40] INSERM. *Apnée du sommeil*. <https://www.inserm.fr/dossier/apnee-sommeil/>. Consulté le 4 décembre 2025. 2025.
- [41] Hamed JOODAKI et Matthew B PANZER. Skin mechanical properties and modeling: A review. In : *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 232.4 (2018), p. 323-343.
- [42] Petr KADLEČEK et Ladislav KAVAN. Building accurate physics-based face models from data. In : *Proceedings of the ACM on computer graphics and interactive techniques* 2.2 (2019), p. 1-16.
- [43] KDR KAPPERT, N CONNESSON, SA ELAHI, S BOONSTRA, AJM BALM, F van DER HEIJDEN et Yohan PAYAN. In-vivo tongue stiffness measured by aspiration: Resting vs general anesthesia. In : *Journal of biomechanics* 114 (2021), p. 110147.
- [44] Erwin KEEVE, Sabine GIROD et Bernd GIROD. Computer-aided craniofacial surgery. In : *Proc. Computer Assisted Radiology CAR'96*. 1996, p. 757-762.
- [45] Erwin KEEVE, Sabine GIROD, Ron KIKINIS et Bernd GIROD. Deformable modeling of facial tissue for craniofacial surgery simulation. In : *Computer Aided Surgery: Official Journal of the International Society for Computer Aided Surgery (ISCAS)* 3.5 (1998), p. 228-238.
- [46] B KHAMBAY et R ULLAH. Current methods of assessing the accuracy of three-dimensional soft tissue facial predictions: technical and clinical considerations. In : *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 44.1 (2015), p. 132-138.

- [47] Daeseung KIM, Dennis Chun-Yu HO, Huaming MAI, Xiaoyan ZHANG, Steve GF SHEN, Shunyao SHEN, Peng YUAN, Siting LIU, Guangming ZHANG, Xiaobo ZHOU et al. A clinically validated prediction method for facial soft-tissue changes following double-jaw surgery. In : *Medical physics* 44.8 (2017), p. 4252-4261.
- [48] Daeseung KIM, Tianshu KUANG, Yriu L RODRIGUES, Jaime GATENO, Steve GF SHEN, Xudong WANG, Han DENG, Peng YUAN, David M ALFI, Michael AK LIEBSCHNER et al. A new approach of predicting facial changes following orthognathic surgery using realistic lip sliding effect. In : *International conference on medical image computing and computer-assisted intervention*. Springer. 2019, p. 336-344.
- [49] Daeseung KIM, Tianshu KUANG, Yriu L RODRIGUES, Jaime GATENO, Steve GF SHEN, Xudong WANG, Kirhyn STEIN, Hannah H DENG, Michael AK LIEBSCHNER et James J XIA. A novel incremental simulation of facial changes following orthognathic surgery using FEM with realistic lip sliding effect. In : *Medical image analysis* 72 (2021), p. 102095.
- [50] Jin Ha KIM, Su Gwan KIM et Ji Su OH. Complications related to orthognathic surgery. In : *Journal of Korean Association of Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgeons* 32.5 (2010), p. 416-421.
- [51] Young-Kyun KIM. Complications associated with orthognathic surgery. In : *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 43.1 (2017), p. 3-15.
- [52] Stefan KLEIN, Josien PW PLUIM, Marius STARING et Max A VIERGEVER. Adaptive stochastic gradient descent optimisation for image registration. In : *International journal of computer vision* 81 (2009), p. 227-239.
- [53] Stefan KLEIN, Marius STARING, Keelin MURPHY, Max A VIERGEVER et Josien PW PLUIM. Elastix: a Toolbox for Intensity-Based Medical Image Registration. In : *IEEE Transactions on Medical Imaging* 29.1 (2009), p. 196-205.
- [54] Stefan KLEIN, Marius STARING et Josien PW PLUIM. Evaluation of optimization methods for nonrigid medical image registration using mutual information and B-splines. In : *IEEE transactions on image processing* 16.12 (2007), p. 2879-2890.
- [55] Paul GM KNOOPS, Alessandro BORGHI, Federica RUGGIERO, Giovanni BADIALI, Alberto BIANCHI, Claudio MARCHETTI, Naiara RODRIGUEZ-FLOREZ, Richard WF BREakey, Owase JEELANI, David J DUNAWAY et al. A novel soft tissue prediction methodology for orthognathic surgery based on probabilistic finite element modelling. In : *PloS one* 13.5 (2018), e0197209.
- [56] Paul GM KNOOPS, Athanasios PAPAIOANNOU, Alessandro BORGHI, Richard WF BREakey, Alexander T WILSON, Owase JEELANI, Stefanos ZAFEIRIOU, Derek STEINBACHER, Bonnie L PADWA, David J DUNAWAY et al. A machine learning framework for automated diagnosis and computer-assisted planning in plastic and reconstructive surgery. In : *Scientific reports* 9.1 (2019), p. 13597.

- [57] PGM KNOOPS, A BORGHI, RWF BREAKEY, J ONG, NUO JEELANI, R BRUUN, S SCHIEVANO, DJ DUNAWAY et BL PADWA. Three-dimensional soft tissue prediction in orthognathic surgery: a clinical comparison of Dolphin, ProPlan CMF, and probabilistic finite element modelling. In : *International journal of oral and maxillofacial surgery* 48.4 (2019), p. 511-518.
- [58] Jan Harm KOOLSTRA. Dynamics of the human masticatory system. In : *Critical reviews in oral biology & medicine* 13.4 (2002), p. 366-376.
- [59] L KREKMANOV et K-E KAHNBERG. Soft tissue response to genioplasty procedures. In : *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 30.2 (1992), p. 87-91.
- [60] *La chirurgie orthognathique*. 2023.
- [61] Nathan LAMPEN, Daeseung KIM, Xi FANG, Xuanang XU, Tianshu KUANG, Hannah H DENG, Joshua C BARBER, Jamie GATENO, James XIA et Pingkun YAN. Deep learning for biomechanical modeling of facial tissue deformation in orthognathic surgical planning. In : *International journal of computer assisted radiology and surgery* 17.5 (2022), p. 945-952.
- [62] Nathan LAMPEN, Daeseung KIM, Xuanang XU, Xi FANG, Jungwook LEE, Tianshu KUANG, Hannah H DENG, Michael AK LIEBSCHNER, Jaime GATENO et Pingkun YAN. Learning soft tissue deformation from incremental simulations. In : *Medical Physics* 52.3 (2025), p. 1914-1925.
- [63] Karl LANGER. Zur anatomie und physiologie der haut. In : *Sitzungsbericht der mathematisch-naturwissenschaftlichen Classe der Kaiserlichen Academie der Wissenschaften* 44 (1861), p. 19-48.
- [64] Erwan LECESNE. “Planification et assistance par fusion d’images multimodales pour l’optimisation de gestes de réparation tissulaire en insuffisance cardiaque”. Thèse de doct. Université de Rennes, 2024.
- [65] Ker Jia Cheryl LEE, Suat Li TAN, Hui Yin Ada LOW, Lu Jie CHEN, Chee Weng YONG et Ming Tak CHEW. Accuracy of 3-dimensional soft tissue prediction for orthognathic surgery in a Chinese population. In : *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery* 123.5 (2022), p. 551-555.
- [66] Yuencheng LEE, Demetri TERZOPOULOS et Keith WATERS. Realistic modeling for facial animation. In : *Proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. 1995, p. 55-62.
- [67] M Judith LEO et D MANIMEGALAI. 3D modeling of human faces-A survey. In : *3rd International Conference on Trendz in Information Sciences & Computing (TISC2011)*. IEEE. 2011, p. 40-45.
- [68] Meng-fei LI, Sheng-hui LIAO et Ruo-feng TONG. Facial hexahedral mesh transferring by volumetric mapping based on harmonic fields. In : *Computers & Graphics* 35.1 (2011), p. 92-98.
- [69] Thomas LIST et Rigmor Højland JENSEN. Temporomandibular disorders: Old ideas and new concepts. In : *Cephalalgia* 37.7 (2017), p. 692-704.

- [70] William E LORENSEN et Harvey E CLINE. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. In : *Seminal graphics: pioneering efforts that shaped the field*. 1998, p. 347-353.
- [71] Vincent LUBOZ, Emmanuel PROMAYON et Yohan PAYAN. Linear elastic properties of the facial soft tissues using an aspiration device: towards patient specific characterization. In : *Annals of biomedical engineering* 42.11 (2014), p. 2369-2378.
- [72] Lei MA, Deqiang XIAO, Daeseung KIM, Chunfeng LIAN, Tianshu KUANG, Qin LIU, Hannah DENG, Erkun YANG, Michael AK LIEBSCHNER, Jaime GATENO et al. Simulation of postoperative facial appearances via geometric deep learning for efficient orthognathic surgical planning. In : *IEEE transactions on medical imaging* 42.2 (2022), p. 336-345.
- [73] Claudio MARCHETTI, Alberto BIANCHI, L MUYLDERMANS, Mirko DI MARTINO, Lorenzo LANCELLOTTI et Alessandro SARTI. Validation of new soft tissue software in orthognathic surgery planning. In : *International journal of oral and maxillofacial surgery* 40.1 (2011), p. 26-32.
- [74] MN MEGER, AL FATTURI, JT GERBER, SG WEISS, JS ROCHA, R SCARIOT et LM WAMBIER. Impact of orthognathic surgery on quality of life of patients with dentofacial deformity: a systematic review and meta-analysis. In : *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 59.3 (2021), p. 265-271.
- [75] P MEYRUEIS, A CAZENAVE et R ZIMMERMANN. Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures. In : *EMC-Rhumatologie-Orthopédie* 1.1 (2004), p. 64-93.
- [76] Wouter MOLLEMANS, Filip SCHUTYSER, Nasser NADJMI, Frederik MAES et Paul SUETENS. Predicting soft tissue deformations for a maxillofacial surgery planning system: from computational strategies to a complete clinical validation. In : *Medical image analysis* 11.3 (2007), p. 282-301.
- [77] Mogeeb Ahmed Ahmed MOSLEH, Mohd Sapiyan BABA, Sorayya MALEK et Raheed A ALMAKTARI. Ceph-X: development and evaluation of 2D cephalometric system. In : *BMC bioinformatics* 17.Suppl 19 (2016), p. 499.
- [78] JP MOSS, AD LINNEY, SR GRINDROD et CA MOSSE. A laser scanning system for the measurement of facial surface morphology. In : *Optics and Lasers in Engineering* 10.3-4 (1989), p. 179-190.
- [79] Ekaterina MUKHINA, Nathanaël CONNESSON, Pierre-Yves ROHAN et Yohan PAYAN. In vivo estimation of skin elasticity: would you choose US Shear Wave Elastography or a custom-made aspiration device? In : (2022).
- [80] Mohammad A NAZARI, Pascal PERRIER, Matthieu CHABANAS et Yohan PAYAN. Shaping by stiffening: a modeling study for lips. In : *Motor control* 15.1 (2011), p. 141-168.

- [81] Mohammad Ali NAZARI, Pascal PERRIER, Matthieu CHABANAS et Yohan PAYAN. Simulation of dynamic orofacial movements using a constitutive law varying with muscle activation. In : *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 13.4 (2010), p. 469-482.
- [82] Mohammad Ali NAZARI, Pascal PERRIER et Yohan PAYAN. Interwoven muscle fibers: a 3D two-fiber muscle active model. In : (2022).
- [83] Mohammad Ali NAZARI, Pascal PERRIER et Yohan PAYAN. The distributed lambda (λ) model (DLM): a 3-D, finite-element muscle model based on Feldman's λ model; assessment of orofacial gestures. In : *Journal of speech, language, and hearing research* 56.6 (2013), p. 1909-1923.
- [84] Abdullah NAZIB, James GALLOWAY, Clinton FOOKES et Dimitri PERRIN. Performance of Image Registration Tools on High-Resolution 3D Brain Images. In : *arXiv preprint arXiv:1807.04917* (2018).
- [85] Frank H NETTER. *Netter Atlas of Human Anatomy: Classic Regional Approach-Ebook*. Elsevier health sciences, 2022.
- [86] Dp NGUYEN, Marie-Christine Ho Ba THO et Tien Tuan DAO. Advanced Facial Rehabilitation by Coupling Reinforcement Learning and Finite Element Modeling. In : *16ème Colloque National en Calcul de Structures (CSMA 2024)*. 2024.
- [87] Duc-Phong NGUYEN, Tan-Nhu NGUYEN, Stéphanie DAKPÉ, Marie-Christine HO BA THO et Tien-Tuan DAO. Fast 3D face Reconstruction from a single image using different deep learning approaches for facial Palsy patients. In : *Bioengineering* 9.11 (2022), p. 619.
- [88] Aisling NÍ ANNAIDH, Karine BRUYÈRE, Michel DESTRADE, Michael D GILCHRIST, Corrado MAURINI, Melanie OTTÉNIO et Giuseppe SACCOMANDI. Automated estimation of collagen fibre dispersion in the dermis and its contribution to the anisotropic behaviour of skin. In : *Annals of biomedical engineering* 40.8 (2012), p. 1666-1678.
- [89] Unaizah OBAIDELLAH, Z RADZI, NA YAHYA, NA Abu OSMAN et AF MERICAN. The facial soft tissue simulation of orthognathic surgery using biomechanical model. In : *4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008: BIOMED 2008 25–28 June 2008 Kuala Lumpur, Malaysia*. Springer. 2008, p. 751-757.
- [90] Hugo L OBWEGESER. Orthognathic surgery and a tale of how three procedures came to be: a letter to the next generations of surgeons. In : *Clinics in plastic surgery* 34.3 (2007), p. 331-355.
- [91] Guillaume ODIN, Charles SAVOLDELLI, Pierre-Olivier BOUCHARD et Yannick TILLIER. Determination of Young's modulus of mandibular bone using inverse analysis. In : *Medical engineering & physics* 32.6 (2010), p. 630-637.

- [92] Anna OLEJNIK, Laurence VERSTRAETE, Tomas-Marijn CROONENBORGH, Constantinus POLITIS et Gwen RJ SWENNEN. The Accuracy of Three-Dimensional Soft Tissue Simulation in Orthognathic Surgery—A Systematic Review. In : *Journal of Imaging* 10.5 (2024), p. 119.
- [93] Elena Carlotta OLIVETTI, Sara NICOTERA, Federica MARCOLIN, Enrico VEZZETTI, Jacqueline PA SOTONG, Emanuele ZAVATTERO et Guglielmo RAMIERI. 3D soft-tissue prediction methodologies for orthognathic surgery—a literature review. In : *Applied Sciences* 9.21 (2019), p. 4550.
- [94] Pembe OLTULU, Mahmut TEKECIK, Zulal Taflıoglu TEKECIK, Fahriye KILINC et BilsEV INCE. Measurement of Epidermis, Dermis, and Total Skin Thicknesses from Six Different Face Regions. In : *Selcuk University Medical Journal* 38.4 (2022).
- [95] Ji-Ae PARK, Jun-Ho MOON, Ju-Myung LEE, Sung Joo CHO, Byoung-Moo SEO, Richard E DONATELLI et Shin-Jae LEE. Does artificial intelligence predict orthognathic surgical outcomes better than conventional linear regression methods? In : *The Angle Orthodontist* 94.5 (2024), p. 549-556.
- [96] Frederic I PARKE. Parameterized models for facial animation. In : *IEEE computer graphics and applications* 2.09 (1982), p. 61-68.
- [97] SGOPAL PATRO et Kishore Kumar SAHU. Normalization: A preprocessing stage. In : *arXiv preprint arXiv:1503.06462* (2015).
- [98] Joel E PESSA, Vikram P ZADOO, Earle K ADRIAN JR, Cheng H YUAN, Jason AYDELOTTE et Jaime R GARZA. Variability of the midfacial muscles: analysis of 50 hemifacial cadaver dissections. In : *Plastic and reconstructive surgery* 102.6 (1998), p. 1888-1893.
- [99] Marie-Charlotte PICARD, Matthew COTTON, Noémie BRIOT, Mohammad Ali NAZARI, David POISBLEAU, Pascal PERRIER, Grégory CHAGNON, Michel ROCHETTE et Yohan PAYAN. Biomechanical model of the human face with a perspective of surgical assistance. In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering Volume 26, 2023-Issue sup1: 48th congress of the Société de Biomécanique*. T. 26. sup1. 2023, S202-S204.
- [100] Marie-Charlotte PICARD, Mohammad Ali NAZARI, Pascal PERRIER, Georges BETTEGA, Rodolphe LARTIZIEN, Michel ROCHETTE et Yohan PAYAN. A clinically compatible method for generating preoperative Finite Element models to simulate facial appearance and movements in orthognathic surgery. In : *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* (accepté, en production) (2026).
- [101] Marie-Charlotte PICARD, Mohammad Ali NAZARI, Pascal PERRIER, Georges BETTEGA, Rodolphe LARTIZIEN, Michel ROCHETTE et Yohan PAYAN. Automatic orthognathic surgery process: from mesh generation to Finite Element simulation of bone cuts. In : *29th Congress of the European Society of Biomechanics (ESB 2024)*. 2024.

- [102] Marie-Charlotte PICARD, Mohammad Ali NAZARI, Pascal PERRIER, Michel ROCHETTE et Yohan PAYAN. Model-Based Simulations of the Insertion of Tensor Threads in Patient-Specific Human Face: A Proof of Concept. In : *International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Springer. 2023, p. 29-36.
- [103] Bernadette QUAH, Timothy Jie Han SNG, Chee Weng YONG et Raymond Chung Wen WONG. Orthognathic surgery for obstructive sleep apnea. In : *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics* 35.1 (2023), p. 49-59.
- [104] Federica RUGGIERO, Alessandro BORGHI, Mirko BEVINI, Giovanni BADIALI, Otavia LUNARI, David DUNAWAY et Claudio MARCHETTI. Soft tissue prediction in orthognathic surgery: Improving accuracy by means of anatomical details. In : *Plos one* 18.11 (2023), e0294640.
- [105] Charles SAVOLDELLI, Elodie EHRMANN et Yannick TILLIER. Biomechanical assessment of different fixation methods in mandibular high sagittal oblique osteotomy using a three-dimensional finite element analysis model. In : *Scientific Reports* 11.1 (2021), p. 8755.
- [106] Filip SCHUTYSER, Johan VAN CLEYNENBREUGEL, Matthieu FERRANT, Joseph SCHOENAERS et Paul SUETENS. Image-based 3D planning of maxillofacial distraction procedures including soft tissue implications. In : *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI 2000: Third International Conference, Pittsburgh, PA, USA, October 11-14, 2000. Proceedings 3*. Springer. 2000, p. 999-1007.
- [107] Martyn R SHORTEN¹. Muscle elasticity and human performance. In : *Current Research in Sports Biomechanics: Selected Topics* 25 (1988), p. 1.
- [108] Kyu-Gin SONG et Seung-Hak BAEK. Comparison of the accuracy of the three-dimensional virtual method and the conventional manual method for model surgery and intermediate wafer fabrication. In : *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 107.1 (2009), p. 13-21.
- [109] Thomas STARCH-JENSEN, Federico HERNÁNDEZ-ALFARO, Özlem KESMEZ, Romario GORGIS et Adaia VALLS-ONTAÑÓN. Accuracy of orthognathic surgical planning using three-dimensional virtual techniques compared with conventional two-dimensional techniques: A systematic review. In : *Journal of Oral & Maxillofacial Research* 14.1 (2023), e1.
- [110] Ian STAVNESS, Mohammad Ali NAZARI, Cormac FLYNN, Pascal PERRIER, Yohan PAYAN, John E LLOYD et Sidney FELS. Coupled biomechanical modeling of the face, jaw, skull, tongue, and hyoid bone. In : *3D multiscale physiological human*. Springer, 2013, p. 253-274.
- [111] Ian STAVNESS, Mohammad Ali NAZARI, Cormac FLYNN, Pascal PERRIER, Yohan PAYAN, John E LLOYD et Sidney FELS. Coupled biomechanical modeling of the face, jaw, skull, tongue, and hyoid bone. In : *3D multiscale physiological human* (2014), p. 253-274.

- [112] Carl N STEPHAN. Facial approximation: An evaluation of mouth-width determination. In : *American Journal of Physical Anthropology: The Official Publication of the American Association of Physical Anthropologists* 121.1 (2003), p. 48-57.
- [113] Yorimoto TAKEMA, Y YORIMOTO, M KAWAI et G IMOKAWA. Age-related changes in the elastic properties and thickness of human facial skin. In : *British Journal of Dermatology* 131.5 (1994), p. 641-648.
- [114] Chihiro TANIKAWA et Takashi YAMASHIRO. Development of novel artificial intelligence systems to predict facial morphology after orthognathic surgery and orthodontic treatment in Japanese patients. In : *Scientific reports* 11.1 (2021), p. 15853.
- [115] American Society of TEMPOROMANDIBULAR JOINT SURGEONS et al. Guidelines for diagnosis and management of disorders involving the temporomandibular joint and related musculoskeletal structures. In : *Cranio* 21 (2003), p. 68-76.
- [116] Richard TRAUNER et Hugo OBWEGESER. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty: Part I. Surgical procedures to correct mandibular prognathism and reshaping of the chin. In : *Oral surgery, oral medicine, oral pathology* 10.7 (1957), p. 677-689.
- [117] Noémie VANDEN HAUTE, Emma BACH, Pierre BOULETREAU, Alice PRÉVOST, Pierre CORRE, Louis BROCHET, Nicolas GRAILLON et Andrea VARAZZANI. An updated overview of orthognathic surgery practices in France. In : *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery* 126.6 (2025), p. 102210.
- [118] Tom VERCAUTEREN, Xavier PENNEC, Aymeric PERCHANT et Nicholas AYACHE. Diffeomorphic demons: Efficient non-parametric image registration. In : *NeuroImage* 45.1 (2009), S61-S72.
- [119] Sheila VERONESE, Ezio COSTA, Antonella PORTUESE, Riccardo OSSANNA et Andrea SBARBATI. Histological analysis of the dermal and hypodermal layers of the face and correlation with high-frequency 24 MHz ultrasonography and elastosonography. In : *European Journal of Histochemistry: EJH* 68.2 (2024), p. 3912.
- [120] Angelica WALKER, Mohamed F KASSIR, Vineeth SAMA, Shaun A NGUYEN et Mohamed ABDELWAHAB. Maxillomandibular Advancement Safety and Effectiveness in Obstructive Sleep Apnea: Systematic Review and Meta-Analysis. In : *Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 172.4 (2025), p. 1142-1154.
- [121] Koichi WATANABE, Aya HAN, Eiko INOUE, Joe IWANAGA, Yoko TABIRA, Akihiro YAMASHITA, Keishiro KIKUCHI, Yuto HAIKATA, Kunimitsu NOOMA et Tsuyoshi SAGA. The key structure of the facial soft tissue: the superficial musculoaponeurotic system. In : *The Kurume medical journal* 68.2 (2021), p. 53-61.
- [122] K WATERS. A Muscle model for animating three dimensional facial expressions. In : *Proc. of SIGGRAPH'87* (1987), p. 123-128.
- [123] Lance WILLIAMS. Performance-driven facial animation. In : t. 24. 4. 1990.
- [124] Jack M WINTERS. Hill-based muscle models: a systems engineering perspective. In : *Multiple muscle systems: biomechanics and movement organization*. Springer, 1990, p. 69-93.

-
- [125] S Anthony WOLFE. Günther Cohn-Stock, MS, DDS, father of maxillary orthognathic surgery. In : *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 17.7 (1989), p. 331-334.
- [126] Tim WU, Alice HUNG et Kumar MITHRARATNE. Generating facial expressions using an anatomically accurate biomechanical model. In : *IEEE transactions on visualization and computer graphics* 20.11 (2014), p. 1519-1529.
- [127] Jiawen YANG, Yihui CAO, Xuanyu TIAN, Yuyao ZHANG et Hongjiang WEI. *NICE: Neural Implicit Craniofacial Model for Orthognathic Surgery Prediction*. 2025. arXiv : 2512.05920 [cs.CV]. URL : <https://arxiv.org/abs/2512.05920>.
- [128] Takeshi YASUI, Yu TAKAHASHI, Masahiro ITO, Shuichiro FUKUSHIMA et Tsutomu ARAKI. Ex vivo and in vivo second-harmonic-generation imaging of dermal collagen fiber in skin: comparison of imaging characteristics between mode-locked Cr: forsterite and Ti: sapphire lasers. In : *Applied optics* 48.10 (2009), p. D88-D95.
- [129] Stefan ZACHOW, E GLADILINE, Hans-Christian HEGE et Peter DEUFLHARD. Finite-element simulation of soft tissue deformation. In : *Proceedings of the 14th International Symposium: Computer Assisted Radiology and Surgery*. T. 14. 2000, p. 23-28.
- [130] Xiaoyan ZHANG, Daeseung KIM, Shunyao SHEN, Peng YUAN, Siting LIU, Zhen TANG, Guangming ZHANG, Xiaobo ZHOU, Jaime GATENO, Michael AK LIEBSCHNER et al. An eFTD-VP framework for efficiently generating patient-specific anatomically detailed facial soft tissue FE mesh for craniomaxillofacial surgery simulation. In : *Biomechanics and modeling in mechanobiology* 17 (2018), p. 387-402.
- [131] Xiaoyan ZHANG, Zhen TANG, Michael AK LIEBSCHNER, Daeseung KIM, Shunyao SHEN, Chien-Ming CHANG, Peng YUAN, Guangming ZHANG, Jaime GATENO, Xiaobo ZHOU et al. An eFace-template method for efficiently generating patient-specific anatomically-detailed facial soft tissue FE models for craniomaxillofacial surgery simulation. In : *Annals of biomedical engineering* 44 (2016), p. 1656-1671.