



Modélisation des tissus mous de la face pour la chirurgie assistée par ordinateur

Matthieu Chabanas

► To cite this version:

Matthieu Chabanas. Modélisation des tissus mous de la face pour la chirurgie assistée par ordinateur. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2002. Français. NNT : . tel-00005802v1

HAL Id: tel-00005802

<https://theses.hal.science/tel-00005802v1>

Submitted on 6 Apr 2004 (v1), last revised 8 Apr 2004 (v2)

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

présentée par

Matthieu CHABANAS

pour obtenir le titre de

Docteur de l'université Joseph Fourier - Grenoble 1

Spécialité :

MODÈLES ET INSTRUMENTS EN MÉDECINE ET BIOLOGIE

MODÉLISATION DES TISSUS MOUS DE LA FACE POUR LA CHIRURGIE ORTHOGNATIQUE ASSISTÉE PAR ORDINATEUR

Date de soutenance : 19 Décembre 2002

Composition du jury :

Marie-Paule CANI	Présidente
Hervé DELINGETTE	Rapporteur
Pascal SWIDER	Rapporteur
Franck BOUTAULT	Examineur
Yohan PAYAN	Directeur
Philippe CINQUIN	Co-directeur

Thèse préparée au sein du laboratoire TIMC-IMAG
Equipe Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur

Remerciements

Je tiens à commencer par remercier la personne qui est à l'origine de cette thèse et qui en a assuré le bon déroulement : Yohan, bien sûr. Merci à toi Yohan pour ton éternel enthousiasme, pour ta très grande disponibilité, pour toujours croire en ce que tu fais, et pour tous les moments qu'on a pu partager ensemble. Et merci surtout, surtout, pour ton soutien moral permanent ! Plus encore que notre relation de travail, j'ai vraiment apprécié ta personnalité et ta chaleur humaine. Bonne continuation donc, à toi, ta grande et tes petites.

Le second sur la liste est Christophe Marécaux. Si me je me suis lancé dans cette thèse, c'était en grande partie par attrait pour le domaine médical, pour être en contact avec ce milieu que je trouve si passionnant. Tout ce que j'ai pu faire dans cette thèse n'a pris réellement de sens pour moi qu'à partir du moment où j'ai pu acquérir une vision globale de l'application qui m'intéressait, la chirurgie maxillofaciale, et vraiment comprendre, réfléchir, et confronter mes idées avec un chirurgien. Merci Christophe pour m'avoir offert cette possibilité, cette relation scientifique-clinicien qui me paraît déterminante dans ce type de travail, et dont je sais qu'elle n'est pas offerte à tout le monde. Et comme elle était en plus très sympathique, ça ne gâche rien ! J'espère sincèrement que nous pourrons continuer à avancer ensemble, sur le plan professionnel comme personnel.

Merci ensuite à Mahnu Promayon. Pour ta science, celle que tu as déjà et celle que tu as toujours envie d'apprendre. Pour imp, et ta très importante contribution C++-ienne. Pour la fin de thèse (on est quitte maintenant). Pour m'avoir supporté pendant plus de deux ans. Pour l'animation du bureau 36. Pour Boris et Blanchette Boucles d'Or. Pour les excellents dictons et phrases du jour. Pour la (les) Guinness.

Un grand merci ensuite à tous les membres du jury. D'abord Hervé Delingette et Pascal Swider pour avoir rapporté ce travail et pour leurs précieux commentaires. Franck Boutault, pour avoir participé à ce jury mais surtout pour la collaboration qui s'est mise en place avec le service de chirurgie maxillofaciale du CHU de Toulouse, et dont je pense nous sommes tous entièrement satisfaits. Philippe, bien sûr, pour m'avoir accueilli dans le labo il y a quelques années déjà, pour son enthousiasme, et pour ses talents de skipper ! Et enfin Marie-Paule Cani qui a gentiment accepté de présider tout ce petit monde.

Un mot pour Charles Guttman, sans qui rien de tout ça ne serait arrivé. Et il en est fier l'animal...

Je tiens à remercier ici toutes celles et ceux qui m'ont permis, en parallèle à cette thèse, de découvrir les joies de l'enseignement. La recherche c'est super, mais les cours m'ont vraiment aidé à me (re)motiver tout au long de ces trois années. Merci donc à Gérard d'Aubigny, François Bel, Abdel Abdali, Valérie Edel, Jean-Michel Adam, Jérôme Gensel et aussi Alain Fleury, qui n'ont pas hésité à faire confiance à un petit moniteur sans expérience et à me confier des enseignements intéressants. Et merci bien sûr à tous les étudiants de Deug, MST2 et DESS qui m'ont subi! C'est quand même avant tout grâce à eux que je me suis bien fait plaisir en donnant ces cours!

Le labo maintenant. Aie, pas facile de remercier quatre années de GMCAO en peu de lignes. Alors merci en premier lieu aux permanents et ex-permanents, Yohan, Mahnu, Lolo, Chantal, Philippe, Steph, Guillaume, Corinne, et bien entendu notre super Joce. Ajoutons aussi Guy et Maribel, on leur doit bien ça.

Ensuite merci à "la grande salle", qui a vu passer tant de gens, thésards, DEA, stagiaires, post-docs et autres. En espérant ne pas oublier trop de monde, merci dans le désordre à Tonio, Catherine, Christophe, Anne, Vincent, Raph, Isabelle, Sonia, Adriana, José, Johan, Pierre, Vincent, Christian, Peter, Yu, Mario, Jean-Michel, Maxime, Diane, Lynda, Benoît, Markus, Dubravko (quel shouter!), les deux Delphines, Eric, Cathy, Remy, Olivier, Fab, Lionel, Ivan, Alexandre, Gelu, Nadine, Christophe... et tous les autres que j'ai pu côtoyer!

Mention spéciale pour ceux qui m'ont directement aidés dans ce travail: Franz, Elise et Gaëtan.

Sans vouloir vexer personne, j'ai gardé *la* meilleure pour la fin! Un grand merci donc à Laurence, de Praxim, pour son aide très précieuse, notamment pour les histoires de matching et aussi la super relecture.

Mais surtout, surtout, un énorme merci à Laurence, la mienne! Parce que tu es toute ma vie et que tu auras toujours tout mon amour. Et pour tellement d'autres choses... qui n'ont pas à être écrites ici!

Introduction

La chirurgie assistée par ordinateur a pour but d'aider le clinicien à l'établissement d'un diagnostic, à la planification d'une procédure optimale ou encore à la réalisation d'un geste thérapeutique précis et minimalement invasif. Au carrefour de la médecine, de l'informatique et de la bio-ingénierie, cette discipline en plein essor allie méthodes de traitement d'images médicales, de modélisation, de simulation, de fusion de données ou de robotique.

Notre travail s'intéresse à l'application de ces techniques à la chirurgie maxillofaciale. Cette thématique a été abordée au laboratoire TIMC dans les années 1990, en collaboration avec le CHU de Grenoble, avec notamment des travaux sur l'assistance per-opératoire au repositionnement des structures osseuses.

Depuis trois ans, cette thèse a initié une collaboration avec le service de Chirurgie Maxillofaciale et Plastique de la Face de l'Hôpital Purpan à Toulouse, collaboration qui se poursuit aujourd'hui au travers d'autres thématiques cliniques et scientifiques.

Nos travaux concernent l'application des techniques de chirurgie assistée par ordinateur à la chirurgie orthognatique. Cette composante de la chirurgie maxillofaciale a pour problématique la correction de dysharmonies dento-maxillofaciales par le repositionnement des mâchoires supérieure et inférieure. Elle intègre des considérations fonctionnelles et esthétiques, ce qui nécessite une prise en compte non seulement des structures osseuses et dentaires mais aussi de la modification morphologique des tissus mous de la face.

Nos objectifs sont le développement d'outils informatiques simples permettant d'assister le praticien dans la définition de son plan de traitement thérapeutique.

Un premier point abordé est consacré à un des aspects du planning pré-opératoire, la céphalométrie. Il s'agit d'une analyse osseuse permettant de caractériser les anomalies du squelette facial et de déterminer les corrections à apporter pour rétablir l'équilibre osseux. Un nouvel outil de construction céphalométrique tridimensionnelle est proposé, alors que les approches conventionnelles sont toutes bidimensionnelles. Ce travail a été mené en parallèle au DEA de Christophe Marécaux, interne en chirurgie maxillofaciale au CHU de Toulouse. Il a donné lieu à une réelle collaboration scientifique et médicale.

Le principal aspect traité dans cette thèse est un autre point très important du planning chirurgical, qui est l'évaluation des conséquences des repositionnements osseux sur l'esthétique du visage. En effet, la chirurgie orthognatique entraîne une modification de la morphologie faciale, qui est une source d'inquiétude importante pour le patient. Il est donc capital pour le praticien d'estimer ces modifications, ce

qui reste à ce jour extrêmement difficile.

Notre travail vise donc à développer un outil permettant de simuler des repositionnements osseux sur un modèle informatique du patient puis d'évaluer les modifications de morphologie impliquées par ces gestes, au moyen d'une modélisation des tissus mous de la face. Pour cela, un modèle biomécanique basé sur la méthode des éléments finis a été développé.

Une des principales difficultés est que le modèle est destiné à une utilisation dans un cadre clinique. De ce fait, il est nécessaire de développer non pas *un* modèle des tissus mous de la face mais un modèle de *chaque* patient. Pour une utilisation en pratique clinique, la construction de ce modèle doit être la plus simple et la plus rapide possible. Devant la difficulté de cette tâche et les limites des méthodes actuelles, une nouvelle approche est proposée. Elle consiste à construire une seule fois un modèle générique de la face, puis à l'adapter à la morphologie de chaque nouveau patient. Un aspect très important est ensuite l'évaluation de l'adéquation du modèle généré à la morphologie réelle du patient. Des premiers résultats qualitatifs et quantitatifs sur cette évaluation sont présentés.

Une fois que le modèle d'un patient est construit, il peut être utilisé pour simuler les déformations des tissus mous consécutives à un planning de repositionnements osseux. De nombreuses hypothèses de modélisation peuvent être faites sur le comportement mécanique des tissus comme sur la formulation mathématique elle-même. Avant de travailler à une modélisation complexe, notre approche est de développer un premier modèle relativement simple, d'effectuer des simulations puis de les *évaluer* par rapport à des données réelles. Un protocole est présenté pour cela, basé sur des données d'imagerie post-opératoire, qui permet de reproduire avec précision les gestes effectivement réalisés pendant une intervention, puis de comparer les simulations biomécaniques avec la morphologie post-opératoire réelle du patient. Ce protocole d'évaluation a été appliqué à deux patients, et les premières conclusions sur la qualité des simulations sont présentées.

Le travail réalisé pendant cette thèse est donc un travail scientifique, qui se veut fortement dirigé par une problématique clinique précise et les contraintes qu'elle impose.

Ce manuscrit est organisé en deux parties. La première présente la problématique clinique, propose un protocole complet de chirurgie assistée par ordinateur (diagnostic, planning et assistance per-opératoire) et introduit une analyse céphalométrique tridimensionnelle. La seconde partie est entièrement consacrée à l'évaluation des conséquences des repositionnements osseux sur la morphologie du visage. Après une présentation de la méthodologie, le problème de la construction d'un maillage adapté au patient est abordé. Finalement, des simulations sont présentées et évaluées pour deux patients.

Table des matières

Remerciements	3
Introduction	5
I Chirurgie orthognatique assistée par ordinateur	11
1 Anatomie	13
1.1 Conventions anatomiques	13
1.2 Squelette facial	14
1.2.1 Massif facial supérieur	14
1.2.2 Mandibule	14
1.2.3 Dentition	16
1.3 Tissus mous de la face	16
1.3.1 Couches dermiques	18
1.3.2 Muscles masticateurs	18
1.3.3 Muscles infra et supra-hyoïdiens	18
1.3.4 Muscles peauciers	19
1.3.5 Vascularisation	24
1.3.6 Innervation	24
2 Chirurgie orthognatique	27
2.1 Introduction	27
2.2 Dysharmonies dento-maxillofaciales	28
2.2.1 Notions d'équilibre facial	28
2.2.2 Principales anomalies dento-maxillofaciales	32
2.2.3 Conséquences fonctionnelles et esthétiques	34
2.3 Diagnostic et planification	35
2.3.1 Diagnostic	35
2.3.2 Planning	38
2.3.3 Simulation pré-chirurgicale	40
2.4 Principes du traitement	42
2.4.1 Traitement orthodontique	43
2.4.2 Préparation à l'intervention	43
2.4.3 Ostéotomie maxillaire	44
2.4.4 Ostéotomie mandibulaire	46

2.4.5	Génioplastie	48
2.4.6	Suivi post-opératoire	48
3	Chirurgie orthognatique assistée par ordinateur	49
3.1	Protocole de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur	49
3.2	Aide au diagnostic	50
3.2.1	Imagerie scanner	51
3.2.2	Modèle 3D du patient	51
3.2.3	Céphalométrie tridimensionnelle	52
3.2.4	Analyse dentaire	52
3.3	Planning et simulation	52
3.3.1	Simulation de la chirurgie et validation du planning	53
3.3.2	Travaux actuels	53
3.4	Assistance per-opératoire	55
3.4.1	Navigation	55
3.4.2	Respect du planning opératoire	55
3.5	Conclusion	57
4	Céphalométrie tridimensionnelle	59
4.1	Principes	59
4.1.1	Limites des céphalométries actuelles	59
4.1.2	Vers la troisième dimension	61
4.1.3	Notre approche	62
4.2	Construction céphalométrique tridimensionnelle	64
4.2.1	Détermination des points de référence	64
4.2.2	Charpente squelettique	64
4.2.3	Référentiel patient	66
4.2.4	Analyse biométrique	68
4.3	Validation de la méthode de construction	68
4.4	Perspectives	70

II Modélisation des tissus mous de la face pour l'évaluation des conséquences morphologiques des repositionnements osseux **73**

5	Modélisation biomécanique des tissus mous	75
5.1	Tissus mous et chirurgie assistée par ordinateur	75
5.2	Rhéologie des tissus mous	75
5.2.1	Loi de comportement	76
5.2.2	Propriétés des tissus mous de la face	78
5.3	Modélisation des tissus élastiques	80
5.3.1	Modèles discrets	81
5.3.2	Mécanique des milieux continus	81
5.3.3	Hypothèses de modélisation particulières	84
5.3.4	Méthode des éléments finis	88
5.3.5	Considérations sur les maillages éléments finis	91

6	Méthodologie générale	101
6.1	Bibliographie des modèles de la face	101
6.1.1	Modèles discrets	102
6.1.2	Modèles aux éléments finis	106
6.1.3	Méthodes géométriques	111
6.1.4	Autres méthodes	112
6.2	Bilan et limites des travaux antérieurs	112
6.2.1	Approches de modélisation	112
6.2.2	Principales limites	117
6.3	Méthodologie retenue	118
6.3.1	Génération de maillages de patients	119
6.3.2	Choix et hypothèses pour l'analyse par éléments finis	120
6.3.3	Evaluation du modèle	122
7	Maillage générique des tissus mous de la face	125
7.1	Caractéristiques du maillage générique	125
7.1.1	Dimension du modèle	125
7.1.2	Épaisseur	126
7.1.3	Représentation de structures internes	126
7.1.4	Propriétés du maillage générique	128
7.2	Construction du maillage	129
7.2.1	Structure globale	129
7.2.2	Intégration de muscles de la mimique	130
7.3	Limites du modèle générique	132
7.4	Conclusion	134
8	Conformation du maillage générique au patient	137
8.1	Méthodologie	137
8.1.1	Principes de la mise en correspondance	138
8.1.2	Méthode de recalage 3D/3D par octree-spline	140
8.1.3	Adaptation de maillages éléments finis	144
8.1.4	Algorithme du Mesh-Matching	146
8.1.5	Régularisation du maillage	149
8.2	Application au maillage de visage	150
8.2.1	Principe	151
8.2.2	Traitement des données patient	151
8.2.3	Position initiale	156
8.2.4	Conformation du maillage	157
8.2.5	Traitements additionnels éventuels	160
8.2.6	Régularisation des éléments	162
9	Évaluation de la méthode de génération de maillages	165
9.1	Résultats: maillages de sept patients	165
9.2	Evaluation des modèles générés	166
9.2.1	Evaluation qualitative de la précision des maillages	166
9.2.2	Evaluation quantitative des maillages	172

9.2.3	Inférence de la position des structures anatomiques	176
9.2.4	Régularité des éléments	179
9.3	Evaluation de la méthode de conformation	179
9.3.1	Robustesse	180
9.3.2	Utilisation de la méthode	182
9.4	Bilan	182
9.5	Perspectives	184
9.5.1	Améliorations du maillage générique	184
9.5.2	Améliorations de la procédure de conformation	187
9.5.3	Utilisation d'autres modalités d'imagerie	189
10	Modélisation et simulation	191
10.1	Simulation d'activations musculaires	191
10.1.1	Propriétés mécaniques	191
10.1.2	Chargements	192
10.1.3	Résolution du problème numérique	193
10.1.4	Résultats préliminaires	195
10.1.5	Conclusion	198
10.2	Simulation pour la chirurgie orthognatique	199
10.2.1	Options de modélisation	199
10.2.2	Simulation des repositionnements osseux	200
10.2.3	Conditions aux limites	203
10.2.4	Conclusion	205
11	Evaluation des simulations	207
11.1	Idée générale et difficultés rencontrées	207
11.1.1	Évaluation des modèles biomécaniques	208
11.1.2	Approches pour la face	208
11.2	Protocole d'évaluation	210
11.2.1	Considérations éthiques	210
11.2.2	Mesure des déplacements osseux réels	211
11.2.3	Simulation de ces déplacements	213
11.2.4	Confrontation de la simulation et des données post-opératoires	214
11.3	Application sur deux patients	214
11.3.1	Patient 1: recul mandibulaire	215
11.3.2	Patient 2: bimaxillaire avec génioplastie	215
11.4	Analyse et discussion	219
11.4.1	Evaluation qualitative	219
11.4.2	Evaluation quantitative	222
11.5	Bilan et perspectives	223
	Conclusion	225

Première partie

Chirurgie orthognatique assistée par
ordinateur

Chapitre 1

Anatomie

Le but de ce chapitre est de présenter les bases de l'anatomie de la face, qui est la partie antérieure de la tête de l'homme. Après le rappel de quelques conventions anatomiques, le squelette facial puis les tissus mous de la face sont décrits.

Cette présentation ne se veut pas anatomiquement précise, et plus de détails peuvent être trouvés dans des ouvrages d'anatomie comme Rouvière and Delmas (1997), Bouchet and Cuilleret (1983) ou Kahle et al.. Certaines références sont également accessibles sur internet, par exemple Gray (1918).

1.1 Conventions anatomiques

Il est nécessaire de rappeler quelques conventions anatomiques concernant la dénomination des plans de coupes et des directions selon les différents axes du corps humain (figure 1.1).

Les trois plans de coupes les plus utilisés sont:

- le plan coronal, qui correspond à une vue de face (frontale);
- le plan sagittal, qui correspond à une vue de profil;
- le plan axial ou transversal, qui correspond à une coupe horizontale.

L'orientation en anatomie est définie en fonction de directions relatives aux axes du corps humain:

- La direction antéro-postérieure définit la direction de l'avant vers l'arrière.
- La direction crânio-caudale est verticale.
- Dans le plan axial, latéral signifie tourné vers l'extérieure et médial tourné vers l'axe du corps. Une position peut être à droite, médiane ou à gauche.

Pour les membres, le côté proximal est le plus proche de la racine et le côté distal le plus éloigné.

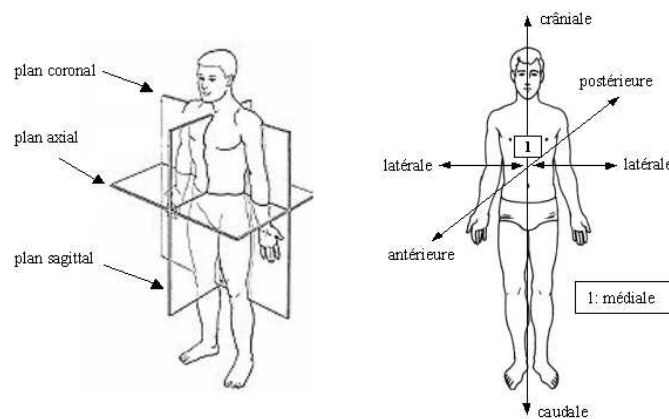


FIG. 1.1 – Plans de coupe et directions d'orientation en anatomie.

1.2 Squelette facial

Le massif osseux facial est situé en avant de la colonne vertébrale, en avant et en dessous du massif crânien. Il est composé de deux parties distinctes, l'une supérieure soudée au massif crânien et l'autre inférieure, la mandibule, qui est mobile.

1.2.1 Massif facial supérieur

Le massif facial supérieur (figure 1.2), qui est solidaire du crâne, est composé de 13 os soudés entre eux. Le principal est l'os *maxillaire* (en fait constitué de deux parties symétriques reliées), qui porte l'arcade dentaire supérieure. L'os malaire relie le maxillaire à la partie antérieure du crâne, en formant une arcade nommée l'arcade zygomatique. L'os palatin forme la partie postérieure du palais osseux. Les autres os, plus petits, sont les os lacrymals, les cornets inférieurs, les os nasals et le vomer.

L'ensemble forme un massif irrégulier creusé de cavités profondes (dont les sinus maxillaires), qui définit une grande partie de la cavité buccale, le plancher des orbites, et accueille l'appareil olfactif.

1.2.2 Mandibule

La mâchoire inférieure est formée d'un seul os appelé maxillaire inférieur¹ ou plus généralement *mandibule*. Il comprend un corps en forme de fer à cheval, qui porte l'arcade dentaire inférieure, et deux branches montantes (figure 1.3).

La mandibule est le seul os mobile de la face. Elle s'articule de chaque côté par l'*articulation temporo-mandibulaire*, formée par l'insertion du condyle mandibulaire dans la cavité glénoïde de l'os temporal. Cette articulation a plusieurs degrés de liberté et permet une variété de mouvements importante: propulsion et rétropulsion, abaissement et élévation, et mouvements latéraux dits de diduction (figure 1.4).

La mobilité de la mandibule intervient essentiellement dans la fonction de mastication, et également pour la production de parole.

1. À moins de spécifier supérieur ou inférieur, le terme *maxillaire* désigne généralement le maxillaire supérieur.

1.2. Squelette facial

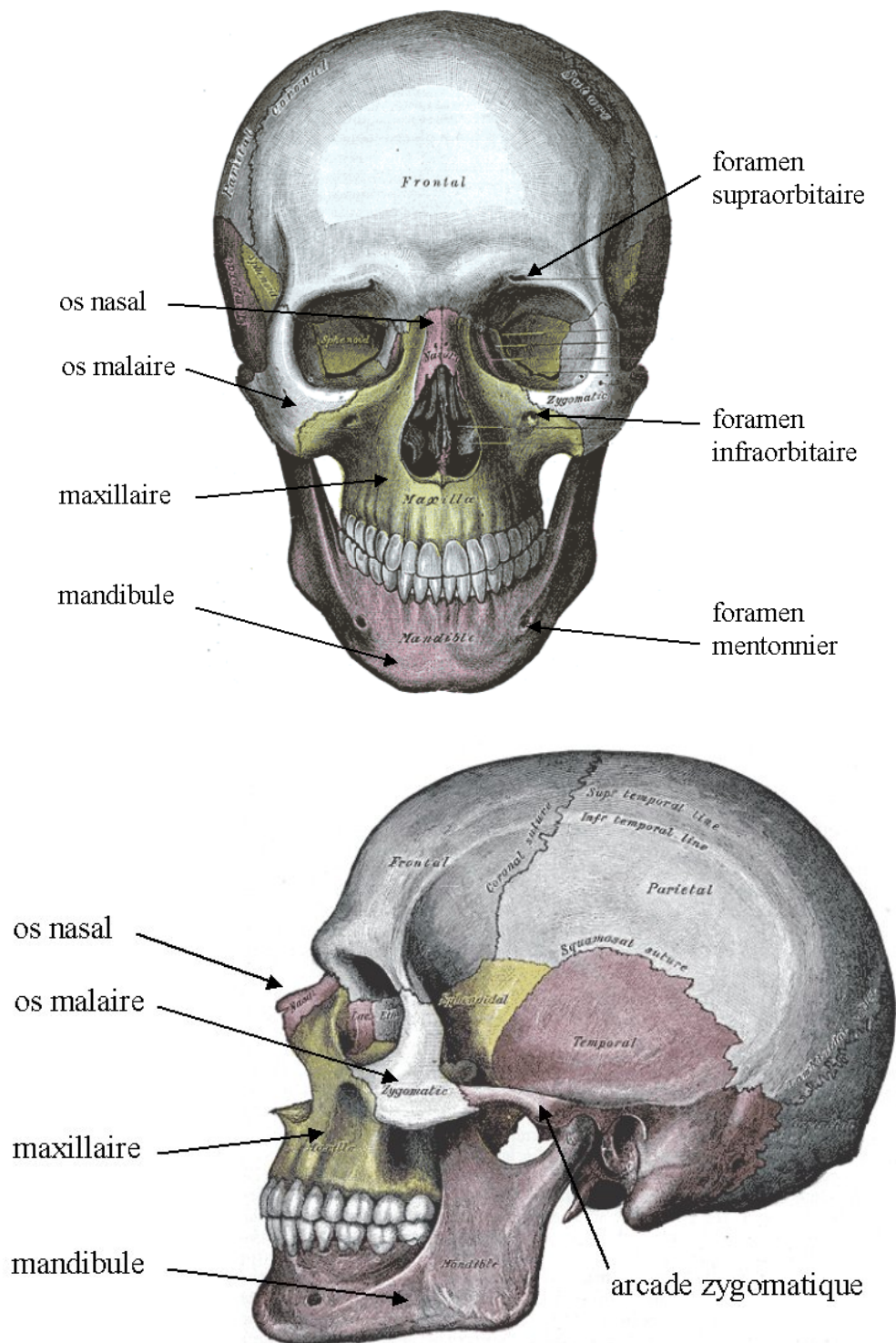


FIG. 1.2 – Le squelette facial est composé d'une partie supérieure solide du crâne, et d'une partie inférieure mobile. Les os principaux sont le maxillaire et la mandibule, qui portent les arcades dentaires. Source: Gray (1918).

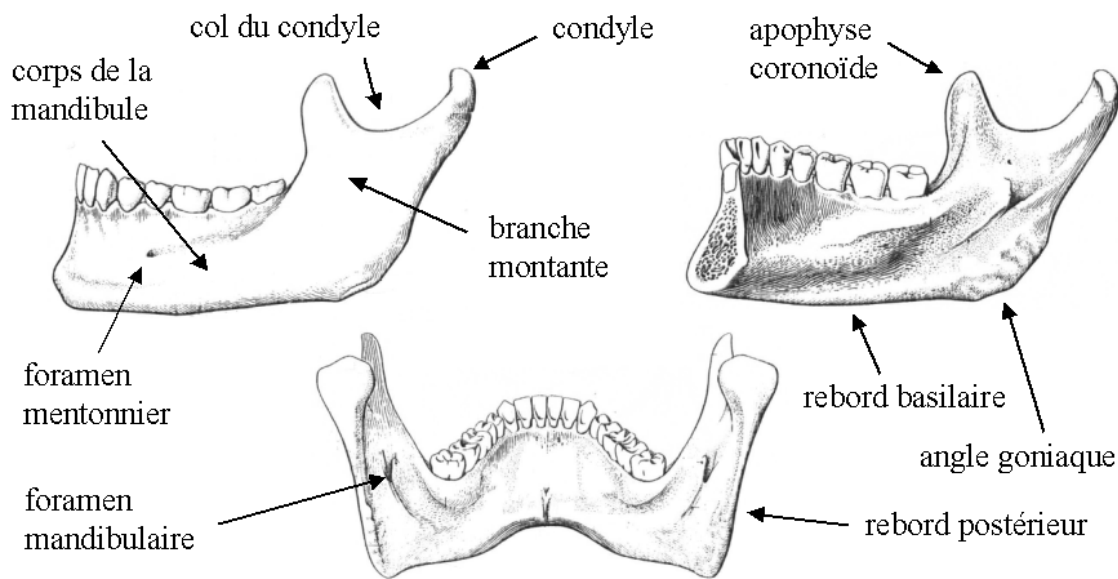


FIG. 1.3 – La mandibule est composée d'un corps, qui supporte l'arcade dentaire, et de deux branches montantes. Seul os mobile de la face, elle est reliée au crâne par ses condyles, qui s'insèrent dans l'articulation temporo-mandibulaire. D'après Kahle et al.

Un autre os doit être décrit ici, même s'il ne fait pas partie du squelette facial proprement dit. Il s'agit de l'os hyoïde, os mobile en forme de fer à cheval qui se situe au dessus du larynx (figure 1.7). Il a un rôle important puisque que c'est la contraction des muscles qui le relie à la mandibule qui assure l'abaissement de celle-ci et donc l'ouverture de la mâchoire.

1.2.3 Dentition

La dentition adulte est composée de 28 à 32 dents, réparties en deux arcades supérieures et inférieures. Chaque demi-arcade est constituée de deux incisives, une canine, deux prémolaires, deux molaires et parfois une troisième molaire, la dent de sagesse.

Les dents sont portées par le maxillaire supérieur et la mandibule. Elles sont insérées dans l'os alvéolaire, cavités des maxillaires qui accueillent les racines dentaires (figure 1.5).

1.3 Tissus mous de la face

Les tissus mous de la face sont les parties molles superficielles qui sont appliquées sur le massif osseux facial.

Ils sont composés des différentes couches du derme, de muscles et d'un nombre important de vaisseaux, de nerfs et de glandes.

1.3. Tissus mous de la face

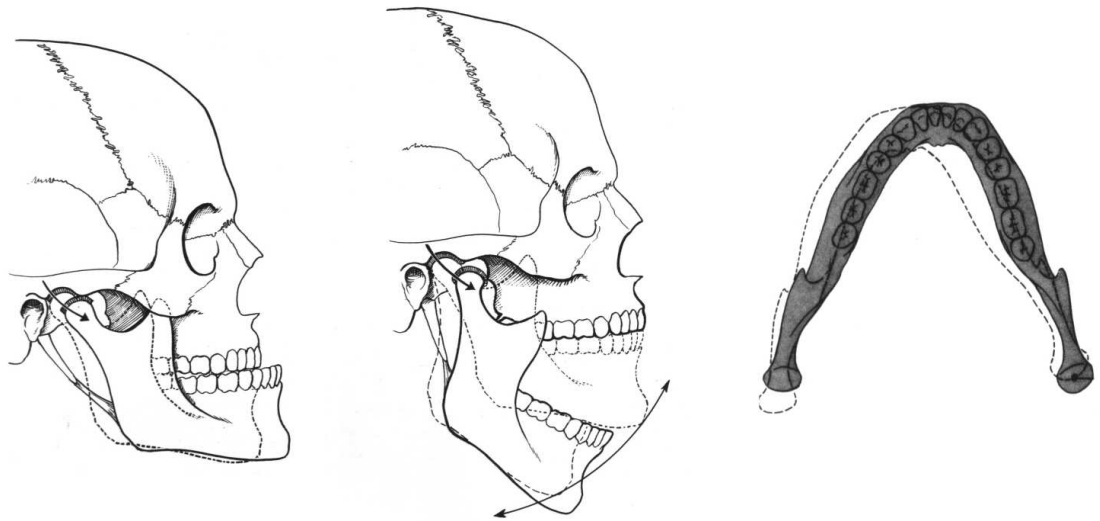


FIG. 1.4 – Les mouvements de la mandibule, impliqués dans la mastication ou la parole, sont de plusieurs types: propulsion et rétropulsion, abaissement et élévation, et mouvement latéraux. Noter que l'ouverture de la mâchoire (au milieu) n'est pas une simple rotation mais s'accompagne d'un glissement antérieur du condyle dans l'articulation temporo-mandibulaire. Source: Bouchet and Cuilleret (1983).

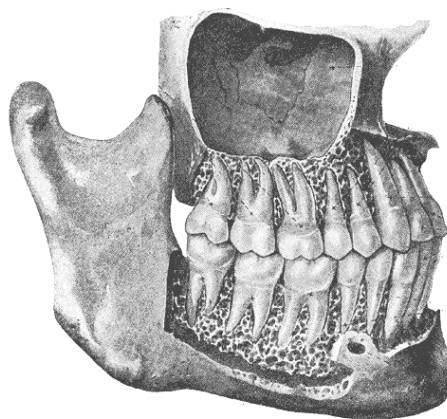


FIG. 1.5 – Les dents, réparties en deux arcades, sont insérées dans les alvéoles du maxillaire supérieur et de la mandibule. Source: Gray (1918).

Le système musculaire de la face est très complexe. Il est composé de muscles responsables des mouvements de la mandibule (ouverture de la mâchoire, propulsion, ...) et de nombreux muscles faciaux responsables des mimiques et des expressions faciales. Ces muscles sont également très impliqués dans la production de parole. La grande complexité des muscles de la face permet un nombre très important de mouvements rapides, souples ou puissants, avec un contrôle très précis et une grande dextérité.

1.3.1 Couches dermiques

Le peau est globalement composée de trois couches superposées:

- l'*épiderme*, couche superficielle très fine (de l'ordre de 0.1mm) recouvrant l'ensemble des tissus mous;
- le *derme*, dont l'épaisseur varie de 0.5mm à quelques millimètres et qui assure de nombreuses fonctions, par exemple sensitive ou de régulation thermique;
- L'*hypoderme*, partie profonde de la peau située sous le derme et en contact avec le squelette, riche en tissus graisseux.

1.3.2 Muscles masticateurs

Les muscles masticateurs sont les muscles de la tête qui agissent directement sur la mandibule et sont à l'origine des mouvements de la mâchoire. Pairs et symétriques, ils sont au nombre de quatre: deux muscles superficiels situés à l'extérieur de la branche montante, le temporal et le masséter, et deux muscles profonds s'insérant sur la face interne de la branche montante, les ptérygoïdiens externe et interne (figure 1.6).

Le temporal est un muscle élévateur de la mandibule important dans la réalisation du mouvement de fermeture de la mâchoire, et aussi pour la rétroplulsion mandibulaire.

Le masséter est le principal muscle masticateur. Il participe comme le temporal à l'élévation de la mandibule, et a aussi une action antéro-postérieure de propulsion. Les contractions de ce muscle très puissant peuvent transmettre une pression considérable aux molaires, ce qui facilite le broyage des aliments.

Le ptérygoïdien externe est le muscle directeur de la mandibule et participe à tous ses mouvements. S'il se contracte d'un seul côté, il provoque des mouvements latéraux. S'il se contracte des deux côtés, il est propulseur de la mâchoire inférieure.

Comme le masséter, le ptérygoïdien interne est un élévateur de la mandibule qui participe également au mouvement de proplulsion.

1.3.3 Muscles infra et supra-hyoïdiens

Comme les muscles masticateurs, les supra-hyoïdiens sont au nombre de quatre, pairs et symétriques (génio-hyoïdien, mylo-hyoïdien, digastrique et stylo-hyoïdien).

1.3. Tissus mous de la face

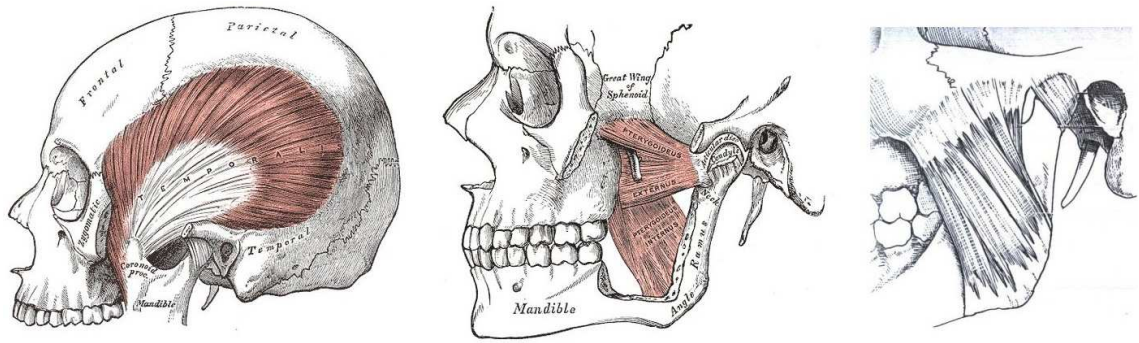


FIG. 1.6 – Les muscles masticateurs sont responsables des mouvements d'élévation, de propulsion, de rétroplulsion et des mouvements latéraux de la mandibule. La figure représente à gauche le muscle temporal, au milieu les ptérygoïdiens interne et externe, et à droite les différents faisceaux du masséter. Source: Gray (1918) et Bouchet and Cuilleret (1983)

Ces muscles relient l'os hyoïde à la mandibule et au squelette facial en arrière des branche montantes (figure 1.7).

Les muscles infra-hyoïdiens (omo-hyoïdien, thyro-hyoïdien, sterno-thyroïdien et sterno-cléno-hyoïdien) relient pour leur part l'os hyoïde au sternum, aux clavicules et aux omoplates.

En raison de la mobilité de l'os hyoïde, les muscles supra-hyoïdien le reliant à la mandibule peuvent avoir deux actions complémentaires.

Lorsque que l'os hyoïde est stable (de par la contraction des muscles infra-hyoïdiens), la contraction des muscles supra-hyoïdien abaisse la mandibule.

Au contraire lorsque c'est la mandibule qui est fixe, sous l'action des muscles masticateurs, la contraction des muscles supra-hyoïdiens impose un déplacement antérieur à l'os hyoïde, ce qui influence les structures reliés à cet os comme le larynx ou la langue.

Le rôle des muscles infra-hyoïdiens sur la mandibule est plus limité, même s'ils participent indirectement à l'ouverture de la mâchoire par abaissement de l'os hyoïde.

1.3.4 Muscles peauciers

Les muscles peauciers sont des muscles superficiels recouvrant les muscles masticateurs. Ils sont disposés autour des orifices naturels de la face (la bouche, les narines, les orbites), et sont destinés à ouvrir et fermer ces orifices. En même temps, ils sont les muscles de la "mimique", c'est-à-dire des mouvements faciaux indépendant des mouvements mandibulaires, et définissent les différentes modalités de la "physionomie".

Les muscles peauciers de la tête et du cou possèdent trois caractères communs:

- ils ont tous au moins une insertion mobile cutanée (au niveau du derme), l'autre étant généralement squelettique (figure 1.8);

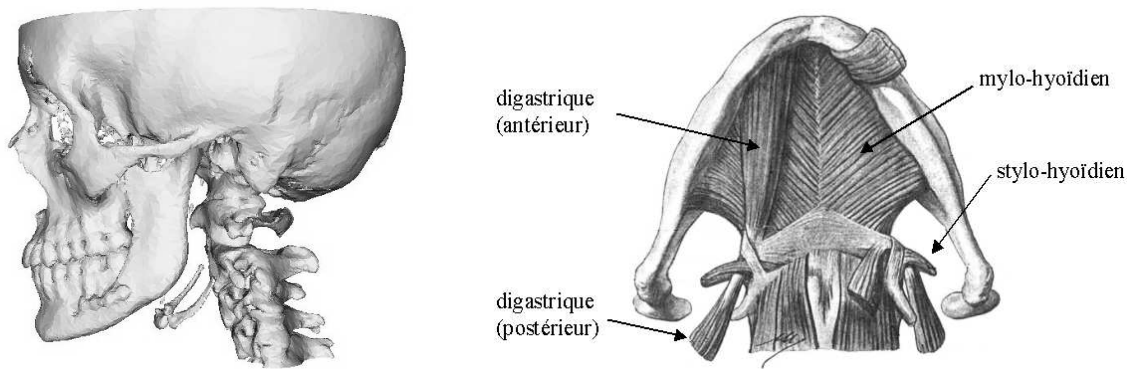


FIG. 1.7 – L'os hyoïde, mobile et en fer à cheval, est visible à gauche entre la mandibule et la colonne vertébrale. A droite, vue inférieure de la mandibule et des muscles supra-hyoïdiens qui la relie à l'os hyoïde. La contraction de ces muscles assure l'abaissement de la mandibule et donc l'ouverture de la mâchoire. D'après Rouvière and Delmas (1997)

- ils sont tous innervés par le nerf facial (VIIe paire);
- ils sont groupés autour des orifices de la face et sont constricteurs ou dilatateurs de ces orifices.

Ils se répartissent en quatre groupes:

1. Les muscles des paupières et des sourcils;
2. Les muscles du pavillon de l'oreille;
3. Les muscles du nez;
4. Les muscles des lèvres.

1.3.4.1 Muscles des paupières et des sourcils

Les muscles de la région palpébrale sont l'orbiculaire des paupières, le sourcilier, l'occipito-frontal et le pyramidal du nez. Tous sont pairs et symétriques. Ils agissent sur les paupières et les sourcils.

1.3.4.2 Muscles du pavillon de l'oreille

Les muscles *intrinsèques* appartiennent entièrement au pavillon de l'oreille. Il s'agit du petit et du grand hélix, du tragus, de l'antitragus, du transverse et de l'oblique. Les muscles *extrinsèques* sont les muscles auriculaires antérieur, supérieur et inférieur. Ils relient le pavillon de l'oreille aux régions voisines.

Tous ces muscles sont atrophiés, et n'ont aucune action sur le pavillon de l'oreille.

1.3.4.3 Muscles du nez

La région nasale est occupée par quatre muscles intrinsèques, pairs et symétriques: le transverse du nez, le dilatateur des narines, le myrtilforme et le pyramidal du nez.

1.3. Tissus mous de la face

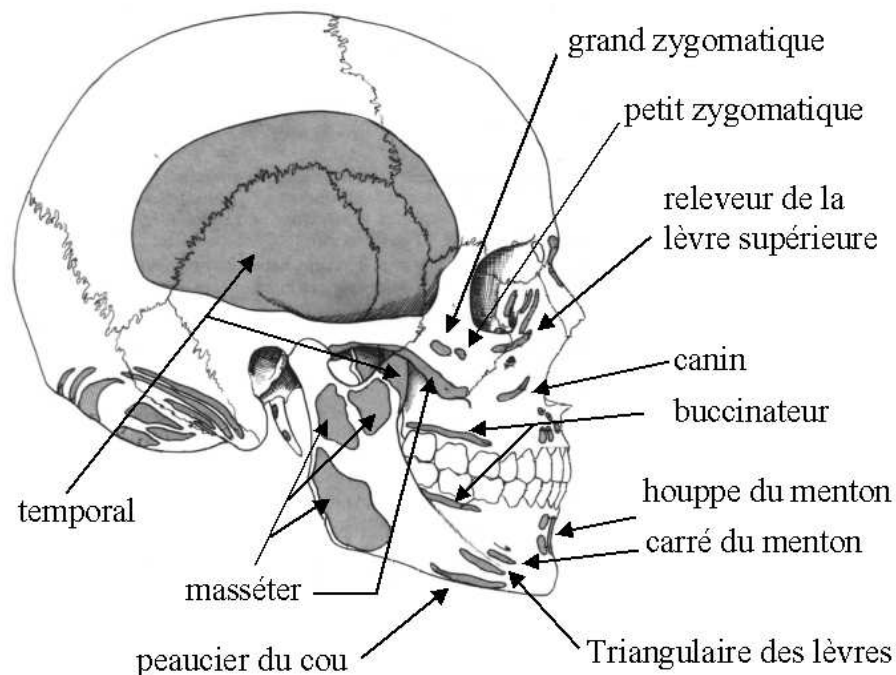


FIG. 1.8 – *Insertions squelettiques des différents muscles de la face. À l'inverse des muscles masticateurs, les muscles peauciers n'ont qu'une seule insertion osseuse. L'autre extrémité est cutanée, et donc mobile. Source: Bouchet and Cuilleret (1983)*

Ces muscles ont essentiellement un rôle dilatateur des narines, et relèvent ou abaissent les ailes du nez.

Le nez reçoit également quelques faisceaux de muscles de la région buccale, provenant du releveur superficiel de l'aile du nez et de la lèvre supérieure, du releveur profond de la lèvre supérieure, ainsi que du triangulaire des lèvres.

1.3.4.4 Muscles des lèvres

Les muscles agissant sur les lèvres (figure 1.9) sont les plus importants pour la production d'expressions faciales (mimiques) et interviennent également dans la production de parole. Ils se situent dans les lèvres, les joues et le menton, et se répartissent en deux groupes: les constricteurs et dilatateurs.

Muscles constricteurs Le muscle constricteur essentiel est l'orbiculaire des lèvres (*Orbicularis oris*). Situé dans l'épaisseur des deux lèvres, ses fibres concentriques entourent l'orifice buccal.

Il s'agit d'un muscle complexe constitué de deux parties interne et externe. Les fibres internes occupent le bord libre des lèvres puis s'entrecroisent au niveau de la commissure. L'orbiculaire externe est lui composé de fibres intrinsèques et de fibres extrinsèques. Les faisceaux incisifs, deux pour la lèvre supérieure et deux pour la lèvre inférieure, ont une insertion osseuse médiane sur l'os alvéolaire, et se terminent au niveau de la commissure. Les fibres extrinsèques de l'orbiculaire

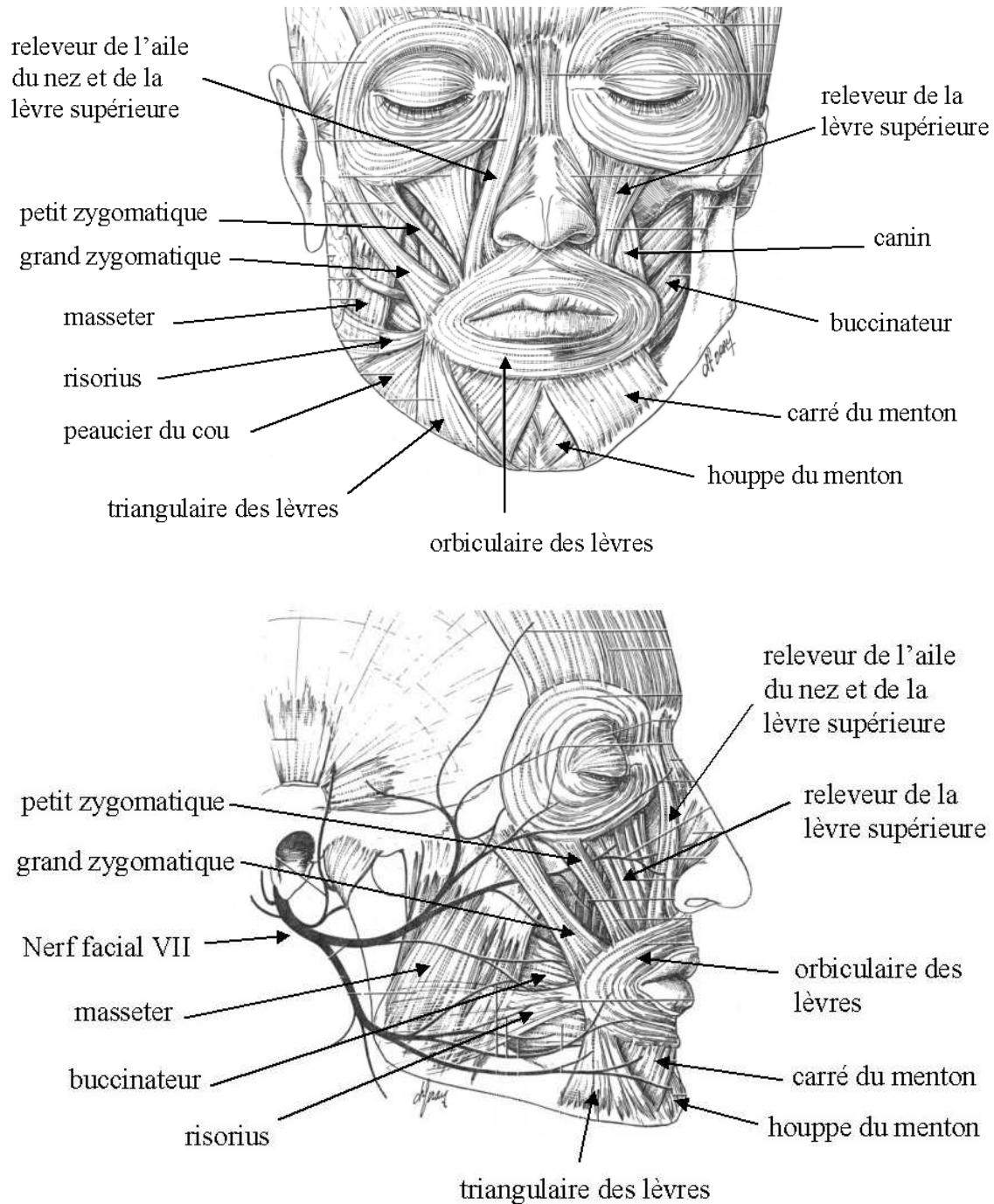


FIG. 1.9 – *Muscles peauciers des lèvres. D'après Bouchet and Cuilleret (1983).*

1.3. Tissus mous de la face

proviennent des muscles dilatateurs qui se terminent à la face profonde de la peau d'une des lèvres. Il s'agit pour la lèvre supérieure des fibres du triangulaire des lèvres et des faisceaux inférieurs du buccinateur, et pour la lèvre inférieure des fibres du canin et des faisceaux supérieurs du buccinateur.

L'orbiculaire a une action de muscle sphincter fermant l'orifice buccal, et est également impliqué dans la projection labiale (protrusion) et l'arrondissement des lèvres.

L'autre muscle constricteur est le compresseur des lèvres. Ce muscle, aussi appelé muscle de Klein, est situé près du bord libre des lèvres, tout autour de l'orifice buccal. Il est constitué de fibres à direction antéro-postérieure, de la partie cutanée à la partie muqueuse des lèvres, à travers les fibres de l'orbiculaire interne.

Ce muscle doit son nom à sa fonction et il est très développé chez le nouveau-né, à cause de la succion.

Muscles dilatateurs Les muscles dilatateurs sont un ensemble de lames musculaires qui rayonnent des lèvres vers les différentes régions de la face. Tous ont une insertion squelettique fixe et une insertion mobile sur le muscle orbiculaire. Pairs et symétriques, ces muscles sont disposés sur deux plans principaux profond et superficiel, superposés.

1. Le plan profond est constitué:

- en haut, par le canin (*Levator anguli oris*);
- au centre, par le buccinateur (*Buccinator*);
- en bas, par le carré du menton (*Depressor labii inferioris*) et le muscle de la houppe du menton (*Mentalis*).

2. Le plan superficiel est lui représenté:

- en haut, par les releveurs superficiel et profond (*Levator labii superioris alaeque nasi*, et *Levator labii superioris*) et par le petit et le grand zygomatique (*Zygomaticus minor*, *Zygomaticus major*);
- dans la partie moyenne, par le risorius (*Risorius*);
- en bas, par le triangulaire des lèvres (*Depressor anguli oris*) et le peaucier du cou (*Platysma*).

Classification fonctionnelle des muscles labiaux Les différents muscles des lèvres peuvent être classifiés en fonction des mouvements qu'ils génèrent. La plupart des mimiques faciales sont provoquées par l'action simultanée de plusieurs muscles, et la plupart des muscles participent à différents types de mouvements. Les muscles protagonistes sont responsables d'un mouvement, les synergiques y participent, et les antagonistes ont une action opposée à ce mouvement.

La classification proposée est celle de Hardcastle (1976), qui est reprise par exemple dans Reveret (1999). Elle représente des tendances générales observées, mais beaucoup d'incertitudes subsistent.

Occlusion labiale L'abaissement de la lèvre supérieure et l'élévation de la lèvre inférieure sont principalement dus à la contraction de l'orbiculaire. Les mou-

vements de la lèvre inférieure sont fortement dépendants de la mandibule. Le canin et le triangulaire peuvent aussi participer à la fermeture des lèvres.

Protrusion des lèvres La protrusion est le mouvement d'avancée des deux lèvres, s'accompagnant d'un rapprochement des lèvres et des commissures. Elle est principalement due à l'orbiculaire, mais d'autres muscles sont impliqués comme la houppe du menton et (peut-être) le buccinateur.

Arrondissement des lèvres L'arrondissement, qui s'oppose à l'étirement, correspond à un mouvement poussant les lèvres vers l'avant, avec un rapprochement des commissures. Ce geste est principalement obtenu par contraction de l'orbiculaire, mais ne s'accompagne par forcément d'une protrusion. Des muscles comme le buccinateur ou le risorius peuvent limiter l'action de l'orbiculaire.

Élévation de la lèvre supérieure Comme leur nom l'indique, les releveurs superficiels et profonds de la lèvre sont attachés à cette fonction. Ils agissent essentiellement sur la partie centrale de la lèvre supérieure.

Abaissement de la lèvre inférieure La lèvre inférieure est tirée vers le bas par le carré du menton, avec une action synergique du muscle triangulaire et des abaisseurs de la mandibule.

Élévation des commissures Les muscles protagonistes de ce geste sont le canin et le grand zygomatique. Le relèvement de la lèvre inférieure qui s'accompagne est contrôlé par l'action antagoniste du carré du menton.

Abaissement des commissures L'abaissement des commissures est surtout dû au triangulaire des lèvres. Ce mouvement s'accompagne généralement d'un abaissement de la lèvre inférieure.

Étirement des commissures Les commissures sont étirées, tractées en arrière, sous l'action du buccinateur et dans une moindre mesure du risorius (appelé parfois muscle du sourire). Ce geste est antagoniste à la protrusion.

1.3.5 Vascularisation

Les régions superficielles de la face présentent une très riche vascularisation artérielle, veineuse et lymphatique.

L'artère et la veine faciale contournent le rebord basilaire (bord inférieur de la mandibule) puis remontent en se ramifiant entre les muscles de la face jusqu'au dessus des orbites.

1.3.6 Innervation

Le principal nerf moteur est le nerf *facial* (VIIe paire de nerfs). Divisé en deux branches principales temporo-faciale et cervico-faciale, ses ramifications innervent l'ensemble des muscles de la face (figure 1.9).

La sensibilité de la face est entièrement assurée par le nerf *trijumeau* (paire V). Comme son nom l'indique, ce nerf est divisé en trois branches:

- La branche ophtalmique innerve le front et le nez. Elle se développe dans les tissus mous à partir du foramen supraorbitaire.

1.3. Tissus mous de la face

- La branche maxillaire supérieure, qui émerge dans les tissus mous par le foramen infraorbitaire, assure la sensibilité de toute la région maxillaire.
- La branche mandibulaire (ou nerf alvéolaire) assure la sensibilité de toute la région mandibulaire et mentonnière. Ce nerf pénètre dans la mandibule par le foramen mandibulaire, sur la face interne, et ressort par le foramen mentonnier.

Les différents foramens évoqués, qui sont les orifices d'émergence du nerf trijumeau dans le squelette facial, sont représentés figures 1.2 et 1.3.

Chapitre 2

Chirurgie orthognatique

2.1 Introduction

La chirurgie maxillofaciale est une discipline qui traite de toutes les affections liées au massif facial. Elle contient une forte composante orthopédique, sur le squelette facial, mais intègre aussi des problématiques dentaires et liées aux voies aériennes supérieures. Enfin, un volet très important est l'aspect plastique, pour la conservation ou la restauration de l'esthétique du visage.

Les domaines d'activités liés à cette discipline sont nombreux:

- Chirurgie cranio-faciale;
- Traumatologie faciale;
- Chirurgie reconstructrice et esthétique de la face;
- Chirurgie orthopédique des maxillaires (orthognatie);
- Chirurgie orthopédique des orbites;
- Chirurgie bucco-dentaire;
- Implantologie et chirurgie péri-implantaire;
- Pathologie tumorale bénigne ou maligne;
- Chirurgie des glandes salivaires, des apnées du sommeil;
- ...

La chirurgie orthognatique¹, définie comme partie de la chirurgie maxillofaciale, est la chirurgie correctrice des dysharmonies dento-maxillofaciales. Elle intègre des considérations à la fois fonctionnelles et esthétiques, qui sont corrigées par repositionnement des bases osseuses maxillaires supérieure et inférieure.

Les objectifs fonctionnels de la correction sont essentiels et indiscutables:

- Normalisation de l'occlusion dentaire;
- Conservation de la fonction temporo mandibulaire;
- Respiration et élocution sans restriction.

1. du grec *orthos*, droit, et *gnathos*, mâchoire.

A l'inverse, l'objectif esthétique est très délicat à définir. La notion d'harmonie faciale est en effet plus subjective, varie au cours du temps et en fonction des cultures et des jugements individuels.

La mobilisation des bases osseuses ayant des conséquences esthétiques importantes, la demande du patient est primordiale. Si la motivation de l'intervention est essentiellement fonctionnelle, un travail d'acceptation de la modification de la morphologie est nécessaire. Si la correction de la dysharmonie faciale, qui peut être la source de souffrances psychologiques et sociales importantes, est la demande principale, il s'agira alors de répondre au mieux à la demande du patient.

L'ensemble diagnostic, plan de traitement et intervention en chirurgie orthognatique est une séquence longue, méticuleuse et difficile. La qualité du résultat thérapeutique dépend en grande partie de la pertinence du planning et implicitement de la qualité du diagnostic de la dysharmonie dento-maxillofaciale.

Cette démarche d'élaboration du diagnostic et de planification thérapeutique est actuellement essentiellement manuelle et intègre des données multimodales issues de l'examen clinique, de moulages des arcades dentaires et d'examens radiographiques. La définition d'une norme architecturale faciale permet de guider la correction, mais le plan de traitement reste un accord entre indications théoriques, contingences pratiques et demandes du patient.

Après une présentation de la notion de dysharmonie dento-faciale, les principaux éléments du diagnostic, du planning et du traitement sont introduits.

Cette présentation reflète la compréhension que nous avons de la problématique clinique et du principe thérapeutique. Elle est issue de la bibliographie (essentiellement Richter et al. (1997, 1998a,b)) et des nombreuses discussions avec les cliniciens du service de Chirurgie Maxillofaciale et Plastique de la Face de l'hôpital Purpan à Toulouse, en particulier Christophe Marécaux et Frank Boutault. En aucun cas elle ne prétend servir de référence à caractère clinique.

2.2 Dysharmonies dento-maxillofaciales

2.2.1 Notions d'équilibre facial

Avant de parler de dysmorphose ou de dysharmonie, il est nécessaire de définir ce que l'on entend par un visage "normal". Ce terme est peu recommandé, car hautement subjectif et variable en fonction des cultures et des époques. Ainsi, il vaut mieux parler de visage équilibré, ou harmonieux.

La définition de l'harmonie dento-maxillofaciale doit être faite en intégrant les différents éléments constitutifs de la face, squelettiques, dentaires et tissus mous, et selon des considérations à la fois fonctionnelles et esthétiques.

2.2.1.1 Équilibre dentaire

Une dentition équilibrée est définie par rapport au nombre de dents, à leur positionnement et leur orientation sur chaque arcade dentaire. Les dents doivent être

2.2. *Dysharmonies dento-maxillofaciales*

alignées et placées symétriquement par rapport au plan sagittal médian de la base osseuse.

Un second niveau d'analyse concerne la relation entre les deux arcades dentaires lors de l'occlusion. L'engrènement des dents doit être bon, c'est-à-dire stable et en maximisant la surface de contact, et les dents antagonistes en face l'une de l'autre. Dans la position normale d'occlusion, l'arcade supérieure est légèrement en avant de l'arcade inférieure, d'une demi-cuspide¹, ou d'une demi-canine (voir figure 2.4, page 34).

L'équilibre dentaire est très important pour la fonction de mastication, mais aussi pour l'esthétique du visage, en particulier lors du sourire.

L'examen dentaire se réalise en bouche et sur des moulages en plâtre des arcades dentaires.

2.2.1.2 Équilibre squelettique

Pour étudier l'équilibre du squelette facial, l'extrémité céphalique est divisée en cinq unités (figure 2.1):

1. crânienne;
2. maxillonasale;
3. mandibulaire;
4. alvéolodentaire supérieure;
5. alvéolodentaire inférieure.

Deux sous-unités supplémentaires y sont ajoutées:

- le nez
- le menton

Par convention, l'unité crânienne sert de référence. Il est possible de situer la face sous le crâne. On parlera ainsi de profil ortho-, cis- ou trans-frontal (figure 2.3, gauche). Il est aussi possible de définir la position des différents segments par rapport à la base du crâne.

Il n'existe pas de "normalité" dans les relations antéropostérieures et verticales des différentes unités osseuses. Celles-ci diffèrent en particulier selon le type ethnique, caucasien, africain ou asiatique. Là encore, il est préférable de parler d'équilibre entre les différentes unités du squelette. Celui-ci peut se juger en fonction de la morphologie du visage et de l'absence de contraintes sur les tissus mous. La position des unités maxillonasale et mandibulaire doit permettre d'assurer une bonne relation entre les arcades dentaires, et l'articulé temporo-mandibulaire doit être normal.

L'examen squelettique est réalisé à partir de l'analyse de téléradiographies et d'un orthopantomogramme, ou bien d'un scanner tomodensitométrie.

2.2.1.3 Équilibre morphologique

L'équilibre morphologique ou esthétique est plus délicat à définir, la notion de "beauté" étant plus subjective au cours du temps, en fonction des cultures et des

1. Les cuspides sont les quatre pointes sur la couronne d'une molaire.

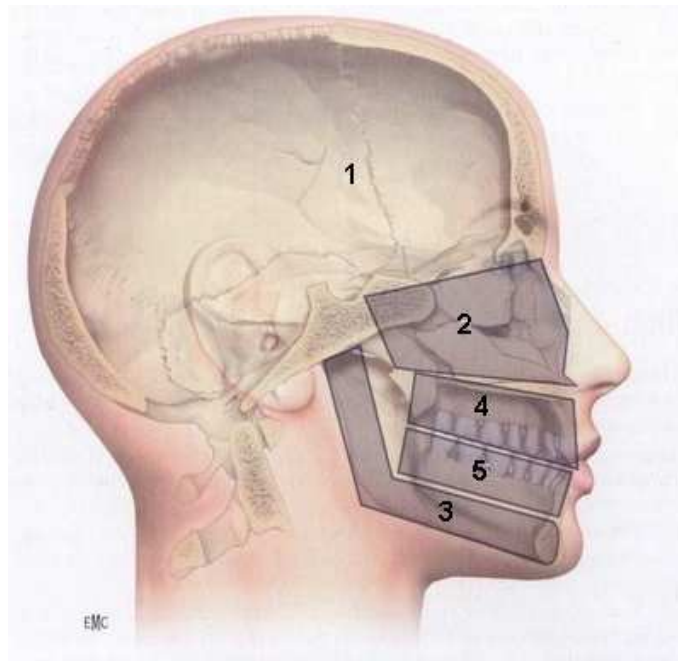


FIG. 2.1 – *Unités squelettiques de la face: crânienne (1), maxillonasale (2), mandibulaire (3), alvéolodentaire supérieure (4) et inférieure (5). A celles-ci s'ajoutent aussi le nez et le menton. Source: Richter et al. (1997)*

jugements individuels. Quelle que soit la culture ou l'époque, les analyses morphologiques distinguent généralement trois étages à la face (figure 2.2):

- L'étage supérieur s'étend de la racine des cheveux à la région de la glabelle;
- L'étage moyen s'étend de la région de la glabelle à la région sous-narinaire;
- L'étage inférieur s'étend de la région sous-narinaire à la pointe du menton. Cet étage inférieur est lui-même divisé en trois étages égaux.

Lorsque le visage est équilibré, ces différents étages sont de hauteurs égales. Ils sont également parallèles au plan anatomique de Francfort¹, qui est horizontal lorsque le patient regarde à l'infini droit devant lui.

L'aspect général de la forme du visage est très influencé par plusieurs éléments, en particulier:

- le menton, par sa forme et le rapport entre tissus mous et volume osseux;
- la position et la projection des pommettes;
- les angles mandibulaires (ou goniques);
- le nez, de par sa position, sa forme, l'alignement du dos, de la pointe, de la cloison et des ailes;
- les lèvres, par leur forme et leur épaisseur;

1. Défini comme passant par les foramens infraorbitaires et le conduit auditif externe gauche.

2.2. Dysharmonies dento-maxillofaciales

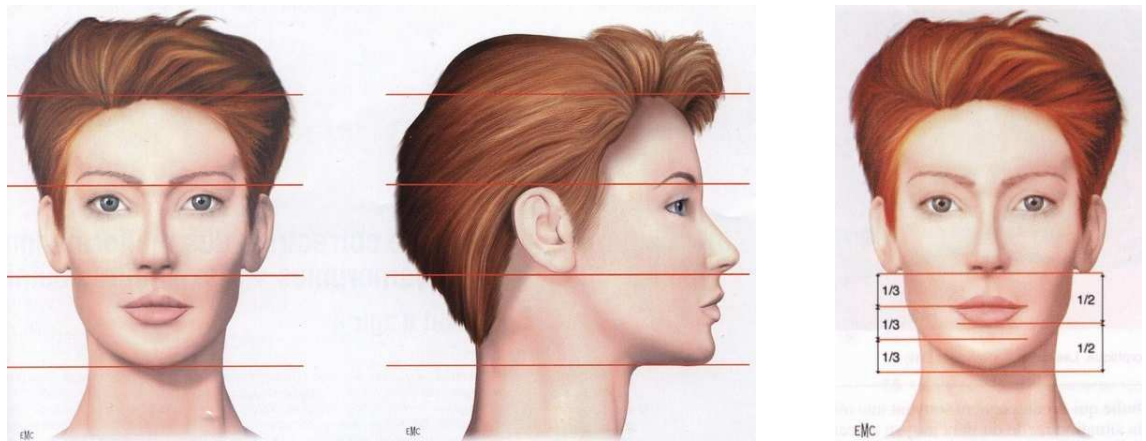


FIG. 2.2 – *Étages de la face. Lorsque le visage est équilibré, ces étages sont parallèles, horizontaux et de hauteurs égales. Source: Richter et al. (1998b)*

- les angles caractérisant les différentes courbures du profil: angle frontonasal, nasolabial, labiomentonnière et cervicomentonnière (figure 2.3).

L'analyse de l'équilibre d'un visage se fait épaules relâchées en regardant droit devant, à l'infini et les condyles mandibulaires en relation centrée. La morphologie faciale est étudiée de face, musculature labiale relâchée et au sourire, de profil, de trois quarts droit et gauche et en vue plongeante.

Examen de face Dans le plan frontal, la symétrie s'apprécie par rapport à une ligne verticale passant par la glabella, le long de l'arête nasale et la pointe du menton. Les proportions idéales verticales montrent des étages supérieur, moyen et inférieur de même importance. La largeur du visage est maximale entre les deux arcades zygomatiques et les deux angles mandibulaires.

Dans le plan horizontal, le plan bipupillaire, le plan passant par les commissures des lèvres et celui passant par les tubercules mentonniers sont parallèles.

Dans un visage équilibré, le découvrément naturel des incisives supérieures, lèvres au repos, est de 1 à 5 mm, et d'environ 8 mm au moment du sourire, ce qui équivaut à la hauteur de l'incisive centrale.

Examen de profil L'examen de profil permet de confirmer la proportion des différents étages de la face dans le plan vertical, et leur horizontalité par rapport au plan de Francfort. Dans le plan sagittal, il permet de caractériser la position de la face par rapport au crâne. Le type de profil ortho-, cis- ou trans-frontal est défini (figure 2.3, gauche).

Les différentes courbures du profil sont caractérisées par plusieurs angles (figure 2.3, droite):

- l'angle frontonasal, qui est normalement compris entre 150 et 160 degrés;
- l'angle nasolabial, compris entre 85 et 105 degrés;

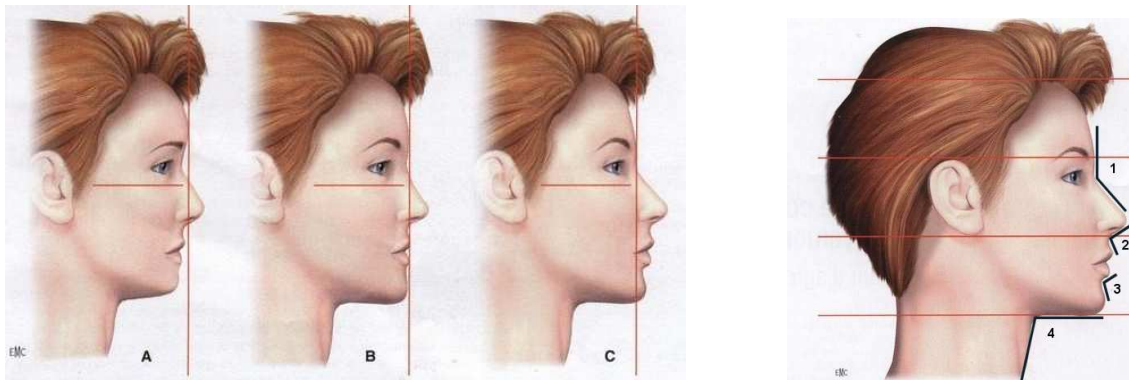


FIG. 2.3 – A gauche: caractérisation du type de profil: cisfrontal (A), orthofrontal (B) ou transfrontal (C). A droite: angles caractéristiques du profil: frontonasal (1), nasolabial (2), labiomentonier (3) et cervicomentonier (4). D'après Richter et al. (1997)

- l'angle labiomentonier est généralement doux et harmonieux;
- l'angle cervicomentonier, qui dans un visage équilibré varie de 110 à 120 degrés.

Examen de trois quarts L'examen du visage de trois quarts permet de mieux situer la position et la projection des pommettes et du front.

Examen en vue plongeante Cette vue permet de mieux apprécier la symétrie de projection des os malaïres et la rectitude de la pyramide nasale.

2.2.2 Principales anomalies dento-maxillofaciales

Les dysmorphoses peuvent être caractérisées par des anomalies aussi bien squelettiques que dentaires, sur les différents éléments constitutifs de la face ou bien sur l'ensemble de la face. Le terme d'anomalie peut être utilisé pour toute malformation qui gêne à la fonction (par exemple masticatrice ou respiratoire) ou qui est nuisible à l'harmonie du visage, ce qui reste subjectif et dépend de la manière dont elle est vécue par l'individu.

2.2.2.1 Etiologie (origines)

Les malformations craniofaciales ne sont pas réellement des maladies, mais des déviations dans le cours de la croissance craniofaciale normale. Leurs causes sont dans la plupart des cas multifactorielles et touchent plusieurs tissus à la fois. Les origines des dysmorphies sont de plusieurs types:

- Certaines déformations peuvent être liées à un facteur héréditaire, essentiellement les promandibulies;

2.2. Dysharmonies dento-maxillofaciales

- Des malformations peuvent également être développées ou accentuées par des facteurs fonctionnels et environnementaux, comme la respiration, la mastication, la déglutition ou la succion du pouce;
- Elles peuvent être liées à des traumatismes pré ou postnataux;
- Enfin, elles peuvent être dues à des anomalies congénitales ou des pathologies musculaires ou d'hormones de croissance.

2.2.2.2 Terminologie des anomalies des bases osseuses maxillaire, mandibulaire et du menton

L'étude des différents segments de la face par rapport au crâne permet de définir le type d'anomalie squelettique. Ces segments peuvent être malformés ou mal positionnés, et ce dans chacune des directions de l'espace: antéro-postérieure, verticale ou latérale.

Les radicaux -maxillie, -mandibulie et -génie permettent de situer la localisation de la dysmorphie, respectivement sur le maxillaire, la mandibule et le menton. Ces radicaux sont précédés d'un préfixe qui indique le plan anatomique dans lequel se situe l'anomalie:

- les préfixes pro- et rétro- traduisent une position trop antérieure ou trop postérieure. Les termes descriptifs utilisés sont donc: *promaxillie* (très rare), *promandibulie* (préférable à prognathisme), *progénie*, *rétromaxillie*, *rétromandibulie* et *rétrogénie*
- une *infra-* ou *supramaxillie* traduit le développement vertical insuffisant ou excessif du maxillaire.
- une *endo-* ou *exomaxillie* indique le développement transversal insuffisant ou excessif du maxillaire. Les termes *latéromaxillie*, *latéromandibulie* et *latérogénie* traduisent le développement asymétrique des structures osseuses concernées.

Il est également possible d'exprimer une appréciation volumétrique, à l'aide des préfixes micro- et macro- :

- *micromaxillie*: petit maxillaire, associant en fait rétro-, infra- et endo- maxillie;
- *micromandibulie*: petite mandibule, associant rétro-mandibulie et rétro-génie;
- *macromandibulie*: grande mandibule associant promandibulie et progénie.

2.2.2.3 Anomalies alvéolaires

Des anomalies peuvent se situer au niveau des procès alvéolaires (dans lesquels sont insérées les racines des dents) qui peuvent être trop ou insuffisamment développés. Ces anomalies sont à distinguer des anomalies des bases osseuses proprement dites.



FIG. 2.4 – Les différentes classes d'occlusion dentaire. De gauche à droite, classe I (normalité), II et III. Photos: Pr. F. Boutault, Toulouse.

2.2.2.4 Anomalies de la relation entre les arcades dentaires

La position relative des arcades dentaires dans le sens antéro-postérieur définit la classe d'occlusion (figure 2.4):

classe I C'est la position d'occlusion normale. L'arcade supérieure est légèrement en avant de l'arcade inférieure, d'une demi-cuspide.

classe II L'arcade supérieure est en avant, l'inférieure en retrait.

classe III L'arcade supérieure est en retrait, l'inférieure en avant.

Dans le sens vertical, on parle d'*infraclusie* en cas d'absence de contact entre les arcades dentaires, et de *supraclusie* en cas de recouvrement excessif d'une arcade sur son antagoniste.

Ces anomalies peuvent être dues à des dysmorphies des bases osseuses mais peuvent aussi se produire sur des segments osseux équilibrés.

2.2.2.5 Anomalies de l'ensemble de la face ou multi-sectorielles

Les anomalies sectorielles peuvent s'additionner, définissant des syndromes dysmorphiques intéressant l'ensemble de la face. On parle ainsi de faces longues et de faces courtes (figure 2.7), où la modification de hauteur concerne le tiers moyen et le tiers inférieur de la face. Dans ces cas, la notion de divergence (*hyperdivergent* ou *hypodivergent*) traduit l'ouverture vers l'avant de l'angle que forment le plan maxillaire et le plan mandibulaire, ce qui implique une béance dentaire (les arcades ne sont pas en contact complet lors de l'occlusion).

Des anomalies peuvent aussi se caractériser dans le plan facial, avec des différences à droite et à gauche. Il peut s'agir d'asymétrie maxillaire ou de croissance mandibulaire asymétrique, accompagnées parfois d'une bascule latérale du plan d'occlusion.

Aux anomalies des unités squelettiques de la face s'ajoutent les dysharmonies associées nasale, mentonnière ou des pommettes.

2.2.3 Conséquences fonctionnelles et esthétiques

Les dysharmonies dento-maxillofaciales peuvent avoir des conséquences fonctionnelles et/ou esthétiques.

2.3. Diagnostic et planification

Conséquences fonctionnelles Les premières conséquences des malformations craniofaciales concernent les fonctions principales liées à l'extrémité céphalique. Il peut s'agir notamment:

- de troubles de la fonction manducatrice (préhension, mastication, asalivation et déglutition de la nourriture);
- de troubles de l'occlusion dentaire ou labiale;
- d'une gêne lors de l'élocution;
- de troubles respiratoires, de ronflements, voire de symptômes graves comme les syndromes d'apnées du sommeil.

Conséquences esthétiques Les dysmorphies des segments du squelette facial ont bien évidemment un effet direct sur la morphologie (figures 2.5, 2.6 et 2.7). S'il est possible de parler cliniquement de visage peu ou non équilibré, cela ne signifie pas pour autant que le patient ressente une gêne vis à vis de sa morphologie. Elle peut être la cause d'une souffrance psychologique véritable comme elle peut être très bien vécue par le patient et son entourage.

La nécessité d'un traitement orthodontique et/ou chirurgical est généralement bien acceptée en cas de trouble fonctionnel. Concernant l'esthétisme, la motivation du patient est un facteur très important. L'acte chirurgical modifiant la morphologie, il sera plus facile à admettre chez un patient qui est gêné par les conséquences esthétiques de sa dysmorphie.

2.3 Diagnostic et planification

Le traitement des dysharmonies dento-faciales nécessite une démarche rigoureuse de la part de l'équipe orthodontico-chirurgicale, qui s'appuie sur:

- un diagnostic, établi à partir d'un examen clinique et d'une documentation par des moulages dentaires, des photographies et un examen radiologique;
- un planning thérapeutique provisoire, construit à partir d'une analyse céphalométrique et d'une analyse des moulages dentaires;
- une simulation thérapeutique, céphalométrique et orthodontique.

Le planning thérapeutique validé guide la préparation pré-chirurgicale orthodontique, la chirurgie réglée et le suivi post-opératoire orthodontique et chirurgical.

2.3.1 Diagnostic

2.3.1.1 Examen clinique

Anamnèse L'anamnèse est l'ensemble des renseignements recueillis par le médecin auprès du malade et de son entourage.

L'examen de la dysmorphie ne doit pas laisser de côté d'éventuelles pathologies associées qui seront recherchées. Il est notamment important de relever les antécédents dentaires et d'éventuels dysfonctionnements de l'articulé temporo-mandibulaire.



FIG. 2.5 – Photographies pré et post-opératoires de patients. En haut: classe II hyperdivergente; au milieu: classe III normodivergente; en bas: classe III hyperdivergente. Source: Pr. F. Boutault, Toulouse.



FIG. 2.6 – Dymorphie (pré et post-opératoire) avec asymétrie faciale. Source: Pr. F. Boutault, Toulouse.



FIG. 2.7 – Exemple de face courte (ou profil d'oiseau) et de face longue. Source: Pr. F. Boutault, Toulouse.

2.3. Diagnostic et planification

La discussion avec le patient insistera sur deux points:

L'âge Si un traitement précoce est préféré pour limiter la souffrance sociale de la dysmorphie et pour le travail d'acceptation de la transformation morphologique, il est important d'attendre la fin de l'évolution de la dentition définitive et la fin de la croissance faciale. En règle générale, l'intervention chirurgicale est réalisée entre 16 et 18 ans.

La motivation La préparation orthodontique est débutée 12 à 18 mois avant la date prévue de l'intervention. L'ensemble du traitement (comprenant extraction des dents de sagesse, préparation orthodontique, chirurgie et éventuelle adaptation orthodontique post-opératoire) est donc long (2 à 3 ans) et contraignant, et nécessite une pleine coopération et adhésion du patient et de son entourage au planning thérapeutique. Il convient donc de juger de la motivation initiale de la demande (fonctionnelle et/ou esthétique), du profil psychologique du patient et de son statut socio-culturel.

Analyse morphologique L'analyse de la tête se fait épaules relâchées, en position naturelle, condyles en relation centrée, lèvres relâchées puis au sourire. Une mauvaise position peut modifier l'appréhension d'une dysharmonie.

L'étude est menée de face, de profil, de trois quarts et en vue plongeante. Elle recherche les déséquilibres de l'architecture faciale.

Analyse dentaire Elle est menée en bouche, puis sur les moulages des arcades dentaires. La classe dentaire est établie.

2.3.1.2 Photographies

Pour conserver les données morphologiques initiales, plusieurs photographies sont prises:

- de face, au repos et au sourire;
- de profil, droit et gauche;
- de trois quarts, droit et gauche;
- en vue plongeante;
- articulé dentaire de face et trois quarts droit et gauche.

2.3.1.3 Moulages dentaires

La prise des empreintes des arcades dentaires supérieure et inférieure permet la confection des moulages dentaires (figure 2.8) servant pour l'analyse et la simulation thérapeutique. Elle s'accompagne d'une cire d'occlusion prise en occlusion centrée.

2.3.1.4 Radiographies

L'examen radiographique comprend de façon systématique:

- un orthopantomogramme (figure 2.9);

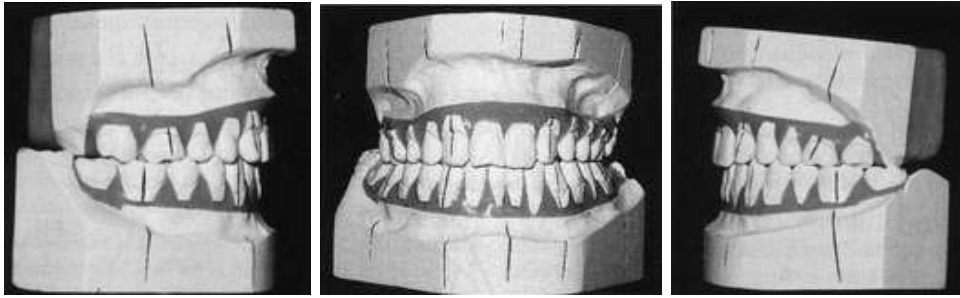


FIG. 2.8 – *Moulages des arcades dentaires. Source: Richter et al. (1998b)*

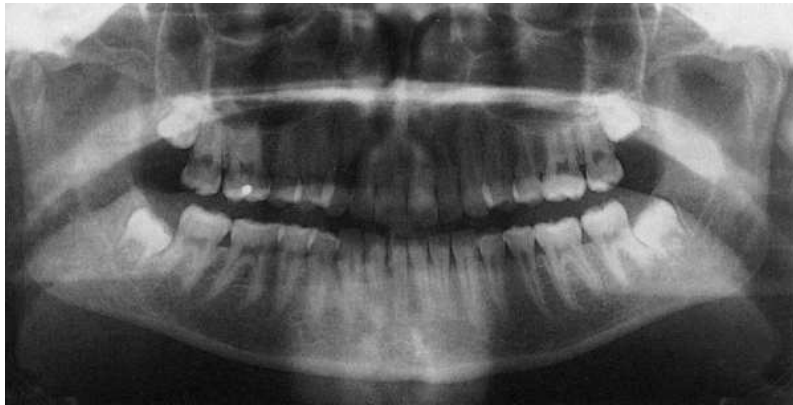


FIG. 2.9 – *Examen panoramique orthopantomogramme. Source: Richter et al. (1998b)*

– des téléradiographies de face et de profil (figure 2.10).

Les téléradiographies sont des radiographies conventionnelles réalisées dans des conditions techniques spécifiques afin de fournir une image standardisée de l'extrémité céphalique. Le sujet est placé loin de la source de rayons X (classiquement 5 m) et près du film (10cm). Ainsi, l'échelle des téléradiographies est très proche de l'échelle réelle, ce qui est nécessaire pour l'analyse céphalométrique.

D'autres examens peuvent être demandés en fonction des constatations de l'examen clinique: clichés rétroalvéolaires, examen TDM ou IRM des articulations temporomandibulaires.

2.3.2 Planning

2.3.2.1 Analyse céphalométrique

La céphalométrie est une construction géométrique réalisée sur les clichés téléradiographiques. Elle vise à étudier l'architecture crânio-facio-dentaire et la croissance crâniofaciale, grâce à des mesures de distances et d'angles qui sont comparées à une référence.

2.3. Diagnostic et planification

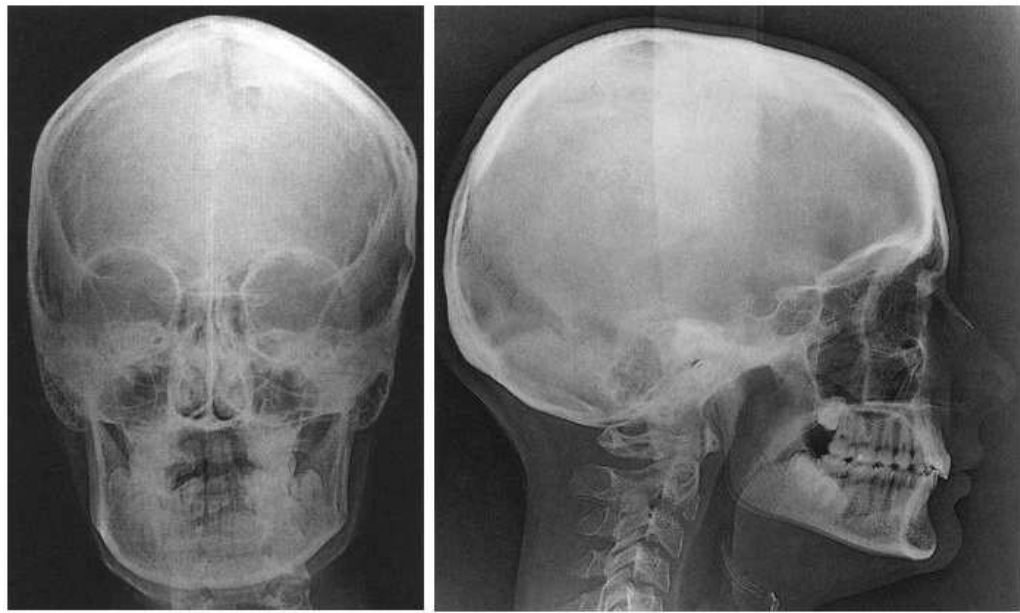


FIG. 2.10 – Téléradiographies de face et de profil. Source: Richter et al. (1998b)

Une multitude d'analyses céphalométriques existent (Lejoyeux, 1998). Ces nombreuses analyses sont nommées du nom de leur auteur: Delaire, Sassouni, Rickets, Downs, etc. (figure 2.11). La plus utilisée dans la communauté chirurgicale française est probablement celle de Delaire (Delaire, 1978).

Ces analyses varient dans leur philosophie en fonction de leur vocation plutôt chirurgicale ou orthodontique, ou selon les préférences esthétiques ou fonctionnelles "à la mode". Pourtant, toutes visent finalement à quantifier les mêmes déviations anatomiques par rapport à une norme.

Elles diffèrent par les points utilisés pour la construction géométrique étudiée et la référence auxquelles elles se rapportent. Il est probable que la plupart des chirurgiens utilisent une analyse empruntant aux diverses propositions, selon leur propre expérience.

2.3.2.2 Analyse des moulages dentaires

L'analyse des moulages dentaires complète l'examen du patient. Elle comporte une étude intra-arcade et inter-arcades, dans le sens sagittal, vertical et transverse.

2.3.2.3 Analyses céphalométriques informatisées

Différents logiciels commercialisés ou en freeware sur le web permettent, à partir d'une téléradiographie numérisée, de réaliser de nombreuses analyses céphalométriques décrites, voire de définir une analyse personnalisée. Ils apportent en partie une réponse aux limites des céphalométries traditionnelles quant à la définition des images radiologiques utilisées et aux imprécisions induites par la détermination et le tracé manuel des points de céphalométrie.

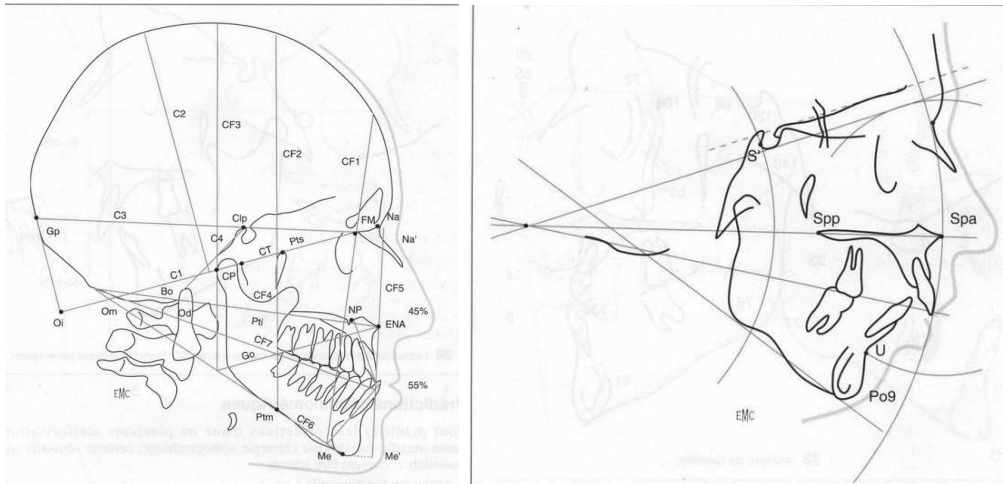


FIG. 2.11 – Analyses céphalométriques de Delaire (à gauche) et Sassouni (à droite).
Source: Richter et al. (1998b)

2.3.3 Simulation pré-chirurgicale

Une simulation orthodontique est réalisée par le praticien orthodontiste au début de la prise en charge thérapeutique et contrôlée en cours de traitement. La simulation pré-chirurgicale a lieu juste avant l'intervention, sur des données téléradiographiques et des moulages dentaires récents.

2.3.3.1 Simulation orthodontique

Il s'agit d'une simulation des mouvements dentaires planifiés sur les moulages dont les dents ont été préalablement séparées. Il permet de visualiser le résultat occlusal souhaité.

2.3.3.2 Simulation sur céphalométrie

La simulation céphalométrique est réalisée sur calque du tracé céphalométrique sur lequel les silhouettes des maxillaires supérieur et inférieur sont dessinées et individualisées pour être déplacées.

Dans un premier temps, les segments maxillaires sont mis en occlusion de classe I. Le bloc maxillo-mandibulaire est ensuite positionné dans les sens antéro-postérieur et vertical selon la position idéale du segment maxillaire supérieur sur l'analyse céphalométrique. Ceci détermine le type d'ostéotomie et le déplacement à appliquer au maxillaire supérieur.

L'indication d'ostéotomie mandibulaire est posée en fonction du déplacement imposé à la mandibule par la nécessité d'occlusion classe I. Les mouvements mandibulaires ne doivent pas contrarier les tensions musculaires afin de prévenir des récives post opératoires.

Finalement, la position du menton est évaluée et l'indication d'une ostéotomie du menton discutée selon des critères esthétiques et fonctionnels, plus que céphalométriques.

2.3. Diagnostic et planification

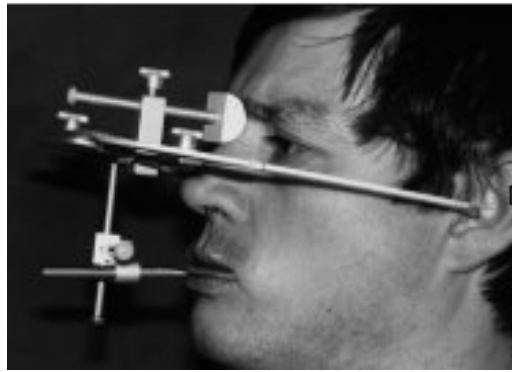


FIG. 2.12 – *Mesure de l'occlusion pré-opératoire et de l'articulé temporo-mandibulaire à l'aide d'un arc facial. Source: Dr. G. Bettega, Grenoble.*

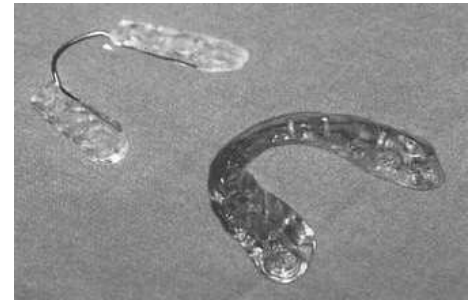


FIG. 2.13 – *Gouttières d'intercuspidation. Source: Richter et al. (1998b).*

Ces déplacements sont validés par une analyse céphalométrique résumant les gestes et déplacements à effectuer. Ces mesures vont être utilisées pour la simulation chirurgicale sur moulages dentaires.

2.3.3.3 Simulation sur moulages dentaires ou "set-up" chirurgical

Les moulages en plâtre sont montés sur un dispositif mécanique dénommé articulateur (figures 2.14). Des mesures effectuées avec un arc facial (figures 2.12) permettent de positionner les moulages en situation d'occlusion pré-opératoire et de reproduire l'articulé temporo-mandibulaire. Des repères sont tracés sur les bases des moulages pour servir de référence. Les moulages vont ensuite être découpés et déplacés dans les trois sens de l'espace selon la procédure chirurgicale et les mesures réalisées sur la simulation céphalométrique.

La simulation sur articulateur permet de confectionner deux gouttières chirurgicales, ou plaques d'intercuspidation (figure 2.13). Ces cires en résines sont marquées sur les deux faces par les empreintes des dents. Elles permettent, en phase pré-opératoire, de replacer les arcades dentaires dans la position de réalisation de la gouttière (sections 2.4.3 et 2.4.4). Elles sont réalisées au cours du set-up chirurgical par le technicien prothésiste.

La simulation se déroule se déroule en trois étapes (figure 2.14):

1. Au début de la simulation, les moulages sont en position d'occlusion dentaire pré-opératoire.
2. Le moulage supérieur est découpé et repositionné selon les indications du planning établi sur céphalométrie. Une gouttière dite *intermédiaire* est alors réalisée. Elle correspond à l'état de l'articulé dentaire lorsque la mobilisation du maxillaire supérieur a été réalisée, avant la correction de la position du segment mandibulaire.
3. Le moulage mandibulaire est à son tour découpé et déplacé, toujours suivant les indications du planning. Une deuxième gouttière dite *définitive* ou *finale* est

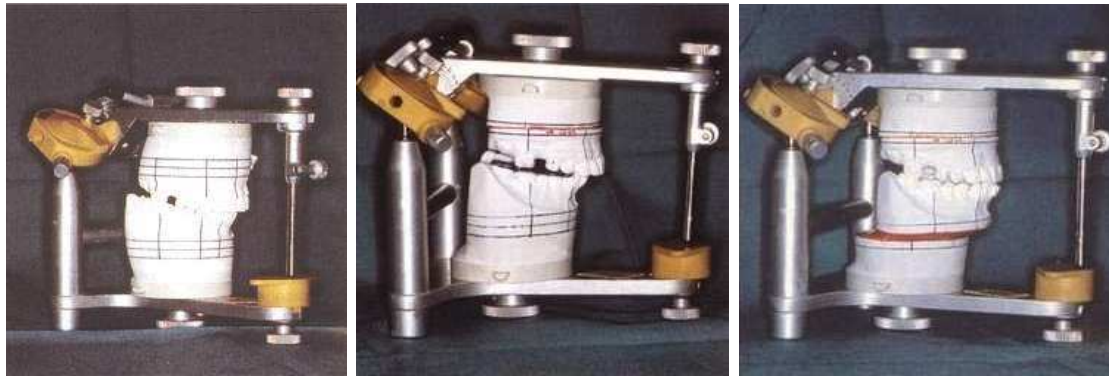


FIG. 2.14 – *Montage des moulages dentaires sur articulateur. A gauche: articulé dentaire initial. Au centre: après mobilisation du segment supérieur en position désirée (gouttière intermédiaire). A droite: après mobilisation du segment inférieur en bon articulé (gouttière définitive). Source: Richter et al. (1998b)*

réalisée. Elle correspond à l'état final de l'articulé dentaire après l'intervention chirurgicale, lorsque le segment mandibulaire est mobilisé pour s'adapter au segment maxillaire supérieur en nouvelle position.

Dans le cas d'une intervention sur la mandibule uniquement, seule la plaque définitive est construite.

2.3.3.4 Prédiction du résultat morphologique

La prédiction du résultat morphologique, si elle est souvent essentielle pour le patient, est très difficile.

Les analyses céphalométriques actuelles n'intègrent pas ou très peu d'informations sur le profil cutané. Combien même elles le feraient, les tissus mous de la face se déplacent de manière beaucoup plus complexe que les bases osseuses, en particulier au niveau du tiers moyen de la face en cas d'ostéotomie maxillaire supérieure. De plus, les remodellements des tissus mous sont réellement tridimensionnels.

Certaines techniques s'appuient sur des photographies (souvent de profil) que l'on va découper en blocs correspondants aux segments squelettiques d'ostéotomies. Les conséquences esthétiques peuvent alors être qualitativement évaluées, en déplaçant et en recollant les pièces photographiques découpées. Ces méthodes sont très limitées.

C'est donc très souvent l'expérience du chirurgien qui sera le meilleur critère prédictif des conséquences esthétiques d'une chirurgie orthognathique.

2.4 Principes du traitement

Le but de la chirurgie orthognathique est d'obtenir un équilibre facial harmonieux individualisé et stable dans tous les domaines orthodontique, esthétique et fonctionnel. Le traitement est réalisé en étroite collaboration entre l'orthodontiste et l'équipe chirurgicale. La coopération doit être complète afin d'obtenir une synchronisation parfaite des préparations orthodontique, anesthésique et chirurgicale.

2.4. Principes du traitement

Le principe de l'intervention chirurgicale est de mobiliser les bases osseuses pour corriger la dysmorphie. Selon les indications, le maxillaire supérieur et/ou la mandibule doivent être repositionnés. Une génioplastie est parfois nécessaire, pour remodeler le massif mentonnier. L'abord chirurgical est endobuccal, c'est-à-dire par la bouche.

La chirurgie orthognatique peut être complétée par une rhinoplastie, remodelage du nez, parfois souhaitée pour des critères esthétiques d'équilibre du visage. Elle donne lieu à un acte chirurgical indépendant, réalisé plusieurs mois après l'intervention sur les maxillaires.

2.4.1 Traitement orthodontique

L'intervention chirurgicale est toujours précédée d'un traitement orthodontique, qui consiste en la mise en place d'un appareillage intrabuccal complet. Il vise à corriger la position, l'espacement, l'orientation et l'alignement des dents, et à harmoniser les arcades l'une par rapport à l'autre. Le but est de permettre une occlusion stable avec un bon engrènement une fois les segments osseux repositionnés.

La durée de ce traitement est variable en fonction de l'objectif, de six mois à un an.

Juste avant la chirurgie, des arcs orthodontiques munis de crochets seront installés au patient. Ils permettront, pendant l'intervention, de solidariser les deux arcades dentaires à l'aide de fils d'acier attachés sur ces crochets.

2.4.2 Préparation à l'intervention

La chirurgie orthognatique est une chirurgie longue (de 1h30 à 2h30 pour une ostéotomie monomaxillaire, de 3h30 à 4 heures pour une ostéotomie bimaxillaire, de 4 à 5h pour une bimaxillaire avec génioplastie) et minutieuse, nécessitant de bonnes conditions de réalisation.

Le déroulement confortable de l'acte chirurgical impose quelques contraintes d'installation particulières (figure 2.15):

- Le patient est installé en décubitus dorsal, c'est-à-dire couché sur le dos, la tête reposant dans une têtère permettant sa mobilisation durant l'intervention.
- Le chirurgien occupe l'espace céphalique habituellement dévolu à l'anesthésiste, qui est relégué aux pieds du patient.
- L'opérateur se place à la droite du patient, l'aide opératoire face au chirurgien et l'infirmière instrumentiste à sa droite. Il peut être amené à changer de côté pendant l'intervention.
- Le matériel auxiliaire (aspiration, coagulation, moteur, respirateur et monitoring) se dispose autour de la table, en zone non stérile.

La cavité buccale étant le siège de l'intervention, la ventilation per-opératoire est assurée par intubation naso trachéale (figure 2.16). L'anesthésiste doit assurer son installation avant le début de l'intervention et de manière absolument fiable,

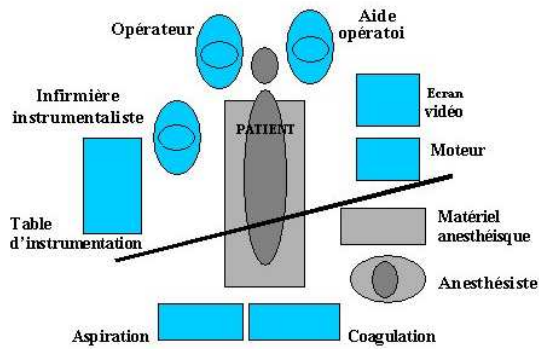


FIG. 2.15 – Installation de l'équipe soignante et du matériel auxiliaire.



FIG. 2.16 – Installation du matériel d'intubation. Source: Richter et al. (1998a)



FIG. 2.17 – Voie d'abord de l'ostéotomie maxillaire. Source: Richter et al. (1998a)

étant privé par la suite d'accès aux voies aériennes supérieures, en zone stérile. L'hémorragie per-opératoire pouvant être importante, en particulier au cours d'une ostéotomie maxillaire supérieure, une compensation des pertes sanguines peut être nécessaire.

2.4.3 Ostéotomie maxillaire

L'ostéotomie horizontale du maxillaire supérieur, habituellement nommée Lefort I, permet de le mobiliser complètement. Elle peut être associée à une ostéotomie sagittale médiane du maxillaire permettant d'augmenter la largeur du palais. C'est un geste qui peut entraîner une hémorragie importante.

Lors d'une chirurgie bimaxillaires, l'ostéotomie maxillaire est réalisée en premier, le segment mandibulaire étant ensuite positionné sur le segment maxillaire supérieur corrigé.

Voie d'abord L'incision est endobuccale, entre les premières prémolaires à droite et à gauche (figure 2.17). Le périoste, c'est-à-dire la couche de tissu fibreux enveloppant l'os, est décollé sur la face antérieure du maxillaire, jusqu'au foramen infraorbitaire.

2.4. Principes du traitement

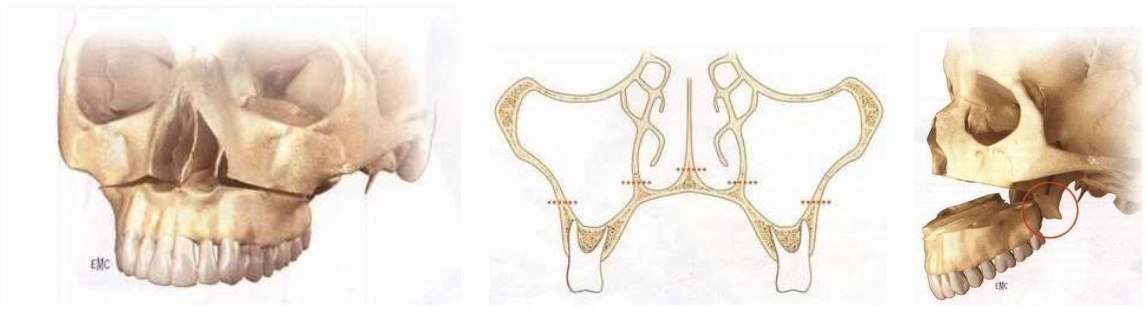


FIG. 2.18 – *Ostéotomie horizontale du maxillaire supérieur type Lefort I. A gauche: tracé du trait d'ostéotomie sur la face antérieure du maxillaire. Au milieu: section des cloisons sagittales. A droite: principe de la down fracture par abaissement progressif du plateau palatin. Source: Richter et al. (1998a)*

Ostéotomie Le trait d'ostéotomie est tracé à la fraise boule sur la face antérieure du maxillaire (figure 2.18). La découpe proprement dite est menée à la scie alternative ou à la fraise longue. Le maxillaire est finalement séparé de la base du crâne (au niveau de la région ptérygomaxillaire) par fracture, créée en abaissant le segment osseux.

Positionnement du segment d'ostéotomie Une fois l'ostéotomie réalisée, les maxillaires supérieur et inférieur sont solidarisés sur la plaque d'intercuspidation *intermédiaire* fabriquée lors du set-up pré-opératoire (voir section 2.3.3.3). Les arcades dentaires sont d'abord engrénées sur la gouttière. Ensuite, elles sont bloquées à l'aide de fils d'acier entre les arcs orthodontiques que porte le patient lors de l'intervention. Ainsi, le segment maxillaire, libre au niveau osseux, est solidaire de la mandibule.

La situation d'occlusion définie par la gouttière intermédiaire permet de placer le maxillaire dans sa position *finale* correcte par rapport à la mandibule non opérée. Ce geste est délicat, la mandibule devant être tenue par l'assistant de manière fixe, et dans une position la plus "normale" possible.

L'utilisation de la gouttière ne sert qu'au positionnement antéro-postérieur. Le placement vertical du segment maxillaire reste extrêmement difficile. Pour respecter au mieux le planning opératoire, des mesures de hauteur sont réalisées au compas. Pour impacter le maxillaire (vers le haut) ou le reculer, des bandeaux osseux doivent être découpés. Au contraire, pour l'abaisser et/ou l'avancer, des greffes osseuses sont interposées au niveau des piliers de la face.

Ostéosynthèse Une fois repositionné correctement, le segment osseux est fixé par quatre mini-plaques, chacune maintenue par quatre mini-vis, sur la face antérieure du maxillaire.

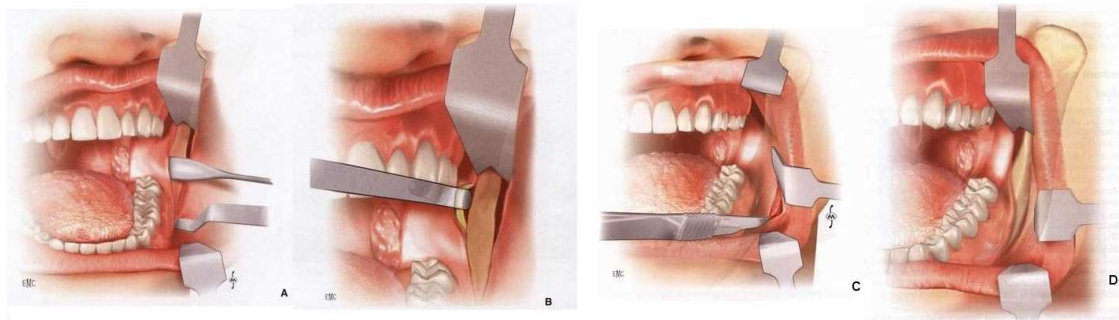


FIG. 2.19 – Voie d'abord de la branche montante de la mandibule. Source: Richter et al. (1998a)

2.4.4 Ostéotomie mandibulaire

Il s'agit d'un geste techniquement difficile dans sa réalisation. La mandibule est divisée en trois segments: la valve interne, c'est-à-dire l'arc mandibulaire qui porte l'arcade dentaire inférieure, et les deux valves externes, terminées par les branches montantes qui s'insèrent dans l'articulation temporo-mandibulaire.

Le but est de mobiliser le segment dento-squelettique pour normaliser l'articulé dentaire par rapport au maxillaire. Rappelons que le maxillaire est en position correcte, soit d'origine soit parce qu'il a déjà été repositionné, dans le cas d'une chirurgie bimaxillaire. Une difficulté importante est de conserver les fragments condyliens dans leur position d'origine lors de l'ostéosynthèse. Ceci est très important afin de ne pas modifier la statique et la dynamique de l'articulation temporo-mandibulaire.

Voie d'abord L'incision est faite dans le fond du vestibule inférieur, du milieu de la branche montante à la région de la première molaire.

Sur la face externe, le périoste est décollé jusqu'au rebord basilaire (bord inférieur de la mandibule), de la première molaire à la base de la branche montante, en réclinant les fibres d'insertion du muscle temporal. Le décollement est poursuivi sur la face interne, en protégeant le foramen mandibulaire pour ne pas abîmer le nerf mentonnier (figure 2.19).

Ostéotomie Le dessin du trait d'ostéotomie comporte trois parties (figure 2.20):

- Un trait supérieur horizontal, sur la face interne, partant du bord antérieur de la branche montante pour arriver au dessus de l'épine de spix, qui est le point d'entrée du nerf mentonnier dans la mandibule. Il doit sectionner la corticale interne.
- Un trait inférieur, mené sur la corticale externe de la branche horizontale de la mandibule en dessous de la première molaire. Le rebord basilaire doit être complètement sectionné afin de pouvoir réaliser ensuite le clivage des deux valves. Il faut veiller à ne pas abîmer le nerf.
- Un trait intermédiaire, reliant les deux précédents le long du bord antérieur de la branche montante.

2.4. Principes du traitement

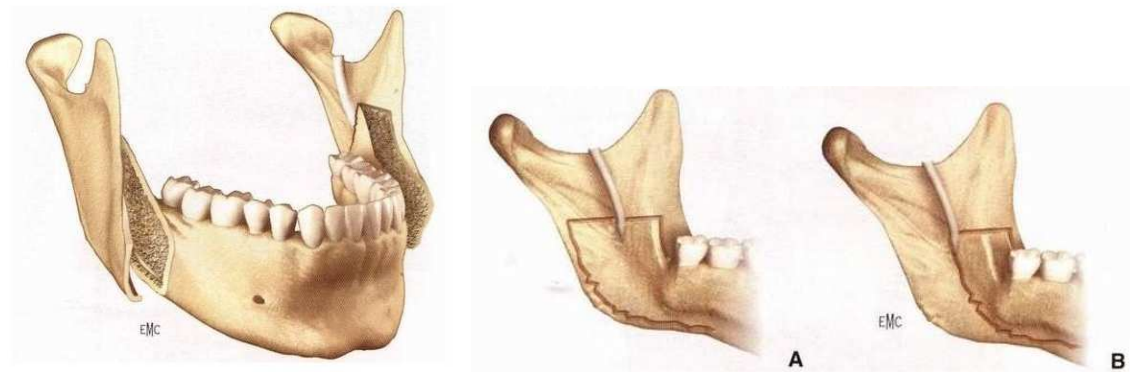


FIG. 2.20 – *Ostéotomie sagittale bilatérale des branches montantes de la mandibule. Les techniques les plus utilisées sont celles de Dal Pont (A) et Epker (B). Source: Richter et al. (1998a)*

La séparation des deux valves externe et interne est réalisée en introduisant, dans le trait d'ostéotomie corticale réalisé, des instruments épais de taille croissante. Le clivage est finalisé soit par prolongement de l'ostéotomie avec des ciseaux en direction du bord postérieur de la mandibule, soit en exerçant une contrainte en torsion afin de réaliser une fracture dirigée le long de la zone de faiblesse que représente le canal du nerf dentaire. Le nerf est repéré au fur et à mesure de l'écartement des deux valves.

Le même geste est réalisé des deux côtés.

Positionnement de la valve interne La valve interne est positionnée pour que l'occlusion entre les arcades dentaires inférieure et supérieure soit parfaite. Pour ceci, les maxillaires sont bloqués au fil d'acier de la même manière que pour l'ostéotomie maxillaire supérieure, mais cette fois sur la gouttière *finale* qui correspond à l'occlusion définitive recherchée.

Si l'engrènement est de très bonne qualité, à la suite du traitement orthodontique, certains praticiens n'utilisent pas toujours la gouttière finale. Les arcades dentaires sont alors engrenées naturellement. L'erreur due à l'épaisseur de la gouttière (qui reste minime) peut ainsi être évitée.

Ostéosynthèse Une ostéosynthèse rigide est réalisée, généralement à l'aide de deux mini-plaques (une par côté) sur la face externe de la mandibule, fixées par quatre mini-vis.

Lors de l'ostéosynthèse, la valve interne a déjà été placée par rapport au maxillaire pour assurer correctement l'occlusion. Les deux branches montantes, mobiles, doivent elles être remises au plus proche de leur position initiale, pour vérifier la relation centrée du condyle. Ceci est très important pour assurer la stabilité post-opératoire de l'articulé temporo-mandibulaire. L'alignement du rebord basilaire doit également être surveillé, pour éviter les risques de récurrence post-opératoire.

2.4.5 Génomoplastie

La génomoplastie est le remodelage du relief mentonnier, parfois nécessaire afin d'harmoniser le visage. Elle peut être d'augmentation, de diminution ou de symétrisation.

C'est un acte délicat à planifier, la position idéale du menton étant difficile à déterminer et très sujette à des variations selon les opinions individuelles et les modes. La décision finale d'intervenir n'est prise que pendant l'intervention, après l'ostéosynthèse des segments maxillaires, en fonction de l'appréciation du chirurgien de l'esthétique du patient.

La voie d'abord est intrabuccale, l'incision allant de canine à canine dans la muqueuse de la lèvre inférieure. Le périoste est décollé jusqu'au rebord basilaire, en prenant soin de ne pas désinsérer les muscles de la houppe du menton. Il est important de repérer le nerf mentonnier, qu'il ne faut pas léser.

L'ostéotomie est délicate. Elle doit être parfaitement symétrique afin de faciliter le repositionnement symétrique du fragment mentonnier. Elle est menée à la fraise boule ou à la scie. L'ostéosynthèse rigide se fait à l'aide de mini-plaques. Un pansement compressif est maintenu en place au moins deux jours.

2.4.6 Suivi post-opératoire

La durée d'hospitalisation est environ de trois jours pour une ostéotomie mandibulaire et cinq jours pour une ostéotomie maxillaire supérieure. Avec les techniques d'ostéosynthèse rigide utilisées aujourd'hui, il n'est plus nécessaire de bloquer les maxillaires en position d'occlusion pendant les jours qui suivent l'intervention.

Des radiographies de contrôle, orthopantomogramme et téléradiographies de face et de profil, sont réalisées au premier jour post-opératoire.

Les modalités des contrôles cliniques suivants dépendent du praticien: rapprochés pendant le premier mois post-opératoire, puis au troisième et sixième mois et parfois à un an. Le matériel d'ostéosynthèse interne (les mini-plaques) peut être conservé en place, mais il est souvent retiré au niveau du maxillaire supérieur.

Chapitre 3

Chirurgie orthognatique assistée par ordinateur

Dans le passé, les évolutions les plus importantes de la chirurgie orthognatique sont venues des progrès de l'anesthésie, qui permettent d'augmenter la sécurité per-opératoire et les possibilités thérapeutiques, et de l'ostéosynthèse rigide interne (mini-plaques) qui simplifie le geste chirurgical et augmente considérablement le confort du patient.

Un autre progrès décisif pour la médecine et la chirurgie en général est le développement des techniques d'imagerie médicale. En chirurgie maxillofaciale, le scanner tomodensitométrique apporte en particulier une information anatomique extrêmement riche et permet une appréhension directe de la tridimensionnalité. Cette modalité d'imagerie, très parlante au chirurgien et d'un grand intérêt diagnostique, est évidemment entrée en pratique clinique quotidienne et s'est imposée comme référence pour l'analyse du squelette facial.

Les techniques de chirurgie assistée par ordinateur s'imposent maintenant, avec les biomatériaux, comme une des deux grandes perspectives d'évolution de la chirurgie crânio-maxillofaciale. Les méthodes de traitement d'images médicales, de modélisation, de fusion de données ou de robotique permettent d'assister le praticien à tous les niveaux du traitement, de l'aide au diagnostic à l'établissement du planning chirurgical et à la réalisation du geste per-opératoire.

3.1 Protocole de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur

Nous l'avons vu dans le chapitre précédent, l'ensemble de la prise en charge en chirurgie orthognatique est une séquence longue, méticuleuse et difficile. Le praticien est confronté à plusieurs difficultés pour établir le diagnostic et le plan de traitement comme pour la réalisation même du geste interventionnel.

Dès l'introduction des techniques d'imagerie et de chirurgie assistée par ordinateur, les chirurgiens crânio-maxillofaciaux y ont portés le plus grand intérêt.

Les bases d'une utilisation cohérente des techniques de chirurgie assistée par ordinateur en chirurgie maxillofaciale ont rapidement été définies (Cutting et al.,

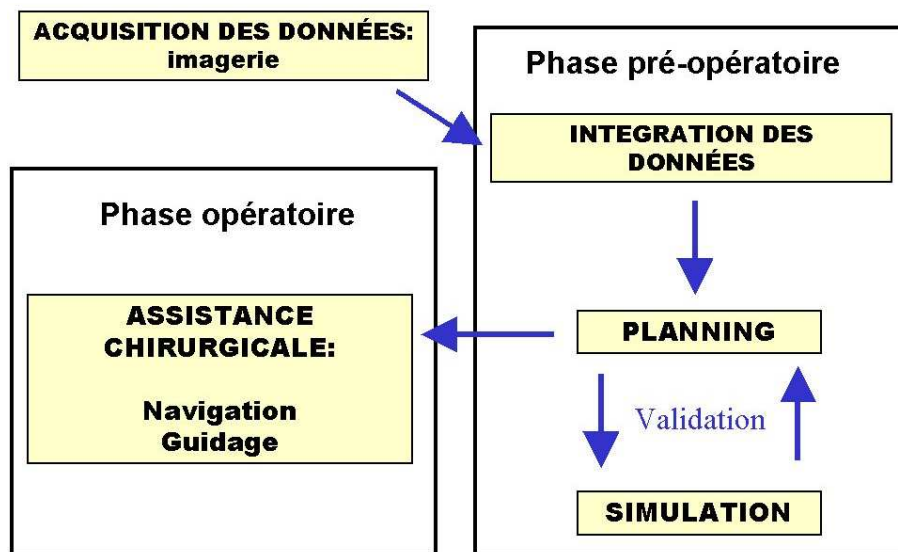


FIG. 3.1 – *Protocole de chirurgie maxillofaciale assistée par ordinateur.*

1986; Altobelli et al., 1992; Lo et al., 1994). Plusieurs équipes ont proposé des travaux concernant les phases de diagnostic, de simulation et de planning ou d'assistance intra-opératoire. Pourtant, peu ont été suivis d'une pratique clinique courante.

Nous voyons à cela trois raisons principales. Aucune équipe n'a envisagé le protocole de chirurgie assistée par ordinateur dans sa globalité, en abordant l'ensemble des phases comme indiqué sur la figure 3.1. A cela s'ajoutent des problèmes techniques spécifiques au traitement de chaque pathologie et nécessitant la mise au point de modèles anatomiques, physiologiques ou biomécaniques adaptés. Enfin, le développement industriel et commercial de produits utilisables en routine clinique, et non en phase expérimentale, a été à ce jour très faible. Ceci s'explique en partie par la taille peu importante du marché en chirurgie maxillofaciale.

3.2 Aide au diagnostic

Le diagnostic de la dysharmonie dento-maxillofaciale repose sur des données de modalités différentes issues de l'examen clinique, des moulages des arcades dentaires et d'examens radiologiques (chapitre 2.3.1). L'intégration de ces données complexes et hétérogènes rend difficile la caractérisation de la dysmorphose et la décision thérapeutique, qui sont pourtant des éléments essentiels pour la qualité du résultat du traitement.

Le premier intérêt d'une plateforme informatique est donc déjà l'intégration dans un seul support des différentes données recueillies sur le patient. Si la prise en compte de l'expérience chirurgicale et des conclusions de l'examen clinique est plus délicate, des solutions sont possibles concernant les informations dentaires et squelettiques.

Le développement de méthodes informatiques prend surtout son sens par rapport à l'imagerie médicale, et en particulier au scanner tomographique.

3.2. Aide au diagnostic

3.2.1 Imagerie scanner

Dès son apparition, l'imagerie scanner s'est immédiatement imposée pour son grand intérêt diagnostic en chirurgie maxillofaciale (Marsh and Vannier, 1983). Les possibilités offertes de coupes multi-planaires, de représentations surfaciques tridimensionnelles ou de reconstruction d'images radiologiques conventionnelles pour une même acquisition sont très larges. Les progrès techniques réalisés ces vingt dernières années ont considérablement amélioré la précision et la qualité des images. Cette modalité d'imagerie apporte une information anatomique extrêmement riche, très parlante au chirurgien, et permet une appréhension directe de la tridimensionnalité.

Le recours à ce type d'imagerie est entré en pratique quotidienne et s'est imposé comme référence pour l'analyse du squelette facial. Les techniques d'imagerie et de chirurgie assistée par ordinateur ont rapidement montré leur intérêt dans l'exploitation de ces données comme une aide au diagnostic, puis à la prise en charge thérapeutique (planning, simulation, assistance chirurgicale, robotique).

Une limite à l'utilisation systématique du scanner est la dose de radiations ionisantes délivrée au patient. Ce facteur est très important, et l'indication d'un examen n'est actuellement faite que lorsque celui-ci est réellement nécessaire et ne présente pas de risque particulier pour le patient.

Est-il donc raisonnable que notre protocole de chirurgie assistée par ordinateur soit entièrement basé sur l'imagerie tomодensitométrique?

Nous pensons qu'à l'avenir le problème d'invasivité du scanner n'est pas rédhibitoire. L'évolution technique des appareils fait que l'intensité nécessaire à l'acquisition d'une image est en constante diminution. De plus, les derniers types de scanner "multibarettes" permettent l'acquisition simultanée de plusieurs coupes (jusqu'à 16) diminuant de façon drastique la dose délivrée au patient.

Dans le cadre d'une séquence de chirurgie assistée par ordinateur comme présenté figure 3.1, le scanner, qui permet de nombreux traitements d'images en une seule acquisition, est amené à remplacer les traditionnelles téléradiographies et l'orthopantomogramme.

Le surplus de dose ne devrait donc pas être très important, surtout compte tenu des avancées technologiques des scanners modernes. L'intérêt clinique est par contre bien réel, avec une bien meilleure appréhension tridimensionnelle du squelette, synonyme d'un meilleur planning et donc d'un meilleur résultat thérapeutique.

3.2.2 Modèle 3D du patient

A partir des images scanner, des techniques de reconstruction, par exemple l'algorithme des Marching-Cubes (Lorensen and Cline, 1987), permettent de créer des modèles surfaciques tridimensionnels du squelette et de la surface cutanée du patient.

Ce type d'outils, aujourd'hui intégrés dans toutes les consoles de scanner modernes, permet déjà une rapide appréhension tridimensionnelle du squelette facial et de la morphologie du patient.

3.2.3 Céphalométrie tridimensionnelle

La caractérisation de la dysmorphose squelettique est réalisée à l'aide d'une céphalométrie (voir section 2.3.2). Il s'agit d'une construction géométrique utilisant différents repères définis sur les clichés téléradiographiques. Des mesures métriques ou angulaires, ainsi que des rapports et des proportions, sont étudiées sur cette construction et comparées à une référence.

Les céphalométries actuelles sont tracées manuellement sur papier calque et présentent d'importantes limites de précision. Elles sont surtout bidimensionnelles, ce qui rend difficile l'appréhension de la dysmorphose, notamment en cas d'asymétrie faciale ou d'anomalies de la croissance cranio-maxillofaciale.

Un intérêt fondamental du scanner est la possibilité d'étudier le squelette facial en se basant sur une information anatomique précise et réellement tridimensionnelle. Dès les premières publications en chirurgie orthognatique assistée par ordinateur, la nécessité d'une céphalométrie tridimensionnelle s'est donc imposée. Par contre, très peu de méthodes existent actuellement pour exploiter la richesse de ces données (Cutting et al., 1986; Altobelli et al., 1992; Bettega et al., 2000), et donc le développement de nouvelles techniques d'analyse du squelette facial à partir de l'imagerie scanner est nécessaire.

Nous reviendrons en détail sur ce problème de la céphalométrie au chapitre suivant, dans lequel nous présenterons un nouvel outil de construction céphalométrique tridimensionnelle.

3.2.4 Analyse dentaire

L'intégration complète de toutes les données pré-opératoires implique de réaliser l'étude orthodontique à partir de l'examen scanner, et non plus à l'aide des traditionnels moulages en plâtre.

Si le diagnostic est facilité, ce n'est pas un problème simple d'abord car la présence d'alliages dentaires (plombages) entraîne souvent des artefacts dans les images scanner ce qui rend difficile leur traitement. De plus la précision nécessaire concernant l'engrènement des dents doit être très importante.

Plusieurs travaux d'analyse orthodontique à partir de données d'imagerie existent, par exemple Alcaniz et al. (1998) ou Treil et al. (2000).

3.3 Planning et simulation

Comme nous l'avons vu au chapitre précédent, la simulation chirurgicale aboutissant au planning opératoire fait appel à des modalités multiples et des manipulations successives: le tracé et la découpe des calques, la prise de mesure sur l'arc facial, la confection des moulages en plâtre, la mise sur articulateur, la découpe et la mobilisation des moulages dentaires. L'ensemble de ces réalisations est source de multiples imprécisions et nécessite un temps important pour le praticien.

Un autre problème est la prédiction des modifications de l'esthétique faciale consécutives aux repositionnements osseux, ce qui est une des indications du trai-

3.3. *Planning et simulation*

tement et en tout cas un souci majeur du patient. Les méthodes actuelles (section 2.3.3.4), extrêmement qualitatives, sans vue de face ni rendu tridimensionnel, ne sont pas complètement satisfaisantes. L'estimation du résultat morphologique est donc difficile à appréhender par le patient et parfois même par le praticien, dont l'expérience est prépondérante.

3.3.1 **Simulation de la chirurgie et validation du planning**

L'outil informatique est rapidement apparu très intéressant pour *simuler* la chirurgie sur un modèle virtuel du patient. Le schéma de cette séquence est bien établi (figure 3.2), mais n'a jamais été entièrement réalisé à ce jour.

L'idée est de simuler sur un modèle informatique du patient le premier planning établi à partir de l'analyse céphalométrique tridimensionnelle et de l'analyse orthodontique. Cette simulation comprend plusieurs étapes:

1. la découpe des différents segments osseux, de manière réaliste par rapport à une ostéotomie réelle;
2. le repositionnement des fragments, guidé par le planning établi à partir de l'analyse céphalométrique tridimensionnelle et de l'analyse orthodontique;
3. l'évaluation des déformations des tissus mous de la face suite aux repositionnements osseux simulés.

Le praticien dispose alors d'une estimation des résultats du planning proposé en termes osseux, dentaires et surtout d'aspect esthétique post-opératoire. S'il est insatisfait du résultat ou du geste à réaliser, il peut recommencer la simulation en modifiant le type de procédure (monomaxillaire, bimaxillaire, type d'ostéotomie, ...) et les repositionnements, jusqu'à obtenir un planning opératoire optimal.

Ce travail mené en trois dimensions et en temps réel, est très proche de l'expérience chirurgicale et facile à appréhender. Le praticien peut proposer une simulation du résultat au patient et valider avec son accord le planning chirurgical.

De telles perspectives sont séduisantes pour le chirurgien comme pour le patient. Bien entendu, elles dépassent le cadre de la chirurgie orthognatique pure et il est possible d'imaginer intégrer la simulation d'ostéotomies malaires, de rhinoplastie voire de chirurgie reconstructive ou même plastique.

3.3.2 **Travaux actuels**

Cet aspect de simulation de la procédure chirurgicale est très clairement celui qui a le plus été abordé dans la littérature.

De nombreux travaux ont été proposés pour la simulation des découpes osseuses et leur mobilisation dans l'espace (Cutting et al., 1986, 1996, 1998; Marsh and Vannier, 1983; Udupa and Odhner, 1991; Lo et al., 1994; Vannier et al., 1996; Keeve et al., 1998; Koch et al., 1999; Teschner et al., 1999; Bettega et al., 2000; Schutyser et al., 2000; Zachow et al., 2000; Everett et al., 2000; Xia et al., 2000a).

La majorité de ces travaux, notamment les plus récents, ne sont malheureusement pas associés à une recherche sur les autres aspects du planning chirurgical

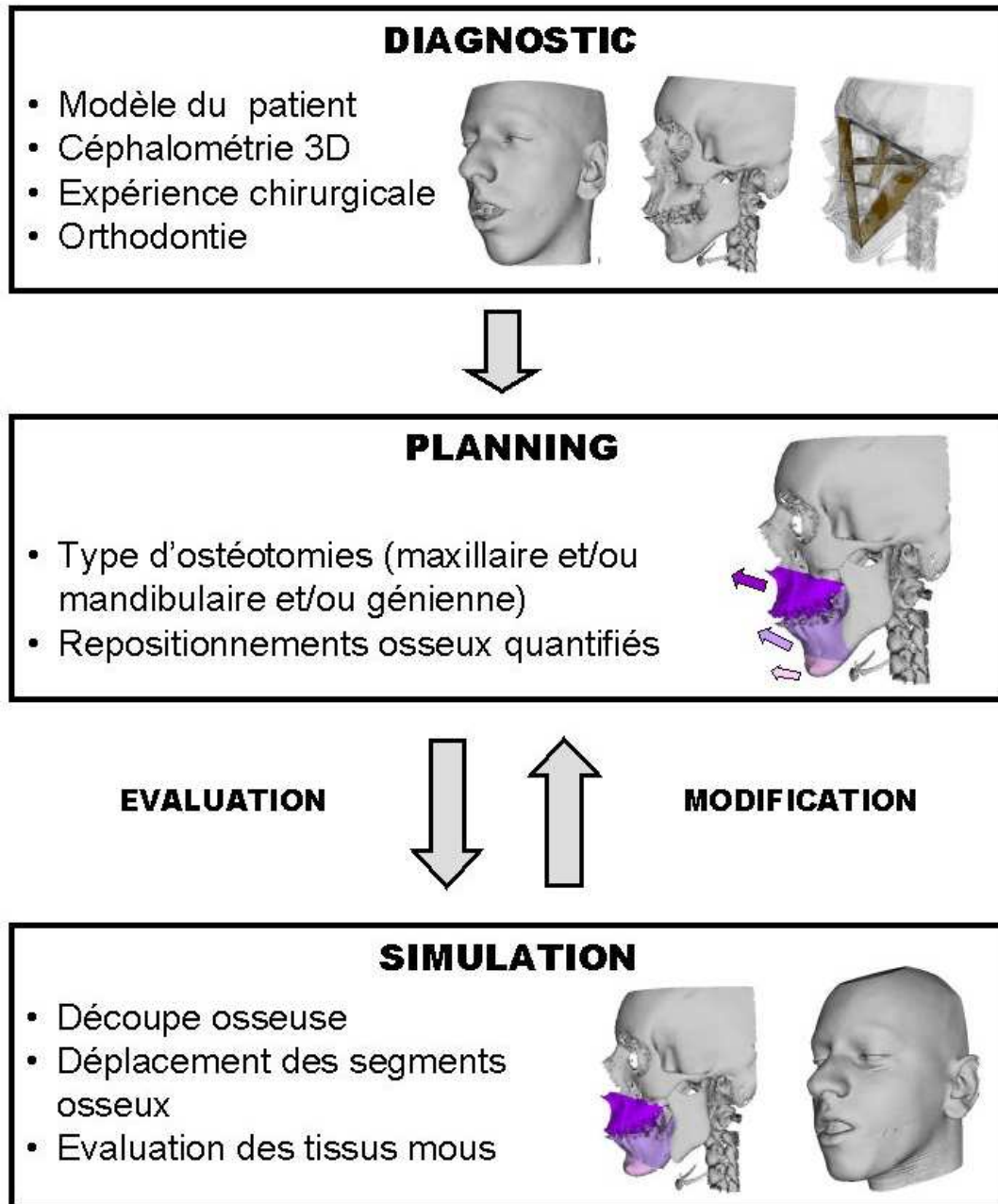


FIG. 3.2 – Principe du planning chirurgical assisté par ordinateur. Après une analyse diagnostique, notamment à l'aide d'une céphalométrie 3D, un planning de repositionnements osseux est établi. Ce planning est simulé sur un modèle du patient pour en évaluer les conséquences osseuses, dentaires et esthétiques. Cette boucle planning/simulation est répétée jusqu'à la définition d'une stratégie opératoire optimale.

3.4. Assistance per-opératoire

assisté par ordinateur, en particulier la céphalométrie tridimensionnelle ou l'analyse orthodontique. De ce fait, les gestes simulés sont soit issus d'un planning traditionnel soit réalisés de manière purement qualitative. Dans les deux cas, les imprécisions sont importantes et les simulations ne correspondent pas pleinement à une démarche clinique.

Plus récemment, plusieurs modèles déformables des tissus mous de la face ont été proposés afin d'évaluer leur adaptation suite aux déplacements des bases osseuses, par exemple Kieve et al. (1998); Koch et al. (1999); Teschner et al. (1999); Schutyser et al. (2000); Zachow et al. (2000); Barré et al. (2000); Xia et al. (2000b); Binucci et al. (2002).

Nous reviendrons sur ces travaux au chapitre 6. De manière plus générale, toute la problématique de modélisation des tissus mous de la face est l'objet de la deuxième partie de ce mémoire.

3.4 Assistance per-opératoire

L'assistance pendant l'intervention se développe selon deux axes: le respect du planning opératoire et une aide au repérage de certaines structures anatomiques afin de prévenir certaines complications.

3.4.1 Navigation

L'assistance per-opératoire peut être utilisée sous le versant de la navigation, c'est-à-dire la localisation en temps réel d'un outil dans les images scanner (Taylor et al., 1996). La découpe osseuse peut être optimisée en respectant les éléments anatomiques critiques comme le nerf dentaire inférieur ou les apex dentaires. Ainsi, les lésions nerveuses peuvent être évitées, les fractures mieux préparées et la fréquence des fractures pathologiques diminuée.

3.4.2 Respect du planning opératoire

Le point le plus important est le respect du planning opératoire.

Comme nous l'avons vu au chapitre 2.4, l'intervention chirurgicale est délicate, en particulier en raison de l'abord opératoire endobuccal réduit et offrant peu de visibilité. L'imprécision des repositionnements effectivement réalisés par rapport au planning prévu est largement reconnue dans le monde chirurgical.

La première difficulté concerne le placement du maxillaire supérieur, difficile à contrôler du fait de sa situation postérieure intra-buccale. L'utilisation des gouttières d'intercuspidation décrite au chapitre précédent ne permet de contrôler que le positionnement antéro-postérieur. Une source d'imprécision est le fait que le maxillaire est placé par rapport à la mandibule, os mobile simplement tenu en position par l'opérateur pendant le geste. Le positionnement est surtout très difficile dans le sens vertical. Sur la face antérieure, des mesures sont prises au compas et à la règle

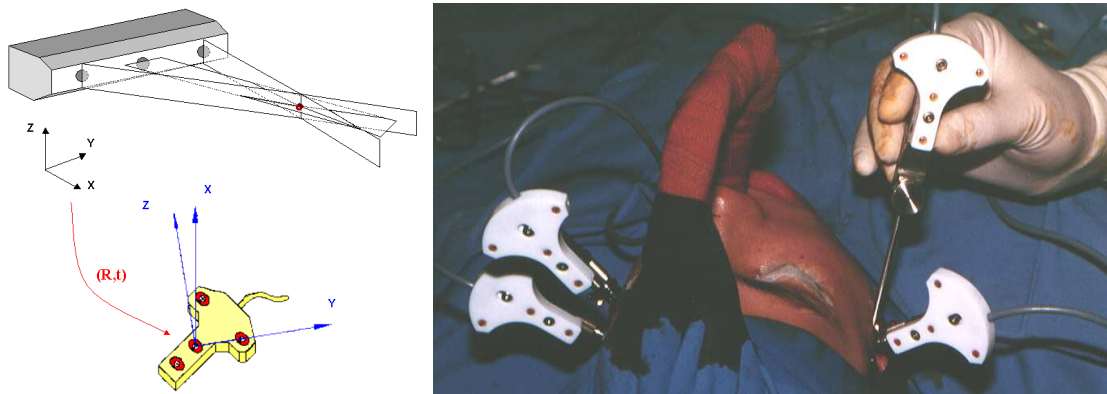


FIG. 3.3 – Contrôle per-opératoire de la position du condyle lors de l'ostéosynthèse mandibulaire. Cette technique de chirurgie interventionnelle assistée par ordinateur, utilisant un localisateur optique, permet d'assurer la stabilité post-opératoire de l'articulation temporo-mandibulaire. D'après Betttega (1997).

pour déterminer le placement. On imagine l'imprécision de cette étape, délicate en situation opératoire. Le problème est entier pour la partie postérieure du maxillaire.

Un autre problème majeur est la modification de l'anatomie et de la physiologie des articulations temporo-mandibulaires induites par l'ostéotomie maxillaire inférieure. Lors de l'ostéosynthèse, les deux branches montantes, mobiles, doivent être remises au plus proche de leur position initiale, pour vérifier la relation centrée du condyle. Ceci est très important pour assurer la stabilité post-opératoire de l'articulé temporo-mandibulaire. L'alignement du rebord basilaire doit également être surveillé, pour éviter les risques de récidence post-opératoire.

Plusieurs travaux ont été réalisés pour adapter les techniques de navigation per-opératoire assistée par ordinateur développées dans les autres disciplines chirurgicales, essentiellement l'orthopédie et la neurochirurgie (Taylor et al., 1996).

Le système que Betttega et al. (1996), du CHU de Grenoble, a développé pendant sa thèse de science au laboratoire TIMC est une technique de contrôle pour assurer le remplacement des condyles mandibulaires dans leur position articulaire initiale (figure 3.3). Hassfeld et al. (1997) ou Marmulla and Niederllmann (1998) ont eux développé un système de guidage du repositionnement des segments osseux, par localisation tridimensionnelle de la gouttière d'intercuspidation ou à l'aide de systèmes robotisés. Enfin, Schramm et al. (2000) utilise simplement la navigation pour se repérer dans l'espace et faciliter le repositionnement des segments osseux.

Le développement de ces techniques d'assistance per-opératoire est crucial puisqu'elles vont permettre le transfert précis du planning opératoire en salle d'opération et un guidage du repositionnement des maxillaires et de la tête des condyles. Le recours aux gouttières chirurgicales ainsi qu'à des mesures per-opératoires au compas et à la règle ne sera donc plus nécessaire, ce qui simplifie la préparation pré-chirurgicale et supprime des étapes sources d'importantes erreurs dans le résultat thérapeutique final.

Malgré l'avancée clinique importante qu'ils représentent, les travaux dans ce

3.5. Conclusion

domaine restent peu nombreux et il n'existe pas actuellement de système commercial permettant l'usage quotidien répandu de ces techniques d'assistance per-opératoire.

3.5 Conclusion

Les techniques de chirurgie assistée par ordinateur présentent un intérêt à tous les niveaux du traitement chirurgical, de la planification à la réalisation. Elles peuvent également être utiles pour l'évaluation et le suivi post-opératoire. Enfin, un autre aspect très important des méthodes de simulation développées pour le planning est leur utilisation à but pédagogique pour la formation des jeunes médecins.

Si plusieurs travaux ont été réalisés, la séquence complète n'a jamais été intégrée: il n'est actuellement pas possible de réaliser un planning informatisé, intégrant une analyse céphalométrique tridimensionnelle, de le valider par simulation puis de le transférer au bloc opératoire via des techniques de guidage.

Les raisons sont pour une bonne part techniques, la plupart des modèles géométriques, statistiques, biomécaniques ou robotiques n'étant à ce jour pas satisfaisants pour une pratique clinique quotidienne.

Devant l'ampleur de ces tâches, il n'est pas encore possible d'aborder tous les points de la chirurgie orthognatique assistée par ordinateur dans un travail de thèse. Notre contribution se situe sur deux points précis du planning chirurgical: le début d'une nouvelle analyse céphalométrique tridimensionnelle et un modèle biomécanique des tissus mous de la face.

Chapitre 4

Céphalométrie tridimensionnelle

Un des aspect du protocole de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur abordé dans cette thèse est la définition d'un outil céphalométrique tridimensionnel.

Ce travail a principalement été mené dans le cadre du DEA de Christophe Marécaux (Marécaux, 2002), interne au service de Chirurgie Maxillofaciale et Plastique de la Face de l'Hôpital Purpan à Toulouse. Il a donné lieu a une réelle collaboration scientifique et médicale, et plusieurs publications (Marécaux et al., 2002; Chabanas et al., 2002a,b). Franz Chouly a également participé à ce projet, au niveau du développement de l'outil informatique (Chouly, 2002).

Outre leur intérêt clinique, les concepts et outils présentés dans ce chapitre sont également utilisés pour l'évaluation des simulations des déformations des tissus mous réalisés avec notre modèle biomécanique (chapitre 11).

4.1 Principes

La céphalométrie¹ est une biométrie² de l'extrémité céphalique. Il s'agit d'une construction géométrique visant à étudier l'architecture et la croissance crâniofaciale, grâce à des mesures de distances et d'angles qui sont comparées à une référence.

L'analyse céphalométrique est la démarche intellectuelle menée à partir de la céphalométrie pour préciser la dysharmonie faciale et les corrections à apporter pour rétablir un équilibre. Elle est un des éléments principaux du planning pré-opératoire (chapitre 2.3.2).

4.1.1 Limites des céphalométries actuelles

La principale limitation des céphalométries existantes est leur caractère bidimensionnel (figures 2.11 et 4.1). Elles sont effet construites sur des téléradiographies, le plus souvent de profil, qui sont des images bidimensionnelles d'une structure tridimensionnelle. Sans la troisième dimension, l'appréhension de la dysmorphose est très délicate, notamment en cas d'asymétrie faciale ou d'anomalies de la croissance crânio-maxillofaciale.

1. du grec *kephalê*, tête, et *metron*, mesure.

2. biométrie: partie de la biologie qui étudie statistiquement les êtres vivants (Larousse).

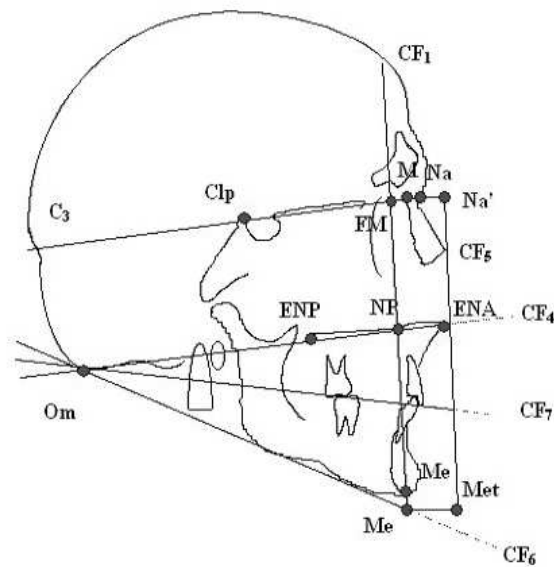


FIG. 4.1 – Les céphalométries conventionnelles sont uniquement bidimensionnelles, construites manuellement sur la téléradiographie de profil. Les points de référence sont généralement difficiles à positionner avec précision, car la localisation de repères anatomiques est peu évidente. Ici une céphalométrie de Delaire simplifiée.

Outre cette limite sur la nature même des céphalométries, plusieurs problèmes sont liés aux données d'imagerie utilisées et à la construction même.

Imprécisions de l'imagerie Certaines erreurs systématiques sont dues au type de données utilisées, les téléradiographies. Il s'agit d'images radiographiques, donc en deux dimensions, obtenues par sommation de la structure faciale tridimensionnelle dans le plan du détecteur de rayons X.

Ces images sont déformées du fait de l'obliquité des rayons sur l'objet. De plus, elles ne sont pas tout à fait à l'échelle réelle, malgré les conditions de réalisation spécifiques de l'examen (section 2.3.1.4). Les mesures réalisées sont donc pondérées d'un facteur d'échelle qui n'est pas connu. Enfin, il est souvent difficile d'obtenir des images radiologiques de bonne qualité à la fois sur les structures osseuses et sur les parties molles.

Les téléradiographies numérisées permettent une meilleure définition de l'image pour une dose irradiée au patient moindre.

Erreurs de construction D'autres erreurs, plus aléatoires et plus importantes, sont dues à la détermination des points utilisés et au tracé de la construction céphalométrique elle-même. Les erreurs peuvent être intra-opérateur, concernant la répétition d'une céphalométrie sur une même téléradiographie et par un même opérateur. Les différences sont également importantes entre deux réalisations d'une même céphalométrie sur la même radiographie mais par deux opérateurs différents.

Les repères anatomiques sont généralement délicats à localiser avec précision. Le plus souvent, ils appartiennent à un plan différent de celui de la radiographie (qui est

4.1. Principes

le plan sagittal médian). Seule leur projection radiographique est donc visible, parfois de manière ambiguë. Certains points sont la sommation de structures bilatérales ou peuvent appartenir à des structures osseuses de radiodensité différente, rendant floue leur définition.

Beaucoup d'autres points céphalométriques sont des points construits. Ils ne correspondent pas à un repère anatomique réel, mais sont caractérisés par leurs propriétés géométriques sur la radiographie. Par exemple, certains points sont recherchés "dans la courbure maximale" de telle ou telle région. D'autres sont définis comme l'intersection de droites, et peuvent se trouver en dehors du squelette facial. Ces points sont généralement très délicats à définir avec précision et de manière reproductible.

Le tracé est réalisé le plus souvent sur calque, au feutre, et les mesures prises à la règle. L'épaisseur des points ou traits et la précision de la règle au demi-millimètre sont également des éléments limitatifs. Les erreurs angulaires induites par la dispersion des points peuvent être importantes.

Divers logiciels commercialisés ou en libre accès sur le web permettent à partir d'une téléradiographie numérique de réaliser de nombreuses constructions céphalométriques existantes, voire de définir une construction personnalisée. Ils apportent en partie une réponse aux limites des céphalométries traditionnelles quant à la définition des images radiologiques utilisées et à l'imprécision induite par la détermination et le tracé manuel des points céphalométriques.

4.1.2 Vers la troisième dimension

Dès les premières publications en chirurgie orthognatique assistée par ordinateur, la nécessité d'une céphalométrie tridimensionnelle s'est imposée (Cutting et al., 1986; Altobelli et al., 1992). Elle permet notamment d'intégrer à l'analyse de profil les problèmes d'asymétrie faciale et d'horizontalité du plan d'occlusion, ainsi que les anomalies crâniofaciales.

Cependant, le nombre de travaux sur ce sujet reste très limité. Outre le besoin d'un outil informatique adapté, la difficulté principale est l'absence de données tridimensionnelles normalisées pouvant servir de référence pour l'analyse céphalométrique. Des données normatives commencent à apparaître pour le crâne (Iskan and Hermer, 1993; Brief et al., 2000; Subramanyan and Dean, 2000), mais n'intègrent pas le squelette facial, nettement plus complexe.

4.1.2.1 A partir de téléradiographies

Les premiers travaux de Cutting et al. (1986) et Altobelli et al. (1992) sont en fait du "pseudo 3D". Une construction tridimensionnelle est extrapolée à partir d'une céphalométrie bidimensionnelle classique réalisée sur les deux téléradiographies de face et de profil. Les auteurs soulignent à juste titre que cette transposition est convenable dans le cas d'une dysmorphose symétrique, où elle est finalement de peu d'intérêt, mais insatisfaisante en cas d'asymétrie ou d'anomalie crânio-faciale.

On peut penser que toute tentative d'appréhension réellement tridimensionnelle à partir de téléradiographies sera forcément limitée.

4.1.2.2 A partir de l'imagerie scanner

Pour aller plus loin, l'imagerie scanner s'impose immédiatement. L'information anatomique est extrêmement riche et très parlante au chirurgien, et d'un grand intérêt diagnostique. Le recours à ce type d'examen est évidemment entré en pratique quotidienne et s'est imposé comme référence pour l'analyse du squelette facial. Malgré cela, une limite à son utilisation systématique est la dose de radiations ionisantes délivrée au patient. On peut penser que ce problème n'est pas rédhibitoire, notamment dans le cadre d'un protocole de chirurgie assistée par ordinateur (chapitre 3).

Cutting et al. (1996), ont proposé une analyse des lignes de crêtes du squelette facial, segmentées directement à partir des données scanner. Cependant, l'analyse de ces courbes nécessite la détermination de points de référence dont la définition géographique est souvent aussi arbitraire qu'en deux dimensions. Une publication récente fait état d'avancées sur cette approche (Subramanyan and Dean, 2000), mais aucunes données normatives ne sont pour l'instant disponibles.

Des travaux ont également été développés au laboratoire TIMC lors de la thèse de Georges Bettega, du CHU de Grenoble (Bettega, 1997; Bettega et al., 2000). Pour s'affranchir du manque de données de référence standardisées, l'idée a été de transposer les données existantes des céphalométries 2D en 3D. Une version simplifiée de l'analyse de Delaire est adaptée à la troisième dimension de façon à pouvoir conserver la référence aux standards existants dans le plan sagittal (figure 4.2). Des contraintes d'horizontalité et de symétrie définissent la norme dans les deux autres plans.

Malgré le caractère intéressant de ces travaux, les limites des céphalométries traditionnelles quant à la détermination des points de référence sont toujours présentes. De plus, ces points sont définis directement sur une reconstruction surfacique osseuse 3D du squelette facial, ce qui est peu aisé et peu précis.

L'idée la plus originale est probablement celle de Treil et al. (2000), qui propose une analyse dentaire et squelettique (figure 4.3). L'étude dentaire est basée sur le calcul des axes d'inertie des dents, qui sont segmentées manuellement à partir des données scanner. L'analyse de la charpente maxillofaciale repose sur une construction géométrique tridimensionnelle qui, à la différence des autres travaux, s'appuie sur des repères anatomiques réels, les foramens¹ du nerf trijumeau. Cependant l'analyse squelettique est restreinte, et plus à but anthropologique que chirurgical.

4.1.3 Notre approche

Pour être vraiment déterminante, il semble nécessaire qu'une analyse squelettique tridimensionnelle soit développée en sortant du cadre des céphalométries tra-

1. Les foramens sont les orifices d'émergence d'un nerf dans le squelette facial.

4.1. Principes

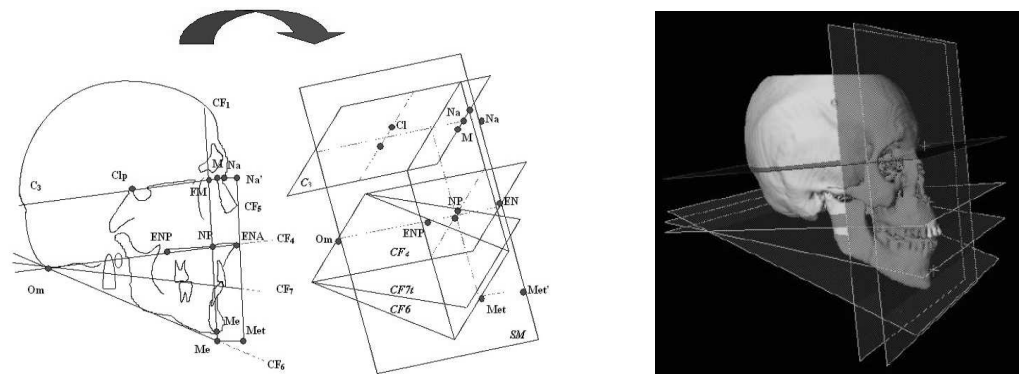


FIG. 4.2 – *Extension en trois dimensions de la céphalométrie de Delaire (Bettega et al., 2000).*

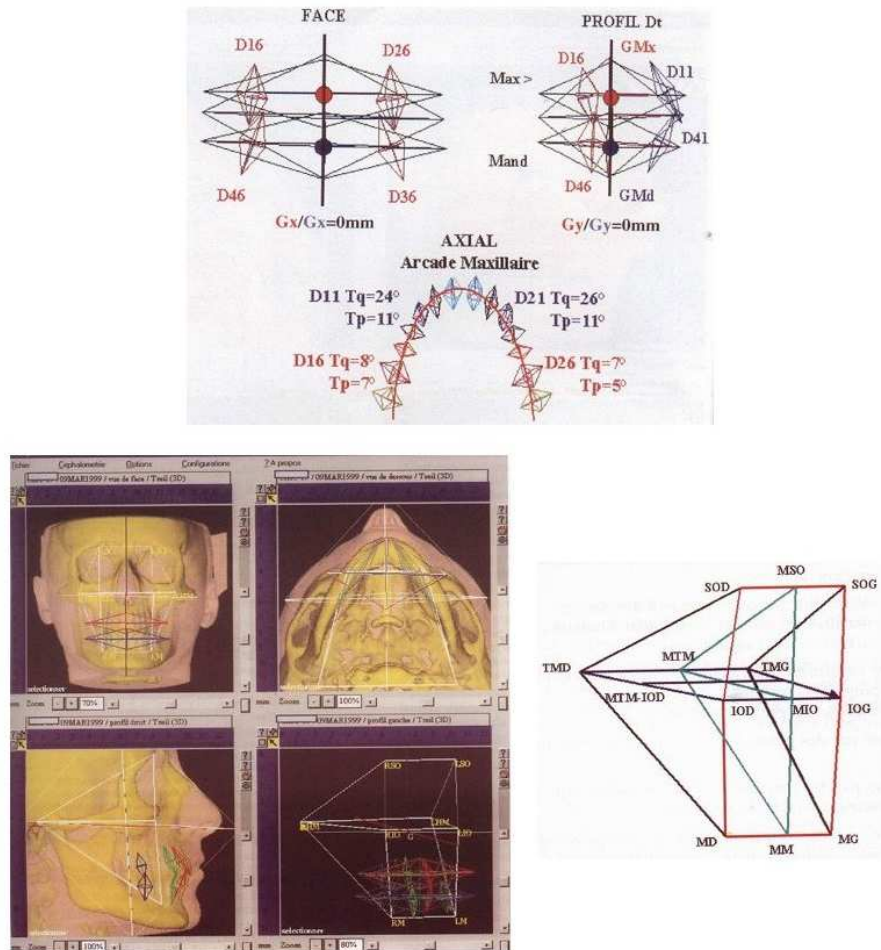


FIG. 4.3 – *Céphalométrie de Treil et al. (2000). L'analyse dentaire (en haut) est basée sur les axes d'inertie des dents. L'analyse squelettique (en bas) utilise une construction géométrique reposant sur huit repères anatomiques.*

ditionnelles. L'information anatomique très riche offerte par le scanner doit être exploitée, notamment en utilisant des repères anatomiques réels qui n'étaient pas visibles sur les téléradiographies. Bien entendu, ceci implique qu'il faille mener le travail consistant à établir une référence tridimensionnelle, ce qui est extrêmement long et difficile.

Notre approche se base sur celle de Treil et al. (2000), en la complétant pour intégrer l'ensemble des constituants du squelette facial, dans un esprit orienté vers l'établissement d'un planning opératoire. L'analyse dentaire est volontairement omise pour l'instant.

Les perspectives de ce projet sont extrêmement intéressantes, au moins à la hauteur du challenge qu'il représente.

4.2 Construction céphalométrique tridimensionnelle

L'étude céphalométrique comprend plusieurs étapes pour définir les points anatomiques de référence, construire une "charpente" du squelette facial, définir un référentiel patient normalisé et effectuer des mesures biométriques.

4.2.1 Détermination des points de référence

La construction céphalométrique que nous proposons repose sur l'utilisation d'un examen scanner hélicoïdal standard du massif facial. Il est composé de coupes axiales espacées de $1mm$, s'étendant au minimum du front à l'os hyoïde. La taille des pixels est de $0.32mm$.

La présentation de cet examen de l'extrémité céphalique est tout à fait classique (figure 4.4). Les coupes sagittales et coronales sont recalculées à partir des images axiales initiales. L'utilisateur peut ainsi naviguer dans les différents plans de coupes, avec à chaque fois la possibilité de focaliser sur des régions anatomiques précises (zoom, translations, ...). Des reconstructions tridimensionnelles de la surface osseuse et/ou de la surface cutanée peuvent être calculées avec un algorithme de Marching Cubes (Lorensen and Cline, 1987), et manipulées avec six degrés de liberté.

Les points de référence anatomiques servant de base à la construction céphalométrique sont définis directement dans les images en cliquant à la souris. Cette opération s'appelle le *picking*. Lorsqu'un point est pické, il est localisé automatiquement dans chacune des trois coupes et sur le modèle surfacique. Il peut ainsi être défini de manière très précise.

4.2.2 Charpente squelettique

La céphalométrie utilise une construction géométrique appelée "charpente maxillo-faciale", inspirée de celle de Treil et al. (2000). Elle est basée sur 18 points anatomiques de référence, pour plupart symétriques (à droite et à gauche).

Ces points ont été choisis afin de définir des régions ou des relations anatomiques étudiées dans une biométrie, selon la même philosophie que les céphalométries bidimensionnelles. Ainsi les principaux composants du squelette facial sont représentés

4.2. Construction céphalométrique tridimensionnelle

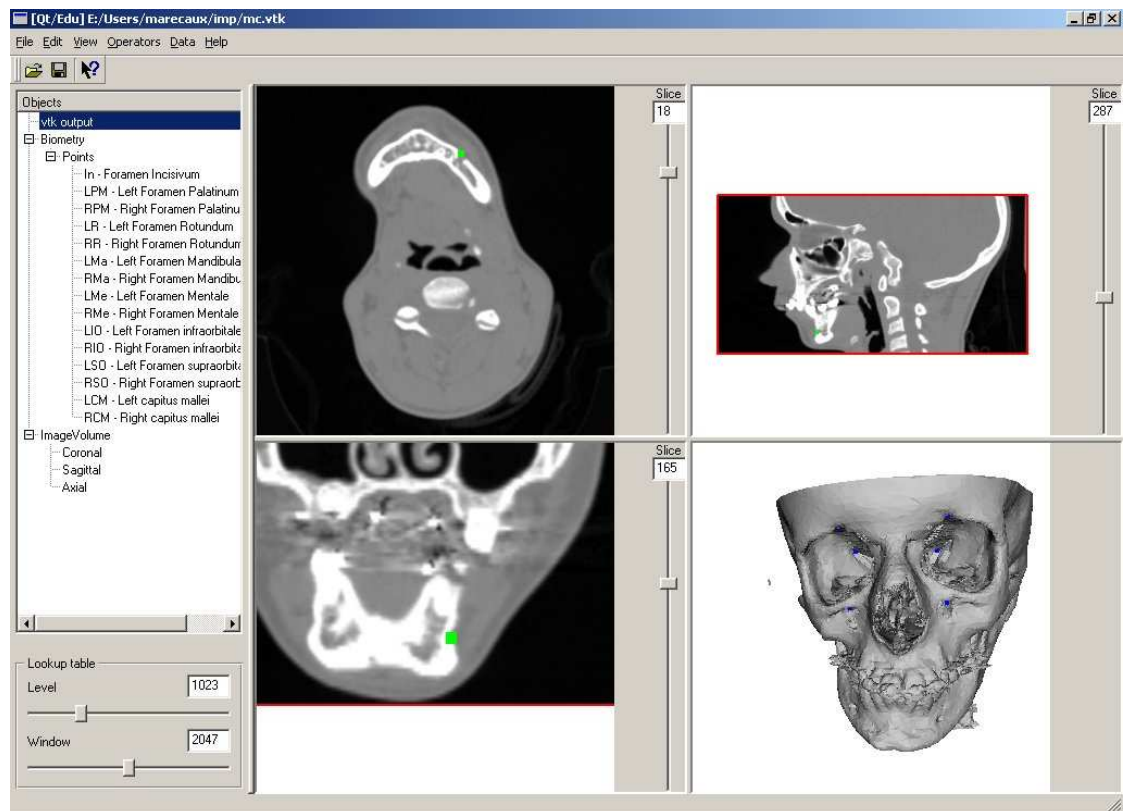


FIG. 4.4 – L'interface développée permet de visualiser les images axiales, sagittales et coronales et des reconstructions tridimensionnelles de la surface osseuse et/ou cutanée. Les points anatomiques de référence sont définis directement dans les coupes en cliquant avec la souris.

(maxillaire, mandibule, ...), certains étant solidaires de la base du crâne et d'autres mobilisés par la chirurgie.

Les points de référence que nous avons retenus (ainsi que leur label associé) sont:

- Les têtes des marteaux *Capitus mallei* (RCM & LCM);
- Les foramens supra-orbitaires *Foramen supraorbitale* (RSO & LSO);
- Les foramens infra-orbitaires *Foramen infraorbitale* (RIO & LIO);
- Les foramens mentonniers *Foramen mentale* (RMe & LMe);
- Les foramens mandibulaires *Foramen mandibulae* (RMa & LMa);
- Les foramens palatins *Foramen palatinum majus* (RPM & LPM);
- Les canaux optiques *Canalis opticus* (RCO & LCO);
- Les lingulas *Lingula* (RL & LL);
- Le canal incisif *Canalis incisivus* (In);
- Le foramen incisif *foramen incisivum* (Ini).

Contrairement aux analyses standards sur radiographies, ces points sont tous des points anatomiques facilement identifiables, essentiellement des passages de nerf ou de vaisseau. Pour lever toute ambiguïté liée à l'anatomie des ces repères, la localisation précise recherchée pour chaque point est définie, par exemple le centre des têtes des marteaux ou le point supéro-interne des foramens supra-orbitaires (Marécaux, 2002).

A partir de ces points anatomiques, neuf surfaces sont définies (figure 4.5):

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

Ces surfaces représentent les principaux segments osseux d'intérêt pour l'analyse du squelette facial.

4.2.3 Référentiel patient

Lors de leur définition, les points sont exprimés dans le référentiel du scanner. Pour faciliter l'analyse céphalométrique, il est nécessaire de travailler dans un référentiel normalisé qui n'est pas "examen-dépendant". Un référentiel "patient" est donc créé, qui permet d'étudier l'évolution intra-patient au cours du temps ou de

4.2. Construction céphalométrique tridimensionnelle

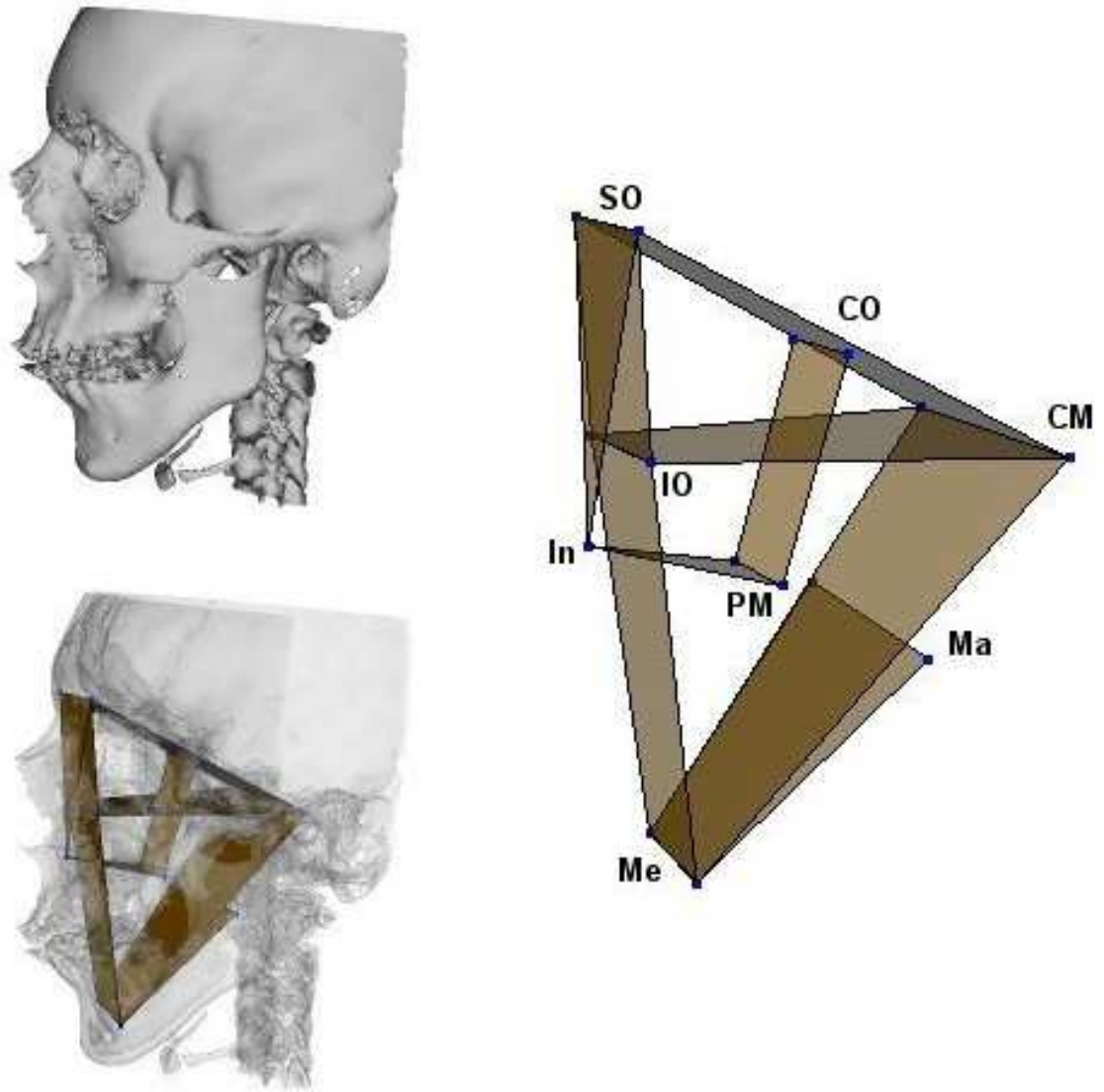


FIG. 4.5 – Exemple de construction céphalométrique. Les points de référence sont tous des repères anatomiques définis sans ambiguïté, principalement des points de passage de nerfs ou de vaisseaux. Les différentes surfaces représentent les principaux segments du squelette facial.

faire des comparaisons entre des constructions céphalométriques de différents patients.

Ce référentiel patient normalisé doit vérifier plusieurs conditions:

- être reproductible et défini selon des critères anatomiques;
- être indépendant de la structure étudiée;
- ne pas être modifié par la procédure chirurgicale;
- être stable au cours de la croissance.

L'origine de notre référentiel est le centre des têtes des marteaux (LCM & RCM, dans l'oreille interne). L'axe horizontal X passe donc par ces deux repères, orienté de la gauche vers la droite du patient. L'axe Y est défini de l'origine vers le point milieu des foramens supra-orbitaires (RSO & LSO). L'axe Z est construit pour que le référentiel soit orthonormé. Il est donc perpendiculaire aux deux autres axes, orienté vers le haut.

Avec cette définition, le plan horizontal ainsi déterminé est proche du plan d'horizontalité physiologique de l'extrémité céphalique¹. Le plan sagittal médian est perpendiculaire au segment de droite joignant les deux têtes des marteaux, et passe par son milieu. Le plan coronal est perpendiculaire aux deux autres, et passe également par l'origine du référentiel (figure 4.6).

4.2.4 Analyse biométrique

A partir de la construction céphalométrique de base, de nouveaux points peuvent être introduits par calculs barycentriques ou par projections. Il est aussi possible de définir des surfaces, plans ou référentiels supplémentaires. Des outils de mesure de distances, d'angles, de surface ou de volume sont également disponibles (Chouly, 2002). Par rapport aux céphalométries traditionnelles, ces mesures présentent l'avantage d'être réellement spatiales et non des mesures d'éléments projetés dans le plan de la téléradiographie.

L'étude des positions, des dimensions et des relations entre les différents segments de la charpente crâniofaciale vont permettre de caractériser l'extrémité céphalique d'un patient.

4.3 Validation de la méthode de construction

Outre la conception de la charpente céphalométrique même, le travail de Marécaux (2002) a consisté à évaluer la faisabilité et la reproductibilité de la détermination des repères et de la construction géométrique.

Une limitation importante des céphalométries bidimensionnelles sur téléradiographies tient à l'imprécision et la non-reproductibilité de la définition des points de référence (Haynes and Chau, 1993). Des études sont également disponibles sur la

1. Ce plan est défini par la position des canaux semi-circulaires de l'oreille moyenne, qui n'est pas constante et ne dépend que de la gravité.

4.3. Validation de la méthode de construction

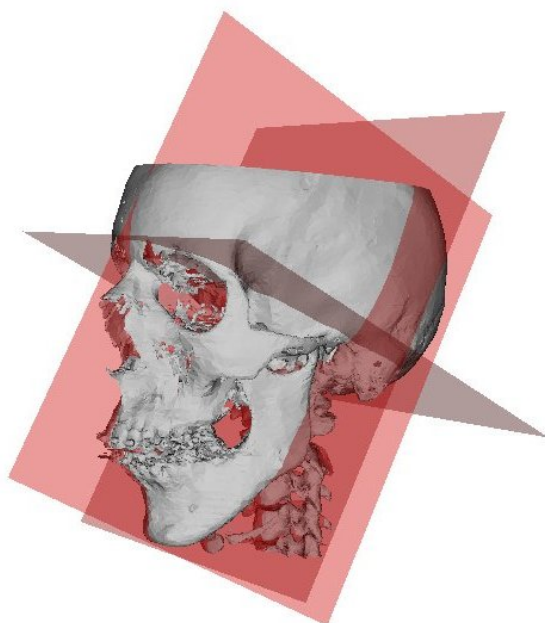


FIG. 4.6 – Référentiel "patient" normalisé.

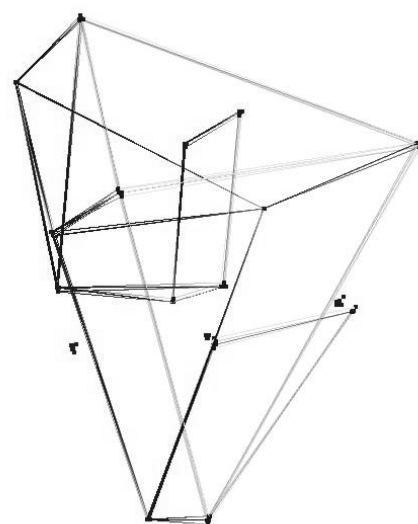


FIG. 4.7 – Dispersion des points de dix déterminations de la céphalométrie d'un patient.

répétabilité de points définis sur les coupes d'un examen tomographique (Kragsskov et al., 1997).

Une étude a été menée sur 15 examens scanner de l'extrémité céphalique, disponibles au service de Chirurgie Maxillofaciale et Plastique de la Face de l'Hôpital Purpan à Toulouse. Ces examens n'ont pas été acquis spécialement pour ce travail, mais réalisés au cours des trois dernières années pour des indications autres que des dysmorphies du squelette facial.

Dix déterminations de céphalométrie ont été réalisées sur chacun des quinze examens. Un deuxième opérateur a également réalisé trois déterminations supplémentaires sur cinq de ces examens. Une analyse statistique de la dispersion des points de référence entre les différentes instances d'une céphalométrie (figure 4.7) est en cours de réalisation, ceci pour tester la répétabilité des déterminations (Marécaux, 2002).

Si cette étude n'est pas terminée, les premiers résultats semblent très satisfaisants, au moins égaux aux meilleurs résultats obtenus dans la littérature. Les erreurs pour les points cruciaux que sont les têtes des marteaux et les forams supra-orbitaires (qui déterminent le référentiel patient) sont toujours inférieures à $0.5mm$ dans une image scanner, un pixel ($0.32mm$) en moyenne. L'erreur dans l'axe Z du référentiel scanner est plus importante, puisque le passage d'une coupe à la suivante implique automatiquement un écart égal à l'espace intercoupes, ici $1mm$. Certains points restent plus délicats à définir, notamment les forams infra-orbitaires et palatins, les canaux optiques et le foramen incisif, pour lesquels l'erreur maximale atteint le millimètre.

S'ils restent à confirmer sur un plus grand nombre de données et d'opérateurs, ces résultats sont très encourageants.

Par ailleurs il est important de noter que l'outil informatique développé est simple et convivial, et que la construction céphalométrique est rapide. La réalisation d'une céphalométrie est aisée et nécessite un temps toujours inférieur à 15 minutes pour les deux opérateurs (même dans la phase "d'apprentissage" de l'utilisation du logiciel). Par comparaison, la technique manuelle courante prend environ une heure (Marécaux, 2002).

Cet outil est de plus modulable, et permet d'introduire très facilement de nouveaux points de référence, de nouvelles surfaces ou des mesures supplémentaires pour compléter ou personnaliser la céphalométrie.

4.4 Perspectives

Ce travail vers l'élaboration d'une analyse céphalométrique tridimensionnelle ne fait que commencer. Il est en cours de continuation, notamment dans le cadre de la thèse de science de Christophe Marécaux.

Pour l'instant les bases ont été posées: la faisabilité du principe de construction céphalométrique a été montrée, une première charpente squelettique proposée, et des outils de mesures biométriques élaborés. Le plus gros du travail reste maintenant devant nous.

Tout d'abord l'étude de la répétabilité de la localisation des points de référence doit être continuée avec plus de données et plus d'opérateurs. Au niveau logiciel, quelques fonctionnalités peuvent être facilement ajoutées, comme la possibilité de définir un point directement sur la reconstruction surfacique osseuse tridimensionnelle. Ceci est parfois intéressant pour placer rapidement un repère, dont la position est ensuite affinée sur les images scanner.

Un problème plus important est la meilleure prise en compte des caractéristiques de la mandibule, qui est pour l'instant très insuffisante. Il est notamment nécessaire d'intégrer les éléments très importants que sont le menton, les rebords basilaires et postérieurs et les angles goniaux. Étant donnée la difficulté à trouver des points anatomiques facilement identifiables dans cette région, une solution peut être d'utiliser une analyse surfacique ou de lignes de crêtes couplée avec l'architecture déjà définie. Une autre approche très prometteuse pourrait être d'utiliser un modèle "générique" de mandibule sur lequel sont déterminées toutes les caractéristiques que l'on souhaite étudier. Par mise en correspondance de ce modèle sur les données squelettiques d'un patient (de la même manière que pour le modèle des tissus mous, voir chapitre 8), il serait possible d'avoir une caractérisation de la mandibule propre à ce patient.

De plus, si ce point n'a volontairement pas été abordé jusqu'à présent, il est évident qu'il sera nécessaire d'intégrer une analyse dentaire dans la céphalométrie.

Outre ces divers aspects techniques, la difficulté principale actuellement rencontrée reste sans conteste l'absence de données tridimensionnelles pouvant servir de référence. Une recherche clinique va devoir être menée afin de réaliser l'étude bio-

4.4. *Perspectives*

métrique d'un échantillon de population saine. Les problèmes seront d'obtenir des données tomodensitométriques de sujets ne présentant pas de dysmorphose crânio-faciale (donc réalisées pour une autre indication), et de traiter les données qui doivent être en nombre suffisamment important. Cette tâche est très longue et délicate. Il est probable qu'elle doive être menée de manière multi-centrique, en France ou en Europe.

Enfin, une fois des données de référence acquises, il sera nécessaire de caractériser différents types de dysmorphoses à partir de la construction céphalométrique. La dernière tâche sera alors de proposer un planning thérapeutique permettant de rétablir l'équilibre du squelette facial.

Chapitre 4. Céphalométrie tridimensionnelle

Deuxième partie

Modélisation des tissus mous de la
face pour l'évaluation des
conséquences morphologiques des
repositionnements osseux

Chapitre 5

Modélisation biomécanique des tissus mous

Dans cette deuxième partie, l'évaluation des conséquences de repositionnements osseux sur la morphologie du visage est abordée. Pour cela, nous avons développé un modèle des tissus mous de la face afin de simuler les déformations de la peau.

Après une description du comportement des tissus mous, la méthode de modélisation par éléments finis, retenue pour cette étude, est présentée.

5.1 Tissus mous et chirurgie assistée par ordinateur

Les premiers travaux en chirurgie assistée par ordinateur ont été développés pour l'étude de structures rigides, le plus souvent osseuses, dans des spécialités cliniques aussi diverses que l'orthopédie, la neurochirurgie, la chirurgie ORL ou la chirurgie maxillofaciale (Taylor et al., 1996). Des travaux plus récents portent sur la prise en compte des structures anatomiques déformables comme les organes (coeur, foie, ...), les muscles, les ligaments ou la peau. Ces travaux se traduisent par le développement de modèles utilisés dans différents contextes (Delingette, 1998; Troccaz et al., 2002) :

- recherche fondamentale;
- simulateurs pour l'enseignement ou la télémédecine;
- aide au planning chirurgical;
- assistance à la réalisation d'un geste per-opératoire.

Plusieurs outils de modélisation existent : géométriques, statistiques ou biomécaniques. Pour la description du comportement des tissus mous, les techniques les plus utilisées sont les modèles biomécaniques, souvent basés sur la méthode des éléments finis pour discrétiser les équations de la mécanique des milieux continus.

5.2 Rhéologie des tissus mous

Les tissus mous sont des structures anatomiques qui se *déforment* c'est-à-dire dont la forme, la géométrie, change au cours du temps. Ces déformations inter-

viennent en réponse à des contraintes extérieures ou internes. Par exemple, les déformations des tissus mous de la face peuvent être dues à des repositionnements des bases osseuses (contraintes externes) ou entraînées par la contraction de muscles de la face (contraintes internes).

Avant de tenter de modéliser une structure déformable, il est nécessaire de caractériser son comportement, c'est-à-dire la manière dont elle se déforme sous l'action de contraintes. L'étude de ce comportement, qui dépend essentiellement de la nature du matériau considéré, s'appelle la rhéologie¹.

Après une brève présentation de différents types de comportements, les propriétés des tissus mous de la face sont étudiées.

5.2.1 Loi de comportement

Le but de cette section est d'introduire brièvement quelques notions de rhéologie permettant de caractériser le comportement d'un système déformable, en particulier l'élasticité et la viscoélasticité. Le lecteur pourra trouver des informations bien plus complètes dans de nombreux ouvrages, par exemple Fung (1993), Couarraze and Grossiord (2000) ou Gay (1991).

On peut considérer que la déformation d'un corps résulte des contraintes qui lui sont appliquées, ou à l'inverse que les contraintes apparaissent sous l'effet des déformations. Ces deux points de vue expriment la même réalité physique, à savoir qu'il existe un lien entre contraintes et déformations, qui dépend essentiellement de la nature du matériau considéré. Ce lien, parfois très complexe, peut généralement s'exprimer à partir d'un petit nombre de paramètres mécaniques, parfois mesurables grâce à l'expérimentation. Ces paramètres de propriétés mécaniques du matériau sont dits de rhéologie.

La relation permettant d'exprimer les contraintes à partir des déformations et de ces paramètres rhéologiques est appelée *loi de comportement* du milieu. Le comportement d'un matériau peut être étudié en observant sa déformation lorsqu'on lui applique une contrainte, et sa réaction lorsque cette contrainte cesse d'être appliquée.

5.2.1.1 Matériau isotrope ou anisotrope

Avant de parler des lois de comportement, il est bon de spécifier que les propriétés physiques d'un matériau ne sont pas forcément les mêmes dans toutes ses directions.

Un milieu est dit *isotrope*¹ s'il se déforme de manière identique dans toutes ses dimensions lorsqu'une contrainte lui est appliquée. Dans le cas contraire, il est *anisotrope*. Ceci est illustré sur la figure 5.1.

Tous les matériaux ne sont pas isotropes, en particulier lorsque leur structure contient des renforts fibreux, comme le bois ou les muscles. Dans ces cas, dits *orthotropes*, le comportement en déformation doit être caractérisé dans le sens des fibres

1. Rhéologie: du grec *rheîn*, couler. Branche de la physique qui étudie la viscosité, la plasticité, l'élasticité et l'écoulement de la matière (Larousse).

1. Isotrope: du grec *isos*, égal, et *tropos*, direction. Dont les propriétés physiques sont identiques dans toutes les directions (Larousse).

5.2. Rhéologie des tissus mous

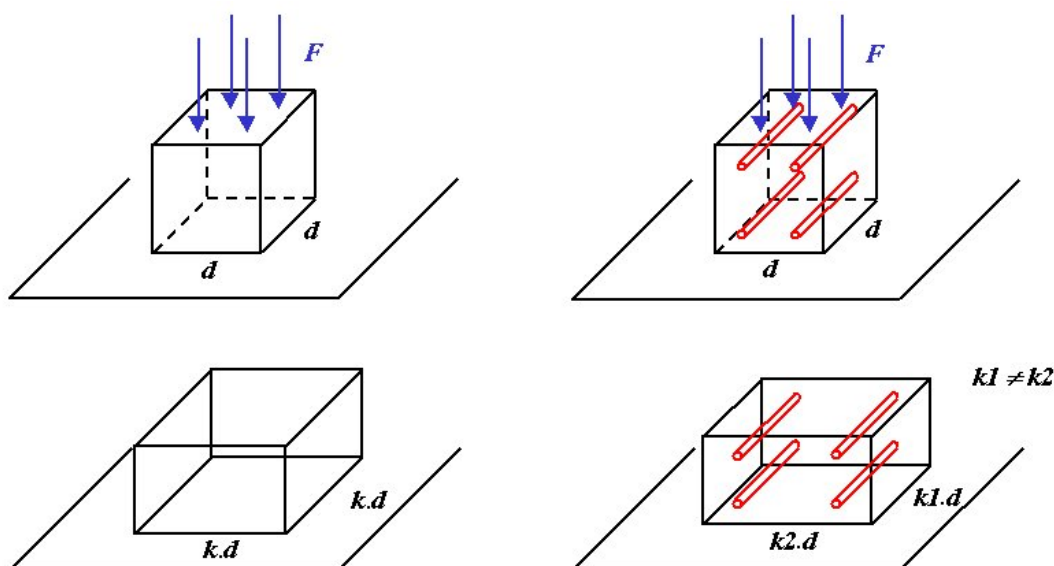


FIG. 5.1 – Un matériau est isotrope si sa réaction à une contrainte est identique dans toutes les directions de l'espace (à gauche). Ce n'est pas le cas des matériaux orthotropes à renforts fibreux, où le comportement dans le sens des fibres n'est pas le même que dans les directions transverses (à droite).

et dans les directions transverses. D'autres paramètres (les coefficients de cisaillement) doivent aussi être ajoutés pour représenter les conséquences des déformations dans une direction sur les autres directions.

Dans la suite de ce chapitre et afin de simplifier la présentation, les différentes hypothèses de caractérisation d'un matériau sont introduites comme s'il était isotrope. Dans le cas d'un système non isotrope, son comportement doit bien sur être spécifié dans chacune des directions.

5.2.1.2 Lois de comportement

La loi de comportement traduit la déformation d'un matériau lorsqu'on lui applique une contrainte (chargement), et sa réaction lorsque cette contrainte cesse d'être appliquée (déchargement). Si nous parlerons par la suite des déformations en réponse à des contraintes, les schémas explicatifs (figures 5.2, 5.3 et 5.4) expriment plutôt, par convention, des contraintes (ordonnées) en fonction de déformations (abscisses). En fait, il y a équivalence.

Une loi de comportement est établie par expérimentation. En général, plusieurs types de chargements sont testés (traction, compression, torsion, etc.) sur un échantillon du matériau, et ce dans toutes les directions. Le but de ces différentes expériences, dites d'indentations, est d'identifier les paramètres rhéologiques caractérisant le comportement du matériau.

Nous ne présentons ici que les principaux comportements des matériaux structuraux, en particulier ceux des tissus biologiques.

Élasticité Un matériau est dit *élastique* s'il retrouve entièrement sa forme initiale après extension ou compression. Lorsque la contrainte est relâchée, il revient donc à sa configuration d'équilibre initiale, suivant le chemin inverse à sa déformation (figure 5.2). À moins d'un comportement vraiment simple, les déformations ne dépendent pas linéairement des contraintes.

Les caractéristiques élastiques ne dépendent pas du temps. La déformation est considérée comme instantanée dès que la contrainte est appliquée ou relâchée, et ce quelle que soit la vitesse à laquelle cette contrainte est appliquée.

Viscoélasticité Le terme viscoélasticité est la combinaison de viscosité et élasticité. La viscosité est une propriété d'un fluide et mesure la résistance à un flux. L'élasticité, elle, est une propriété d'un solide. Un matériau viscoélastique possède donc des propriétés à la fois solides et fluides. Les tissus biologiques étant principalement composés d'eau, il semble logique que la plupart d'entre eux aient un comportement viscoélastique.

Un matériau *viscoélastique* a un comportement qui dépend du temps. La réponse à une contrainte dépend non seulement de l'intensité de cette contrainte mais également de la vitesse avec laquelle elle est appliquée. La relation entre contraintes et déformations d'un matériau viscoélastique n'est donc pas unique mais est une fonction dépendante du temps (figure 5.3, gauche).

Une autre caractéristique est que le système revient à son état d'équilibre lorsque la contrainte est relâchée (il est élastique), mais en suivant un chemin différent de celui de la phase de chargement (figure 5.3, droite). La courbe traduisant la loi de comportement présente alors un hystérésis, c'est-à-dire qu'elle prend des valeurs différentes selon que la contrainte est appliquée ou relâchée. Cet écart correspond à une perte d'énergie, sous forme de dégagement de chaleur.

Le système présente également de l'inertie : la réponse à l'application ou au relâchement d'une contrainte n'est généralement pas immédiate. Elle est décalée dans le temps.

Autres lois de comportement Lorsque l'on dépasse le domaine élastique, un matériau devient *plastique* (figure 5.4). Après une déformation, il revient à une nouvelle position d'équilibre, différente de la configuration initiale, par un trajet similaire à celui de son comportement élastique. La *striction* est la phase où le matériau revient à une nouvelle position de repos par un chemin non parallèle au comportement élastique. Enfin, lorsque qu'un seuil de *rupture* est atteint, le matériau ne revient plus à une position d'équilibre.

Bien d'autres comportements existent, en particulier pour des matériaux composites mi-structures mi-fluides (par exemple la poroélasticité). Cependant, la plupart des notions nécessaires pour décrire le comportement des tissus mous de la face ont probablement été abordées.

5.2.2 Propriétés des tissus mous de la face

Les tissus mous de la face sont constitués de nombreux tissus gras, de muscles, de glandes, nerfs et vaisseaux. Au niveau microscopique, ces tissus sont

5.2. Rhéologie des tissus mous

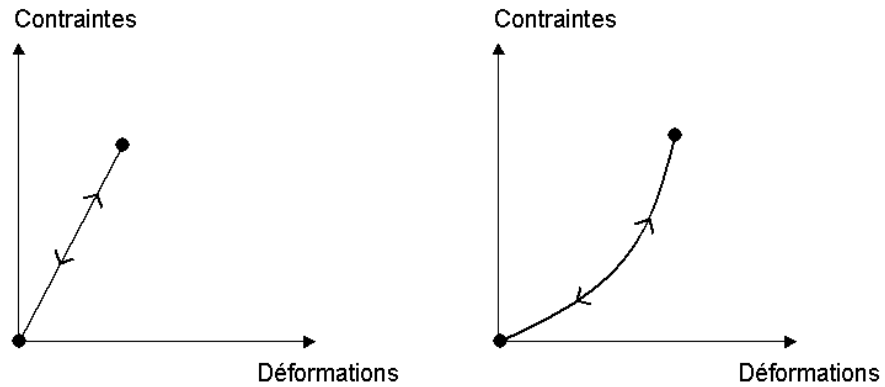


FIG. 5.2 – Comportement élastique linéaire ou non linéaire. Le relâchement se fait de manière inverse à la contraction.

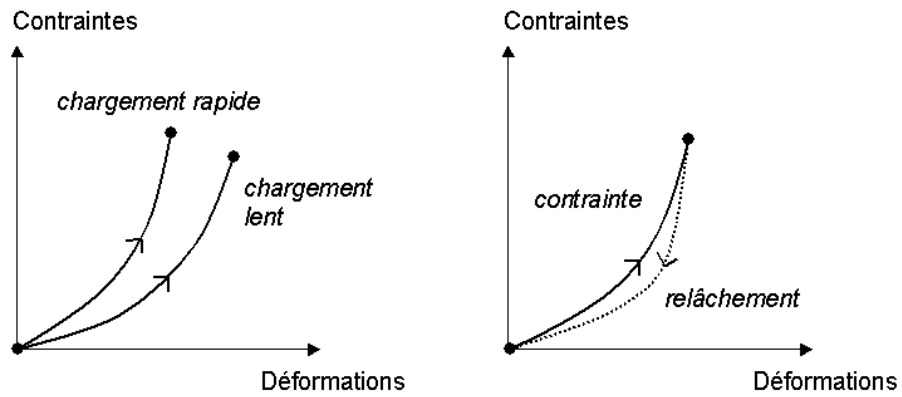


FIG. 5.3 – Pour un matériau viscoélastique, le comportement dépend de la vitesse à laquelle les contraintes sont appliquées (figure de gauche). De plus, le retour à l'état d'équilibre lorsque la contrainte est relâchée se fait par un chemin différent (à droite).

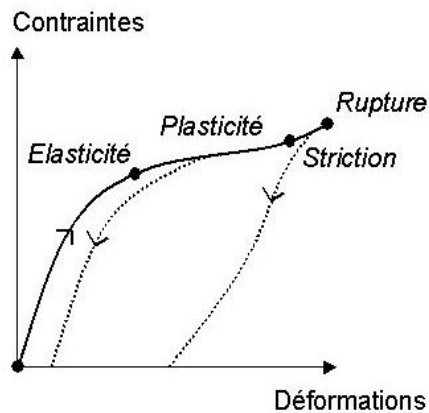


FIG. 5.4 – Illustration de l'élastoplasticité, de la striction et de la rupture.

composés essentiellement de trois constituants (Fung, 1993) :

Actine Cette protéine se situe essentiellement au niveau des fibres musculaires. Elle se caractérise par un comportement mécanique élastique quasiment linéaire.

Elastine Cette protéine, présente dans la plupart des tissus peauciers, a un comportement élastique linéaire. Sa quantité décroît avec l'âge, ce qui entraîne la perte d'élasticité de la peau.

Collagène Constituant principal des tissus mous de la face, le collagène est caractérisé par un comportement viscoélastique non-linéaire.

Le comportement mécanique macroscopique de la peau est caractérisé par la combinaison des comportements de ces trois constituants. Les tissus mous de la face sont donc globalement viscoélastiques et non-linéaires. De plus, du fait de l'enchevêtrement des différents muscles, de la superposition des couches dermiques et de la présence non homogène de glandes, de vaisseaux et de nerfs, le comportement de la face est fortement anisotrope.

Comme nous l'avons vu précédemment, le comportement d'un matériau doit être étudié expérimentalement. Ces expériences sont relativement simples à mener sur un échantillon de céramique, d'aluminium ou de bois. Il en va tout autrement pour étudier les caractéristiques des tissus humains!

La notion "d'échantillon" pose tout d'abord problème. L'étude peut avoir lieu *in vitro*, sur un tissu prélevé, mais il est connu que le comportement des tissus en dehors de leur environnement naturel est très différent. Des expériences peuvent être menées sur pièce anatomique, mais là aussi la rhéologie par rapport au tissu vivant change beaucoup, en particulier pour les tissus mous. L'idéal serait bien sûr de faire des études *in vivo*, mais on imagine facilement les difficultés techniques rencontrées pour réaliser une expérience non morbide sur un tissu en situation.

Même s'il est possible de caractériser un échantillon particulier, il existe de toutes façons une très grande variabilité inter-individus des propriétés des tissus. Ces différences sont notamment très importantes au niveau de la peau. L'élasticité des tissus varie également avec l'âge.

La rhéologie des tissus mous est donc complexe, viscoélastique non-linéaire et anisotrope, et difficile à caractériser par l'expérimentation. Cette limite est extrêmement importante pour la modélisation, puisque tout modèle biomécanique nécessite la définition de paramètres rhéologiques. Quelques travaux étudient les propriétés de la peau, ce qui permet de connaître un ordre de grandeur pour ces paramètres. Nous y reviendrons au chapitre 10. Par contre l'incertitude des mesures et la variabilité inter-individus et inter-structures demeurent des sources d'imprécision importante.

5.3 Modélisation des tissus élastiques

De manière générale, on distingue deux approches de modélisation des tissus du vivant: les modèles discrets et les modèles continus.

5.3.1 Modèles discrets

D'un point de vue fondamental, les modèles discrets font l'hypothèse que la matière qui constitue une structure anatomique peut être représentée par un ensemble d'éléments discrets ayant chacun une identité individuelle. Le modèle discret le plus utilisé est le modèle "masses-ressorts". Chaque élément discret porte une masse. Les relations entre ces masses sont souvent caractérisées par un système dynamique du second ordre.

Ce type de modèles est souvent utilisé en informatique graphique du fait de ses performances calculatoires et de sa simplicité algorithmique. Cependant, il reste confronté à des problèmes de stabilité, d'expression de contraintes globales (conservation de volume notamment), et la difficulté de corrélation directe entre les paramètres du modèle et la rhéologie du milieu.

Pour l'étude de la biomécanique, des approches continues sont souvent préférées aux modèles discrets. Même si ces approches sont plus complexes à mettre en oeuvre et coûteuses en temps de calcul, elles sont généralement plus précises et plus fiables. De plus, de par leur définition basée sur les équations de la mécanique des milieux continus, elles intègrent directement les paramètres de mesures rhéologiques.

5.3.2 Mécanique des milieux continus

Étant données les limites des modèles discrets, il est préférable d'étudier les déformations des tissus élastiques de manière continue. Le cadre de modélisation le plus répandu est celui de la *mécanique des milieux continus*.

L'idée de cette partie du mémoire est de présenter les grands principes de formulation et de résolution d'un problème de déformation d'un matériau élastique. Nous ne rentrons volontairement pas dans les détails, en particulier mathématiques. De nombreux ouvrages de référence existent à cet effet, par exemple Bonet and Wood (1997).

Les principales étapes du schéma général de résolution d'un problème d'élasticité sont les suivantes:

1. définition du système sans contraintes résiduelles;
2. expression des déformations et des contraintes;
3. écriture de la loi de comportement reliant contraintes et déformations;
4. équation d'équilibre local du milieu;
5. définition des conditions aux limites.

Toutes ces étapes de formulation permettent ensuite de résoudre le problème posé, dont les inconnues sont généralement les déplacements élémentaires du système, mais parfois aussi les contraintes ou une combinaison des deux.

Les différents points à aborder pour écrire et résoudre le problème sont brièvement explicités. Dans la section suivante, nous reviendrons de manière plus détaillée sur certaines parties de ce schéma général, sous des hypothèses de modélisation particulières.

5.3.2.1 Système sans contraintes résiduelles

Le but de chacune des étapes du schéma de résolution est de formuler les différentes composantes (déformations, contraintes, etc.) dans le cas de la géométrie particulière du système étudié.

Avant de commencer, il est toujours nécessaire de s'assurer que le système que l'on cherche à décrire est libre de toute contrainte résiduelle (*zero-stress state*), c'est-à-dire ne subit aucune contrainte ni interne ni externe.

Par exemple, on pourrait vouloir modéliser une artère par un cylindre creux. Dans la réalité, l'artère va s'ouvrir si elle est fendue dans sa longueur pour prendre une position de repos ouverte. Cela signifie qu'il existe des contraintes résiduelles internes. La formulation doit donc être d'abord écrite avec la géométrie de l'artère ouverte. Ensuite, un premier chargement sera appliqué pour fermer l'artère, et un second pour modéliser le problème recherché.

Lorsqu'un système contient des muscles, comme la face, il doit être étudié en position de repos, muscles détendus.

5.3.2.2 Vecteur déplacement

Un système est dit *déformé* lorsque les positions relatives de points au sein de ce système varient. Pour exprimer l'état d'un système, il suffit donc de connaître le vecteur reliant tout point du système déformé à sa position dans le système initial (sans contraintes résiduelles). Les composantes de ce *vecteur déplacement*, noté $\vec{u}$, sont définies à un instant donné t par :

$$u_i^t = p_i^t - p_i^0 \quad (5.1)$$

où $p_i^t = (x_i, y_i, z_i)^t$ est la position donnée d'un point i du système à l'instant t , et p_i^0 la position initiale de ce point.

Les composantes du vecteur déplacement $\vec{u}$ sont généralement les inconnues du problème d'élasticité, puisqu'elles suffisent à déterminer la nouvelle position du système.

5.3.2.3 Tenseur des déformations

Pour résoudre le problème, il est nécessaire de disposer d'un outil mathématique permettant de représenter de manière globale la déformation du système, en tout point et sous tous ces aspects. À cet effet est défini le *tenseur des déformations*, noté $[E]$.

Si plusieurs formulations existent, le tenseur des déformations de Green-Lagrange est le plus utilisé. Il s'exprime en fonction du vecteur déplacement $\vec{u}$ par la formule :

$$[E] = \frac{1}{2} \{ [G] + [G]^t + [G]^t [G] \} \quad (5.2)$$

où $[G]$ est le gradient du vecteur déplacement :

5.3. Modélisation des tissus élastiques

$$[G] = [Grad \vec{u}] = \begin{bmatrix} \frac{\partial u_x}{\partial x} & \frac{\partial u_x}{\partial y} & \frac{\partial u_x}{\partial z} \\ \frac{\partial u_y}{\partial x} & \frac{\partial u_y}{\partial y} & \frac{\partial u_y}{\partial z} \\ \frac{\partial u_z}{\partial x} & \frac{\partial u_z}{\partial y} & \frac{\partial u_z}{\partial z} \end{bmatrix} \quad (5.3)$$

Ce tenseur définissant la déformation à partir des déplacements contient une partie linéaire, $[G] + [G]^t$, et un terme quadratique non linéaire $[G]^t[G]$. Comme tout tenseur, la matrice $[E]$ est symétrique.

5.3.2.4 Tenseur des contraintes

Après la description des déformations, le *tenseur des contraintes*, noté $[\sigma]$, est introduit. Par définition, une contrainte est une force par unité de surface. Elle s'exprime en Pascal ($Pa = Newton/m^2$).

L'interprétation de ce tenseur est assez abstraite. Il décrit les contraintes internes au système: en tout point P , $[\sigma]_P$ traduit l'ensemble des contraintes qui s'exercent en ce point. Pour le déterminer, on considère un élément de volume élémentaire (souvent cubique) autour de ce point. Les contraintes sont déterminées en étudiant les forces appliquées sur chacune des surfaces de ce volume élémentaire.

5.3.2.5 Loi de comportement

Comme nous l'avons vu section 5.2.1, la loi de comportement d'un matériau permet de décrire la relation liant les déformations $[E]$ et les contraintes $[\sigma]$. Pour résoudre le problème d'élasticité, elle doit être explicitée en fonction de paramètres rhéologiques propres au milieu. Selon le type de matériau, l'expression de la loi de comportement est plus ou moins complexe.

5.3.2.6 Equation d'équilibre local du milieu

Les étapes précédentes permettent de caractériser l'ensemble du système: le tenseur des déformations $[E]$, le tenseur des contraintes $[\sigma]$, et la loi de comportement traduisant les propriétés mécaniques du matériau.

Le problème d'élasticité est ensuite posé à l'aide de la loi fondamentale de la dynamique, selon laquelle le bilan des forces $\vec{F}$ qui s'appliquent sur le système est égal à l'accélération de ce système:

$$\sum \vec{F} = \rho \vec{\gamma} \quad (5.4)$$

Pour un problème statique, l'accélération $\vec{\gamma}$ est nulle. Si le matériau est visqueux, un terme dépendant de la vitesse des déplacements est ajouté.

En mécanique des milieux continus, cette loi se traduit par l'équation d'équilibre local du milieu:

$$div[\sigma] + \vec{X} = \rho \vec{\gamma} \quad (5.5)$$

où $\vec{X}$ est l'ensemble des forces volumiques, ρ la masse, et $div[\sigma]$ la divergence du tenseur des contraintes, soit :

$$\text{div}[\sigma] = \begin{bmatrix} \frac{\partial \sigma_{11}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{12}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{13}}{\partial z} \\ \frac{\partial \sigma_{21}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{22}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{23}}{\partial z} \\ \frac{\partial \sigma_{31}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{32}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{33}}{\partial z} \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

À partir de l'expression de la loi de comportement, cette équation peut s'exprimer en fonction des déplacements $\vec{u}$ et des paramètres rhéologiques.

5.3.2.7 Conditions aux limites

Le système posé par l'équation d'équilibre local du milieu a généralement plus d'inconnues que d'équations. Il est donc nécessaire d'écrire les conditions aux limites du problème. Elles peuvent se traduire par des déplacements connus en certains points (généralement aux frontières de l'objet), ou des contraintes connues, dues à des interactions avec d'autres objets par exemple (glissement, frottement, ...).

5.3.2.8 Résolution

À l'aide des différentes relations établies précédemment, le système d'équations peut être résolu. Le tenseur des déformations $[E]$ étant généralement non-linéaire, le problème n'admet pas de solution directe et des méthodes d'optimisation doivent être utilisées.

Finalement, les composantes du vecteur déplacement $\vec{u}$ sont donc déterminées. Ensuite, il est possible d'explicitier $[E]$ puis $[\sigma]$ pour connaître les contraintes internes subies par le matériau lors de la déformation.

5.3.3 Hypothèses de modélisation particulières

De nombreuses hypothèses peuvent être faites pour simplifier la modélisation. Deux d'entre elles, couramment utilisées, sont ici décrites:

- l'hypothèse de petites déformations, qui permet de simplifier de manière importante la formulation mathématique du problème et sa résolution;
- l'hypothèse d'un comportement mécanique linéaire du matériau, qui permet d'exprimer très simplement sa loi de comportement à partir de seulement deux paramètres rhéologiques.

5.3.3.1 Hypothèse de petites déformations

Dans tout problème, il est nécessaire de s'interroger sur l'importance des déformations que subit le système étudié. Un cas particulier très important en mécanique est celui des petites déformations.

Petites ou grandes déformations? Intuitivement, on peut supposer que les déformations sont "petites" si la forme du système ne change pas de manière importante. Une autre interprétation est de dire que la distance relative entre deux points quelconques du système varie peu. Il est important de ne pas confondre déplacements et déformations (figure 5.5).

5.3. Modélisation des tissus élastiques

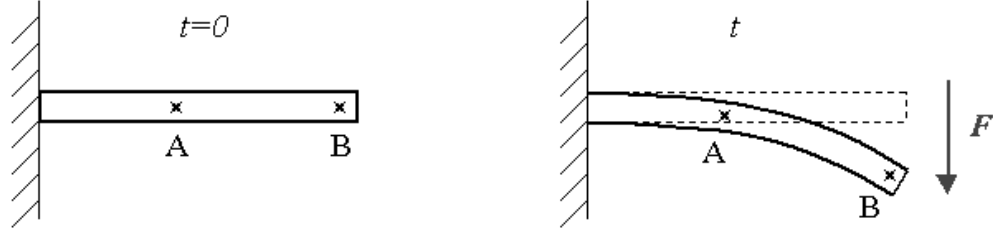


FIG. 5.5 – Il ne faut pas confondre déformations et déplacements. Sur cette illustration, le point B subit un grand déplacement, mais les déformations sont plus importantes en A .

Mécaniquement, la déformation d'un objet est souvent exprimée de manière relative par rapport à son état de repos. Par exemple, la déformation relative d'une barre de longueur l est $\frac{l-l_0}{l_0}$, où l_0 est sa longueur initiale.

La grande difficulté consiste à définir la limite entre *petites* et *grandes* déformations, qui dépend de la loi de comportement. Les valeurs les plus strictes sont situées entre 1% et 3% de déformation relative par rapport à l'état de repos. Une valeur plus élevée est souvent admise. Même si la limite petites/grandes déformations est inférieure, Fung (1993) considère que le comportement des tissus biologiques est linéaire jusqu'à 15% de déformation.

Conséquence sur le tenseur des déformations Mathématiquement, la définition des petites déformations est plus claire. On est en présence de petites déformations si toutes les dérivées partielles du vecteur déplacement, c'est-à-dire toutes les composantes de $[G] = [Grad \vec{u}]$, sont petites:

$$\left| \frac{\partial u_i}{\partial x_j^0} \right| \ll 1, \forall i, j$$

Les conséquences sont très importantes sur la formulation du problème. En effet, sous l'hypothèse de petites déformations, les termes croisés

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_j^0} \frac{\partial u_k}{\partial x_l^0}, \forall i, j, k, l$$

de l'expression du tenseur des déformations $[E]$ (équation 5.2) sont en $O(E^2)$, donc négligeables. Par conséquent, le terme non-linéaire $[G]^t[G]$ du tenseur de Green-Lagrange peut être entièrement négligé. Finalement, le tenseur des *petites* déformations, que l'on notera $[\mathcal{E}]$, s'écrit:

$$[\mathcal{E}] = \frac{1}{2} \{ [G] + [G]^t \} \quad (5.7)$$

$[\mathcal{E}]$ est la partie symétrique de $[Grad \vec{u}]$. Contrairement au cas général, ce tenseur est *linéaire*. Il en résulte que le système complet d'équations est linéaire et peut

s'écrire sous forme matricielle. Sa résolution est donc extrêmement simplifiée.

L'hypothèse des petites déformations, qui est complètement indépendante de la nature du matériau, est donc très souvent utilisée pour simplifier la résolution du problème mathématique. Elle doit cependant être utilisée avec précaution, en fonction de l'ordre de grandeur des déformations que subit le système étudié.

5.3.3.2 Hypothèse de linéarité mécanique

Une autre hypothèse concerne cette fois la linéarité *mécanique* de la loi de comportement du matériau. Elle est totalement indépendante du cas précédent de linéarité de la formulation mathématique.

Linéarité mécanique Certains matériaux élastiques ont un comportement linéaire, c'est-à-dire que leurs déformations sont proportionnelles aux contraintes qui leur sont appliquées (figure 5.6, gauche). D'autres matériaux ont un comportement global non-linéaire, mais qui peut être considéré comme linéaire si les déformations du système sont petites. Cela revient à dire que le début de la courbe reliant déformations et contraintes peut être approximé par une droite (figure 5.6, droite). Ce n'est naturellement pas toujours le cas.

Ecriture de la loi de comportement Dans le cas d'un matériau linéaire et isotrope, la loi de comportement (loi de Hooke) s'écrit :

$$[\mathcal{E}] = -\frac{\nu}{E} \text{Trace}[\sigma][I] + \frac{1+\nu}{E}[\sigma] \quad (5.8)$$

où $[\mathcal{E}]$ est le tenseur des petites déformations, $\text{Trace}[\sigma]$ est la trace du tenseur des contraintes, c'est-à-dire la somme des éléments diagonaux de $[\sigma]$, et $[I]$ est la matrice identité.

Cette loi dépend de deux paramètres: le module d'élasticité E (module d'Young), et le coefficient de Poisson ν . Ces deux paramètres suffisent à caractériser entièrement le comportement d'un matériau élastique linéaire isotrope.

Module d'Young Le module d'Young est défini par la pente de la courbe déformations/contraintes caractérisant le matériau (figure 5.6). Dans le cas linéaire uniquement en petites déformations, il correspond à la pente à l'origine. Ce paramètre traduit la rigidité du matériau, la manière dont celui-ci "résiste" aux contraintes extérieures. Ceci est illustré figure 5.7.

Coefficient de Poisson Le coefficient de Poisson ν traduit la manière dont une déformation dans une direction donnée induit des déformations dans les directions orthogonales (figure 5.8). Ce paramètre, dont la valeur est comprise entre 0 et 0.5, est souvent interprété comme traduisant la manière dont le matériau "accepte" des variations de son propre volume. Une valeur petite signifie qu'une déformation dans une direction déforme peu l'objet dans les autres directions. Au contraire, si ν vaut 0.5 les déformations dans l'ensemble des directions sont telles que le volume total du système est presque conservé. On parle alors de quasi-incompressibilité.

5.3. Modélisation des tissus élastiques

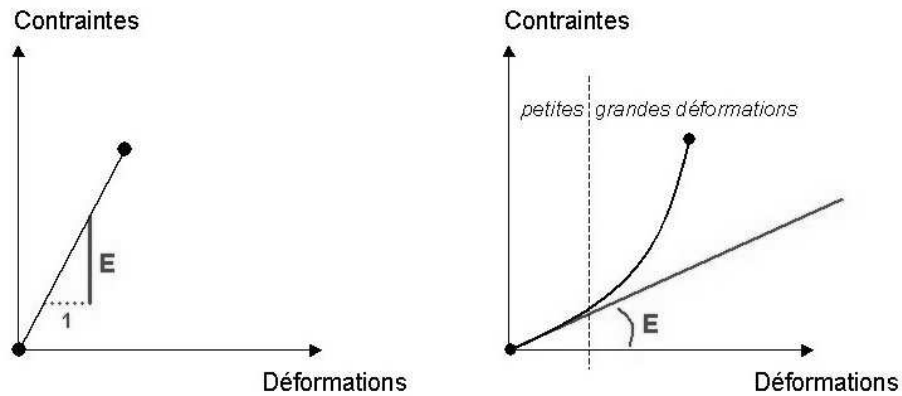


FIG. 5.6 – Le module d'élasticité, ou module d'Young, est donné par la pente de la relation déformations/contraintes. Lorsque la loi est non linéaire (à droite), on peut considérer la pente à l'origine si les déformations sont petites.

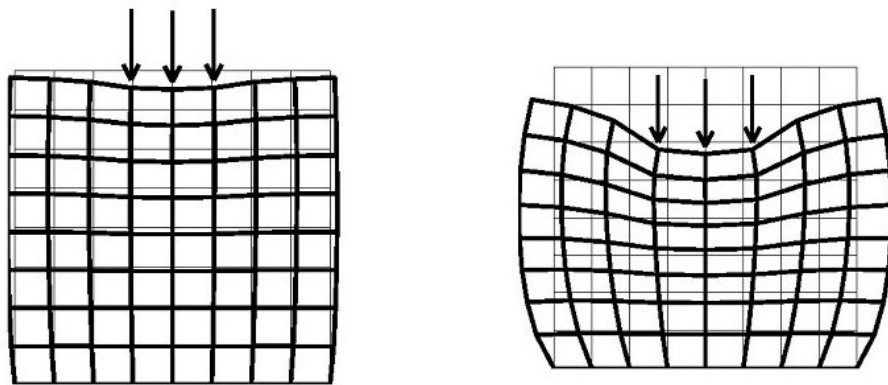


FIG. 5.7 – Illustration de l'effet du module d'Young sur les déformations d'un matériau. Le module E est plus important pour le système de gauche. Figure issue de Payan (1996).

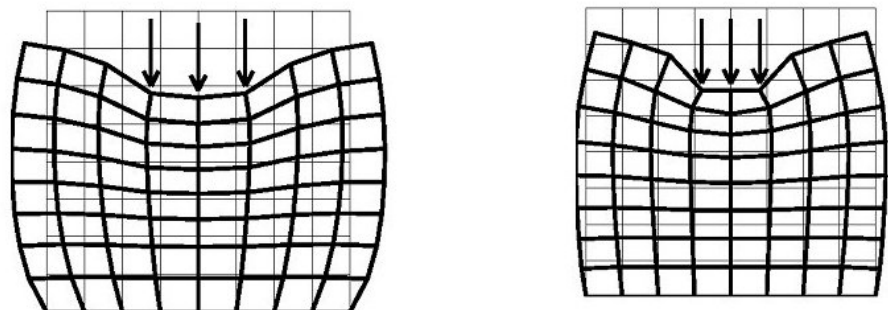


FIG. 5.8 – Illustration de l'effet du coefficient de Poisson sur les déformations d'un matériau. Le rapport ν vaut 0.49 (quasi-incompressibilité) à gauche contre 0.2 à droite. Figure issue de Payan (1996).

Lorsque le milieu est anisotrope, plus de paramètres sont nécessaires. En effet, le comportement doit être décrit dans chacune des directions du milieu. Par exemple, dans le cas d'un matériau orthotrope avec une seule direction de fibres (comme un muscle), il faut deux modules d'Young (E_{fibres} , $E_{orthogonal}$) et deux coefficients de Poisson (ν_{fibres} , $\nu_{orthogonal}$). Trois coefficients de cisaillement expriment la relation des déformations entre les différentes directions.

5.3.3.3 Remarque importante

Nous avons parlé de linéarité dans deux contextes différents. Il est important de ne pas confondre la linéarité (dite parfois *géométrique*) de la formulation mathématique du problème, due à l'hypothèse des petites déformations, et la linéarité *mécanique* de comportement d'un matériau.

Ces deux notions sont indépendantes. Les problèmes peuvent donc être abordés sous plusieurs angles en mélangeant les hypothèses:

- contexte de petites déformations avec un matériau linéaire;
- contexte de petites déformations avec un matériau non linéaire;
- contexte de grandes déformations avec un matériau linéaire;
- contexte de grandes déformations avec un matériau non linéaire.

5.3.4 Méthode des éléments finis

La formulation et la résolution analytique des équations de la mécanique des milieux continus n'est possible que dans des cas extrêmement simples. La modélisation d'une structure réelle passe donc par une étape de simplification du problème et la recherche d'une solution approchée.

L'approche la plus courante est celle des *éléments finis*. Elle est utilisée de manière intensive dans de très nombreux domaines de recherche et industriels, notamment en mécanique, physique et mathématiques appliquées. Nous n'allons en décrire ici que les principes importants qui aideront à la compréhension de la modélisation. Des ouvrages complets existent, par exemple Touzot and Dhatt (1984), Zienkiewicz and Taylor (1989), ou Craveur (1996).

Le principe est de discrétiser la géométrie complexe du système complet par un ensemble d'éléments de formes simples sur chacun desquels le calcul de la solution est possible. La solution globale est ensuite interpolée de manière continue afin d'évaluer les contraintes et déformations en tout point de la structure modélisée.

Cette étape de discrétisation ne doit pas être confondue avec ce qui est fait dans le cas de modèles de type masses-ressorts. En effet, même si le calcul de la solution approchée se fait sur un nombre fini de points, la solution finale est continue sur l'ensemble du domaine. De plus, la résolution est bien basée sur les équations de la mécanique des milieux continus et non sur une représentation par des systèmes de particules. Le lien entre la méthode des éléments finis et les propriétés rhéologiques des matériaux est directement établi.

5.3. Modélisation des tissus élastiques

5.3.4.1 Discrétisation en éléments

Le volume de l'objet est subdivisé en un ensemble d'entités géométriques de forme simple (hexaèdres, tétraèdres, ...), les *éléments*. L'ensemble de ces éléments constitue le *maillage* du système à étudier.

La solution approchée va en fait être calculée sur les *noeuds* du maillage, généralement les sommets des éléments. Des éléments voisins partagent les mêmes noeuds. À l'intérieur de chaque élément, une fonction d'interpolation (ou fonction de base) permet ensuite de trouver le déplacement en tout point de l'élément en fonction des déplacements nodaux. Ces fonctions d'interpolation sont souvent linéaires ou quadratiques. Leur ordre détermine la continuité de la solution entre les éléments ($\mathcal{C}^0, \mathcal{C}^1, \text{etc.}$).

5.3.4.2 Résolution du problème

Les inconnues du problème discrétisé sont généralement les déplacements des noeuds.

Calcul par élément La géométrie des éléments étant très simple, le problème local peut être résolu suivant le formalisme de la mécanique des milieux continus décrit à la section 5.3.2.

Il est important de noter que la loi de comportement doit être explicitée pour chaque élément. Il est donc possible d'affecter des paramètres rhéologiques différents sur les éléments, par exemple pour représenter une rigidité non constante dans la structure.

Les contraintes doivent aussi être traduites sous forme de forces appliquées aux noeuds des éléments, de manière mécaniquement équivalente au chargement réel. Si le déplacement est connu en un noeud, c'est la contrainte appliquée en ce noeud qui est l'inconnue.

Finalement, plusieurs équations sont établies par élément, ayant pour inconnues les déplacements des noeuds de l'élément considéré. Leur nombre et leur complexité dépend du type de fonction d'interpolation choisi pour l'élément.

Assemblage L'étape d'assemblage consiste à regrouper l'ensemble des équations établies sur les différents éléments du maillage. Chaque équation du système global n'implique qu'un petit nombre de noeuds. Pour des fonctions d'interpolation linéaires, la solution en un noeud n ne dépend ainsi que de tous les noeuds des éléments qui partagent n ¹.

La résolution de ce système permet de déduire les inconnues en chaque noeuds. La solution continue est ensuite calculée grâce aux fonctions d'interpolation.

Cas des petites déformations Sous l'hypothèse de petites déformations, le problème est linéaire et peut s'écrire sous forme matricielle (section 5.3.3.1).

1. pour des fonction quadratiques, plus de voisins sont pris en compte pour assurer la continuité des dérivées de la solution globale.

Pour chaque élément e , on a ainsi un système matriciel qui s'écrit sous la forme

$$[K_e][U_e] = [F_e]$$

où $[K_e]$ est la matrice de rigidité de l'élément e , et U_e et $[F_e]$ respectivement les déplacements et les forces externes appliquées aux sommets de l'élément.

Par assemblage de tous ces systèmes matriciels sur chaque élément, le problème global s'écrit finalement:

$$[K][U] = [F] \quad (5.9)$$

où $[K]$ est la *matrice de rigidité* du système, $[U]$ l'ensemble des déplacements nodaux et $[F]$ les forces externes appliquées en chacun des noeuds. Comme chaque équation n'implique qu'un petit nombre de noeuds, la matrice $[K]$ est souvent très creuse. Pour faciliter la résolution, on cherche en général à optimiser la numérotation des noeuds afin de réduire la largeur de bande de la matrice.

L'expression 5.9 ci-dessus est celle d'un problème statique. Pour une résolution dynamique (si le matériau étudié est viscoélastique), les forces d'inertie et de frottement doivent également être intégrées. Dans ce cas, le système s'écrit.

$$[M]\frac{\partial^2[U]}{\partial t^2} + [C]\frac{\partial[U]}{\partial t} + [K][U] = [F] \quad (5.10)$$

Ce système peut se traduire en des équations différentielles linéaires du second ordre, non couplées.

5.3.4.3 Fonctions de forme

Une des difficultés principales (outre la résolution) de la méthode des éléments finis est la détermination du système à résoudre, soit d'établir les coefficients de la matrice de rigidité dans le cas linéaire. Si la discrétisation n'est pas régulière, ce qui est très souvent le cas et notamment dès que la structure se déforme, l'expression des fonctions d'interpolation varie d'un élément à l'autre. Le système doit donc être réécrit à chaque fois et de manière indépendante pour tous les éléments, ce qui est très long.

Changement de repère Pour simplifier le problème, l'idée est de travailler sur un élément "standard", parfaitement régulier, et de n'écrire les paramètres de la résolution que pour cet élément. Le référentiel local (r,s,t) de l'élément de référence est choisi pour simplifier au maximum l'expression des fonctions d'interpolation, par exemple avec des coordonnées barycentriques.

Pour chaque élément e , une *fonction de forme*, que l'on notera τ_e , est définie. Il s'agit d'une transformation géométrique effectuant un simple changement de variable du référentiel de référence (r,s,t) vers les coordonnées réelles (x,y,z) de l'élément e (figure 5.9). Cette transformation est bijective et associe chaque noeud et chaque arête de e à son correspondant dans l'élément de référence.

Les coefficients du système à résoudre de l'élément e sont simplement ceux calculés (une seule fois) sur l'élément de référence transformés par l'inverse de la fonction

5.3. Modélisation des tissus élastiques

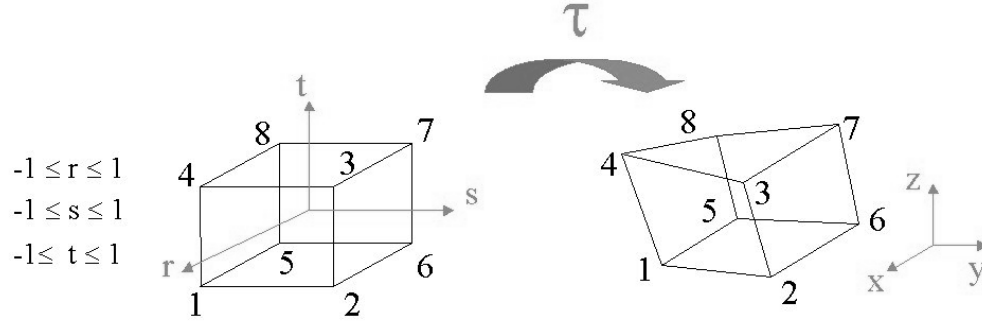


FIG. 5.9 – Les fonctions de forme effectuent un changement de variable du référentiel de référence (r,s,t) vers les coordonnées réelles (x,y,z) des éléments.

de forme τ_e^{-1} . L'intérêt de cette méthode est qu'il est bien plus simple de calculer les fonctions τ_e que les fonctions d'interpolation sur chaque élément.

Contrainte sur la forme des éléments Il est possible de montrer que l'expression τ_e des coordonnées de référence vers celles d'un élément dépend de la matrice jacobienne J de cet élément, définie par:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial r} & \frac{\partial y}{\partial r} & \frac{\partial z}{\partial r} \\ \frac{\partial x}{\partial s} & \frac{\partial y}{\partial s} & \frac{\partial z}{\partial s} \\ \frac{\partial x}{\partial t} & \frac{\partial y}{\partial t} & \frac{\partial z}{\partial t} \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

Pour que la fonction de transformation τ_e d'un élément existe et qu'elle soit bijective, il est nécessaire que la matrice J ne soit pas singulière. Il faut donc vérifier que le déterminant de J ne s'annule en aucun point de l'élément réel.

Ce critère impose en particulier que la géométrie des éléments ne soit pas trop "distordue" (on parle de régularité) pour qu'il soit possible de définir les fonctions de forme. Nous reviendrons sur ce point dans la prochaine section sur la qualité d'un maillage et au chapitre 8.

5.3.5 Considérations sur les maillages éléments finis

Plusieurs aspects sont déterminants quant à la qualité d'une modélisation par la méthode des éléments finis. Les points discutés dans les parties précédentes sont ainsi cruciaux, aussi bien les hypothèses mécaniques retenues pour le matériau que les choix de formulation et de résolution.

Un autre point important est le maillage du système modélisé. En effet, la qualité de ce maillage influence directement les résultats des simulations réalisées avec le modèle. Plusieurs critères sont influents. Le maillage doit bien sûr représenter le plus fidèlement possible la géométrie réelle du système, mais de nombreuses caractéristiques intrinsèques déterminent également la qualité d'un maillage, comme sa densité, le type d'éléments utilisés ou leur régularité.

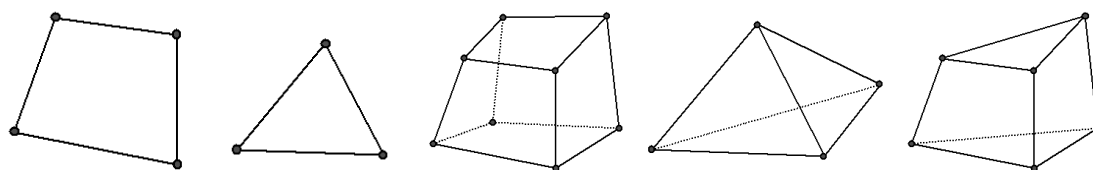


FIG. 5.10 – Principaux types d'éléments utilisés pour un maillage éléments finis. En 2D: quadrilatères et triangles. En 3D, hexahédres, prismes et tétraèdres.

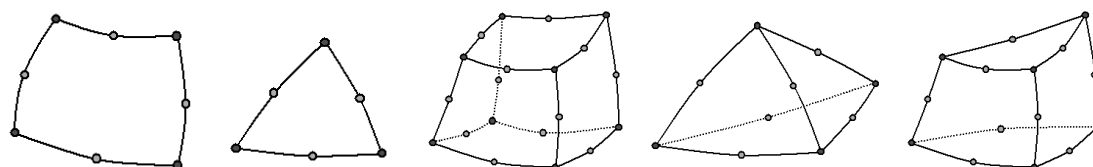


FIG. 5.11 – Exemples de points ajoutés aux éléments pour passer d'une fonction de forme linéaire à une interpolation quadratique. Dans le cas d'éléments isoparamétriques, ces points sont en fait des noeuds supplémentaires.

Nous allons dans un premier temps présenter différentes hypothèses possibles essentiellement sur les éléments constituant le maillage. Les principales méthodes disponibles permettant de construire un maillage seront ensuite abordées.

5.3.5.1 Types d'éléments

En deux dimensions, les éléments les plus utilisés sont les éléments triangulaires ou quadrilatères (figure 5.10). Ils sont surtout adaptés dans le cas de structures plates et dont l'épaisseur est très petite par rapport aux autres dimensions. Pour modéliser des structures fines mais en trois dimensions, il existe des éléments de type coques. Ils sont également à base triangulaire ou quadrilatère mais intègrent une notion d'épaisseur. Ces éléments sont adaptés tant que l'épaisseur de la structure reste peu importante et relativement constante. Dans le cas de structures réellement volumiques ou de surfaces épaisses, il faut alors utiliser des éléments 3D, les plus répandus étant les éléments tétraèdres et hexaèdres (figure 5.10).

Outre la géométrie, il est important de choisir entre des éléments linéaires ou quadratiques (soit le degré de la fonction d'interpolation, section 5.3.4). La différence est avant tout numérique, mais influence la construction du maillage puisque que le nombre de noeuds n'est pas identique dans les deux cas. Les noeuds supplémentaires des éléments quadratiques peuvent être placés au milieu des arêtes de l'élément, mais peuvent aussi être disposés pour donner une courbure aux faces de l'élément (figure 5.11).

5.3. Modélisation des tissus élastiques

5.3.5.2 Évaluation de la qualité d'un maillage

La qualité d'un maillage, qui influence directement les résultats des simulations, dépend de nombreux critères liés aux éléments qui le constituent.

Hexaèdres ou tétraèdres? Une question importante concerne le choix entre éléments hexaédriques (respectivement quadrilatère en 2D) et tétraédriques (respectivement triangulaires).

Au niveau de la formulation, il apparaît clairement dans la littérature une préférence pour les éléments quadrilatères et hexaédriques. Plusieurs auteurs (Zienkiewicz and Taylor, 1989; Craveur, 1996; Ansys, 1999a) statuent sur le fait que *"... pour des raisons de meilleure précision et convergence, les éléments quadrilatères sont les plus adaptés aux analyses bidimensionnelles, et les éléments hexaédriques aux cas tridimensionnel. Cette préférence est claire pour les analyses structurelles, mais reste vraie pour des analyses non structurelles (thermiques, magnétiques, fluide, ...)"*. Numériquement, pour des éléments de même ordre (tous linéaires ou tous quadratiques), il faut moins d'éléments hexaèdres que tétraèdres pour obtenir une même précision (Zienkiewicz and Taylor, 1989; Benzley et al., 1995).

Cette préférence pour les éléments hexaèdres apparaît également nettement dans la pratique des biomécaniciens, qui les utilisent prioritairement quand cela est possible. Par contre la génération du maillage est souvent beaucoup plus facile avec des tétraèdres. De nombreuses méthodes automatiques assez performantes existent à cet effet, alors que les interactions manuelles sont très importantes pour créer un maillage en éléments briques, en particulier pour des géométries non régulières (voir le paragraphe suivant, 5.3.5.3).

Un autre facteur à prendre en compte pour le choix du type d'élément est le besoin de gérer des changements de topologie du maillage au cours des simulations. Par exemple, Picinbono et al. (2000) simulent des découpes d'un modèle de foie à l'aide d'un instrument chirurgical, ce qui implique un remaillage local pour insérer une fente dans le maillage initial. Ceci est beaucoup plus simple à gérer avec un maillage en tétraèdres.

Éléments linéaires ou quadratiques? La préférence entre éléments linéaires ou quadratiques dépend de plusieurs facteurs. La plupart des critères évoqués ici viennent de Ansys (1999b).

- Pour des analyses de structures, les éléments linéaires donnent généralement des résultats assez précis avec un temps de calcul raisonnable. Il est cependant préférable d'éviter les formes dégénérées de ces éléments (c'est-à-dire les triangles en 2D et les prismes ou tétraèdres en 3D) dans les zones d'intérêt et où les déformations sont importantes.
- Pour des analyses structurelles *non-linéaires*, on obtient généralement un résultat plus précis et pour un temps de calcul plus faible avec un maillage dense d'éléments linéaires par rapport à un maillage moins dense d'éléments quadratiques (figure 5.12).

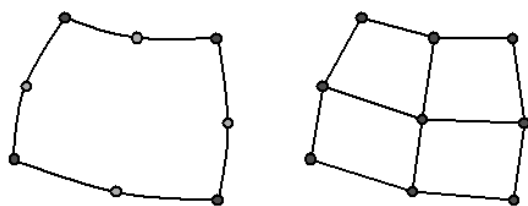


FIG. 5.12 – Il est parfois préférable d'utiliser plus d'éléments linéaires qu'un seul élément quadratique, notamment pour des analyses non linéaires. Il est aussi recommandé d'augmenter le nombre d'éléments dans les zones de forte courbure, plutôt que de trop courber un seul élément.

- Pour des analyses structurelles *linéaires* avec des éléments de forme dégénérée (triangle ou tétraèdre), les résultats sont meilleurs avec des éléments quadratiques, et à un moindre coût.
- Pour de bons résultats, les éléments linéaires doivent être géométriquement le plus régulier possible (voir paragraphe suivant).
- Les éléments quadratiques requièrent généralement plus de précautions quant à la jonction entre éléments voisins dans le maillage (les noeuds intermédiaires d'intégration doivent être partagés) et à la répartition des chargements sur les différents noeuds.

Régularité des éléments A la différence d'un maillage purement géométrique, les éléments d'un maillage pour la méthode des éléments finis servent de support à la résolution du problème mathématique. Ils doivent donc remplir plusieurs conditions assez fortes de *régularité*. Certains critères, notamment sur le jacobien de la fonction de forme, sont des conditions *sine qua non* pour que la résolution du problème soit numériquement possible (voir paragraphe 5.3.4.3). D'autres critères (aspect ratio, warping factor, parallel deviation, twist factor, ...) mesurent la *distorsion* des éléments par rapport à leur forme idéale, par exemple un cube pour les hexaèdres (figure 5.13). Ces critères fournissent une mesure de "qualité" des éléments, qui est importante puisqu'elle joue sur la précision des simulations (des éléments *réguliers* mais *distordus* conduiront à des résultats moins satisfaisants). Nous reviendrons sur les notions de régularité des éléments au chapitre 8. Plus de détails sont aussi disponibles par exemple dans Ansys (1999b) ou Luboz et al. (2001b).

Maillage structuré ou non structuré Très souvent, les maillages dits *structurés* sont opposés aux maillages *non structurés*. Une définition rigoureuse donnée par Owen (1998) dit qu'un maillage est structuré si et seulement si tous les noeuds internes sont utilisés par le même nombre d'éléments. Un exemple en 2D est montré figure 5.14. De manière un peu plus large et plus intuitive, un maillage est considéré comme structuré si ses éléments sont agencés de façon régulière, en conservant une répartition cohérente sur l'ensemble du volume.

5.3. Modélisation des tissus élastiques

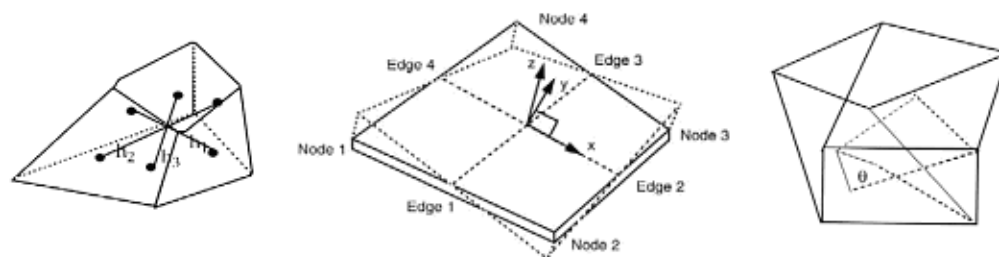


FIG. 5.13 – *Exemples de critères de distorsion des éléments. De gauche à droite: aspect ratio, warp angle et twist factor.*

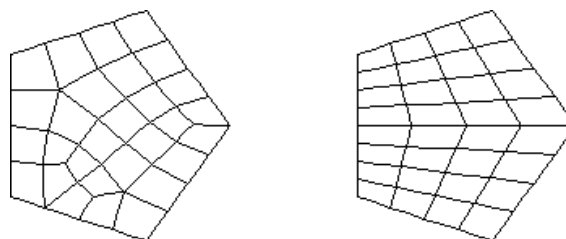


FIG. 5.14 – *Différence entre deux maillages 2D non structuré et structuré.*

Un avantage des maillages structurés est qu'il est possible d'associer des ensembles d'éléments particuliers à des composantes identifiées du système, notamment internes. Par exemple, on peut imaginer un maillage de tibia dont les éléments extérieurs représentent l'os dur et les éléments intérieurs le canal médulaire. Les deux matériaux sont ainsi clairement représentés dans le même maillage et il est possible d'affecter des propriétés mécaniques spécifiques aux différentes composantes. De manière générale, cette technique permet d'intégrer des structures anatomiquement pertinentes (muscles, vaisseaux, ...) dans le modèle.

Le plus souvent, les maillages structurés sont composés d'hexaèdres. Leur génération est assez délicate puisqu'il est nécessaire de définir non seulement les contours externes de l'objet mais aussi les frontières intérieures entre les différentes régions à représenter.

Densité du maillage La densité du maillage, liée au nombre d'éléments, est un critère très important dans une analyse aux éléments finis. Si un maillage est trop grossier, les résultats des simulations peuvent contenir des erreurs importantes. Si un maillage est trop fin, la précision sera bien entendu meilleure mais le temps de calcul peut augmenter de manière prohibitive. Toute la difficulté est donc de trouver le bon compromis entre la précision des résultats et le temps de calcul.

Il n'est pas forcément nécessaire que la densité d'un maillage soit homogène dans le volume. La densité doit être plus importante dans les zones qui se déforment le plus, qui subissent les efforts les plus importants ou dans les parties du modèle les plus intéressantes pour une application donnée. De même il n'est pas forcément intéressant d'avoir beaucoup d'éléments dans des régions où l'on ne souhaite pas

avoir une précision importante.

Les régions de forte courbure doivent souvent être maillées avec plus d'éléments que les régions plates. Outre le problème numérique de précision de l'analyse, il s'agit plus d'un problème d'adéquation entre le maillage et la géométrie réelle de la structure étudiée. De même si on utilise des éléments quadratiques, il est préférable qu'ils ne soient pas "trop" courbés. Il vaut mieux mettre plus d'éléments plus plats (figure 5.12).

Il n'existe pas de recette "miracle" permettant de juger si la densité d'un maillage est appropriée ou non! Pour autant, il existe tout de même des techniques d'évaluation généralement assez probantes. L'idée est d'abord de construire un premier maillage qui semble a priori "raisonnable", puis de réaliser des simulations avec ce modèle.

- Tout d'abord, il est recommandé de raffiner le maillage dans les régions où des déformations importantes sont observées. De même, on peut vouloir réduire le nombre d'éléments dans les zones denses du maillage qui sont peu mobilisées.
- Une autre approche est de comparer les premières analyses avec des résultats théoriques exacts ou des données expérimentales indépendantes. Il peut être intéressant de raffiner le maillage dans les régions où les différences entre les simulations et les résultats attendus sont trop importantes.
- Une autre technique consiste à réaliser une première analyse avec le maillage, puis à doubler le nombre d'éléments dans les régions critiques et à refaire une analyse. Si les différences entre les résultats sont très importantes, la densité du maillage n'est a priori pas appropriée au problème. Il peut être intéressant de continuer de raffiner le maillage jusqu'à ce que le fait de rajouter des éléments n'influence plus de manière significative les résultats obtenus.

5.3.5.3 Méthodes de génération de maillages

Dans toutes les méthodes de modélisation et en particulier celle des éléments finis, un problème fondamental est la génération du maillage. L'approximation de la géométrie du système doit être la meilleure possible, en prenant en compte si possible les critères de qualité évoqués ci-dessus.

La génération d'un maillage comporte souvent une première étape de définition des contours géométriques du système. La phase suivante consiste à créer le maillage proprement dit, c'est-à-dire définir la position de chaque noeud et la taille, forme et connectivité de chacun des éléments.

Géométrie du système La première chose à faire est de définir la géométrie du système à représenter, généralement les contours extérieurs. Des frontières internes doivent aussi être spécifiées si l'on souhaite isoler des structures à l'intérieur du maillage.

Dans le cas de la face, comme pour les modèles du vivant en général, il est principalement possible de disposer de données issues de capteurs de forme et surtout de données d'imagerie médicale.

Capteurs de forme Lorsque les structures considérées sont visibles de l'extérieur

5.3. Modélisation des tissus élastiques

(typiquement la surface de la peau), des capteurs optiques sans contact peuvent fournir directement la forme tridimensionnelle de ces structures. Initialement développés pour de multiples applications telles que la robotique ou la reconnaissance de formes, ces capteurs de forme permettent d'acquérir un ensemble de points 3D, plus ou moins dense, répartis sur la surface de l'objet étudié. Dans les systèmes passifs constitués de deux ou trois caméras vidéo regardant la même scène, des appariements de points peuvent être obtenus facilement sur les images par corrélation, ce qui permet de reconstruire des nuages de points 3D appartenant à la surface visible (voir par exemple Faugeras (1993)). Cependant, les systèmes les plus robustes font appel à des techniques de triangulation active : une source de lumière (qui constitue l'élément actif du capteur) projette des motifs de géométrie connue sur l'objet, et une caméra vidéo visualise l'image de la scène. Connaissant la position relative de la source lumineuse et de la caméra, suite à une procédure de calibrage, il est possible de déterminer les coordonnées 3D des points de surface observés par la caméra (Besl, 1988; Peria, 1996). Parmi les appareils les plus répandus, les scanners CyberwareTM 1 utilisent la projection d'un rayon lumineux monté sur un système rotatif autour du sujet. Avec les modèles de dernière génération, l'erreur de précision de la reconstruction est de l'ordre du millimètre. Ces systèmes permettent aussi de plaquer la texture réelle de l'objet scanné sur la reconstruction 3D.

Imagerie médicale Dans la majorité des cas, l'imagerie morphologique est utilisée (tomodensitométrie (scanner), Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), échographie, etc.), qui fournit un certain nombre d'informations sur la position et la forme des structures anatomiques du corps humain. L'intérêt majeur de ce type de données, au-delà de leur utilisation clinique, est qu'il est possible d'obtenir des informations sur les structures anatomiques internes du sujet, alors que les capteurs de forme sont limités aux structures visibles de l'extérieur. A partir des images médicales, il est nécessaire de segmenter (i.e. d'identifier) les contours des structures anatomiques recherchées. Cette phase de segmentation est capitale, et très souvent difficile dans le cas des structures anatomiques déformables. De nombreuses méthodes existent, plus ou moins automatiques et robustes. Le type d'images et de méthode de segmentation étant vraiment spécifique à chaque application, nous ne pouvons pas ici en faire un inventaire. Des méthodes générales sur la segmentation d'images médicales sont par exemple décrites dans Taylor et al. (1996).

Il existe de nombreuses représentations géométriques des frontières d'un objet, et nous ne prétendons par ici en faire une liste exhaustive. Dans le domaine médical, les représentations les plus utilisées sont souvent de simples nuages de points ou des surfaces triangulées. Selon les structures anatomiques considérées, des surfaces paramétriques de type Splines, Béziers ou NURBS peuvent être utiles, voire aussi des surfaces implicites ou des représentations plus particulières (voir par exemple Laurent and Mehaute (1991)).

1. Cyberware Inc., Monterey, CA, USA. www.cyberware.com

Construction du maillage Une fois les contours du volume d'intérêt définis, le maillage volumique proprement dit doit être généré. De nombreuses techniques existent, qui varient essentiellement sur le type d'éléments utilisés, la qualité du maillage généré, et la robustesse et la facilité d'utilisation. Nous ne présentons ici que les principes des méthodes les plus utilisées. Une très bonne revue est disponible dans Owen (1998). Nous invitons également le lecteur intéressé à consulter le site web de cet auteur (<http://www.andrew.cmu.edu/user/sowen>), qui contient de nombreux papiers et une étude extrêmement complète des techniques existantes et de leurs implémentations.

Mailleurs géométriques en éléments tétraédriques De nombreux travaux ont été menés sur la génération automatique de maillages non structurés en éléments triangulaires ou tétraédriques, dans un contexte géométrique bien plus large que la méthode des éléments finis. Trois catégories d'approches se distinguent, fondées sur une triangulation de Delaunay (George et al., 1991), sur une décomposition de grille régulière (Shephard and Georges, 1991), ou les approches dites d'avancement de front (Lo, 1991; Lohner, 1996), qui partent d'une triangulation de la surface pour construire au fur et à mesure les éléments intérieurs.

Ces méthodes sont assez efficaces et surtout automatiques. Par contre, des difficultés sont rencontrées lorsque la géométrie du système à mailler est de forme ou de topologie complexe. De plus, si certaines méthodes permettent de contrôler la taille des tétraèdres, il est parfois nécessaire de décimer le maillage pour réduire le nombre d'éléments, souvent trop important pour une analyse par éléments finis. Dans ce cas, la qualité des éléments après décimation est souvent faible.

Mailleurs des logiciels éléments finis La plupart des logiciels et des bibliothèques de calcul éléments finis intègrent des algorithmes de maillage, notamment les techniques en tétraèdres présentées ci-dessus. Des méthodes de génération de maillages quadrilatères existent également, et quelques-unes en hexaèdres (Owen, 1998; Ansys, 1999a). Un aspect intéressant est que la densité du maillage est facilement contrôlable (possibilité de raffiner le maillage de manière adaptative), notamment avec les méthodes de "mapped meshing". Malheureusement, les techniques de génération en hexaèdres sont limitées à des géométries régulières et très simples.

Méthodes "voxel-based" Un cas particulier au domaine médical consiste à travailler directement à partir des images scanner ou IRM. Une étape de classification est tout d'abord nécessaire pour déterminer les pixels de chaque image qui font partie du volume d'intérêt à mailler. Cette étape, spécifique à chaque application, peut parfois être automatisée mais demande souvent beaucoup de traitements manuels. Les éléments hexaédriques du maillage sont ensuite directement les voxels sélectionnés, avec quelques tétraèdres aux frontières (Keyak et al., 1990). Ces méthodes sont assez robustes si la classification est bien faite, ce qui est souvent délicat. Par contre la surface du maillage est très peu lisse et le nombre d'éléments est extrêmement important, ce qui signifie des temps de calculs considérables pour les analyses éléments finis, sans pour

5.3. Modélisation des tissus élastiques

autant améliorer la qualité des résultats obtenus.

Génération manuelle Pour la modélisation de structures anatomiques, les géométries des systèmes sont extrêmement complexes. En général les seules méthodes automatiques utilisables sont les triangulations, mais la qualité des maillages n'est pas toujours optimale.

Dans la pratique des biomécaniciens, on constate que la priorité est souvent donnée à la construction de maillages "propres", structurés, et le plus souvent en éléments hexaédriques. Malheureusement, le prix du contrôle parfait du maillage est que chaque noeud et chaque élément du maillage doivent être définis manuellement. C'est un travail qui, on l'imagine bien, est extrêmement long et délicat. Le plus souvent, il est donc limité à un seul spécimen.

Adaptation de maillages Une approche très intéressante a été récemment introduite par Coureau et al. (2000). Un premier maillage générique est construit manuellement en insistant sur la structure et la qualité des éléments. Ce travail difficile et long est fait une seule fois. Ensuite, une méthode automatique de mise en correspondance est utilisée pour adapter le modèle existant à la géométrie d'un autre objet du même type (par exemple un fémur sur un autre). Nous avons utilisé cette technique pour la construction d'un maillage adapté à la morphologie de chaque patient. Elle sera donc explicitée plus en détail par la suite, notamment au chapitre 8.

Conclusion Nous venons de le voir, le maillage d'un modèle éléments finis est un composant à la fois déterminant pour le résultat des simulations et problématique quant à son élaboration.

Il n'est pas possible de considérer une approche comme étant toujours préférable aux autres. Le problème du maillage doit vraiment être traité de manière spécifique à chaque application. Le choix d'une méthode devra être fait en fonction de multiples critères définis à partir des besoins (maillage structuré ou non), des priorités de la modélisation (qualité des éléments, convergence, précision, temps de calcul ...) et bien sûr de l'utilisation (faudra-t-il construire un seul ou plusieurs maillages, dans quelle échelle de temps, etc.).

Chapitre 6

Méthodologie générale

Dans tout problème de modélisation, il est nécessaire de faire des choix, de poser des hypothèses de simplification, et de définir les points importants par rapport à une application donnée. Notre travail se situe dans un cadre de recherche, mais il nous semble crucial de raisonner dès maintenant en fonction des exigences de l'application clinique à laquelle nous nous intéressons, c'est-à-dire le planning en chirurgie orthognatique.

En plus des hypothèses propres à la modélisation, plusieurs problèmes se posent comme la possibilité de générer facilement un modèle spécifique à chaque patient, l'intégration du travail de modélisation dans un contexte clinique et bien sûr l'évaluation de la pertinence des simulations réalisées.

Après une présentation des différents travaux existants sur la modélisation des tissus mous de la face puis un bilan sur les aspects que nous estimons importants, nous présenterons la méthodologie générale que nous avons retenue dans cette thèse.

6.1 Bibliographie des modèles de la face

De nombreux modèles déformables du visage ont été développés depuis les années 1990. Les premiers modèles étaient plutôt destinés à l'animation graphique, mais certains ont aussi été rapidement utilisés pour la simulation chirurgicale. Dans ce cadre, les premiers travaux étaient basés sur des approches masses-ressorts, mais la méthode des éléments finis est aujourd'hui de plus en plus utilisée. Par contre, de nombreuses variations existent quant à son utilisation, aussi bien au niveau de la construction du maillage que de la modélisation mécanique.

Le nombre de modèles existants étant très important, en particulier dans le domaine de l'infographie et de l'animation faciale, nous ne prétendons pas en faire une revue exhaustive. Les travaux présentés ici sont surtout ceux ayant attiré à la simulation chirurgicale, et qui nous semblent les plus importants par rapport à notre problématique.

La présentation de ces travaux est organisée en fonction du type de modèle utilisé (masses-ressorts, éléments finis, ...). Dans la mesure du possible et quand ces informations sont disponibles, nous essayerons de décrire la méthode de génération

du maillage, les hypothèses de modélisation, les applications du modèle et le niveau de validation de la méthode proposée.

6.1.1 Modèles discrets

Waters et Terzopoulos Ces auteurs ont été parmi les premiers à présenter un modèle de visage non surfacique et intégrant les différents muscles de la face (Terzopoulos and Waters, 1990). Il est construit à partir de trois couches de masses et de ressorts pour représenter les épaisseurs de la peau: épiderme, derme et hypoderme (figure 6.1). Des ressorts représentant les principaux muscles de la face sont ajoutés dans la structure du modèle, pour pouvoir simuler la contraction des différents muscles.

Dans Waters (1992, 1996), le modèle est construit à partir d'un examen scanner. Les surfaces cutanée et osseuse du patient sont reconstruites avec l'algorithme des Marching Cubes (Lorensen and Cline, 1987). Après décimation pour réduire le nombre de triangles, les sommets de la surface cutanée sont projetés sur la surface osseuse en direction de l'axe longitudinal.

Même si l'utilisation de ce modèle pour la simulation en chirurgie maxillofaciale est évoquée (Waters, 1996), aucune donnée n'est présentée par rapport à sa précision dans ce cadre et à une étude sur des patients réels.

Une évolution de ce modèle est présentée dans Lee et al. (1995). Dans ce cas, un premier modèle *générique* est construit puis adapté à d'autres individus (figure 6.2).

Le modèle générique, qui conserve la même structure tri-couches que précédemment, a été fortement décimé afin de réduire la complexité des calculs et de permettre des simulations temps-réel. Il ne compte plus que 430 éléments.

Pour l'adapter à des individus, une reconstruction 3D à l'aide d'un scanner laser (par exemple CyberwareTM) est utilisée. Des repères du modèle de référence (bout du nez, contours des lèvres, ...) sont identifiés sur les données individuelles et utilisés pour adapter le modèle générique à la géométrie des sujets avec une méthode de type *feature-based* (voir section 8.1.3). N'ayant aucune information sur la surface osseuse (il n'y a pas d'examen scanner), l'épaisseur du modèle est fixée *a priori*. L'adéquation de la géométrie aux données individuelles n'a malheureusement pas été évaluée.

Ce modèle a été utilisé avec succès pour l'animation faciale, pour exprimer des expressions de visage très variées. Même si la densité du maillage est assez peu importante, ce qui réduit sûrement la précision des simulations, l'ajout d'une texture augmente grandement le réalisme.

Delingette et al. Les travaux de Delingette et al. (1994) sont basés sur la représentation de surfaces à l'aide de maillages simplexes. Ce type de maillage tout à fait original est caractérisé par le fait que chaque noeud a toujours le même nombre de noeuds voisins, trois pour un maillage surfacique. Ces maillages présentent des propriétés intéressantes de régularité et de manipulation.

Dans le cadre des travaux sur la chirurgie cranio-faciale, deux maillages simplexes sont utilisés pour représenter la surface cutanée et la surface osseuse de la tête. Ces

6.1. Bibliographie des modèles de la face

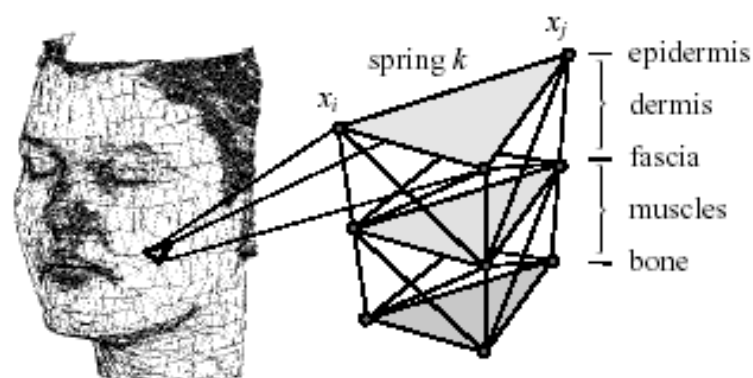


FIG. 6.1 – Élément de base des modèles masses-ressorts multi-couches de Waters (1996) ou Keeve et al. (1996) (source de cette image).

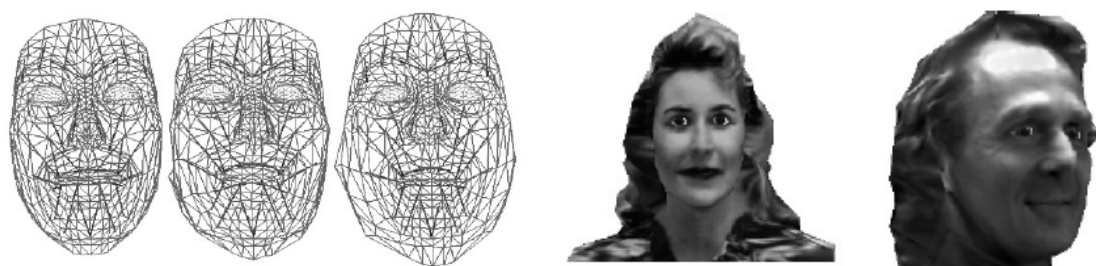


FIG. 6.2 – A gauche, le modèle générique de Lee et al. (1995) et le modèle adapté à deux individus. En gras, les directions des muscles intégrés dans la modélisation. A droite, modèles les précédents, texturés.

deux maillages sont reliés entre eux par des "muscles", eux aussi composés d'éléments simple. Les déformations du visage sous l'effet de ces muscles sont simulées, avec un schéma de résolution du second ordre du même type que ceux utilisés par les méthodes masses-ressorts.

Des travaux sont également présentés sur la simulation interactive de découpe et de manipulation tridimensionnelle des fragments osseux. Le modèle déformable peut alors être utilisé pour estimer les conséquences de ces gestes sur la surface cutanée.

Si les méthodes proposées sont intéressantes, elles n'ont jamais été appliquées à des données réelles de patients dans un cadre de planning chirurgical.

Keeve et al. Avant de développer un modèle d'éléments finis (Keeve et al., 1998) qui est présenté dans la section suivante, Keeve et al. (1996) ont travaillé sur un modèle masses-ressorts de la face pour la simulation en chirurgie orthognatique. Ce modèle est directement inspiré des travaux de Waters (1992), puisqu'une structure tri-couches de masses-ressorts est utilisée.

Pour modéliser le comportement non linéaire des tissus, la raideur des ressorts suit un schéma biphasique, afin de se rapprocher de la loi de comportement mesurée sur tissus mous par Fung (1993). Il est à noter ici que si la correspondance entre

un comportement rhéologique mesuré par expérimentation et la loi de comportement introduite dans un modèle de type éléments finis est directe, il n'en est pas de même pour une modélisation discrète de type masses-ressorts. En aucun cas le comportement du système global n'est celui affecté aux ressorts. Il est donc dommage que ces auteurs n'apportent aucune justification quant à la pertinence d'un schéma biphasique pour la raideur de chaque ressort.

Un seul modèle de patient est présenté par Keeve et al. (1996), avec une simulation d'un recul mandibulaire. Il est donc difficile d'évaluer à la fois la complexité de la méthode de construction du modèle et la précision des résultats des simulations.

Konno et al. Dans Konno et al. (1996), un modèle volumique masses-ressorts de la face est développé, intégrant les principaux muscles de la mimique faciale. Des simulations de déformations dynamiques sont réalisées de manière classique, avec des ressort à raideur constante et un schéma de résolution de type Runge-Kutta.

Un point intéressant concerne la construction du modèle. En fait, un maillage géométrique volumique en éléments hexaédriques est construit, à la manière d'un maillage éléments finis. A partir de coupes tomographiques d'un sujet, les contours de la peau et du crâne sont segmentés manuellement et représentés sous forme de courbes de Bézier. Ensuite, les deux contours sont reliés par des arêtes régulièrement espacées, et orientées en direction du centre du crâne. L'épaisseur des tissus est donc représenté sur chaque coupe scanner par un ensemble de quadrilatères. L'étape suivante consiste alors à relier les quadrilatères correspondants de chacune des coupes. Un maillage volumique en hexaèdres est ainsi construit (figure 6.3). Ensuite, des masses sont placées aux noeuds du maillage et des ressorts sur les arêtes des éléments. Des ressorts sont rajoutés pour représenter les principaux muscles de la mimique.

Ce maillage géométrique pourrait très bien servir de supports à des simulations par la méthode des éléments finis. Cependant, un modèle masses-ressorts a été préféré dans ces travaux, pour des raisons de temps de calcul et afin de pouvoir intégrer les muscles faciaux.

Seul le modèle est décrit dans ce papier, mais la problématique clinique évoquée est l'étude des paralysies faciales. Malheureusement, nous n'avons pas trouvé de suite à ces travaux qui soit plus avancée sur le plan de l'application clinique.

Teschner et al. Ces travaux sont en fait la continuité de Keeve et al. (1996). Là encore, un modèle masses-ressorts multi-couches est proposé. Les raideurs des ressorts sont réglées différemment selon leur position dans l'épaisseur des tissus. La spécificité de l'approche de Teschner et al. (1999) tient surtout dans la méthode de résolution du problème numérique, qui utilise des algorithmes de descente de gradient pour réduire la complexité. Une texture est également ajoutée au modèle.

Des simulations de repositionnements osseux sont présentées pour deux patients différents. Les résultats ont l'air cohérents mais là encore aucune évaluation, ni qualitative ni quantitative, n'est proposée. Des mouvements d'ouverture de la mâchoire

6.1. Bibliographie des modèles de la face

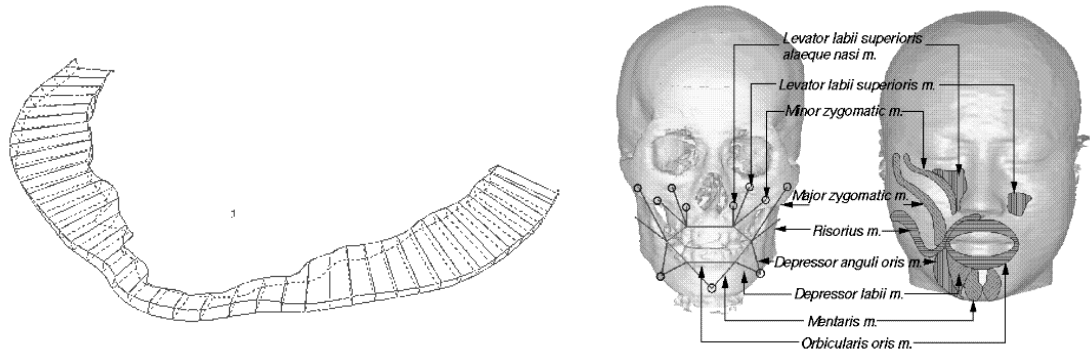


FIG. 6.3 – *A gauche, une section du maillage en hexaèdres de Konno et al. (1996), construite à partir de deux coupes tomographiques. Au centre, le maillage géométrique complet. Des masses sont placées aux noeuds du maillage et des ressorts sur les arêtes des éléments. A droite, les ressorts ajoutés au modèle pour représenter les principaux muscles de la mimique.*

sont également simulés. La position finale de la bouche est correcte, mais l'animation dynamique présentée (disponible sur le site internet de cet auteur) semble très peu réaliste.

Il est à noter que les mêmes auteurs ont aussi travaillé sur la planification de découpes de la voûte crânienne (planning d'une craniotomie), mais en simulant uniquement des repositionnements osseux (Girod et al., 2001).

Barré et al. L'approche de Barré et al. (2000) est très similaire à celle de Lee et al. (1995). Un modèle masses-ressorts multi-couches est utilisé, avec une modélisation et une résolution numérique tout à fait classiques.

Un modèle générique est établi, et adapté ensuite à des individus. Des repères 3D doivent être définis sur les données individuelles et sur le modèle, puis le modèle générique est adapté (figure 6.4) à l'aide de fonctions de déformation de type *Radial Basis Functions*. La précision de cette mise en correspondance n'est hélas pas évaluée.

Une idée très intéressante de ce papier est de définir des régions spécifiques sur le modèle générique, qui sont transposées sur le modèle individuel. Ceci pourrait être utilisé par exemple pour avoir une inférence des traits d'ostéotomies sur un patient, à partir de la définition des traits de coupes sur le modèle de référence.

Une texture construite à partir de plusieurs photographies est ajoutée sur le modèle du patient, là encore à partir des landmarks identifiés sur les photos et sur le modèle.

Même si ces travaux sont présentés pour une application en chirurgie maxillo-faciale, aucune simulation sur données patient n'est proposée.

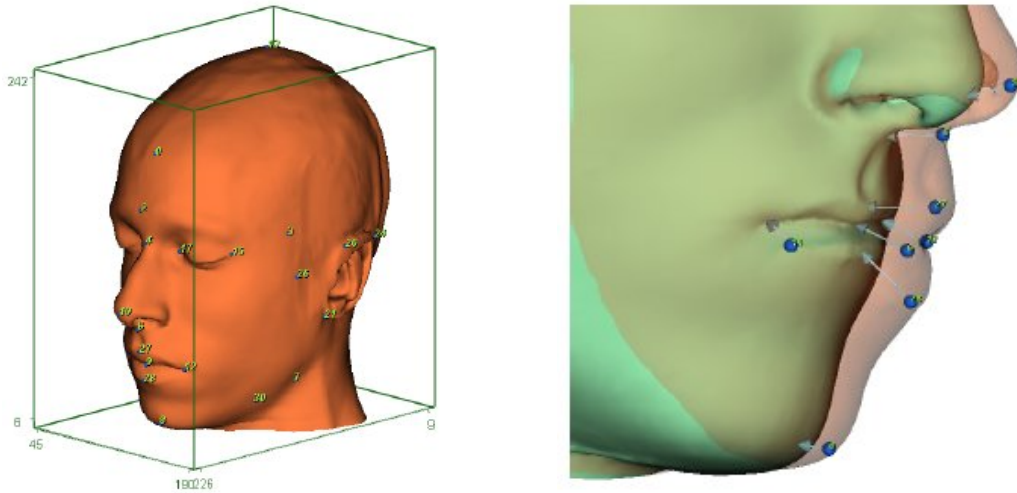


FIG. 6.4 – Une trentaine de points de référence (landmarks) sont définis sur la surface cutanée du patient et du modèle générique, puis mis en correspondance. (Source: Barré et al. (2000))

6.1.2 Modèles aux éléments finis

Les premiers travaux reportés utilisant la méthode des éléments finis pour la chirurgie maxillofaciale sont ceux de Larrabee and Galt (1986), Deng (1988) et Pieper (1991). Nous n'avons pas pu nous les procurer (il s'agit essentiellement de mémoires de thèse), mais ils sont décrits dans la littérature. Tous ces travaux sont fondés sur un modèle éléments finis surfacique de la peau, avec une résolution de maillage très faible. Ils ont surtout été développés pour étudier les déformations cutanées pour la chirurgie plastique.

Les travaux plus récents sont maintenant décrits de manière plus approfondie.

Keeve et al. Après avoir développé un modèle masses-ressorts, ce groupe a été l'un des premiers à utiliser la méthode des éléments finis pour la chirurgie maxillofaciale. La publication majeure décrivant ces travaux est Keeve et al. (1998). Ce travail ne semble plus être poursuivi aujourd'hui.

Le maillage utilisé est un maillage volumique composé de prismes. La méthode de génération est directement inspirée de celle de Waters (1992). À partir des images scanner, une surface triangulée est construite, représentant la surface externe de la peau du patient. Les sommets de cette surface sont ensuite projetés sur la surface osseuse, perpendiculairement à l'axe cranio-caudal de la tête. Le maillage ainsi construit est composé d'environ 3000 éléments prismes (figure 6.5).

Cette méthode, développée à l'origine par Waters (1992) pour générer des modèles masses-ressorts, est toutefois très délicate d'utilisation. En effet, la projection de points de surface en direction du centre de gravité n'assure pas la conservation de la topologie de la surface cutanée initiale. Dans les zones à forte courbure (par exemple dans la région des lèvres), il peut arriver que des points se superposent ou

6.1. Bibliographie des modèles de la face

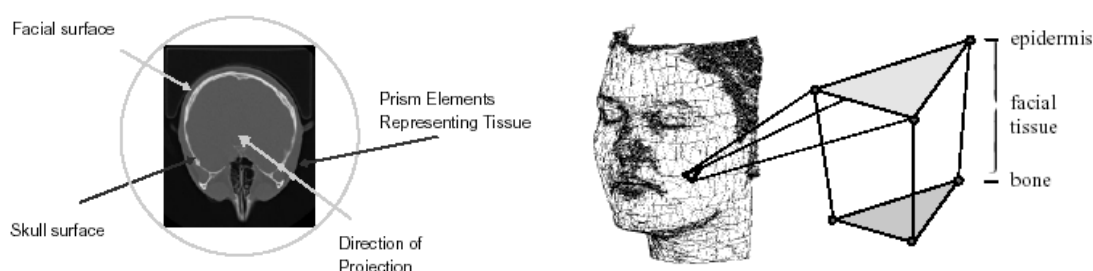


FIG. 6.5 – Construction d'un maillage en éléments prismatiques. Les sommets du maillage surfacique triangulaire de la peau sont projetés sur le crâne perpendiculairement à l'axe crânio-caudal de la tête (source: Koch et al. (1999)). A droite, le maillage en prismes de Keeve et al. (1998).

se "croisent", ce qui doit être corrigé manuellement. Ceci est très délicat à gérer dans les régions où la densité d'éléments doit être élevée, en particulier la région des maxillaires.

En termes de modélisation, une loi non-linéaire de comportement est utilisée en référence aux mesures de caractérisation de la peau de Fung (1993). Aucune hypothèse sur la grandeur des déformations n'est explicitée, mais une formulation mathématique linéaire (hypothèse de petites déformations) est utilisée.

Ce modèle des tissus mous est couplé avec un outil permettant de simuler des découps osseuses. La simulation d'un recul mandibulaire et de ses conséquences sur la morphologie sont proposés sur un cas clinique, ainsi que des données post-opératoires réelles de ce patient (photos face/profil et une reconstruction tridimensionnelle à l'aide d'un scanner laser type CyberwareTM). Malheureusement, l'analyse de la qualité du résultat n'est pas du tout discutée.

Koch et al. Ce groupe a développé un modèle éléments finis des tissus mous du visage, d'abord orienté sur l'animation graphique et la synthèse de mimiques faciales (Koch et al., 1998), puis utilisé pour la simulation en chirurgie maxillofaciale (Koch et al., 1999). Ce travail a été réalisé au département d'informatique de l'ETH Zurich, en Suisse. A notre connaissance, il n'est plus continué.

Le modèle présenté dans Koch et al. (1998) a été construit à partir des données du Visible Human (National Library of Medicine (NIH), 1995). Deux maillages surfaciques de la peau et du crâne sont reconstruits, à partir des coupes cryogéniques et tomographiques. Les surfaces générées comptent entre 20000 et 30000 triangles. La simulation des déformations est réalisée avec un modèle éléments finis, dont le maillage est la surface cutanée reconstruite. Des éléments triangulaires quadratiques sont utilisés pour avoir une continuité $\mathcal{C}^1$ de la solution. Le modèle surfacique est relié au crâne par l'intermédiaire de ressorts représentant les différents muscles de la face (figure 6.6). L'activation de ces ressorts génère un jeu de forces qui est appliqué au modèle pour simuler des expressions du visage.

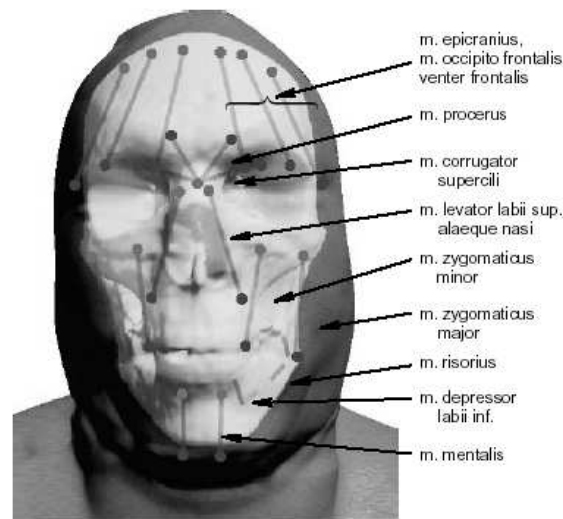


FIG. 6.6 – *Modèle FEM surfacique de Koch et al. (1998). Des ressorts reliés à la surface osseuse servent à définir des jeux de forces simulant des contractions musculaires.*

Ce premier modèle a ensuite été étendu et appliqué à la simulation de repositionnements osseux pour la chirurgie maxillofaciale (Koch et al., 1999). Pour tenir compte de l'épaisseur des tissus, les triangles de la surface cutanée sont projetés sur la surface osseuse perpendiculairement à l'axe cranio-caudal de la tête pour créer des éléments prismes. C'est la méthode initiée par Waters (1992) et également reprise par Keeve et al. (1998). Peu de détails sont donnés concernant la robustesse et la facilité d'utilisation de cette méthode de génération de maillage, mais un temps de 4 heures est indiqué.

Pour les simulations, un cadre d'élasticité linéaire en petites déformations est utilisé. La résolution prend environ une demi-heure. Ce temps relativement important est dû à l'utilisation d'éléments quadratiques. Un point intéressant concerne les paramètres rhéologiques (module d'Young et coefficient de Poisson), qui sont déterminés à partir des niveaux de gris des coupes scanner. Dans un autre article (Roth et al., 1998), les mêmes auteurs introduisent de nouvelles fonction d'interpolation (au sens de la méthode des éléments finis) de degré élevé basées sur des fonctions de Bernstein-Bézier, pour une modélisation en élasticité non-linéaire.

La méthode a été évaluée sur quatre patients, avec à chaque fois l'acquisition d'un examen tomographique pré-opératoire, et une reconstruction 3D texturée pré et post-opératoire à l'aide d'un scanner laser 3D. Les résultats semblent de bonne qualité, même s'ils sont assez peu discutés et aucune valeur quantitative finale n'est fournie. Néanmoins, ce travail d'évaluation des simulations par rapport à des données post-opératoires réelles est certainement le plus poussé parmi les travaux actuels.

Zachow et al. Les travaux du groupe de Zachow et al., au ZIB à Berlin, sont parmi les plus aboutis actuellement dans le domaine.

Le modèle éléments finis repose sur un maillage volumique composé d'éléments

6.1. Bibliographie des modèles de la face

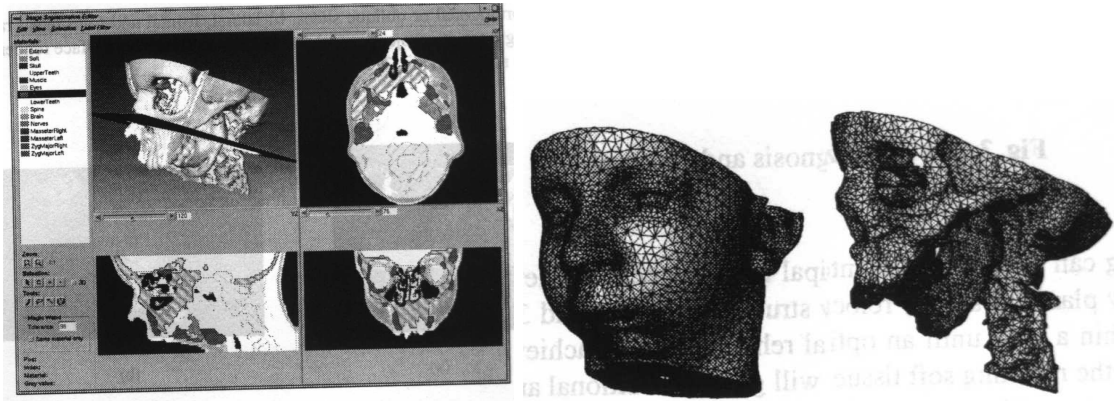


FIG. 6.7 – Travaux de Zachow et al. (2001). À gauche, segmentation semi-automatique et classification des tissus à partir des coupes tomographiques. À droite, maillage tétraédrique finalement construit.

tétraédriques, dont la construction est décrite dans Zachow et al. (2001). La première étape consiste en une segmentation semi-automatique des images tomographiques, pour labeliser les pixels en fonction des tissus auxquels ils appartiennent (figure 6.7, à gauche). Après classification des régions d'intérêt, un maillage surfacique triangulaire, non-manifold, est automatiquement généré pour chaque structure, avec une précision sub-voxel (Stalling et al., 1998). Les surfaces générées sont décimées pour réduire le nombre très important de triangles. A partir du modèle surfacique représentant *l'ensemble* des régions classifiées, un maillage tétraédrique est automatiquement construit à l'aide d'une méthode d'avancement de front (Jin and Tanner, 1993). Un algorithme est ensuite utilisé pour améliorer la qualité des éléments en vue des calculs éléments finis, mais aucun détail sur ce point n'est donné. D'après les valeurs indiquées dans Zachow et al. (2002b), l'ensemble de la tête est représenté par une surface comptant environ 200000 triangles. Le modèle volumique généré ensuite est lui composé de plus de 500000 tétraèdres (figure 6.7, à droite).

La méthode utilisée présente de nombreux avantages:

- La classification manuelle des tissus permet d'assurer une bonne définition des contours des régions d'intérêt, par des surfaces fermées et topologiquement correctes, et en enlevant d'éventuels artefacts dans les images. On peut ainsi éviter de représenter dans le modèle des structures qui ne devraient pas y être, comme cela peut arriver avec les méthodes automatiques. C'est particulièrement le cas au niveau de l'arcade zygomatique, où les tissus mous doivent passer au dessus et au dessous de l'arcade osseuse, ce qui est très délicat à traiter de manière automatique.
- Plusieurs structures "imbriquées" peuvent être incluses dans le modèle volumique final. Ceci a été récemment utilisé pour intégrer les muscles de la face (Zachow et al., 2002a). Le point qui apparaît très délicat est la segmentation des muscles à partir des images tomographiques, le signal des tissus mous étant très faible au scanner. Par contre, il est ensuite possible de créer une surface 3D entourant chacun des muscles identifiés. Le modèle final peut donc intégrer



FIG. 6.8 – Maillage intégrant les structures musculaires, segmentées à partir des coupes scanner. (source: Zachow et al. (2002a))

plusieurs structures labellisées (figure 6.8).

- Si la classification a été bien faite, la génération des maillages est très robuste.
- Même si ce point n'est pas discuté dans les papiers, on peut penser que la précision géométrique du maillage est très bonne. En effet, étant donné le nombre très important d'éléments, l'adéquation entre les surfaces triangulaires et les régions classifiées dans les images est a priori excellente.
- La densité du maillage est très importante, en particulier au niveau des maxillaires. De ce fait, la précision des simulations est a priori très bonne.

Cette méthode permet donc de créer des maillages de très bonne qualité. Au moins huit maillages de patients ont été présentés dans les différentes publications. De plus, un maillage intégrant les muscles de la face a aussi été créé (à partir d'images IRM), ce qui est quasiment une première. Ces travaux nous semblent être les plus aboutis à l'heure actuelle concernant la modélisation du visage par éléments finis pour la chirurgie maxillofaciale.

En même temps, cette technique de génération de maillage, bien que très performante, ne nous paraît pas être utilisable dans un cadre extérieur à la recherche, et en particulier en routine clinique. Le point critique est la classification semi-automatique des tissus. Même si des outils performants sont utilisés (le package de traitement d'images *Amira* dans le cas de Zachow et al.), le traitement des images reste délicat et prend plusieurs heures. Les différentes étapes de création des maillages surfaciques puis volumique sont également longues en temps de calcul, et surtout dépendantes de la bonne qualité de la classification des tissus. Il se peut que les surfaces générées ne soit pas correctes, ce qui oblige à affiner le travail de segmentation. En moyenne, il faut compter un à deux jours de travail pour construire le maillage d'un patient (sans les muscles). Ce temps de réalisation est une limitation très importante pour une utilisation de la méthode par un chirurgien dans le cadre de son planning opératoire.

Un dernier point concerne le temps de calcul nécessaire aux simulations, en raison du nombre très important d'éléments dans le maillage (au moins 500000). Pour des calculs en petites déformations et en élasticité linéaire, les temps de calculs annoncés

6.1. Bibliographie des modèles de la face

varient entre 30 secondes et 3 minutes, ce qui est raisonnable pour une utilisation en planning pré-opératoire. Par contre, le nombre très élevé d'éléments deviendra une limitation pour passer en grande déformations, qui requièrent des ressources de calcul bien plus importantes.

6.1.3 Méthodes géométriques

Schutyser et al. A partir d'un examen scanner, un modèle 3D de crâne est reconstruit. Après simulation d'une ostéotomie, un fragment osseux est replacé. Pour estimer les conséquences de ce repositionnement sur les tissus mous environnants, une méthode basée sur le déplacement de voxels est proposée (Schutyser et al., 2000), similaire à celle développée par Gibson et al. (1998) dans un autre contexte.

L'idée est d'estimer les déplacements induits sur les voxels environnants (appartenant aux tissus mous) connaissant le déplacement de certains voxels (appartenant à l'os) des coupes tomodensitométriques. Le déplacement d'un voxel est défini à partir du déplacement maximal de ses voisins, atténué par une fonction dépendant des propriétés du matériau auquel appartient le voxel. L'avantage d'une telle méthode est son coût peu élevé en temps de calcul, mais les fonctions d'atténuation utilisées ne sont pas décrites et la précision des simulations n'est pas étudiée.

Un exemple est montré pour repositionner un fragment d'os zygomatique, avec une estimation du mouvement de la surface cutanée. Par contre, aucune évaluation n'est proposée.

Xia et al. Dans Xia et al. (2000a,b,c), une méthode purement géométrique est utilisée pour estimer les déplacements des tissus mous relatifs à un repositionnement osseux. Deux méthodes sont décrites, l'une étant dédiée à la région du menton et la seconde au reste des tissus du visage.

Pour le menton, les auteurs travaillent à partir de la surface du segment osseux déplacé. Les normales à cette surface sont projetées sur la surface cutanée, ce qui va définir la direction de déplacement des points cutanés. Le sens du déplacement est déterminé par le produit scalaire entre la normale à la surface de la peau et le vecteur déplacement du segment osseux (figure 6.9).

Dans le cas d'un repositionnement autre que mandibulaire, l'algorithme est encore plus simple. Les points cutanés ne se déplacent que dans le plan axial, dans une direction normale à l'axe longitudinal. Le sens de déplacement de la peau est le même que celui du fragment osseux: s'il est avancé, la peau est avancée, et s'il est reculé la peau recule.

Un seul cas sur patient est présenté, mais sans aucune évaluation de la précision de la simulation. Toutefois, cette méthode paraît un peu limitée car il est clairement établi que la relation entre les déplacements osseux et les déformations cutanées est très complexe. Par exemple, on sait qu'un recul mandibulaire a des conséquences dans la direction verticale, en particulier un gonflement de la région des pommettes. Ce comportement ne peut être pris en compte avec la méthode proposée ici.

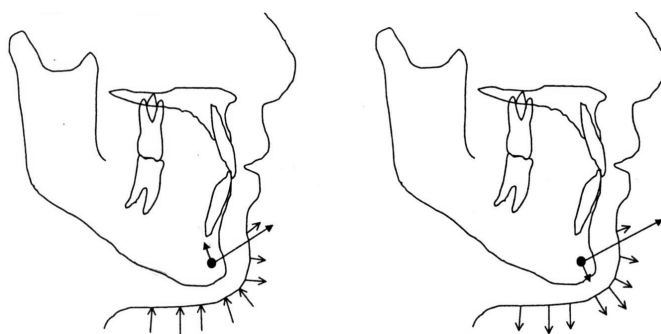


FIG. 6.9 – Dans Xia et al. (2000b), les déplacements de la surface cutanée sont déterminés de manière purement géométrique à partir du déplacement du segment osseux.

6.1.4 Autres méthodes

Sarti et al. Ces auteurs proposent une approche avec un modèle de type différences finies (Sarti et al., 2001). Ces travaux se situent dans un contexte intéressant puisqu'ils sont couplés avec des procédures de reconstruction de surfaces et de simulation de découpes osseuses.

Surtout ces auteurs proposent d'évaluer leur méthode de modélisation (qui est assez peu détaillée) par comparaison avec des données post-opératoires réelles, ce qui est à ce jour manquant dans tous les travaux de la littérature. Les auteurs annoncent disposer de données pré et post-opératoires sur 20 patients, ce qui est vraiment conséquent, mais aucun détail n'est pour l'instant donné.

6.2 Bilan et limites des travaux antérieurs

Après avoir décrit les différents travaux de la littérature, il nous semble intéressant de récapituler ce qui a été vu pour résumer la manière dont les différents points importants sont abordés, et de dresser les limites des approches actuelles.

Ce bilan peut être dressé d'un point de vue technique, avec les types de modèles utilisés et les problèmes d'élaboration de maillages, mais également en terme d'évaluation des simulations et d'intégration dans un cadre clinique.

6.2.1 Approches de modélisation

6.2.1.1 Types de modèles

Différents types de modèles ont été essayés pour la modélisation de la face, essentiellement des approches géométriques, des modèles discrets type masses-ressorts et, de plus en plus, des modèles éléments finis.

Le choix de la méthode de modélisation est en fait directement lié aux applications.

Modèles pour l'animation graphique Pour des applications en animation graphique et en synthèse d'images, les modèles discrets à particules sont certainement les plus adaptés.

L'animation du visage passe par la simulation de mouvements faciaux et de mimiques, qui résultent de la contraction des muscles de la face. Avec des modèles discrets, il est assez direct de prendre en compte les différents muscles dans la modélisation. Il suffit de placer des ressorts suivant les trajets anatomiques des fibres musculaires. L'activation de ces ressort permet de générer des forces simulant les contractions des muscles (Terzopoulos and Waters, 1990; Lee et al., 1995; Konno et al., 1996). L'intégration des muscles dans un modèle éléments finis est plus délicate. Koch et al. (1998), dont le modèle est uniquement surfacique, utilisent des ressorts extérieurs pour créer un jeu de forces à appliquer au modèle. Par contre, avec un modèle volumique des tissus mous de la face, le plus simple serait d'intégrer directement les muscles dans le maillage, ce qui est très complexe. Seuls Zachow et al. (2002a) ont récemment proposé un modèle volumique aux éléments finis intégrant les muscles.

Un facteur vraiment important pour l'animation graphique concerne les temps de calculs. En effet, l'utilisation du modèle est souvent interactive et le temps de réponse aux actions de l'utilisateur doit être, sinon immédiat, très rapide. De plus, la dynamique des simulations est souvent aussi importante que la configuration du modèle à un instant donné. Pour tous ces critères, les modèles discrets sont assurément les plus adaptés, car la résolution numérique permet ce type d'interactions temps réel. Avec la méthode des éléments finis, il n'est pas aujourd'hui possible de réaliser des calculs aussi rapides, même avec des approches de pré-calculs (Cotin et al., 1999), en particulier en dynamique.

Une question récurrente concernant les modèles déformables est la précision des simulations, c'est-à-dire l'erreur commise par rapport à la réalité. Il est admis que les modèles discrets sont généralement moins précis. En animation, ce n'est pas vraiment le point le plus important. La question cruciale est plutôt: "*est-ce que ça a l'air vrai?*" et non "*est-ce que c'est vrai?*". On parle donc de *réalisme* plutôt que de précision. Dans ce cadre, les modèles discrets ont parfaitement fait leur preuve, par exemple Lee et al. (1995). De plus, la majorité des travaux présentés utilisent des modèles texturés, ce qui augmente considérablement la qualité du rendu et suffit à masquer d'éventuelles limitations de précision pour ces applications.

Modèles pour le planning chirurgical Le critère principal pour le planning chirurgical est la précision des simulations. Même s'il est bien sûr important qu'elles soient le plus rapide possible, il n'est pas nécessaire d'avoir un modèle temps réel. Des temps de calcul jusqu'à quelques minutes sont acceptables pour du planning.

Il apparaît clairement que la méthode la plus utilisée pour des simulations précises est celle des éléments finis. Quelques approches discrètes ont été testées pour du planning (Keeve et al., 1996; Konno et al., 1996; Teschner et al., 1999), ainsi que d'autres types de modèles (Delingette et al., 1994; Schutyser et al., 2000; Binucci et al., 2002). Keeve et al. (1998), qui ont élaboré un modèle masses-ressorts et un aux éléments finis, portent nettement leur préférence sur ce dernier. De manière plus large que la modélisation de la face, la majorité des auteurs semblent aujourd'hui

converger vers la méthode des éléments finis.

Ce choix semble tout à fait justifié, en partie face aux limites des modèles discrets (section 5.3.1). La méthode des éléments finis repose sur un contexte théorique fort (la mécanique des milieux continus), et présente l'avantage d'être directement liée à la rhéologie. Dans le domaine de la biomécanique, son utilisation ne se discute pas. Pour la modélisation des tissus mous dans un contexte de planning médical, cette méthode devient de plus en plus répandue, même si d'autres approches sont parfois préférables pour les simulateurs chirurgicaux temps réel (Delingette, 1998).

Il est tout de même important de souligner que peu de travaux comparent vraiment la précision des différentes méthodes, modèles physiques ou approches plus géométriques. En fait, nous le verrons un peu plus loin (section 6.2.2.1), tous les modèles des tissus mous manquent cruellement d'évaluation par rapport à des données réelles. Il serait très intéressant d'appliquer un protocole d'évaluation (nous en proposons un au chapitre 11) à plusieurs modèles et sur les mêmes données, afin de comparer plus rigoureusement la précision des résultats.

6.2.1.2 Options de modélisation par éléments finis

Nous l'avons vu, la méthode des éléments finis est très répandue. Par contre, de très nombreuses options sont possibles quant à son utilisation, notamment sur la mécanique du matériau et sur la formulation du problème mathématique.

Hypothèses mécaniques Il est connu que l'ensemble des tissus mous de la face constitue un matériau anisotrope, viscoélastique et non-linéaire (section 5.2.2). Bien entendu, la modélisation d'un tel système est extrêmement complexe. Plusieurs hypothèses de simplification sont donc faites.

Tout d'abord, la viscosité est souvent négligée, ce qui est cohérent pour des simulations statiques ou lorsque la vitesse des déformations est faible.

Même si la structure et l'enchevêtrement complexe des muscles font que la face est assurément anisotrope, tous les auteurs considèrent pour l'instant le système comme isotrope. Dans la modélisation des tissus mous en général, seuls quelques auteurs ont jusqu'à présent intégré un comportement non isotrope, par exemple pour le coeur (Jouk et al., 1999) ou le foie (Picinbono et al., 2000).

Enfin, la loi de comportement est quasiment toujours supposée linéaire. Seuls Keeve et al. (1998) considèrent une relation non-linéaire, basée sur les mesures de rhéologie de Fung (1993). Il est regrettable que peu d'auteurs indiquent clairement les valeurs des paramètres rhéologiques retenues, en particulier le module d'Young et le coefficient de Poisson dans le cas linéaire.

Formulation A notre connaissance, toutes les simulations par éléments finis existantes à ce jour ont été réalisées sous une hypothèse de petites déformations (Keeve et al., 1998; Koch et al., 1999; Zachow et al., 2000). La raison évidente est la simplification très importante du problème, qui est ramené à un système linéaire (section 5.3.3.1). La convergence de la solution est ainsi assurée et les temps de calculs peu importants.

6.2. Bilan et limites des travaux antérieurs

Roth et al. (1998) ont essayé de travailler en grandes déformations, mais n'ont pas présenté de résultat. À noter aussi que ces auteurs utilisent des fonctions d'interpolations de degré élevé (basées sur des fonctions de Bernstein-Bézier), alors que tous les autres utilisent des éléments linéaires.

Discussion Les hypothèses des petites déformations et de linéarité mécanique sont en général tout à fait compréhensibles. Ce n'est pas une critique de noter qu'elles sont largement utilisées. Même si la complexité réelle des matériaux est évidemment plus importante, les outils de modélisation sont aujourd'hui assez limités pour aller plus loin. Par exemple, la convergence en grandes déformations n'est pas chose facile et peut demander plusieurs heures de calcul.

Par contre une étude intéressante, et que l'on ne voit hélas pas souvent dans la littérature, consisterait à évaluer l'influence des choix de modélisation sur les résultats obtenus. Il pourrait s'agir dans un premier temps de présenter les résultats avec les différentes hypothèses, même si l'idéal serait bien sûr la comparaison avec des données réelles. Étant donné l'état actuel d'avancement de l'évaluation des modèles des tissus mous (paragraphe 6.2.2.1), ceci reste difficile.

6.2.1.3 Temps de calcul

En élasticité linéaire, les auteurs rapportent des temps de calcul allant de quelques secondes à quelques minutes, en fonction essentiellement du nombre et du type d'éléments utilisés. Ces résultats paraissent raisonnables pour une utilisation en planning chirurgical.

Des travaux existent pour accélérer les temps de calcul pour des analyses linéaires (Cotin et al., 1999), par exemple pour une utilisation de la méthode des éléments finis dans un simulateur chirurgical. Des analyses sont d'abord menées pour des déplacements élémentaires dans toutes les directions. Ensuite, les résultats d'une simulation sont déduits par combinaison linéaire des résultats élémentaires pré-calculés, ce qui rend alors les calculs très rapides. Cette méthode n'est malheureusement pas applicable dans un cadre d'élasticité non-linéaire. Quelques études travaillent à l'utilisation de réseaux de neurones pour tenter d'apprendre les relations non-linéaires entre comportement de la structure et conditions aux limites (Boillat et al., 2002). Ces études n'ont, à notre connaissance, pas encore donné de résultats généralisables à tout type de géométrie.

6.2.1.4 Élaboration d'un modèle de patient

Le problème de la construction d'un modèle adapté à la morphologie d'un patient est prépondérant, et ce quelle que soit la méthode utilisée.

Données utilisées Pour des applications en infographie et dans le domaine de l'animation faciale, seules des données issues de capteurs de surfaces sont disponibles (voir section 5.3.5.3). Par conséquent, n'ayant aucune information sur la surface osseuse du sujet, les modèles développés sont soit uniquement surfacique (Larrabee

and Galt, 1986; Koch et al., 1998), soit d'épaisseur fixée a priori, le plus souvent constante (Delingette et al., 1994; Lee et al., 1995).

Pour des applications à caractère clinique, la prise en compte de l'épaisseur des tissus mous dans le modèle est indispensable, ainsi du reste que les informations sur la surface osseuse. Mis à part les premiers travaux du domaine (Larrabee and Galt, 1986; Deng, 1988; Pieper, 1991), un examen tomodensitométrique est systématiquement utilisé. Ce pré-requis est de moins en moins problématique, car malgré le caractère invasif de ce type d'imagerie il est entré dans la pratique clinique courante. Pour la construction d'un modèle des tissus mous, la supériorité de ces données est indiscutable.

Méthode de génération du maillage De manière assez surprenante, en tout cas par rapport à d'autres modèles du vivant (par exemple d'organes comme le foie ou le coeur), les maillages en éléments tétraédriques ne sont pas les plus utilisés pour la modélisation du visage. Ceci est principalement dû à la difficulté de spécifier correctement les frontières géométriques des régions à mailler, la surface cutanée et surtout la surface osseuse. Seul le groupe de Zachow et al. (2001) utilise ce genre de maillage. Par contre, l'étape de maillage proprement dite est alors précédée d'une classification manuelle des tissus sur les coupes de l'examen scanner. Ceci reste délicat et surtout très long à mettre en oeuvre, même avec des outils de traitement d'images performants.

De nombreux auteurs construisent un maillage en éléments prismatiques, par triangulation de la surface cutanée puis par projection de cette surface sur la surface osseuse du patient (Waters (1992), Keeve et al. (1998), Koch et al. (1999)). Cette méthode est intéressante, mais peut être difficile à automatiser complètement. Le principal problème est lié à la projection des sommets des triangles cutanés sur l'os. Plusieurs options sont possible pour la direction de projection: perpendiculairement à l'axe longitudinal, en direction du centre de gravité de la tête ou encore selon la normale à la surface cutanée. Dans tous les cas, il arrive que la structure de la surface initiale ne soit pas conservée lors de la projection, c'est-à-dire que des sommets se superposent ou se "croisent". Ceci est vrai en particulier dans les zones de forte courbure comme le menton, les lèvres ou les contours du nez. La correction de ces dégénérescences du maillage est délicate à réaliser, en particulier dans les régions où la densité d'éléments est importante.

Un seul auteur utilise un maillage plus structuré en éléments hexaédriques (Konno et al., 1996). Après une segmentation manuelle des coupes tomomographiques, les contours osseux et cutanés sont représentés sous forme de courbes de Bézier. L'espace entre ces deux contours est maillé dans chaque coupe avec des quadrilatères, qui sont ensuite reliés entre eux pour générer des éléments hexahédres. Ce type de traitements à partir des images médicales, qui requiert de nombreuses interventions manuelles, est très courant en biomécanique.

D'une manière générale, les maillages structurés (notamment en hexahédres) ne sont que très peu utilisés dans le domaines de la modélisation des tissus mous pour des applications en chirurgie. En fait, ceci peut s'expliquer par le temps extrêmement important nécessaire à l'élaboration d'un tel maillage qui doit, dans le cadre d'applications cliniques, être réalisé pour chaque nouveau patient.

6.2. Bilan et limites des travaux antérieurs

Facilité d'utilisation Même si les maillages de la face présentés sont généralement satisfaisants, leur construction est le plus souvent assez longue et délicate, et demande des interventions manuelles importantes. Peu d'auteurs insistent sur la difficulté de génération du modèle. Les seuls y faisant référence sont Koch et al. (1999) et Zachow et al. (2001), qui reportent un temps total de génération du maillage de respectivement 4 à 6 heures et de 2 jours.

6.2.1.5 Modèles texturés

Il est possible d'appliquer sur un modèle une texture du sujet, acquise à partir de photographies ou d'un scanner laser type CyberwareTM. Si cette technique est généralisée dans le domaine de l'animation, elle est utilisée pour le planning chirurgical par certains auteurs uniquement (Keeve et al., 1998; Teschner et al., 1999; Koch et al., 1999; Xia et al., 2000c; Barré et al., 2000).

Cette technique est facile à mettre en oeuvre, mais son coût est un facteur limitant pour une utilisation en routine clinique. D'autres techniques existent à partir de plusieurs photographies (par exemple Barré et al. (2000)), mais dans tous les cas les interactions manuelles ne sont pas négligeables et se rajoutent au temps de construction du modèle déjà important. Beaucoup d'auteurs, et nous également, s'en passent donc en préférant insister sur la précision des simulations plutôt que sur le rendu graphique.

6.2.2 Principales limites

Indépendamment des aspects techniques de modélisation, deux éléments peuvent être reprochés de manière générale à tous les travaux existants:

1. l'évaluation des simulations par rapport à des données réelles;
2. le manque de lien avec l'application clinique.

6.2.2.1 Evaluation des simulations

Plusieurs modèles de la littérature sont présentés comme dédiés spécifiquement à la chirurgie maxillofaciale. Cependant, aucun de ces travaux n'est aujourd'hui validé cliniquement, de manière quantitative. En fait très peu de cas réels avec des données patient sont présentés: Konno et al. (1996) et Barré et al. (2000) n'en présentent aucun, (Keeve et al., 1996, 1998), Xia et al. (2000b) et Schutyser et al. (2000) en présentent un seul, et Teschner et al. (1999) présentent deux cas. Le plus souvent, les auteurs présentent le modèle initial et le résultat d'une simulation, côte à côte avec des photos pré et post-opératoire du patient. Ceci est déjà intéressant, et fourni une première évaluation qualitative des simulations.

Zachow et al. (2001, 2002b) ont présenté en tout huit modèles de patient, présentés sur leur site web (<http://www.zib.de/visual/projects/cas>). Des simulations suite à différents repositionnements osseux sont comparées. Par contre, ces auteurs n'ont jusqu'à maintenant proposé aucune évaluation, même qualitative, de ces simulations.

L'évaluation proposée par Koch et al. (1999), et appliquée à quatre patients, est actuellement la plus complète. En plus des vues de face et de profil, les contours

superposés du visage avant et après opération et des simulations sont présentés. De plus, la surface cutanée post-opératoire a été acquise à l'aide d'un scanner laser CyberwareTM. Une cartographie 3D de la différence entre cette surface et la simulation des repositionnements osseux permet de localiser les zones où l'erreur est la plus importante, mais malheureusement aucune conclusion quantitative sur l'erreur commise n'est tirée. Par contre, une analyse qualitative de ces résultats d'un point de vue clinique est présentée, ce qui est très intéressant.

Enfin, Binucci et al. (2002) annoncent disposer de données scanner pré et post-opératoire de 20 patients. De telles données sont extrêmement intéressantes, en particulier l'examen tomographique post-opératoire (voir chapitre 11.2). Pour l'instant, aucune comparaison quantitative entre les simulations et l'état réel des patients n'est disponible, mais ces travaux sont à suivre avec intérêt.

6.2.2.2 Utilisation du modèle en clinique

Une limite de l'ensemble des modèles présentés est le manque de lien étroit avec l'application clinique, la chirurgie orthognatique dans notre cas.

En se référant au schéma décrivant le protocole complet de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur (figure 3.1), on se rend compte que les auteurs qui travaillent sur la simulation des déformations des tissus mous ne sont pas les mêmes que ceux étudiant les autres aspects du planning (céphalométrie, orthodontie) et la navigation per-opératoire. Ainsi, pour les quelques cas sur patient présentés, les segments osseux sont repositionnés de manière qualitative, parfois sans rapport avec le geste chirurgical réel.

De plus, la méthodologie elle-même n'est pas forcément réfléchi par rapport à une utilisation en clinique du modèle. Par exemple, la génération du modèle d'un patient est toujours longue et délicate, et requiert des interventions manuelles importantes. Or il n'est pas envisageable qu'un chirurgien consacre plusieurs heures à la génération de chaque modèle de patient, dans le cadre d'une activité de clinique normale. Ainsi, même si les approches existantes sont pour certaines très performantes, elles ne semblent utilisables actuellement que dans un cadre de recherche.

Enfin, le manque de liens entre la majorité des auteurs et des cliniciens explique en partie la difficulté d'avoir accès à des données post-opératoires, et donc le manque de validation des différents travaux proposés.

6.3 Méthodologie retenue

Nous avons choisi de développer un modèle biomécanique des tissus mous de la face en utilisant la méthode des éléments finis. Ce choix se justifie pleinement compte tenu des nombreux avantages de cette méthode qui ont été discutés dans les sections précédentes. Dans notre contexte, celui d'un protocole complet de planning en chirurgie orthognatique, des temps de calcul quasi temps-réel ne sont pas requis mais la précision des simulations est le point le plus important. La méthode des éléments finis, formulation mathématique directe des équations de la mécanique des

6.3. Méthodologie retenue

milieux continus et donc intrinsèquement liée à la rhéologie du milieu continu, nous paraît la mieux adaptée à notre application.

Par contre, l'utilisation de cette méthode telle qu'elle est décrite dans les travaux existants du domaine n'est pas adaptée à un cadre de planning en chirurgie orthognatique. Nous souhaitons en particulier insister plus sur les aspects nécessaires à l'intégration du modèle dans un protocole clinique, celui décrit précédemment dans ce mémoire, ce qui implique des contraintes importantes de simplicité et de rapidité d'utilisation. Parmi les points sur lesquels il nous semble important de travailler, on peut noter:

- le développement d'une méthode la plus simple possible de génération d'un maillage de patient, ce qui est un facteur limitant dans tous les travaux existants;
- une utilisation simple du modèle, adaptée à notre application;
- une évaluation qualitative et quantitative des résultats des simulations.

Avant de détailler tout ceci de manière précise dans les chapitres suivants, la méthodologie générale pour traiter chacun de ces points est présentée.

6.3.1 Génération de maillages de patients

Un point très important est l'élaboration du maillage du modèle. Dans un contexte de recherche, d'analyse scientifique ou par exemple de validation d'hypothèses sur les tissus mous, le point important est de disposer d'un modèle de bonne qualité. Il est donc acceptable de consacrer un temps important à sa construction.

Le problème est complètement différent dans un contexte d'application clinique où il est nécessaire de disposer d'un modèle de *chaque nouveau patient*! Une méthode *simple* et la plus *rapide* possible doit donc être fournie au praticien pour générer un maillage adapté à la morphologie d'un patient. Ces contraintes très fortes doivent être respectées pour envisager une utilisation en routine clinique d'un modèle de simulation des déformations des tissus mous.

Les approches actuellement retenues dans la littérature ne nous semblent pas adaptées à ces contraintes. Même si les maillages présentés sont pour certains très satisfaisants, leur construction est le plus souvent très longue et délicate, et demande des interventions manuelles importantes. Il nous semble donc nécessaire et important de développer une nouvelle méthode pour la génération de maillage.

L'approche que nous proposons est basée sur la construction d'un modèle *générique*, puis sur son *adaptation* à chaque nouveau patient.

Un maillage volumique générique des tissus mous de la face a tout d'abord été construit. Ce maillage, qui ne représente pas un individu en particulier, va servir de référence pour la suite du travail. Il a donc été élaboré avec soin, en essayant de respecter plusieurs critères importants: maillage structuré en éléments hexaèdres, régularité des éléments, intégration de structures internes, etc. Sa construction a été essentiellement manuelle.

Pour ne pas reconstruire un tel maillage pour chaque patient, notre méthode est de déformer le maillage de référence, à l'aide d'un algorithme de mise en correspondance, afin de conformer sa géométrie aux données morphologiques issues de l'examen scanner du patient.

Le chapitre 7 est consacré à la description du modèle générique. Dans le chapitre 8, la méthode de conformation de ce modèle à la morphologie des patients est présentée, ainsi que des résultats et une évaluation de cette technique.

6.3.2 Choix et hypothèses pour l'analyse par éléments finis

Plusieurs questions se posent quant à l'utilisation de la méthode des éléments finis, parmi lesquelles:

- Quelles hypothèses de modélisation doivent être prises concernant la mécanique du modèle et la formulation mathématique?
- Comment interfacer le modèle dans le cadre de notre application clinique?
- Quels outils utiliser pour la résolution du problème numérique?
- ...

La réalité étant extrêmement complexe, il est indispensable de simplifier. Nous l'avons vu au chapitre précédent, de nombreuses hypothèses de modélisation peuvent être faites pour estimer le comportement mécanique des tissus mous du visage. En particulier, il est possible de considérer l'élasticité des tissus comme linéaire ou non-linéaire, de tenir compte ou non de l'anisotropie due aux fibres musculaires, etc. Il est également nécessaire de faire des choix sur le contexte des simulations (petites ou grandes déformation), les conditions aux limites ou la gestion des contacts.

Notre positionnement sur ce problème est extrêmement clair: notre approche est de développer un modèle *simple*, typiquement en élasticité linéaire sous une hypothèse de petites déformations, et de l'*évaluer* de manière qualitative et quantitative par rapport à des données réelles. Il ne nous paraît pas pertinent de développer dès le début un modèle mécanique complexe et très avancé, *a priori* plus adapté, s'il n'est pas possible d'évaluer précisément l'amélioration apportée par rapport à une modélisation plus simple. C'est pourquoi un des points les plus importants de notre travail est de développer et d'appliquer un protocole d'évaluation des simulations sur des données réelles. Ce n'est que lorsque nous aurons quantifié l'erreur commise avec un modèle, même simple, que nous nous intéresserons à des hypothèses de modélisation peut-être plus appropriées.

Un point important concerne la mise en oeuvre de la méthode. De manière simplifiée, nous avons le choix entre développer notre propre solution logicielle ou utiliser des produits existants, commerciaux ou non.

En fait cette question est étroitement liée aux hypothèses mécaniques et mathématiques choisies pour le modèle. Dans un cadre d'élasticité linéaire en petites déformations et avec un matériau isotrope, la formulation et la résolution du problème sont "assez simple". Il est donc envisageable de développer nous-mêmes les outils nécessaires, ou d'utiliser des codes disponibles gratuitement comme on en

6.3. Méthodologie retenue

trouve sur le web. Dès que la modélisation se complique, par exemple pour des matériaux anisotropes ou en élasticité non-linéaire, l'implémentation devient nettement plus compliquée. Elle n'est bien sûr pas impossible à réaliser, mais l'investissement nécessaire devient très important et consiste parfois en un vrai travail de recherche. De plus, le code développé doit être validé, en premier sur des exemples simples dont une solution théorique est connue, car les sources d'erreurs sont très nombreuses.

Le but de ce travail de thèse n'est pas de développer un code éléments finis efficace, mais plutôt d'évaluer l'utilisation d'un modèle dans le cadre d'une application clinique donnée. Par conséquent, étant donné l'effort très important nécessaire au développement des outils de simulation, nous avons choisi d'utiliser des logiciels existants. Après avoir utilisé le package Castem2000TM, développé par le CEA et disponible gratuitement, nous avons convergé vers un logiciel commercial reconnu, AnsysTM.

Les avantages de cette solution sont nombreux. Tout d'abord, le temps nécessaire à l'apprentissage d'un logiciel est bien moins important que le temps de développement d'un code de calcul. De plus, ces logiciels sont très largement validés, en tout cas dans les contextes d'utilisation spécifiés. Enfin, de nombreux types de problèmes peuvent être traités avec un logiciel comme Ansys. En restant sur les analyses structurales (mais des analyses de fluides ou en thermique sont aussi offertes), il est possible de travailler en petites ou en grandes déformations, avec des hypothèses d'élasticité linéaire ou non, avec des matériaux isotropes ou anisotropes, de tester différents schémas de résolution statique, quasi-statique ou dynamique, etc. Même si nous souhaitons commencer par un modèle simple, les possibilités d'évolution vers une modélisation plus complexe sont ainsi très importantes.

Il est intéressant de noter que cette question du choix d'utilisation d'un logiciel commercial ou de développement de son propre code de calcul est très liée à la communauté scientifique. Dans les domaines de l'informatique graphique, des mathématiques appliquées, du traitement d'images et même des applications médicales, de très nombreux auteurs préfèrent développer eux-mêmes leurs propres codes. A l'inverse, dans la communauté des biomécaniciens, cette question ne se pose en général même pas, et les logiciels existants sont quasiment toujours utilisés. Ceci étant, tout n'est pas possible ni parfait dans les logiciels actuels, et de nombreux travaux de recherche sont encore naturellement menés dans l'ensemble des communautés.

Si nous avons choisi d'utiliser un logiciel existant pour la résolution des simulations avec la méthode des éléments finis, ceci ne va pas sans inconvénients.

Le problème de la génération d'un maillage adapté au patient a été évoqué dans la section précédente. Aucune des solutions disponibles ne nous paraît convenable et nous avons donc développé notre propre méthode.

D'une manière générale, l'intégration d'un modèle biomécanique dans un protocole clinique de chirurgie assistée par ordinateur n'est pas triviale. Pour notre application, nous avons besoin de manipuler des données spécifiques, par exemple des images médicales, d'utiliser des outils évolués de traitement d'images et de visualisation 3D, etc. C'est grâce à ces outils qu'il est possible de définir les propriétés géométriques ou rhéologiques du modèle, ainsi que les différents chargements (conditions aux limites, forces ou déplacements appliqués, ...) propres à la simulation de

la chirurgie d'un patient. Or il n'est pas possible, au moins à l'heure actuelle, d'effectuer ces différentes opérations dans un logiciel éléments finis standard, qui n'est pas du tout prévu à cet effet.

Par conséquent, nous avons choisi de développer notre propre logiciel pour manipuler les données patient et effectuer tous les traitements nécessaires du protocole de planning chirurgical présenté dans la partie précédente de cette thèse. Nous n'utilisons le logiciel Ansys qu'à travers des fichiers scripts, générés automatiquement pour décrire les différentes composantes du problème (maillage, modélisation mécanique, interactions, ...). Une fois le problème résolu avec le moteur de calculs éléments finis du logiciel, les résultats seront importés et traités dans notre propre environnement.

L'utilisation d'un logiciel du commerce pour la résolution numérique peut aussi être un problème si le protocole de planning que nous développons doit être un jour utilisé de manière courante dans un ou plusieurs services cliniques. Étant donné le coût tout de même important de ces logiciels, leur achat n'est pas justifiable. Nous n'en sommes pas là, et cette solution nous paraît satisfaisante aujourd'hui dans un cadre de recherche. À terme, une fois que la modélisation la plus appropriée aura été déterminée, d'autres solutions d'implémentation pourront être envisagées, soit à travers des librairies gratuites ou peu chères, soit en développant les codes de calculs nécessaires (investissement qui sera alors justifié).

6.3.3 Evaluation du modèle

Nous l'avons vu, l'ensemble des modèles décrits dans la littérature souffrent actuellement d'une même limitation: le manque de validation, en particulier de manière quantitative. De ce fait, il est délicat de comparer les différentes méthodes et d'évaluer dans quelle mesure elles sont intéressantes pour un chirurgien dans la préparation de son planning. A priori, les premiers résultats présentés dans la littérature sont cohérents, même si certains travaux nous semblent plus limités. Par contre, même si certaines simulations apparaissent de bonne qualité, il est indispensable de quantifier plus précisément les résultats obtenus.

Nous souhaitons donc pousser au maximum l'évaluation de notre modèle. Pour cela, un protocole de validation a été défini. Il requiert l'acquisition d'un scanner post-opératoire, nécessaire pour mesurer avec précision les repositionnements osseux réellement effectués pendant l'intervention. Il est ainsi possible de simuler le geste effectivement réalisé et d'évaluer l'adaptation morphologique des tissus mous de la face. Finalement, ces simulations peuvent être comparées aux données post-opératoires pour évaluer leur précision et leur pertinence.

Notre modèle des tissus mous étant développé *pour* la chirurgie orthognatique, il est normal de l'évaluer *par* la chirurgie orthognatique, ce qui n'est possible qu'en ayant une vision globale de l'ensemble du traitement médico-chirurgical. Il est ainsi important de noter que la mise en place de ce protocole d'évaluation est grandement facilitée par les outils développés dans le cadre de la procédure complète de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur, en particulier la construction céphalométrique tridimensionnelle introduite au chapitre 4.

Les détails de la procédure d'évaluation mise en place sont présentés au chapitre 11, ainsi que son application à deux cas cliniques et la discussion des premiers

6.3. Méthodologie retenue

résultats obtenus avec notre méthode de modélisation.

Chapitre 7

Maillage générique des tissus mous de la face

Nous l'avons vu dans les premières parties de ce mémoire, les tissus mous de la face constituent un système extrêmement complexe d'un point de vue anatomique et fonctionnel. Vouloir le reproduire avec exactitude dans ses moindres détails n'est pas réaliste, et même impossible avec les méthodes actuelles de modélisation.

Il est donc nécessaire de simplifier le modèle. Le tout est de bien définir les objectifs de l'utilisation du modèle, ce qui doit être pris en compte et avec quel niveau de description. La difficulté est de trouver le meilleur compromis entre simplicité et réalité¹.

Le maillage du modèle est un élément essentiel puisque c'est lui qui représente la géométrie du système étudié. De ses propriétés dépend le niveau de raffinement de la modélisation, de la description qualitative de la forme globale de la face à une modélisation fine des tissus faciaux, avec leurs structures musculaires, graisseuses, sanguines et nerveuses.

Ce chapitre présente les différentes étapes de construction du maillage générique des tissus mous de la face.

7.1 Caractéristiques du maillage générique

Les propriétés requises pour le maillage doivent être définies à plusieurs niveaux, essentiellement sur la géométrie globale à représenter et le niveau de description des structures anatomiques internes. Il est aussi important de tenir compte de critères de "qualité" du maillage pour la méthode des éléments finis (type d'éléments, densité, ...).

7.1.1 Dimension du modèle

La première question à se poser concerne la dimension du modèle. Une majorité des travaux à caractère clinique, presque toutes les céphalométries osseuses et les premières études sur l'évolution des structures molles (Boutault et al., 1986) ont

1. *"Ce qui est simple est toujours faux, ce qui ne l'est pas est inutilisable."* Paul Valéry.

été réalisées sur une vue de profil, dans le plan sagittal médian. Cette approche bidimensionnelle est limitée car les déformations de la face consécutives à des repositionnements osseux sont réellement tridimensionnelles. Une manière simple de s'en rendre compte est de se placer face à un miroir et de bouger la mandibule d'avant en arrière et de haut en bas. Si les directions de tels mouvements restent dans le plan sagittal, leurs conséquences en termes de modification de la morphologie (des pommettes au menton) se traduisent par des déformations dans ce plan sagittal, mais aussi dans les autres directions.

Il est donc préférable que le modèle réalisé soit tridimensionnel. Dans le passé, ceci était une contrainte très forte en raison de la nature des données médicales (radiographies) et des temps de calcul nécessaires aux modèles biomécaniques, suffisamment prohibitifs pour justifier d'une modélisation bidimensionnelle plus simple. Aujourd'hui, depuis la généralisation des techniques d'imagerie tridimensionnelle (scanner tomodensitométrique, IRM, ...) et grâce à l'évolution constante des algorithmes et des calculateurs, ces problèmes sont moins importants. Ainsi, les modèles biomécaniques récents de la face sont tous tridimensionnels.

7.1.2 Épaisseur

Un autre point concerne l'épaisseur que doit avoir le maillage. Nous l'avons vu au chapitre 1, l'épaisseur des tissus mous de la face est très inhomogène sur l'ensemble du visage, variant de quelques millimètres à plus d'un centimètre. Certains modèles de la littérature sont surfaciques ou d'épaisseur constante (Larrabee and Galt, 1986; Deng, 1988; Pieper, 1991; Delingette et al., 1994; Lee et al., 1995; Teschner et al., 1999), ce qui est acceptable pour des applications en animation mais pas pour une problématique clinique, où il est nécessaire d'utiliser un maillage *volumique* qui représente au mieux l'épaisseur des tissus mous de la face. La surface extérieure, visible, doit naturellement correspondre à la morphologie du patient. La surface intérieure du maillage doit elle correspondre au mieux à la surface osseuse réelle. Ceci est tout d'abord important d'un point de vue biomécanique, puisque l'épaisseur du maillage (en quelque sorte la "quantité" de tissus) influence directement les résultats des simulations. Ensuite, notre modèle va être utilisé pour simuler le remodellement des tissus mous suite à des repositionnements des segments osseux d'ostéotomie. Si le maillage n'est pas bien plaqué aux surfaces osseuses, les contraintes appliquées au modèle biomécanique ne correspondront pas de manière précise à l'interaction réelle entre bases osseuses et tissus mous.

Il est donc important que le maillage soit volumique et que son épaisseur soit non constante et le plus proche possible de l'épaisseur réelle des tissus mous de la face.

7.1.3 Représentation de structures internes

Une question très importante est le niveau de description des structures anatomiques: faut-il considérer les tissus mous de la face comme une seule entité ou bien représenter chacune des structures internes qui les composent (muscles, graisses, glandes, vaisseaux, ...)?

7.1. Caractéristiques du maillage générique

On imagine bien que vouloir représenter avec précision et exactitude la complexité anatomique de la face n'est pas réaliste, voire totalement impossible. Par contre, il peut être intéressant d'intégrer dans le maillage certaines structures internes comme les principaux muscles masticateurs ou de la mimique faciale. La difficulté est donc de trouver le bon compromis entre la simplicité et la complexité du modèle.

Pour décider des structures à représenter dans le modèle, une solution est de réfléchir en termes de capacité de modélisation: *que sait-on faire?*

Dans la littérature des travaux de modélisation des tissus mous de la face, les auteurs ont souvent cherché à discerner dans le modèle d'une part les différentes couches dermiques (épiderme, derme et hypoderme) et d'autre par les principaux muscles. Les modélisations intégrant ces structures sont toutes des approches de type masses-ressorts (Lee et al., 1995; Waters, 1996; Keeve et al., 1996; Teschner et al., 1999), ou des modèles surfaciques auxquels sont attachés des "muscles" (Delingette et al., 1994; Koch et al., 1998). La précision de ces détails anatomiques est souvent peu importante: les modèles eux-mêmes sont surfaciques ou d'épaisseur non-réaliste, et les muscles sont positionnés *a priori*.

Avec les approches utilisant la méthode des éléments finis, quasiment tous les auteurs considèrent les tissus mous de la face comme une seule entité, sans discerner de structures internes. La seule exception est le travail très récent de Zachow et al. (2002a) qui présente un modèle intégrant les muscles de la mimique. En fait la grande difficulté dans le cas des modèles éléments finis est que la solution la plus simple pour représenter des structures internes est de les intégrer directement dans le maillage, c'est-à-dire de les représenter à l'aide d'éléments particuliers. L'ensemble des éléments représentant une entité (par exemple un muscle) doivent être parfaitement identifiés, et leur agencement doit représenter au mieux la géométrie de la structure considérée.

Un des avantages de définir ainsi les structures internes est qu'il est possible de leur affecter des paramètres rhéologiques spécifiques, par exemple une rigidité particulière ou une direction privilégiée de déformation. Ceci est notamment intéressant pour les muscles, puisqu'il est possible de déterminer la direction des fibres d'un muscle en connaissant les éléments du maillage qui le composent.

Bien entendu, la grande difficulté est l'élaboration du maillage. Zachow et al. (2002a) ont utilisé leur méthode de classification (voir section 6.1.2, page 108) pour segmenter manuellement les différents muscles de la face à partir d'un examen scanner¹. Ensuite, les différentes structures ont été maillées séparément puis regroupées dans un seul maillage, qui compte environ un million d'éléments (!). Ce travail a pris plusieurs mois. Une autre solution, plus souvent utilisée dans le domaine de la biomécanique, est de construire manuellement un maillage structuré, en général avec des éléments hexaédriques. Kleiven and von Holst (2002) ont par exemple construit un modèle de la tête intégrant plusieurs entités comme le crâne, le squelette facial, la dure-mère, le cerveau ou les muscles du cou (figure 7.1). La construction d'un tel modèle est évidemment très longue et délicate, mais conduit à un maillage structuré

1. ce qui nous paraît tout de même extrêmement délicat à partir de cette modalité d'imagerie...

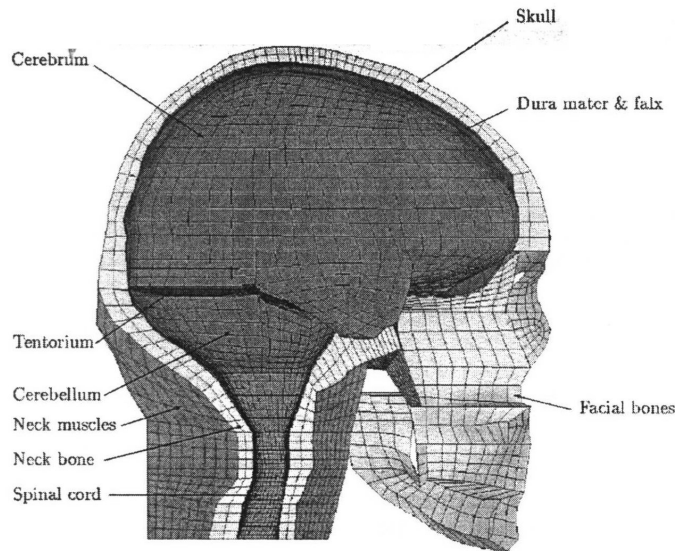


FIG. 7.1 – Maillage de la tête de Kleiven and von Holst (2002), intégrant différentes structures anatomiques.

très propre, en utilisant des éléments hexaèdres ayant de bonnes caractéristiques numériques. De plus le nombre d'éléments reste tout à fait raisonnable et donc compatible avec une utilisation en situation de planing chirurgical.

7.1.4 Propriétés du maillage générique

Nous avons décidé de construire un maillage volumique, structuré, en éléments hexaèdres, et intégrant deux types de structures internes: les différentes couches dermiques et quelques-uns des principaux muscles de la mimique.

Le maillage est donc composé de deux couches superposées d'éléments représentant respectivement le derme et l'hypoderme. L'épaisseur de ces deux couches d'éléments n'est pas constante pour intégrer la variabilité de l'épaisseur des tissus mous sur l'ensemble du visage. La motivation pour séparer les couches dermiques est de pouvoir les représenter avec des propriétés mécaniques spécifiques. L'épiderme, situé en périphérie, étant très fin, nous ne l'avons pas représenté directement par une couche d'éléments, mais ceci pourrait très bien être fait dans un second temps (par exemple à l'aide d'éléments coques).

De la même manière que nous avons séparé les couches dermiques, certains muscles de la mimique sont intégrés géométriquement dans le maillage. L'agencement et la géométrie des éléments représentant les muscles ont été définis de manière cohérente avec une description anatomique, pour représenter au mieux le trajet des fibres musculaires, leur orientation et leurs insertions. L'intérêt de représenter les muscles par des éléments clairement identifiés est tout d'abord de leur affecter des propriétés mécaniques spécifiques, notamment un comportement orthotrope tenant compte de la direction des fibres. Un autre avantage est qu'il est possible de simuler

la contraction de tel ou tel muscle de la face, par exemple pour l'étude des mimiques faciales.

7.2 Construction du maillage

Le maillage dont nous parlons dans cette section est le maillage *générique* de notre protocole, qui sera ensuite conformé à chaque nouveau patient pour l'application en chirurgie maxillofaciale.

Une question importante est de savoir s'il est préférable que ce maillage représente un visage "quelconque", celui d'un individu particulier ou bien un visage "normalisé" issu par exemple de données statistiques. Le problème soulevé ici n'est pas simple, et nous y reviendrons dans les perspectives sur la construction d'un maillage adapté au patient, au chapitre 9.5.

En fait, cette question ne s'est pas posée en ces termes au début de notre travail. Comme il est très difficile de créer totalement la structure volumique d'un maillage sur une géométrie aussi compliquée que le visage, nous avons recherché s'il existait déjà des maillages de la face pouvant servir de base. Plusieurs maillages de visage ont déjà été développés, notamment pour l'animation graphique, mais il s'agit principalement de maillages surfaciques ou de maillages tétraédriques non structurés qui nous semblait peu convenir à nos besoins. Finalement, nous avons pu travailler à partir d'un maillage développé à l'ICP (Institut de la Communication Parlée) à Grenoble par Guiard-Marigny et al. (1996) pour de l'animation de visage de synthèse. Bien que surfacique, ce maillage présente l'avantage d'être composé essentiellement de quadrilatères, organisés de manière très structurée (figure 7.2).

Pour avoir une information sur l'épaisseur à donner au maillage, nous avons donc travaillé avec un modèle standard de crâne, positionné de manière *a priori* à l'intérieur de la surface. Même si une erreur importante est introduite ici, nous ne disposons pas à l'époque de données scanner qui nous auraient permis d'extraire des informations cutanées et osseuses d'un même sujet.

7.2.1 Structure globale

La première tâche a été de créer un maillage volumique à partir de la surface de départ de Guiard-Marigny et al. (1996), qui représente la surface cutanée *externe*. Elle a été dupliquée une première fois avec un facteur d'homothétie pour créer une surface *intermédiaire* qui représente l'interface entre le derme et l'hypoderme. Une nouvelle transformation a permis de créer la surface *interne*, limite entre les tissus mous et le squelette, réduite pour "coller" le plus possible au modèle de crâne. Deux couches d'éléments volumiques ont été définies en reliant les noeuds correspondants de ces trois surfaces (figure 7.3). Elles sont constituées principalement d'hexaèdres, construits par assemblage de deux quadrilatères, et de quelques prismes générés à partir des éléments triangulaires des surfaces initiales. La couche extérieure d'éléments représente les tissus du derme. Son épaisseur, quelques millimètres, est quasi-constante. La couche intérieure du maillage, qui représente l'hypoderme, n'est par contre pas d'épaisseur homogène. Certains noeuds ont été manuellement déplacés

pour donner plus d'épaisseur aux éléments, notamment à l'intérieur des joues. Nous avons pour cela utilisé un modèle de squelette générique positionné *a priori*, manuellement, par rapport à la surface cutanée (figure 7.4, à gauche). Les noeuds internes du maillage ont été déplacés pour coller à ce modèle de crâne.

Le maillage initial fourni par Guiard-Marigny et al. (1996), ne comprenait pas de lèvres. Heureusement, nous avons pu obtenir de l'ICP un modèle paramétrique de lèvres¹. En jouant sur les paramètres de ce modèle, une surface labiale dont la forme s'insère au mieux dans le maillage de visage a été générée. Cette surface a servi de point de départ pour créer un maillage volumique bi-couches de lèvres, suivant le même procédé que pour le visage. Les noeuds de la couche interne des lèvres ont toutefois été repositionnés pour donner un meilleur arrondi à la forme des lèvres. Ce maillage de lèvres a pu être intégré dans le maillage de la face, en modifiant la position de certains noeuds et la définition des éléments frontières. Certaines régions du maillage ont été raffinées par rapport à la surface initiale, pour augmenter le nombre d'éléments dans les zones où les déformations seront plus importantes, en particulier autour des lèvres.

Au final, le maillage générique, présenté figure 7.4, est composé de 4215 noeuds et 2884 éléments (répartis en deux couches de 1448 éléments). La plupart des éléments sont des hexaèdres (plus de 90%), les autres étant des prismes.

Le maillage généré a les lèvres ouvertes. Comme la plupart des patients ont les lèvres fermées lors de l'examen scanner, nous avons réalisé un deuxième maillage générique avec les lèvres (presque) fermées. Pour l'adaptation à la morphologie du patient, le maillage générique ayant la position des lèvres la plus adaptée sera utilisé.

7.2.2 Intégration de muscles de la mimique

7.2.2.1 Choix des muscles modélisés

Comme nous l'avons vu au chapitre 1, la structure musculaire de la face est composée de deux groupes de muscles, les muscles masticateurs responsables des mouvements de la mâchoire et les muscles peauciers, qui jouent sur la mimique et la physionomie. Bien que tous les muscles soient importants, il paraît délicat de tous les prendre en compte dans la modélisation, essentiellement du fait de l'enchevêtrement très complexe des différentes fibres musculaires. Dans un premier temps, nous ne souhaitons intégrer dans le modèle que les muscles qui nous paraissent les plus importants, le but étant d'évaluer la faisabilité de l'approche que nous proposons pour la modélisation des structures musculaires. Si les résultats sont satisfaisants, le modèle sera modifié en conséquence pour prendre en compte l'ensemble des muscles de la face.

Pour commencer, nous avons choisi de ne pas insérer les muscles masticateurs dans le modèle. Ces muscles devront être intégrés à partir du moment où l'on souhaitera modéliser les mouvements mandibulaires, par exemple pour un modèle de

1. merci à Lionel Reveret!

7.2. Construction du maillage

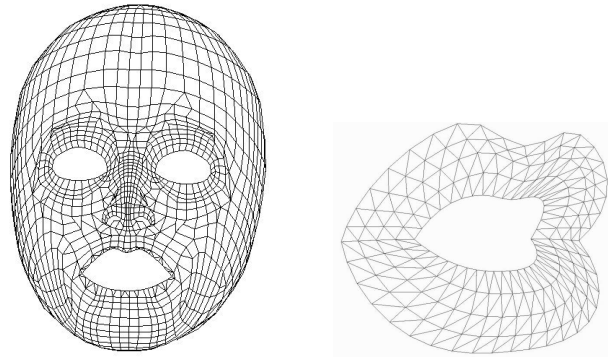


FIG. 7.2 – Surface initiale de Guiard-Marigny et al. (1996), et le maillage surfacique de lèvres fourni par l'ICP.

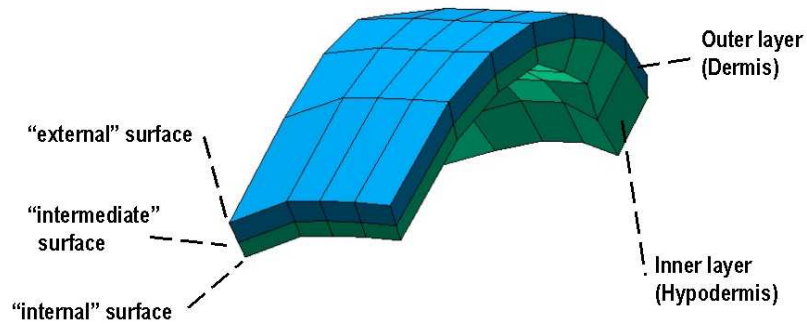


FIG. 7.3 – Vue en coupe du maillage volumique générique. D'épaisseur non constante, il est composé de deux couches d'éléments représentant le derme et l'hypoderme. Les noeuds du maillage forment trois surfaces externe, intermédiaire et interne.

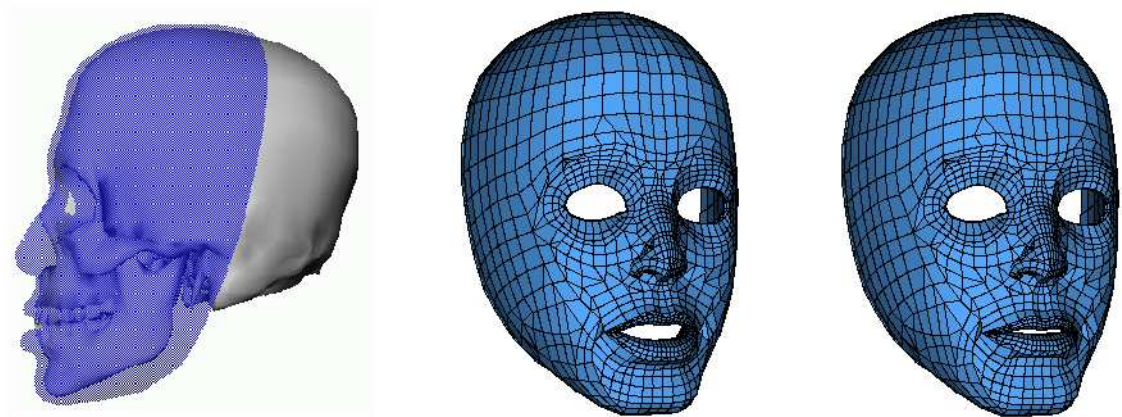


FIG. 7.4 – Vues 3D du maillage générique finalement créé, avec le modèle de crâne ayant servi de support pour spécifier l'épaisseur du maillage. Au milieu et à droite, vues du maillage avec les lèvres ouvertes ou fermées.

synthèse vocale ou pour évaluer les conséquences fonctionnelles d'un repositionnement osseux.

Nous avons choisi de focaliser avant tout sur les muscles peauciers, et en particulier sur les muscles agissant directement sur les mouvements de la commissure des lèvres (figure 7.5). Pour simplifier encore, les muscles se confondant ou ayant une action similaire ne sont représentés que par une seule entité dans le modèle. Par exemple, le muscle Buccinateur et le Risorius sont très proches l'un de l'autre, et mêlent leur fibres à l'approche de la fusion avec le muscle Orbiculaire. En termes fonctionnel, ces deux muscles ont une action similaire de rétraction de la commissure des lèvres. Un seul des deux muscles est donc intégré dans le modèle, ici le Buccinateur qui est le muscle dominant anatomiquement et fonctionnellement.

Les muscles finalement inclus dans le modèle pour décrire et modéliser les mouvements des commissures des lèvres sont ceux qui s'insèrent directement sur la commissure, à savoir l'Orbiculaire des lèvres, les petits et grands Zygomatiques, Risorius, Buccinateurs, et les muscles Triangulaires des lèvres.

7.2.2.2 Insertion des fibres musculaires

De la même manière que nous avons séparé les couches dermiques, le corps de chaque muscle est représenté par certains éléments clairement identifiés dans le maillage. Ceci permet d'attribuer des propriétés mécaniques spécifiques aux muscles, en particulier pour tenir compte de l'orientation des fibres musculaires. Pour définir ces éléments "musculaires", certains noeuds du maillage volumique ont dû être repositionnés, et l'agencement des éléments (leur nombre, type et connectivité) modifié. Même si cette définition des zones musculaires reste approximative, nous avons essayé de refléter au mieux les observations anatomiques présentées au cours du premier chapitre de cette thèse. La figure 7.6 représente l'ensemble des muscles faciaux intégrés dans le modèle générique.

Les muscles de la mimique étant surtout superficiels, ils sont insérés seulement dans la couche externe d'éléments, et non dans toute l'épaisseur du maillage. Pour modéliser les insertions osseuses des fibres musculaires, les noeuds de la couche interne du maillage situés sous les éléments musculaires seront bloqués (voir chapitre 10).

Si l'on souhaite intégrer dans le modèle les muscles masticateurs, dont les fibres sont souvent plus profondes et croisées par rapport aux muscles peauciers, les éléments de la couche interne pourront être utilisés, ou une nouvelle couche d'éléments pourra être définie à cet effet.

7.3 Limites du modèle générique

Avant de continuer plus en avant dans cette thèse, nous pouvons d'ores et déjà discuter de quelques limites du maillage générique que nous avons développé.

Un première limite très importante est que le maillage n'est certainement pas assez étendu en arrière et sur le cou. Les déformations faciales suite à des repositionnements osseux sont généralement très visibles au niveau des angles gonioniques,

7.3. Limites du modèle générique

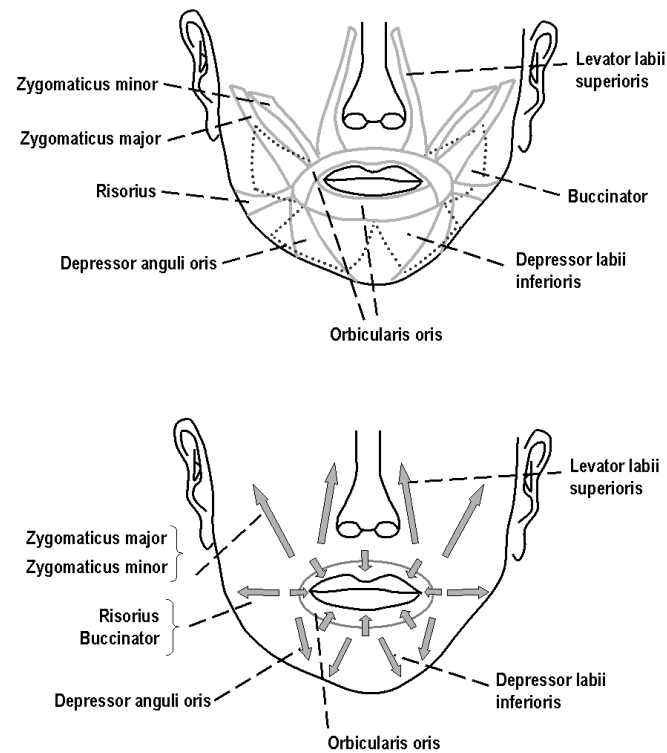


FIG. 7.5 – Les principaux muscles de la mimique faciale impliqués dans les mouvements des lèvres et les directions principales de déformations pour la production d'expressions faciales.

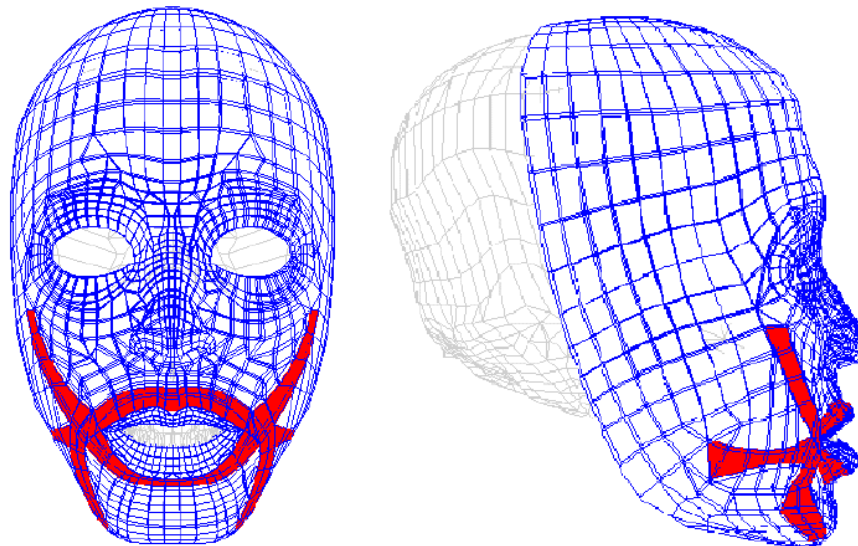


FIG. 7.6 – Muscles intégrés dans le maillage générique. Ils sont représentés dans le maillage par une séquence de quelques éléments agencés pour suivre au mieux la géométrie du muscle.

et le profil de l'angle cervico-mentonnier peut également être modifié de manière importante.

D'autres limites concernent la forme du maillage. La morphologie de ce modèle générique est en fin de compte assez particulière: il est plutôt prognathe (promandibulie) et la forme du nez et des lèvres (surtout la lèvre inférieure) est assez spéciale. De plus l'épaisseur du maillage a été fixée en utilisant une surface osseuse de référence placée *a priori*, manuellement, par rapport à la surface externe (figure 7.4, gauche). Nous nous sommes rendus compte par la suite que le maillage générique est en fait bien trop fin dans la plupart des régions. Enfin, certains sillons de la face, notamment les sillons nasolabials, devraient être marqués en modifiant l'agencement des éléments.

Les muscles intégrés sont définis de manière cohérente, mais avec une précision faible par rapport à l'anatomie réelle. D'autres muscles devraient également être ajoutés, notamment les muscles élévateurs et abaisseurs des lèvres ainsi que l'ensemble des muscles de la mastication. D'autres structures pourraient aussi être intégrées dans le modèle, comme les yeux ou les oreilles. Même s'il ne s'agit pas d'éléments déterminants par rapport à notre application clinique, ceci améliorerait nettement l'aspect général du modèle. Il est important de noter qu'avec la méthode utilisée pour représenter des structures internes (via des éléments définis manuellement), une description anatomique plus fine intégrant l'ensemble des muscles, des glandes, les aponévroses, les vaisseaux ou des nerfs ne paraît pas à ce jour possible dans le modèle biomécanique, en tout cas si l'on veut respecter les contraintes d'utilisation auxquelles nous sommes soumis (modèle de chaque patient, calculs suffisamment rapides, ...)

Enfin, nous avons tenté de définir des éléments hexaèdres les plus réguliers possibles. Pour autant la forme de certains d'entre eux n'est pas très satisfaisante, surtout au niveau des ailes du nez.

7.4 Conclusion

Un maillage générique des tissus mous de la face a donc été construit, volumique, d'épaisseur non constante et intégrant certains des muscles de la face. Il est difficile d'évaluer le temps exact nécessaire à l'élaboration manuelle d'un maillage structuré comme celui-ci. Pour donner un ordre de grandeur, sa construction s'est étalée sur les trois à quatre premiers mois de cette thèse.

Malgré plusieurs limites importantes, le maillage générique décrit dans ce chapitre a été utilisé pour la suite du travail. En fait, l'idée au début de cette thèse était de développer un premier maillage des tissus mous de la face puis d'évaluer les différents points de notre méthodologie que sont l'adaptation d'un modèle de référence à un patient et l'intégration dans un protocole de planning chirurgical. Ceci a été fait et sera présenté dans les parties suivantes.

Nous nous rendons compte maintenant, avec du recul et au vu des résultats obtenus, de l'ensemble des limites de ce premier maillage générique, mais toutes n'étaient pas évidentes lors de sa construction. Nous le verrons dans les perspectives, il apparaît aujourd'hui indispensable de reprendre ce modèle générique. Pour autant,

7.4. *Conclusion*

nous avons pu montrer la faisabilité de notre approche et obtenir des résultats. En ce sens le modèle générique initial a parfaitement permis de remplir les objectifs que nous nous étions fixés.

Chapitre 8

Conformation du maillage générique au patient

Après une explication de la méthodologie retenue, notre technique pour conformer le maillage générique des tissus mous de la face à la morphologie de chaque nouveau patient est présentée.

Ce travail a fait l'objet de plusieurs publications dans des actes de conférences et dans la revue *Medical Image Analysis* (Chabanas et al., 2003).

8.1 Méthodologie

Le maillage des tissus mous du visage décrit précédemment a été construit manuellement, de manière assez soignée et en intégrant des propriétés structurales qui nous paraissaient importantes. Étant données la complexité et la longueur de cette tâche, il n'est bien évidemment pas envisageable de reconstruire à la main un tel maillage pour chaque nouveau patient. Le principe de notre méthode est donc d'adapter ce maillage "générique" existant à la morphologie de chacun des patients, en se basant sur les informations issues des examens médicaux. Cette méthode d'adaptation se doit d'être à la fois robuste, rapide et le plus automatique possible. C'est une condition *sine qua non* pour une utilisation en pratique clinique, où le temps est un élément crucial pour le chirurgien.

L'approche que nous avons retenue est basée sur l'algorithme du *Mesh-Matching* développé par Couteau et al. (2000). Il s'agit d'adapter un maillage éléments finis de référence à des données individuelles en utilisant une méthode de mise en correspondance 3D/3D entre les noeuds du maillage et des informations sur la morphologie du patient.

Après avoir introduit le principe de fonctionnement des méthodes de recalage, la méthode de mise en correspondance *octree-spline* utilisée par le Mesh-Matching est présentée. Il nous paraît important d'expliquer de manière assez détaillée cette méthode, même si ce n'est pas forcément nécessaire pour la compréhension du fonctionnement du Mesh-Matching. Cela nous semble par contre important afin de mieux saisir notre contribution par rapport à cette méthode, qui sera développée par la suite lors de la présentation de l'application au modèle de visage. Nous verrons ensuite

quelles sont les difficultés à appliquer ces algorithmes de mise en correspondance à des maillages volumiques pour la méthode des éléments finis. Finalement la méthode du Mesh-Matching est présentée.

8.1.1 Principes de la mise en correspondance

De manière générale, un problème de mise en correspondance (aussi appelé recalage, ou aussi *registration* ou *matching* en anglais) consiste à trouver la transformation géométrique permettant d'adapter un ensemble de données A à la forme d'un autre ensemble de données B . De nombreuses méthodes ont été proposées dans le domaine de la vision par ordinateur ou de l'imagerie médicale (Lavallée, 1996). De manière générale, les différentes étapes de la mise en correspondance sont :

1. définition d'une relation;
2. représentation des données;
3. définition d'une fonction d'énergie;
4. optimisation de cette fonction d'énergie.

8.1.1.1 Définition d'une relation

La relation entre les données A et B est représentée par une transformation géométrique T qui peut être globale ou locale, rigide ou élastique.

Une transformation est dite globale lorsque qu'elle s'applique de la même manière à toutes les données. La modification d'un paramètre de la transformation affecte de façon identique l'ensemble des données. Au contraire, une transformation est dite locale si les données sont transformées de façon individuelles. La modification d'un paramètre de la transformation n'affecte alors qu'une partie des données.

Une transformation est dite rigide lorsqu'elle déplace des données mais ne les déforme pas. Le recalage rigide est très utilisé, le plus souvent lorsque les données A et B représentent une même structure (qui n'a pas été déformée) dans deux référentiels différents. Les applications dans le domaine médical sont très nombreuses. Il peut s'agir par exemple de mettre en correspondance deux examens de modalité différente (Peria, 1996) ou de localiser et de suivre dans l'espace un objet de forme connue (Troccaz et al., 1998). Une transformation rigide peut être représentée par une matrice de rotation $R(3,3)$ et un vecteur de translation à trois composantes $t = (tx, ty, tz)^t$. La représentation la plus courante d'une matrice de rotation utilise les angles d'Euler, mais d'autres existent par exemple à l'aide de quaternions ou d'un vecteur rotation (voir par exemple Faugeras and Hebert (1986)). La mise en correspondance élastique (ou non rigide, par opposition au cas précédent) consiste non seulement à déplacer mais aussi à déformer les données A pour les adapter aux données B . De nombreuses applications existent, par exemple pour étudier une structure qui se déforme au cours du temps (par exemple le foie sous l'influence de la respiration), ou pour recalculer des images d'un organe en mouvement (typiquement le coeur). Il peut aussi s'agir de mettre en correspondance une même structure chez deux patients, ou encore de recalculer des données statistiques (atlas) et individuelles.

8.1. Méthodologie

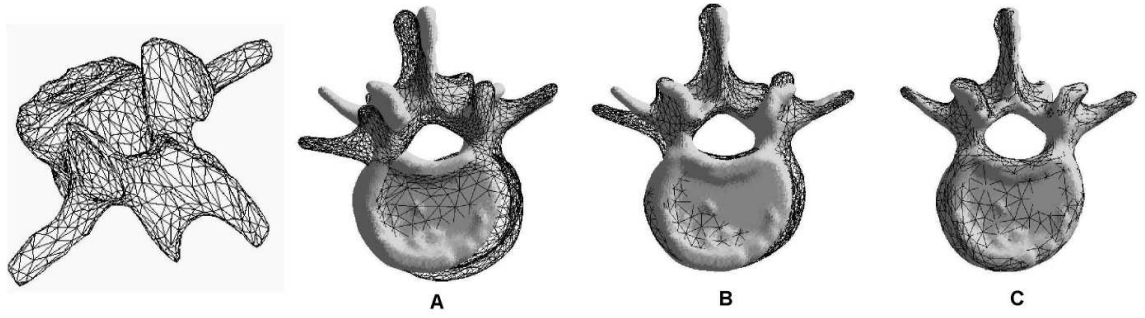


FIG. 8.1 – *Illustration de la mise en correspondance d'un modèle de vertèbre (à gauche) sur des données patient. A: positionnement initial. B: recalage rigide. C: déformation élastique. Image d'après Troccaz et al. (2002).*

Une transformation élastique peut être définie par une grande variété de modèles. Dans le cas de déformations globales, la solution la plus simple consiste à combiner des facteurs d'homothétie avec une transformation rigide (Bajcsy and Kovacic, 1989). Pour des déformations locales, une modélisation par des fonctions polynomiales ou splines est souvent utilisée. Szeliski and Lavalée (1996) proposent de représenter la déformation par un octree-spline, qui est une structure polynomiale par morceaux, mais adaptative et hiérarchique. (Feldmar and Ayache, 1996) proposent aussi une représentation par des regroupements de fonctions localement affines. La plupart du temps, la transformation T résulte de la combinaison d'une transformation rigide, d'une fonction de déformation globale, et de transformations locales. Les méthodes de *Free Form Deformation (FFD)* sont également très utilisées en informatique graphique (Sederberg and Parry, 1986; Coquillart, 1990). Elles consistent à déformer les surfaces à partir de points de contrôles, un peu à l'image des surfaces de Bézier.

8.1.1.2 Représentation des données

Les structures de référence A et B peuvent être de natures différentes, et de nombreuses représentations géométriques sont possibles (points, droites, courbes, surfaces, ...). Les problèmes les plus courants dans notre domaine concernent la mise en correspondance de deux surfaces 3D. Leur représentation n'est pas forcément identique, il est possible de recaler deux nuages de points 3D comme de recaler un nuage de points sur une surface. D'autres applications nécessitent de recaler des points appariés, c'est-à-dire deux ensembles de N points dont les coordonnées sont connues respectivement dans les référentiels Ref_A et Ref_B .

8.1.1.3 Définition d'une fonction d'énergie

Le rôle d'une fonction d'énergie (aussi dite de coût ou de disparité) est de représenter l'écart entre les données A et B . La plupart du temps, cette fonction de coût repose sur la distance entre les données B et les données A transformées par T . La définition de cette distance dépend de la représentation des données utilisée et des informations disponibles, ce qui est généralement propre à chaque application. Le

plus souvent, les distances euclidiennes point/point ou point/surface sont utilisées, mais il est possible d'intégrer d'autres informations, par exemple différentielles.

Dans le cas du recalage élastique, la fonction d'énergie intègre généralement des paramètres de régularisation de la transformation. L'ajustement de ces paramètres permet de définir un compromis entre l'adéquation aux données et la conservation de la forme initiale.

En prenant l'hypothèse d'un bruit gaussien, une formulation de la fonction d'énergie de type moindres carrés est très souvent utilisée.

8.1.1.4 Optimisation de la fonction d'énergie

Plus les deux structures sont éloignées et/ou de forme différentes, plus l'énergie est élevée. Le problème de la mise en correspondance est donc de trouver les paramètres p de la transformation T permettant de minimiser cette énergie. Très peu de méthodes donnent des solutions directes, excepté pour des problèmes de recalage rigide de points appariés (Arun et al., 1987). Par conséquent, les techniques d'optimisation font généralement appel à des procédures non linéaires itératives, le plus souvent basées sur des méthodes de descente de gradient.

8.1.2 Méthode de recalage 3D/3D par octree-spline

De nombreuses méthodes existent, différentes sur la représentation de la transformation, la fonction de coût et la résolution (Lavallée, 1996). Nous présentons ici la méthode octree-spline développée par Szeliski and Lavallee (1996), que nous avons utilisée pour notre travail. La spécificité de cette méthode de recalage élastique 3D/3D tient à la représentation de la déformation élastique, qui est calculée à l'aide d'un octree-spline, une structure polynomiale par morceaux, adaptative et hiérarchique.

8.1.2.1 Formulation du problème

La formulation mathématique du problème est présentée dans le cadre du recalage d'un nuage de points sur une surface. Même si la méthode peut être utilisée avec des données de natures différentes (par exemple un recalage de deux nuages de points) la formulation reste identique, seul le calcul de la distance sera différent.

Le plus souvent, les données les moins denses sont déformées sur les données les plus denses. Si c'est le modèle le plus dense qui doit être transformé (par exemple pour déformer un atlas de vertèbre sur quelques points acquis sur le patient), la transformation est d'abord calculée entre les données patient et l'atlas, mais c'est l'atlas qui est déformé par la transformation inverse T^{-1} . Les données patient ne sont généralement jamais déformées.

Le problème de mise en correspondance 3D/3D est d'estimer le vecteur de paramètres p de la transformation T qui associe un ensemble de points de surface $\{q_i, i = 1..N\}$ dans un référentiel Ref_A à une surface S dans un référentiel Ref_B . Le but est de trouver les paramètres p tels que les points transformés $r_i = T(q_i, p)$ soient tous sur la surface S . Ce problème complexe n'admet généralement pas de

8.1. Méthodologie

solution analytique. Une formulation du problème de type moindres-carrés est donc proposée, en définissant la fonction d'énergie E suivante :

$$E(p) = \sum_{i=1}^N \frac{1}{\sigma^2} [\text{dist}(T(q_i, p), S)]^2 + R(p) \quad (8.1)$$

où $\text{dist}(T(q_i, p), S) = \text{dist}(r_i, S)$ est la distance entre les points transformés et la surface S , σ^2 est la variance associée à la mesure i , et $R(p)$ est une fonction de régularisation de la déformation.

D'autres contraintes peuvent étes rajoutées à la fonction d'énergie selon les applications, par exemple pour ajouter des points appariés, ou pour contraindre spécifiquement certaines régions de l'espace.

8.1.2.2 Transformation T et octree-spline

La transformation T est ici une composition de deux transformations, une transformation rigide globale T_g et un ensemble de déformations élastiques locales T_l .

$$T(q_i, p) = T_g(T_l(q_i, p), p) \quad (8.2)$$

T_g est représentée classiquement par une transformation rigide à six degrés de liberté, trois paramètres de translation et trois angles d'Euler pour la matrice de rotation.

La représentation de l'ensemble des déformations locales est assurée à l'aide d'un octree-spline.

Définition de l'octree Un octree est une décomposition de l'espace en une grille cubique adaptative. En partant de la boîte englobante de la surface S , chaque volume cubique est subdivisé en huit sous-cubes (d'où le nom d'octree) de manière récursive. Cette grille n'a pas besoin d'être uniforme : une maille de l'octree n'est subdivisée que si elle contient encore des données et que la résolution maximale (ou profondeur) n'a pas été atteinte. On obtient ainsi une subdivision plus précise autour de la surface, et plus grossière lorsque que l'on s'éloigne de la surface. Pour des raisons de régularité, des mailles voisines ne peuvent pas avoir un niveau de subdivision trop différents. Certaines sont donc subdivisées même si elles ne contiennent plus de données, car leur mailles voisines sont de profondeur plus importante (figure 8.2).

Représentation des transformations locales T_l L'octree ainsi construit sert à représenter les déformations locales T_l . A chaque sommet de l'octree est donc associé un vecteur déplacement $u_{jkl} = (u_x, u_y, u_z)_{jkl}^t$, qui fait partie des paramètres p de la transformation totale T à déterminer. Le déplacement local à appliquer en un point est calculé par interpolation des vecteurs déplacements situés aux sommets de la maille de l'octree qui contient ce point. Une interpolation tri-linéaire est utilisée, basée sur le produit tensoriel volumétrique de fonctions B-splines.

La transformation locale d'un point s'écrit donc :

$$T_l(q_i, p) = q_i + \sum_{j,k,l} u_{jkl} B_j(x_i) B_k(y_i) B_l(z_i) \quad (8.3)$$

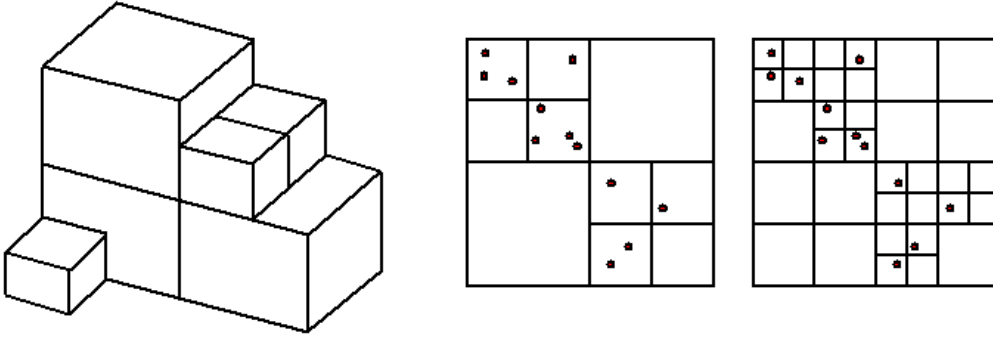


FIG. 8.2 – A gauche, octree simple à deux niveaux. Au milieu et à droite, subdivisions aux niveaux k et $k+1$.

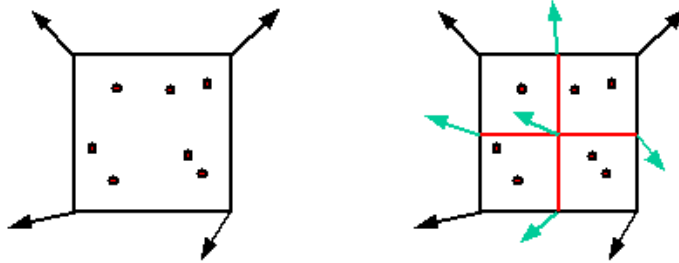


FIG. 8.3 – Lors de la subdivision d'une maille de l'octree, de nouveaux vecteurs déplacement sont interpolés aux noeuds apparaissant.

où les B_s sont les fonctions B-spline de base pour chaque direction, et u_{jkl} les vecteurs déplacement coefficients de l'interpolation spline (inclus dans le vecteur paramètre p recherché). Du fait que les fonction B-spline de base ont un support réduit, seuls quelques uns des paramètres u_{jkl} contribuent à la déformation du point q_i , ceux situés aux mailles de l'octree contenant le point.

Minimisation multi-levels La minimisation de la fonction de disparité est réalisée itérativement, en subdivisant de plus en plus l'octree à chaque étape. Au départ, les points à transformer sont placés dans une grille assez grossière, et l'algorithme de minimisation est appliqué avec le jeu de paramètres p correspondant à ce niveau de subdivision. A l'étape suivante, l'octree est subdivisé augmentant alors le nombre de paramètres. De nouveaux vecteurs déplacement sont interpolés aux nouveaux noeuds créés (figure 8.3). Une nouvelle minimisation est ensuite réalisée. Ceci est répété jusqu'à ce que la profondeur maximale de l'octree ait été atteinte.

8.1.2.3 Calcul de la distance

Dans le cas le plus courant, une distance euclidienne est utilisée. Si le problème consiste à mettre en correspondance deux nuages de points, la distance d'un point r_i à S est définie par la distance euclidienne minimale entre r_i et l'ensemble des points de S . Si S est une surface (par exemple triangulaire), on peut retenir la distance minimale entre r_i et son projeté sur cette surface. De très nombreuses expressions

8.1. Méthodologie

de distances existent, dépendant de la nature des données et du problème à traiter. Une bonne illustration des problèmes rencontrés est proposée dans Fleute (2001). Nous reviendrons sur ce problème à la section 8.2.4.

Pour accélérer les calculs, et quand cela est possible (c'est le cas des distances euclidiennes), une carte de distance est définie. Il s'agit en fait d'un octree comme celui utilisé pour représenter les fonctions de déformation locales T_l , mais les informations stockées aux sommets de l'octree sont cette fois les distances entre ces sommets et la surface S . Le calcul de la distance d'un point à la surface et donc obtenu par interpolation linéaire entre les distances des sommets de la maille de l'octree contenant ce point.

8.1.2.4 Gestion des outlyers

Si la distance d'un point à la surface est supérieur à un seuil limite, fixé en fonction de la taille des données, on considère que ce point n'a pas de correspondant acceptable sur la surface. Il est alors considéré comme une donnée aberrante (outlyer) et n'est pas retenu dans le calcul de la fonction d'énergie.

8.1.2.5 Paramètres de régularisation

Suivant Szeliski and Lavalée (1996), deux termes de régularisation de la déformation de l'octree sont ajoutés.

Le premier terme R_0 tend à minimiser la norme de chaque vecteur attaché à un sommet de la grille, en fonction du niveau de subdivision. Le but est d'éviter des déplacements trop importants pendant une étape de la minimisation.

$$R_0(u_{jkl}) = H(u_{jkl})\|u_{jkl}\|^2 \quad (8.4)$$

$H(u_{jkl}) = h_j + h_k + h_l$, où les h_s sont les longueurs des arêtes de l'octree qui partent du noeuds jkl (figure 8.4). Seuls trois voisins sont considérés pour un vecteur u_{jkl} . La relation avec les noeuds restant est en fait prise en compte dans le calcul de R_0 en ces noeuds.

Le second terme R_1 minimise la différence entre un vecteur déplacement et les vecteurs déplacement qui l'entourent dans l'octree, pondéré cette fois par la distance entre les sommets voisins. Ce critère évite que des points voisins soient déplacés dans des directions trop différentes, ce qui aurait pour effet de ne pas conserver la forme initiale des données. Pour chaque vecteur, le terme de régularisation avec ses trois voisins dans les directions X , Y et Z est définie comme :

$$R_1(u_{jkl}) = (h_j\|u_{j+1,k,l} - u_{jkl}\|^2 + h_k\|u_{j,k+1,l} - u_{jkl}\|^2 + h_l\|u_{j,k,l+1} - u_{jkl}\|^2) \quad (8.5)$$

où h_s est la longueur de l'arête partagée par les deux vecteurs considérés .

Ces critères de régularisation sont pondérés dans la fonction de disparité globale. En leur donnant plus d'importance, la conservation de la forme initiale des données $\{q_i, i = 1..N\}$ à transformer est favorisée, au détriment de leur adéquation à la surface S . Si au contraire on donne peu d'importance à ces paramètres, les données vont se recaler au mieux sur la surface, mais de grosses déformations par rapport à la forme initiale sont acceptées.

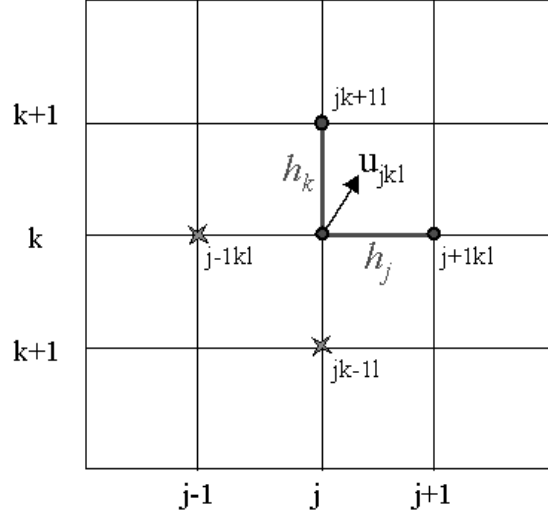


FIG. 8.4 – Les critères de régularisation R_0 et R_1 sur un vecteur u_{jkl} dépendent uniquement des noeuds voisins de ce vecteur (illustration en 2D ici).

8.1.2.6 Résolution du problème de minimisation

L'expression complète de la fonction de disparité s'écrit :

$$E(p) = \sum_{i=1}^N \frac{1}{\sigma^2} [\text{dist}(T(q_i, p), S)]^2 + \rho_0 \sum_{jkl} R_0(u_{jkl}) + \rho_1 \sum_{jkl} R_1(u_{jkl}) \quad (8.6)$$

où les vecteurs $u_{jkl} = (u_x, u_y, u_z)_{jkl}^t$ sont inclus dans le vecteur de paramètres p . Les coefficients ρ_0 et ρ_1 permettent de pondérer les critères de régularisation.

Le problème est de trouver les paramètres p^* minimisant $E(p)$:

$$E(p^*) = \min_p E(p) \quad (8.7)$$

Ce problème de minimisation aux moindres carrés non-linéaire est résolu à l'aide de l'algorithme de Levenberg-Marquardt (Press et al., 1986), choisi pour ses bonnes propriétés de convergence. La première étape consiste à déterminer les paramètres de la transformation rigide globale T_g . Puis les paramètres élastiques sont estimés. Le problème de minimisation est résolu pour chaque niveau de subdivision de l'octree. Une fois la solution trouvée, l'octree est subdivisée et l'opération réitérée, la solution de l'itération précédente étant prise comme position initiale, et ce jusqu'à ce que la profondeur maximale de l'octree ait été atteinte.

8.1.3 Adaptation de maillages éléments finis

L'idée d'adapter un maillage de référence à des individus n'est pas nouvelle. Le principe est de mettre en correspondance les sommets du maillage (soit un nuage de points) avec des données qui représentent la structure dont on souhaite avoir un maillage.

8.1. Méthodologie

Plusieurs auteurs ont déjà proposé des travaux en ce sens, par exemple dans le domaine de l’animation graphique (Lee et al., 1995; Barré et al., 2000; Mao et al., 2000). Le principe utilisé par ces auteurs est de définir manuellement sur les données individuelles des points de référence (*feature points*, ou *landmarks*) qui sont identifiés dans le modèle. Ensuite, les points appariés sont recalés à l’aide d’une fonction de déformation élastique, qui est ensuite appliquée à l’ensemble du modèle. Les inconvénients de cette approche sont qu’il est nécessaire de définir manuellement les points de référence, et que la précision est limitée dans les régions où aucun point n’est défini. Pour l’application maxillofaciale, on souhaite minimiser les interactions de l’utilisateur lors de la génération du maillage d’un patient. Or la définition de points de référence requiert du temps (leur nombre devant être relativement important) et peut s’avérer délicate. Sur la surface osseuse, il est possible de travailler avec des repères anatomiques assez facilement identifiables. C’est ce qui est fait pour la construction céphalométrique 3D présentée au chapitre 4. Par contre, la définition précise et répétitive de points anatomiques est beaucoup plus ambiguë sur la peau. Il peut donc y avoir une erreur importante sur la précision de ces points, ce qui risque de limiter la qualité du résultat de l’adaptation du modèle au patient. A moins d’utiliser un nombre très important de repères, la précision dans les zones où aucun point n’est défini est limitée. Les méthodes utilisant des points de référence ne nous semblent donc pas les plus adaptées à notre application.

D’autres auteurs utilisent des méthodes automatiques de recalage 3D/3D pour adapter un atlas à des individus. C’est ce qui est fait dans Fleute (2001) pour générer des modèles de fémurs et de vertèbres (figure 8.1).

Les méthodes de mise en correspondance ont donc déjà été utilisées avec succès pour déformer des maillages sur des données individuelles. Par contre, il s’agit toujours de maillages surfaciques, utilisés pour de la visualisation ou par des modèles discrets type masses-ressorts. Notre cas est un peu différent, puisque :

- notre maillage est volumique,
- il est utilisé pour des simulations avec la méthode des éléments finis.

L’extension des méthodes évoquées ci-dessus à des modèles volumiques pour les éléments finis est-elle directement et facilement réalisable?

Concernant le fait que le maillage est volumique, on peut penser que oui. L’idée est de n’utiliser que les noeuds situés sur la frontière du maillage (ou ceux représentant une caractéristique disponible dans les données patient) pour la mise en correspondance, mais d’appliquer la déformation à l’ensemble des noeuds. C’est le principe de l’algorithme du Mesh-Matching, qui va être présenté maintenant. D’autres approches existent, utilisant directement les informations de niveaux de gris dans un volume d’images médicale (Papademetris et al., 2001; Sermesant et al., 2002).

Par contre, un problème majeur est lié au fait de déformer le maillage d’un modèle éléments finis. À la différence d’un maillage purement géométrique, les éléments d’un maillage aux éléments finis servent de support à la résolution d’un problème mathématique. Ils doivent donc remplir plusieurs conditions assez fortes de régularité (cf. section 5.3.4.3). Or les méthodes de mise en correspondance ne travaillent qu’à partir d’informations géométriques, sans assurer la conservation de la régularité du

maillage. Il peut donc arriver que le maillage transformé, même s'il est adapté à la morphologie du patient, ne puisse être utilisé pour des simulations par éléments finis pour des raisons numériques de régularité. Une méthode a donc été développée pour corriger d'éventuels éléments irréguliers. Elle est présentée section 8.1.5.

8.1.4 Algorithme du Mesh-Matching

Le principe de l'algorithme du Mesh-Matching (Couteau et al., 2000), développé en collaboration entre le laboratoire de biomécanique du CHU Purpan de Toulouse et le TIMC à Grenoble, est de mettre en correspondance les noeuds d'un maillage de référence avec des données morphologiques d'un patient, ce qui permet de générer un modèle éléments finis de ce patient.

L'algorithme se décompose en plusieurs étapes :

1. définition d'un maillage éléments finis générique,
2. segmentation des données patient,
3. mise en correspondance.

Seules les deuxième et troisième étapes sont nécessaires en utilisation clinique pour construire le maillage d'un nouveau patient, le modèle initial n'étant construit qu'une seule fois.

L'algorithme du Mesh-Matching a été développé et évalué initialement sur des modèles du fémur. Il est présenté dans ce contexte. La méthode de régularisation de maillage pour la méthodes des éléments finis sera ensuite introduite.

8.1.4.1 Modèle générique de fémur

Un modèle de référence de fémur a été développé par Béatrice Couteau, de Toulouse, dans le cadre de sa thèse (Couteau et al., 1998). Du fait de la complexité de la géométrie du fémur, il n'a pas été possible de générer un maillage satisfaisant à l'aide des méthodes classiques de maillage automatique (voir section 5.3.5.3). Le problème se posait en particulier au niveau de la tête fémorale, où les couches d'éléments hexaédriques devaient être orthogonales à l'axe courbé du fémur proximal. Le maillage a donc été généré manuellement. Les contours extérieurs ont été segmentés sur l'examen scanner d'un fémur sec, pour générer une surface 3D. Cette surface a été divisée par des plans successifs, orthogonaux à l'axe du fémur, qui ont ensuite été reliés entre eux à l'aide d'éléments hexaédriques ou prismes. Le maillage construit est volumique (figure 8.5). La régularité des éléments de ce maillage a été validée (Couteau et al., 2000), le rendant ainsi parfaitement adapté pour servir de maillage générique de référence.

8.1.4.2 Extraction des données patient

Pour la mise au point de la méthode, dix fémurs secs ont été passés au scanner, avec des coupes tous les 4mm pour les extrémités proximale et distale, et 20mm sur le corps du fémur. La surface osseuse extérieure a été segmentée manuellement à

8.1. Méthodologie

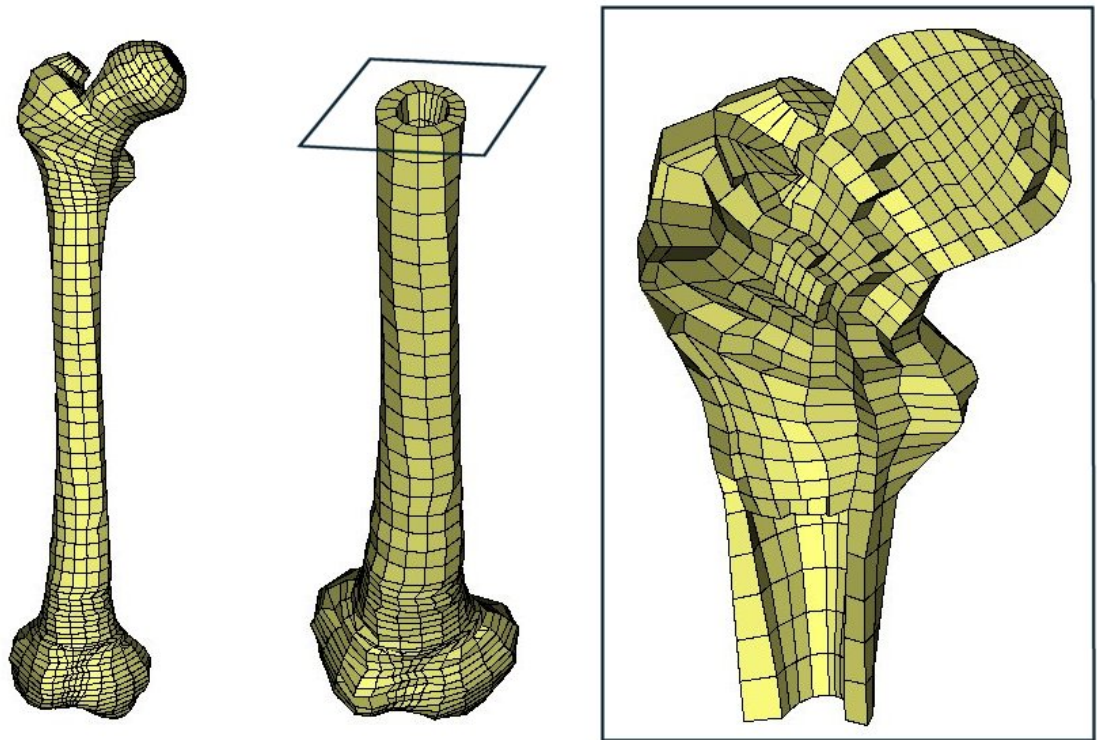


FIG. 8.5 – Maillage de référence de fémur développé par Couteau et al. (1998). Les éléments hexaédriques sont agencés de manière orthogonale par rapport à l'axe courbe du fémur, en partie au niveau de la tête fémorale. La diaphyse fémorale est creuse, alors que les épiphyses sont remplies d'éléments hexaèdres.

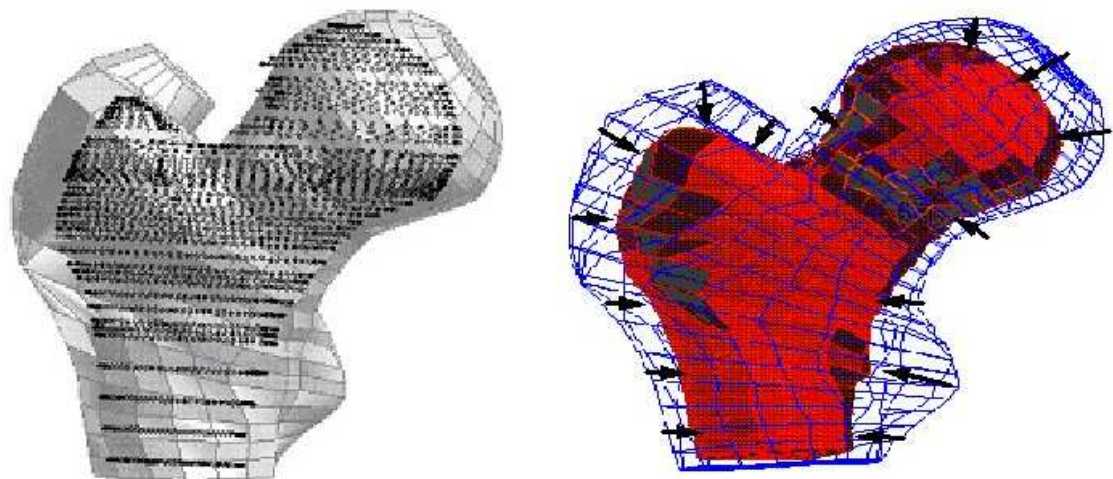


FIG. 8.6 – A gauche, le maillage de référence et le nuage de points segmenté sur les images scanner d'un fémur. A droite, le maillage conformé à la géométrie du fémur sec.

partir des images. Finalement, un nuage de points 3D situés sur la surface de chaque fémur est disponible. L'étude s'est tout d'abord concentrée sur la région de la tête fémorale, qui est la zone d'intérêt pour l'étude des fractures du col du fémur, et aussi l'endroit le plus délicat du maillage.

8.1.4.3 Mise en correspondance

L'algorithme octree-spline a été utilisé pour mettre en correspondance les noeuds extérieurs du maillage de référence avec le nuage de points segmenté sur les images scanner d'un fémur sec. Une fois la fonction de déformation calculée, elle est appliquée à l'ensemble des noeuds du maillage générique, y compris les noeuds intérieurs au maillage. Tous les noeuds sont placés dans l'octree déformé, et le déplacement de chaque noeud est calculé par interpolation des vecteurs déplacements des sommets de l'octree.

La figure 8.6 montre le maillage de référence superposé avec les données d'un fémur sec, puis le maillage de fémur spécifique créé après transformation.

Cette phase de recalage est automatique, et les calculs prennent moins de 30 secondes sur une station de travail standard (Couteau et al., 2000).

8.1.4.4 Régularité des éléments

La méthode a été mise au point et testée sur dix têtes fémorales ayant une géométrie différente. Les dix modèles de Couteau et al. (2000) ont été générés avec succès, en conservant une régularité similaire à celle du modèle générique.

8.1.4.5 Discussion

La méthode du Mesh-Matching est très prometteuse puisqu'elle permet de générer automatiquement et très rapidement des maillages adaptés à des géométries spécifiques. C'est donc une alternative très intéressante par rapport aux méthodes classiques de maillage, en particulier pour les maillages volumiques en éléments hexaèdres.

Un pré-requis à l'utilisation de cette méthode est de disposer d'un maillage de référence de la structure que l'on souhaite étudier. Même si cela peut apparaître comme un facteur limitant, c'est aussi une opportunité de développer des maillages optimaux, même s'il faut le faire manuellement. Le simple fait de savoir que l'on n'aura pas à renouveler cette opération peut libérer des ambitions, et faire accepter le temps à passer pour la construction de ce maillage ! De plus, de nombreux maillages existent déjà, et on peut espérer pouvoir disposer d'un nombre très important de modèles de structures du vivant dans les prochaines années.

Une limite de la méthode telle que décrite dans Couteau et al. (2000) concerne la régularité des éléments. Des tests supplémentaires ont été réalisés pour étudier la robustesse de la méthode avec plus de maillages et des géométries plus complexes (en particulier notre modèle de visage). Luboz et al. (2001a,b) ont montré que certains éléments peuvent devenir irréguliers suite à la déformation du maillage. Une méthode automatique de régularisation du maillage a donc été proposée. Elle est décrite dans la section suivante.

8.1. Méthodologie

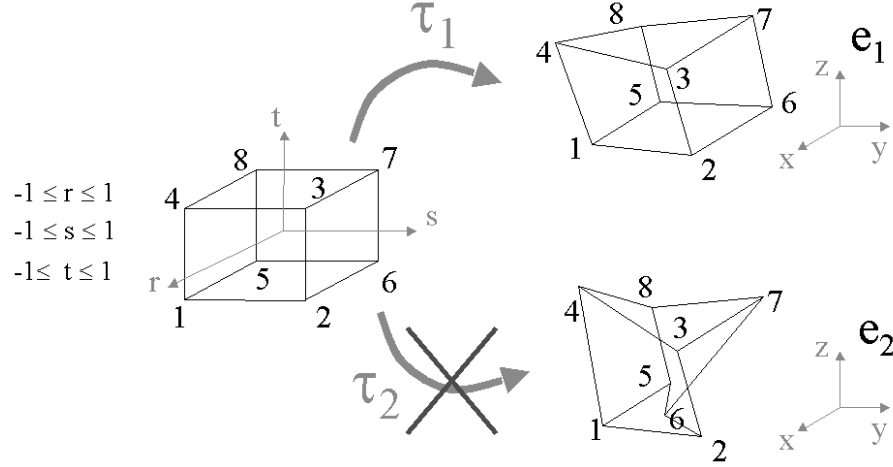


FIG. 8.7 – Les fonctions de forme τ_e effectuent un changement de variable de l'élément de référence vers chaque élément du maillage. Si la géométrie d'un élément n'est pas assez régulière (élément e_2 sur cette figure), sa fonction de forme ne peut pas être calculée.

8.1.5 Régularisation du maillage

Pour conformer un maillage existant à une nouvelle géométrie à l'aide de l'algorithme du Mesh-Matching, les noeuds du maillage sont déplacés.

Les conséquences de ces déplacements ne sont en général pas gênantes pour un maillage géométrique seulement utilisé pour de la visualisation. Par contre, déplacer les noeuds d'un maillage utilisé pour la méthode des éléments finis peut avoir des conséquences très importantes. En effet les éléments du maillage doivent remplir des conditions de *régularité* pour que la résolution numérique avec la méthode des éléments finis soit possible. Comme les noeuds du maillage sont déplacés sans tenir compte de la forme des éléments, il peut arriver que la régularité de certains éléments ne soit plus assurée dans le maillage transformé sur les données patients (figure 8.7). Dans ce cas, le maillage généré ne peut pas être utilisé pour des calculs avec la méthode des éléments finis !

Un algorithme automatique de régularisation de maillage a donc été développée par Luboz et al. (2001b), toujours en collaboration entre le laboratoire de biomécanique de Toulouse et le laboratoire TIMC à Grenoble, pour corriger les éléments irréguliers et permettre l'utilisation du maillage pour des simulations par éléments finis.

8.1.5.1 Critère de régularité d'un élément

Le problème de régularité d'un élément est lié aux *fonctions de formes* τ_e qui effectuent un changement de variable de l'élément de référence vers les coordonnées réelles de chacun des éléments du maillage (voir la présentation de la méthode des éléments finis, section 5.3.4.3).

Pour que la fonction de transformation τ_e d'un élément existe, il est nécessaire

que la matrice jacobienne J_e de cette transformation ne soit pas singulière, ce qui est assuré si le déterminant $\det(J_e)$ de cette matrice ne s'annule en aucun point de l'élément. Comme le déterminant en tout point de l'élément est calculé par interpolation entre ses valeurs nodales, une condition nécessaire et suffisante pour qu'il ne s'annule jamais est que le signe de $\det(J_e)$ soit le même en chacun des noeuds de l'élément.

Par convention, un élément est donc *régulier* si la valeur de $\det(J_e)$ est *strictement positive* en tout noeud de l'élément.

8.1.5.2 Correction des éléments irréguliers

La correction géométrique de la régularité d'éléments à l'intérieur d'un maillage éléments finis est un problème complexe, mal posé, qui n'admet pas de solution directe (Cannan et al., 1993; Freitag and Plassmann, 1999). La correction d'un élément peut rendre irréguliers certains éléments voisins. Il est donc nécessaire de traiter tous les éléments du maillage dans une seule procédure.

Un algorithme itératif a été développé par Luboz et al. (2001b). Le principe est de déplacer légèrement certains des noeuds du maillage pour corriger d'éventuels éléments irréguliers. Ceci est fait à chaque itération jusqu'à ce que l'ensemble des éléments du maillage soient réguliers.

Les différentes étapes d'une itération sont:

1. le déterminant $\det(J_e)$ de chaque élément e du maillage est calculé;
2. les éléments irréguliers sont détectés (lorsque $\det(J_e)$ est négatif en au moins un noeud de l'élément);
3. chaque élément irrégulier est corrigé: les noeuds de e pour lesquels $\det(J_e)$ est négatif sont déplacés dans la direction du gradient de $\det(J_e)$. Ces déplacements sont pondérés par la valeur absolue du déterminant. Le vecteur correction d'un noeud partagé par plusieurs éléments irréguliers est la somme des corrections pour ce noeud, calculées en chaque élément.

Il est important de noter ici qu'une expression *analytique* du gradient du déterminant de la matrice jacobienne est utilisée. Cet algorithme n'est donc pas une méthode minimisation numérique classique.

Cette méthode a été testée avec succès sur une dizaine de maillages complets de fémur dont en moyenne 10% des éléments avaient été rendus irréguliers par l'algorithme Mesh-Matching.

8.2 Application au maillage de visage

Le principe de l'algorithme du Mesh-Matching a été utilisé pour conformer notre maillage générique de visage à la morphologie des patients. Par contre, de nombreuses adaptations et ajouts ont été nécessaires pour tenir compte de la complexité plus importante de notre maillage de la face, des données disponibles dans le contexte de la chirurgie orthognatique et du besoin de précision plus importante dans certaines régions. La procédure de régularisation de maillage a également été complétée pour améliorer la qualité des éléments des maillages patients.

8.2. Application au maillage de visage

8.2.1 Principe

La géométrie et la topologie du modèle des tissus de la face sont plus complexes que dans le cas du fémur. Une des principales différences est que notre modèle comporte deux frontières, l'une externe qui correspond à la surface cutanée, et l'autre interne qui représente l'interface entre les tissus mous et le squelette de la face. Par conséquent, le principe de l'adaptation consiste à :

1. recalcr la surface *externe* du maillage générique sur la peau du patient,
2. recalcr la surface *interne* du maillage sur les données osseuses.

Ceci est fondamental pour que l'épaisseur du maillage déformé corresponde bien à l'épaisseur réelle des tissus mous du patient.

Dans un premier temps, nous allons décrire les données patient disponibles et les traitements nécessaires pour extraire des informations osseuses et cutanées du patient. Ensuite, nous présenterons de manière détaillée la mise en correspondance proprement dite, pour adapter le modèle générique à la morphologie du patient. Deux types de recalages sont possibles : entre deux nuages de points ou entre un nuage de points et une surface triangulée. Une fois le maillage conformé au patient, un algorithme de régularisation est utilisé pour corriger les éventuels éléments irréguliers. Par rapport à celui décrit précédemment, il a du être étendu pour prendre en compte l'amélioration de la qualité des éléments du maillage, qui étaient trop distordus dans le cas de la face.

Plusieurs maillages de patients sont présentés, ce qui permet d'évaluer notre méthode. Finalement, nous reviendrons sur les limites rencontrées et des propositions d'améliorations.

8.2.2 Traitement des données patient

Pour adapter le maillage générique à la morphologie d'un patient, des informations tridimensionnelles sur la surface cutanée et la surface osseuse de ce patient sont nécessaires. Comme nous l'avons présenté lors de la description du protocole de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur (chapitre 3), un examen tomodontométrique pré-opératoire est disponible.

8.2.2.1 Reconstruction des surfaces cutanées et osseuses

Deux reconstructions de la surface cutanée (figure 8.8) et osseuse (figure 8.9) du patient sont faites dès le début du protocole complet de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur, pour la visualisation et pour la céphalométrie 3D. Ces surfaces sont reconstruites à partir de l'examen scanner à l'aide de l'algorithme des Marching Cubes (Lorensen and Cline, 1987). Cette méthode, très largement utilisée, est remarquablement robuste pour segmenter des structures telles que la peau ou le crâne.

Le seul préalable à l'utilisation de cette méthode est la définition d'un seuil, qui indique le niveau de gris des pixels à conserver dans l'image. Ce seuil est assez

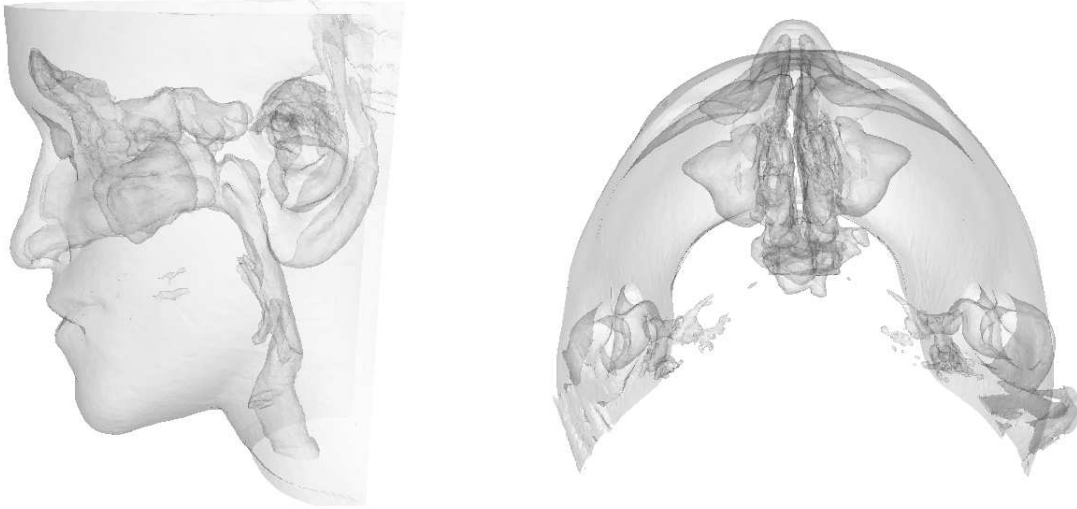


FIG. 8.8 – Vues sagittale et axiale de la reconstruction de la surface cutanée. Par transparence, on voit les parois internes du nez, des sinus, des conduits auditifs et du larynx.

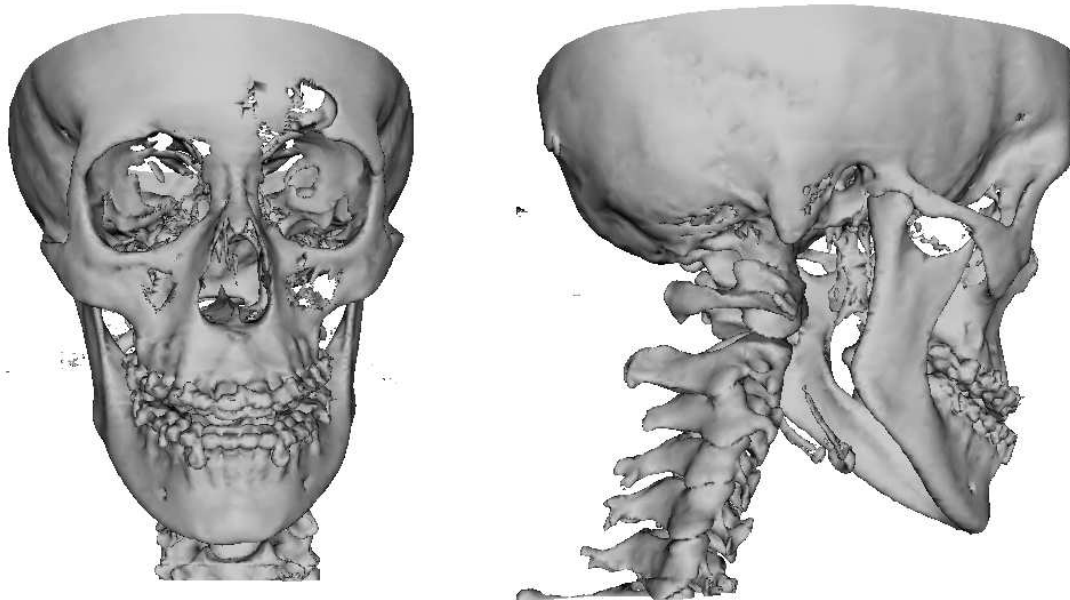


FIG. 8.9 – La reconstruction osseuse comprend les parois internes et externes des différentes pièces du squelette facial.

8.2. Application au maillage de visage

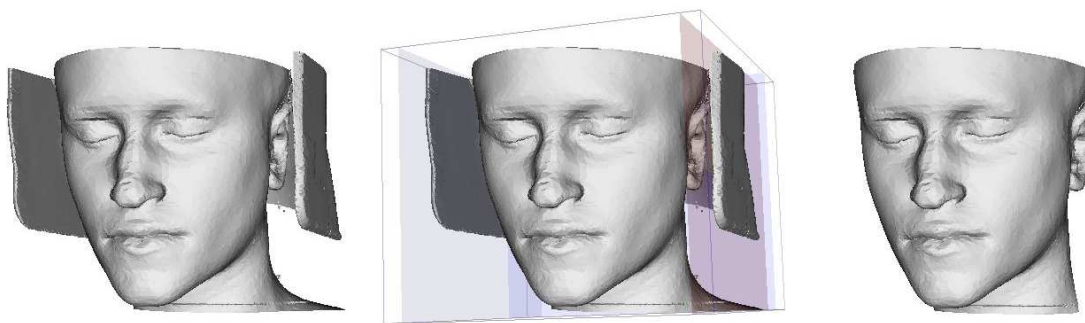


FIG. 8.10 – La reconstruction par *Marching-Cubes* de la surface cutanée contient généralement le coussin soutenant la tête du patient lors de l'examen scanner. Il est supprimé interactivement en définissant une nouvelle région d'intérêt à l'aide de plans.

facile à déterminer pour segmenter la peau, car le niveau de signal de la surface cutanée est très contrasté par rapport au reste de l'image (l'air autour du patient donne un signal très faible). Le seuil à utiliser pour la surface osseuse est plus délicat à placer. Généralement, il reste toujours des "trous" dans la reconstruction, notamment au niveau des pommettes ou du plancher de l'orbite, où l'os est très fin. Ce n'est cependant pas gênant pour la mise en correspondance.

Pour l'instant, les deux seuils pour l'os et la peau sont définis manuellement. Il est ensuite possible de vérifier sur la reconstruction, qui prend 1 à 2 minutes, que le seuil était effectivement bien placé. D'une manière générale les seuils utilisés sont toujours les mêmes, pour deux examens scanner acquis avec le même protocole. En unités Hounsfield (HU), les structures osseuses sont habituellement définies entre 1000 et 2000 HU, alors que les tissus mous le sont entre 100 et 400 HU. Dans notre protocole, les pixels dont l'intensité est comprise entre 500 et 800 (sur environ 2800 niveaux de gris) sont retenues lors de la reconstruction de la surface cutanée. Pour la surface osseuse, ces valeurs sont généralement de 1350 et 1450, mais ceci peut varier d'un patient à l'autre.

Cette étape pourrait également être facilement automatisée, par exemple en recherchant les deux pics principaux dans l'histogramme des images tomographiques, qui correspondent aux signaux des tissus cutanés et osseux. La définition manuelle interactive étant cependant très simple, ce n'est pas pour l'instant une priorité.

8.2.2.2 Extraction des surfaces externes

Pour l'adaptation du modèle générique de tissus mous au patient, les deux reconstructions fournies par le *Marching-Cubes* ne peuvent pas être utilisées directement. En fait, cet algorithme extrait des isosurfaces à l'intérieur du volume 3D, c'est-à-dire tous les voxels connexes dont l'intensité est comprise dans une fourchette donnée. Il est donc possible que la reconstruction contienne des structures que l'on ne souhaite pas conserver. Dans certains cas, ces données "inutiles" sont très gênantes pour la mise en correspondance. En effet les données à adapter, ici les noeuds du maillage

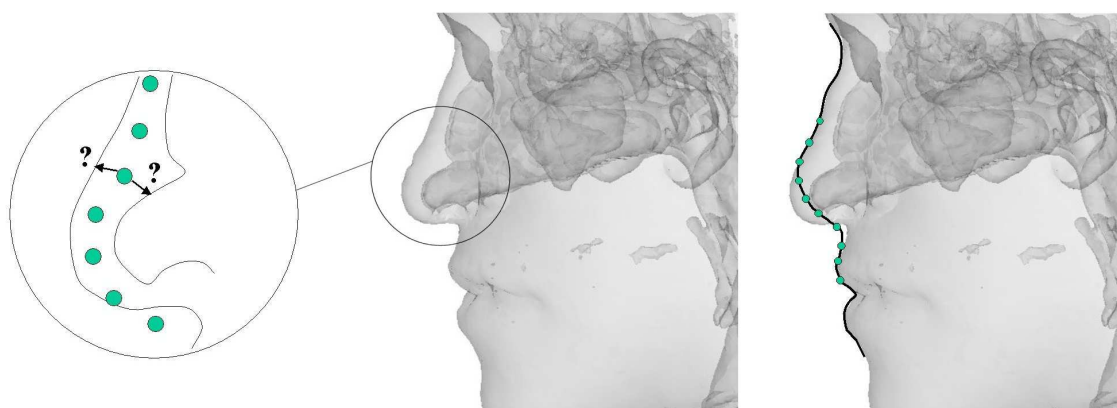


FIG. 8.11 – Illustration du problème de mise en correspondance des noeuds externes du maillage avec la reconstruction par Marching Cubes, au niveau du nez. Si à un moment de la procédure certains noeuds se retrouvent entre la surface cutanée et les fosses nasales, ils peuvent être recalés sur la mauvaise surface.

générique, pourraient être recalés à tort sur ces structures.

Concernant la surface cutanée, il est tout d'abord possible que la reconstruction contienne le coussin servant à caler la tête du patient lors de l'examen scanner (figure 8.10). Ce n'est pas toujours le cas, selon le type de tête utilisée et les seuils de reconstruction choisis. Il n'est pas compliqué d'éliminer cet artefact sur la reconstruction 3D, à l'aide d'un outil (*Clipping Box*) composé de plusieurs plans que l'on peut facilement déplacer et orienter pour définir une nouvelle région d'intérêt.

Un autre problème plus délicat concerne les fosses nasales, les parois des sinus et le larynx. Ces structures internes, dont l'intensité est identique à l'épiderme dans les images scanner, sont conservées dans la reconstruction de la surface cutanée (figure 8.8). Ceci est dû au fait qu'elles sont connexes à l'épiderme via l'intérieur des narines. Ce n'est pas gênant pour la visualisation puisque ces parties sont masquées. Par contre, les noeuds extérieurs du modèle peuvent être attirés par ces structures internes lors de la mise en correspondance, et finalement ne pas être recalés correctement. C'est en particulier vrai au niveau du nez (figure 8.11).

De la même manière, la reconstruction osseuse comprend les parois extérieure et intérieure de l'os (figure 8.9). La limite entre os dur et os spongieux est aussi présente, en particulier dans la mandibule. Ces données sont très gênantes pour la mise en correspondance, puisque que les noeuds internes du maillage peuvent être recalés aussi bien sûr la paroi interne que la paroi externe du squelette de la face.

Une solution pour éviter les problèmes lors de la mise en correspondance est de ne pas utiliser directement les reconstructions par Marching Cubes, mais de leur appliquer un traitement pour ne conserver que des informations sur la partie superficielle des surfaces. Le choix de ce traitement dépend du type de mise en correspondance choisi, recalage entre deux nuages de points ou entre un nuage de points et une surface triangulée.

8.2. Application au maillage de visage

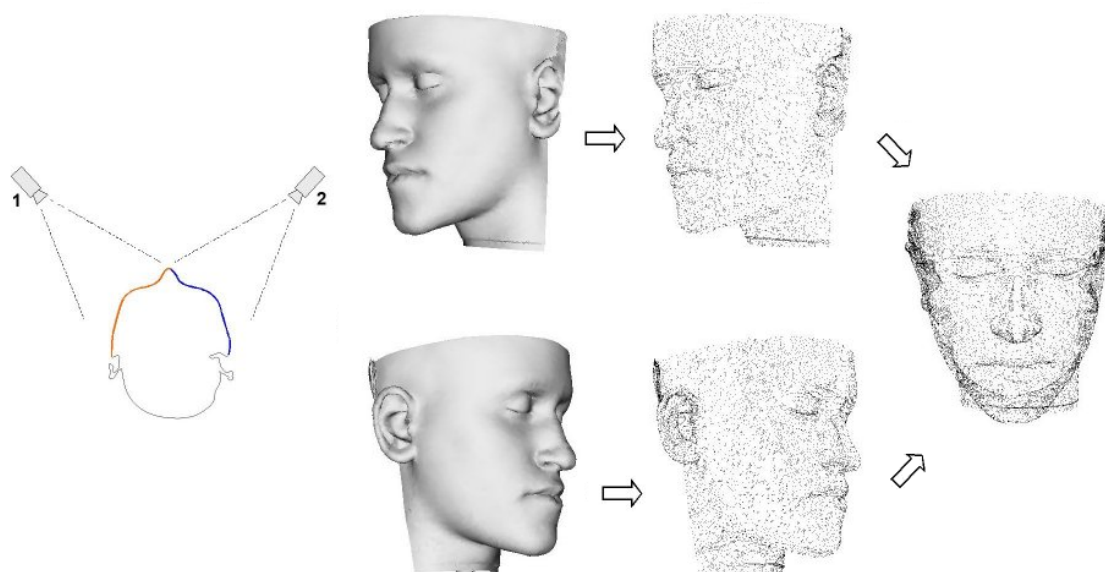


FIG. 8.12 – *Extraction de points situés sur la surface extérieure de la reconstruction, par une méthode de lancer de rayons. Les points visibles selon deux points de vue sont retenus, puis assemblés en un seul nuage de points 3D.*

Extraction des points de surface Pour la mise en correspondance à partir de deux nuages de points, les informations d'orientation (normales) et la définition des facettes triangulaires de la surface reconstruite par l'algorithme des Marching Cubes ne sont pas nécessaires. Nous avons donc utilisé un algorithme de "lancer de rayons" pour extraire uniquement les points 3D situés sur les surface extérieures des reconstructions, c'est-à-dire sur la peau (sans les points appartenant aux sinus) et sur la face extérieure du crâne.

Une méthode de la librairie VTK, basée sur la gestion de la scène 3D affichée, a été utilisée. En fait, tous les points du modèle visibles pour une position donnée de la caméra sont extraits. Sur une seule vue de face, de nombreux points manquent au niveau de l'angle cervico-mentonnier et en arrière des joues. Finalement, les points visibles selon deux points de vues de trois quarts face sont retenus (figure 8.12). Cette procédure est facilement automatisable, puisque les positions de la caméra sont définies de façon unique dans le référentiel du patient décrit au chapitre 4.2.3.

Nettoyage interactif Une autre solution consiste à "nettoyer" les surfaces 3D en sélectionnant des zones d'intérêt à conserver ou à enlever, par exemple à l'aide de l'outil *Clipping Box* déjà utilisé pour enlever la têtère du patient de la reconstruction. Ceci est très efficace, en particulier pour enlever les structures internes de la surface cutanée présentes au niveau du nez (figure 8.13). Cette méthode peut également être utilisée localement pour nettoyer toutes données indésirables. Par contre, il n'est pas possible de traiter la surface osseuse dans sa globalité, du fait de sa géométrie très complexe.

Un avantage par rapport à la technique précédente est que l'on conserve une

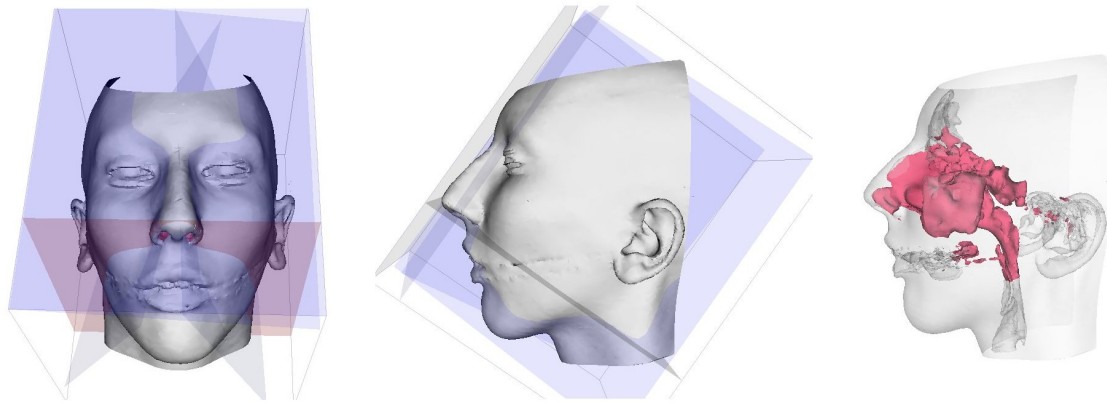


FIG. 8.13 – *Suppression des structures internes dans le nez. La région d'intérêt est définie à l'aide de plans, puis séparée du modèle initial.*

surface triangulée, et non pas seulement un nuage de points¹. Il est donc possible d'utiliser le matching points/surface si on le souhaite. A contrario, il n'est pas possible d'automatiser le positionnement des plans, qui doit être fait manuellement et avec soin.

8.2.3 Position initiale

Avant la phase de conformation proprement dite, une première étape consiste à placer le modèle générique dans une position initiale la meilleure possible par rapport aux données patient. Plusieurs points doivent être assurés:

Orientation Le maillage générique et les données doivent être orientés de manière similaire. Le référentiel scanner pouvant varier d'un examen à l'autre, ceci doit toujours être vérifié. Si une étude céphalométrique tridimensionnelle a été réalisée (voir chapitre 4), le mieux est de se placer dans le référentiel patient $Ref_{patient}$, dont l'orientation est invariante.

Échelle La taille de la tête peut varier de manière importante, notamment selon le sexe ou l'âge du patient. Il peut donc être nécessaire d'appliquer un facteur d'échelle au modèle générique pour l'adapter à la taille des données.

Position Il est conseillé de placer le modèle et les données dans une position proche. Généralement, les procédures de mise en correspondance donnent de meilleurs résultats si les données à déformer (ici les noeuds du modèle générique) sont légèrement en avant des données cibles.

Région d'intérêt La plupart du temps, les examens scanner des patients s'étendent en hauteur jusqu'au milieu du front. Pour améliorer la mise en correspondance, il est donc préférable de ne pas tenir compte des noeuds du modèle générique situés sur le haut de la tête, auxquels il n'est pas possible de trouver des correspondants acceptables dans les données patients. Si ces noeuds ne sont pas utilisés pour calculer la fonction de déformation, elle leur est tout de même

1. mais il serait aussi bien sûr possible de conserver les facettes avec la méthode précédente.

8.2. Application au maillage de visage

appliquée. On obtient ainsi une approximation du sommet de la tête du patient.

Plusieurs outils interactifs permettent d'assurer le bon positionnement du modèle suivant les critères décrits ci-dessus. Il est important de souligner que ces opérations s'appliquent uniquement au modèle générique, les données patient ne sont jamais modifiées.

Si le positionnement initial du modèle par rapport aux données est une étape rapide et sans grande difficulté, il est néanmoins important de la traiter avec le plus grand soin. En effet, la qualité du recalage est fortement dépendante de la position initiale, et ce d'autant plus que les données ont une géométrie différente. Le résultat est généralement très peu différent pour deux positions initiales très proches, mais un mauvais positionnement peut entraîner un échec de la mise en correspondance.

8.2.4 Conformation du maillage

La procédure de mise en correspondance que nous avons utilisée est celle décrite précédemment (section 8.1.2), fondée sur l'algorithme *octree-spline*. Une implémentation en est disponible au laboratoire. Dans la version actuelle, trois types de distances peuvent être utilisés pour le calcul de la fonction d'énergie:

Distance euclidienne point à point Il s'agit de la distance classique utilisée pour recalculer deux nuages de points 3D P et Q . Elle est définie comme la plus petite distance euclidienne entre un point p_i et l'ensemble des points q_j .

Distance point/surface Cette distance est utilisée pour recalculer un nuage de points P sur une surface triangulée S . Dans un premier temps, on trouve le sommet s_j de la surface le plus proche de p_i , au sens de la distance euclidienne. Ensuite, p_i est projeté sur l'ensemble des facettes de S qui partagent le sommet s_j . Finalement la distance retenue est la plus petite parmi la distance euclidienne entre p_i et s_j et celles entre p_i et ses projetés sur S (figure 8.14).

Cette distance est surtout intéressante par rapport à la précédente lorsque les données sur lesquelles on veut se recalculer sont peu denses. Dans ce cas, la distance entre un point p_i et les sommets de S est souvent beaucoup plus grande que les distances projetées, qui correspondent plus à l'écart "réel" entre le point et la surface.

D'autres possibilités existent pour calculer la distance entre un point P et une surface triangulée S . La plus rigoureuse est de calculer l'ensemble des distances entre P et tous les sommets s_j de S , entre P et *toutes* les arêtes de S , et entre P et *toutes* les faces de S . La valeur retenue est le minimum de toutes ces distances. Dans le calcul de distance avec une arête ou une face, il est important de toujours vérifier que le point se projette effectivement sur l'arête ou la face considérée (coordonnées barycentriques < 1). Si P se projette en dehors de l'arête ou de la face, la distance mesurée ne doit pas être retenue. Si cette expression de la distance point/surface est la plus rigoureuse, elle nécessite un nombre très important d'opérations pour calculer les distances entre P et *tous* les points, arêtes et faces du maillage. C'est la raison pour

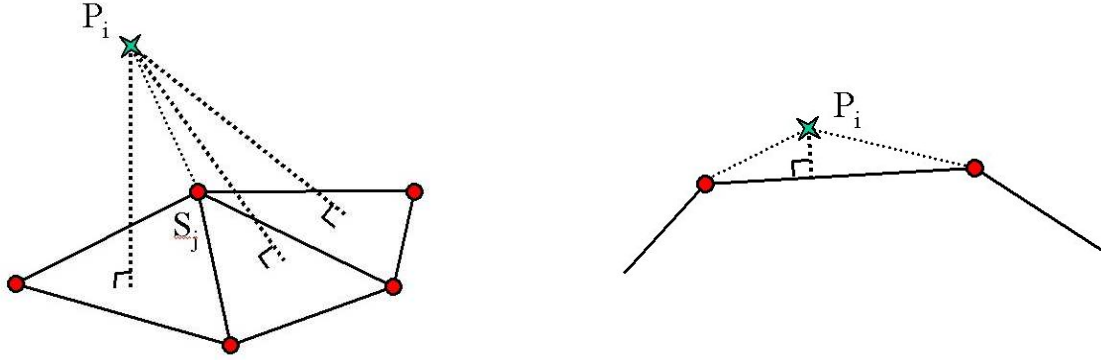


FIG. 8.14 – Calcul de la distance entre un point p_i et une surface triangulée S . Le point p_i est projeté sur les facettes qui partagent le sommet s_j le plus proche du point. La distance retenue est le minimum entre la distance de p_i à s_j et celles entre p_i et ses projetés sur S . Cette distance est surtout intéressante si la surface S est peu dense, auquel cas elle correspond plus à l'écart "réel" entre le point et la surface (à droite).

laquelle nous avons retenue une expression moins complète, en ne considérant que les arêtes et faces les plus proches du point P .

Distance appariée Dans le cas particulier du recalage de deux nuages de points appariés, c'est-à-dire qui se correspondent deux à deux, la fonction d'énergie est simplement la somme des distances euclidiennes entre les points correspondants de chaque nuage.

Quel que soit le type de recalage utilisé, points/surface ou points/points, l'adaptation du maillage générique aux données patient est réalisée en deux étapes:

1. Une première transformation élastique T_{ext} est calculée pour mettre en correspondance les noeuds de la couche externe du modèle générique avec les données sur la surface cutanée du patient (figure 8.15). Cette transformation est ensuite appliquée à l'ensemble des noeuds du maillage.
2. Une seconde transformation T_{int} est calculée pour recalculer les noeuds intérieurs du maillage sur la surface osseuse du patient (figure 8.16). Seuls les noeuds qui sont solidaires de la surface osseuse sont retenus pour la détermination de la transformation, ceux situés sur le cartilage du nez ou sur les lèvres ne sont pas considérés. Ces deux ensembles de noeuds ont été défini une seule fois sur le maillage générique.

Une fois T_{int} déterminée, cette transformation est appliquée à tous les noeuds internes du maillage.

Il est sûrement possible de réaliser la mise en correspondance en une seule étape. A ce moment là, toutes les données sont présentes en même temps (noeuds du modèle et points cutanés et osseux). Au niveau de la formulation du problème, les deux fonctions d'énergie (pour le recalage de la peau et de l'os) sont sommées. Par contre, il n'y a qu'un seul octree de déformation.

8.2. Application au maillage de visage

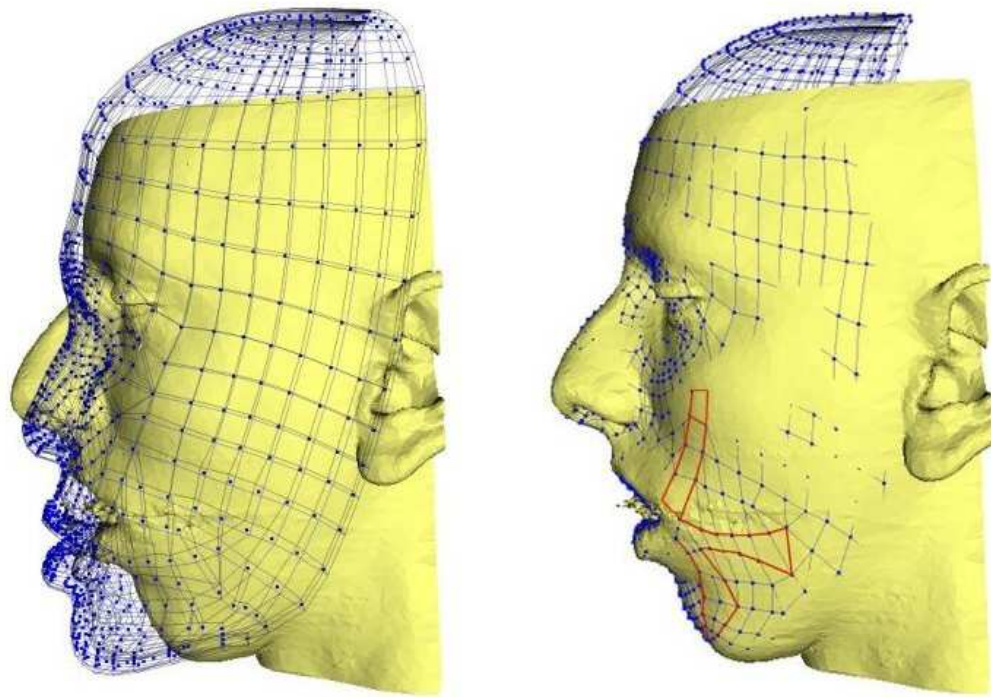


FIG. 8.15 – Mise en correspondance élastique entre les noeuds externes du maillage générique et la surface cutanée du patient. La transformation élastique est appliquée à l'ensemble des noeuds du maillage. Les éléments représentant les muscles sont surlignés, pour évaluer l'inférence de la position des muscles dans le modèle patient.

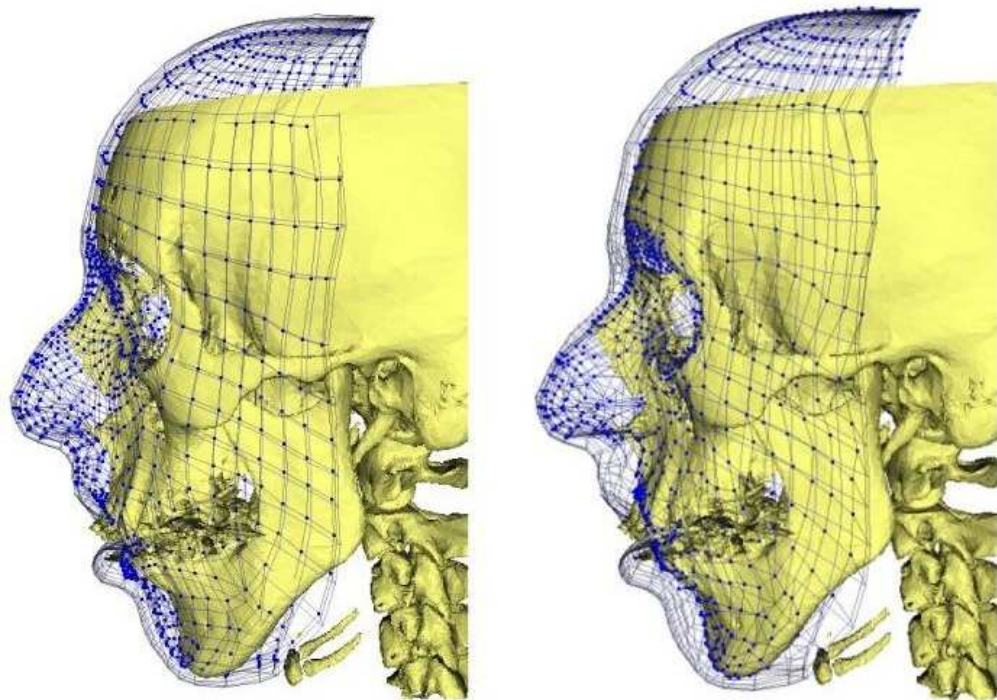


FIG. 8.16 – Les noeuds internes du maillage sont ensuite recalés sur les données osseuses du patient. Les noeuds non solidaires de l'os (cartilage du nez, surface des lèvres, ...) ne sont pas pris en compte dans le calcul de la transformation élastique.

Plusieurs raisons nous ont cependant poussé à réaliser la conformation en deux étapes indépendantes.

La première est liée à la représentation de la déformation élastique par un octree (voir section 8.1.2). Si le modèle générique est localement trop fin par rapport aux données patient, les noeuds externes et internes du maillage doivent être fortement éloignés pour s'adapter à la morphologie du patient. Or si ces noeuds sont dans une même maille de l'octree (ce qui peut arriver s'ils sont proches au départ), ils seront contraints de se déplacer de manière assez similaire, et le modèle patient ne pourra pas avoir l'épaisseur des données réelles. Nous avons constaté ce problème même en augmentant l'ordre de l'octree, les déplacements des petites mailles (d'ordre élevé) ne compensant pas le comportement des mailles initiales. Ce problème ne se pose pas si la conformation est réalisée en deux étapes indépendantes.

Il est également préférable de résoudre deux problèmes *a priori* plus simples qu'un seul problème plus complexe. La surface cutanée est recalée en premier du fait de sa relative simplicité par rapport à la surface osseuse. Si l'adaptation des points cutanés est validée, la transformation T_{ext} est appliquée à l'ensemble des noeuds du maillage. De ce fait, la position initiale des noeuds internes est alors très bonne par rapport aux données osseuses du patient, ce qui augmente fortement les chances de succès du recalage osseux.

Enfin, la procédure est plus facilement contrôlable par l'utilisateur, qui peut reprendre les deux étapes indépendamment pour améliorer l'adéquation du modèle aux données.

8.2.5 Traitements additionnels éventuels

Nous le verrons au chapitre 9 sur l'évaluation de cette méthode de conformation, il peut arriver que la mise en correspondance ne soit pas satisfaisante au premier essai ou que les maillages générés présentent des imprécisions importantes dans certaines régions. Pour améliorer la qualité des modèles, il est alors nécessaire de reprendre de manière plus approfondie la phase de conformation du modèle générique sur les données patient.

Plusieurs solutions sont possible pour cela:

Changement de position initiale Il est tout d'abord intéressant de recommencer la procédure de mise en correspondance en changeant simplement la position initiale (et éventuellement la taille) du modèle générique par rapport aux données. Étant connu que le matching est sensible à l'initialisation, les résultats peuvent déjà être améliorés.

Nettoyage local Si le problème est lié à des données supplémentaires (par exemple des points à l'intérieur du nez, voir figure 8.11), une solution peut consister à "nettoyer" ces données interactivement (figure 8.13). Ceci est généralement très efficace.

Recalage local Une solution pour améliorer d'éventuelles imprécisions locales est de refaire un matching mais avec une zone d'intérêt réduite à la région à améliorer, par exemple uniquement les lèvres ou le nez (figure 8.17). L'espace de travail étant plus petit, l'octree est plus raffiné et les noeuds à recalculer se

8.2. Application au maillage de visage

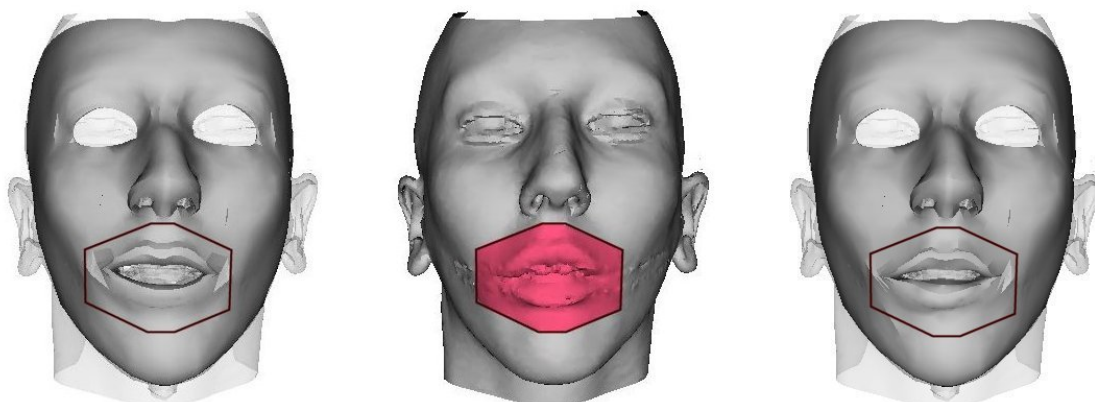


FIG. 8.17 – *A gauche, le modèle initialement généré est peu précis au niveau des lèvres. Un recalage local est alors effectué, avec uniquement les données situées dans la région sélectionnée. L'adéquation entre le nouveau modèle (à droite) et la forme des lèvres du patient (au milieu) est plus importante.*

retrouvent dans des mailles différentes. Ainsi, ils peuvent être déplacés plus librement les uns par rapport aux autres. De plus, le nombre de points étant réduit, le poids de chaque noeud est plus important dans la fonction d'énergie. Le recalage local est généralement plus souple et peut améliorer nettement les imperfections rencontrées sur de petites régions.

Ajout de points appariés Une autre possibilité est de définir des points de référence (*Feature Points*) à appairer entre le modèle et les données patient, et à les intégrer dans la fonction d'énergie en leur donnant un poids important. De ce fait, ces points "privilegiés" ont plus de chances d'être recalés en bonne position.

Au niveau des calculs, la fonction d'énergie est composée de deux parties. La première correspond aux distances entre l'ensemble des noeuds et la surface, comme dans le cas classique. A celles-ci s'ajoutent les distances entre les points appariés, pondérées par un facteur leur donnant plus ou moins de poids.

Cette notion de points de référence pourrait également être utilisée pour l'initialisation du recalage, en mettant en correspondance quelques point afin de définir une position initiale très bonne (voir les perspectives, section 9.5.2).

Correction manuelle Enfin, si les solutions précédentes ne suffisent pas, il est toujours possible de modifier manuellement la position de certains points (figure 8.18). L'interface développée permet de sélectionner et de déplacer des noeuds avec la souris, de manière interactive et assez conviviale. Par contre, la correction manuelle n'est intéressante que sur un faible nombre de points, sous peine de rallonger et de compliquer nettement la procédure de génération du maillage.

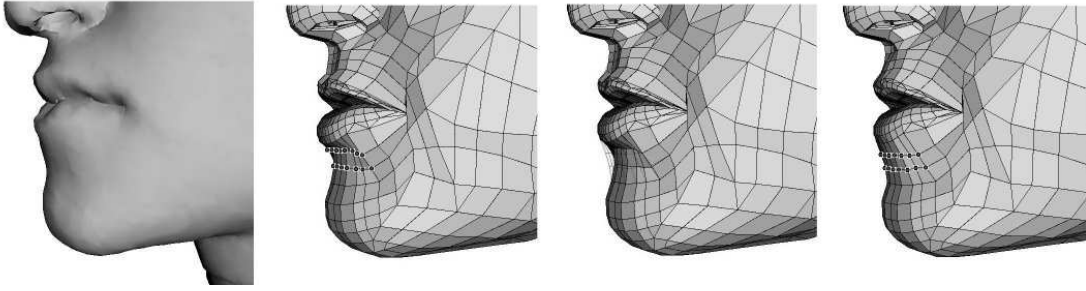


FIG. 8.18 – Certains points peuvent être déplacés manuellement pour corriger le maillage. Sur cette image, 12 points ont ainsi été corrigés à la souris pour améliorer la forme de la lèvre inférieure.

8.2.6 Régularisation des éléments

La méthode de régularisation de Luboz et al. (2001a) présentée au paragraphe 8.1.5 permet de corriger la régularité des éléments, en fonction du déterminant $\det(J_e)$ de la matrice jacobienne des fonctions de forme.

Plusieurs modifications ont été apportées à la méthode (par les mêmes auteurs) pour pouvoir l'appliquer à notre modèle de la face.

Le principe de l'algorithme est de déplacer certains noeuds pour changer la géométrie des éléments irréguliers. Suite à la procédure de mise en correspondance, les noeuds du maillage sont censés correspondre au mieux à la morphologie du patient. Il est donc important de ne pas trop les déplacer, pour ne pas altérer l'adéquation que nous avons obtenue. Des critères ont donc été ajoutés pour limiter les déplacements des noeuds du maillage patient. Ainsi, ces déplacements sont contraints à ne pas excéder 0.5mm pour les noeuds extérieurs, 1mm pour les noeuds de la couche intérieure, et 3mm pour les noeuds intermédiaires situés à l'intérieur du maillage.

Jusqu'à maintenant, la procédure de traitement du maillage ne prenait en compte qu'un seul critère, celui sur le jacobien. Cette condition est nécessaire pour que la résolution par la méthode des éléments finis soit possible.

D'autres critères existent pour mesurer la *distorsion* d'un élément par rapport à leur forme idéale, par exemple un cube pour les hexaèdres. Il ne s'agit pas de conditions théoriques nécessaires pour la résolution, mais augmenter la qualité des éléments permet d'améliorer la convergence de la méthode des éléments finis et la précision des simulations.

La plupart des logiciels éléments finis imposent des conditions de qualité sur la forme des éléments, mais tous n'ont pas les mêmes critères. Ainsi, alors que les modèles de fémurs de Couteau et al. (2000) et Luboz et al. (2001a) sont acceptés par le logiciel PatranTM, ils ne le sont pas par AnsysTM qui impose des conditions plus strictes. De même, les maillages des patients que nous avons générés ne sont pas utilisables avec AnsysTM si seul le critère sur le jacobien est pris en compte dans la correction des éléments.

Pour pouvoir utiliser le logiciel AnsysTM, certains de ces critères (*aspect ratio*,

8.2. Application au maillage de visage

warping factor, *parallel deviation* et *twist factor*) ont donc été intégrés dans la procédure de régularisation du maillage pour non seulement corriger le jacobien mais en plus améliorer la forme des éléments. La description de l'intégration de ces critères dans la procédure de correction est en cours de publication¹.

1. article de V. Luboz et al. en revue dans *Journal of Biomechanics*.

Chapitre 9

Évaluation de la méthode de génération de maillages

Nous avons présenté le maillage générique des tissus mous de la face puis la méthode pour le conformer à la morphologie des patients. Toute cette technique doit maintenant être évaluée.

Après la présentation de plusieurs maillages de patients, une évaluation qualitative puis quantitative de ces maillages est réalisée. Ensuite, la méthode elle-même est évaluée en termes notamment de robustesse et de facilité d'utilisation.

9.1 Résultats : maillages de sept patients

La méthode de conformation de maillage que nous venons de décrire a été utilisée pour générer plusieurs modèles de patients, sept en tout. Les examens scanner pré-opératoires nous ont été fournis par le service de Chirurgie Maxillofaciale et Plastique de la Face de l'hôpital Purpan à Toulouse, dirigé par le professeur Frank Boutault.

Les six premiers modèles ont été conformés à partir du maillage générique, lèvres ouvertes ou lèvres fermées (figure 7.4, page 131) selon la morphologie des patients. Un septième modèle a été généré cette fois en partant d'un modèle de patient déjà existant, celui du patient #2. Le but était de tester la conformation à partir d'un maillage dont la dysmorphie était plus similaire à celle du patient que le modèle générique.

Ces différents modèles de patients sont présentés figures 9.1 à 9.4, avec de gauche à droite: la surface cutanée reconstruite à partir du scanner; la surface osseuse, le maillage en fil de fer et les noeuds internes du maillage; le maillage du patient; la surface lissée du maillage superposée à la surface cutanée, pour mieux appréhender le maillage par rapport à l'ensemble de la tête. La figure 9.2 permet elle d'estimer l'épaisseur du maillage, pour le patient #1.

Parmi tous les maillages, seuls les deux premiers et le septième ont été retravaillés après la mise en correspondance initiale.

- Pour le modèle #1, les problèmes se situaient au niveau des angles naso-labial (très fermé sur cette patiente) et labio-mentonnier. Seuls quelques noeuds ont

été modifiés pour corriger ces angles (figure 8.18).

- Le maillage du patient #2 a été manuellement repris au niveau des lèvres, dont la forme est très différente de celle du modèle générique, et qui étaient mal représentées.
- Le modèle #7 a été traité avec un recalage local dans la région des lèvres, pour améliorer leur forme qui est assez particulière (figure 8.17).

Ces patients sont ceux pour lesquels des données post-opératoires sont disponibles ou vont l'être, et qui servent donc à l'évaluation des simulations faites avec le modèle biomécanique. Il nous a paru important que ces modèles soient le plus précis possible.

9.2 Evaluation des modèles générés

Les maillages de patients que nous avons construits doivent être évalués sous plusieurs aspects. Le premier point concerne la précision des maillages, c'est-à-dire l'adéquation à la morphologie des patients. Après une évaluation qualitative, une analyse quantitative est proposée. D'autres aspects doivent ensuite être étudiés, comme l'inférence des structures anatomiques définies dans le maillage générique et la régularité des éléments.

9.2.1 Evaluation qualitative de la précision des maillages

Il est très important d'évaluer la précision du maillage, c'est-à-dire l'erreur d'adéquation entre le modèle généré et la morphologie réelle du patient.

Cette erreur doit être analysée afin de déterminer dans quelle mesure la méthode peut être utilisée pour notre application. Les points importants à étudier sont bien sûr l'importance des différences entre le modèle et la réalité, mais aussi leur localisation. Une erreur assez faible mais dans une région cruciale pour l'application est moins facilement acceptable qu'une erreur plus importante mais localisée dans une zone plus éloignée.

La première évaluation que nous avons réalisée est *qualitative*. Une approche quantitative complémentaire sera présentée dans la section suivante.

9.2.1.1 Principe de l'évaluation qualitative

L'évaluation de la qualité des maillages générés commence par la comparaison visuelle avec les données patient, c'est-à-dire les surfaces cutanées et osseuses reconstruites à partir de l'examen scanner.

Bien entendu, nous avons observé chacun des modèles avec soin pour évaluer l'adéquation générale aux données et relever les régions imprécises. Ceci a été fait en comparant les modèles et les données côte à côte, ou en les superposant. Il est aussi possible de voir des tranches du modèle, pour évaluer son épaisseur (voir par exemple figure 9.2).

Ce travail a été réalisé en étroite collaboration avec Christophe Marécaux, interne au service de Chirurgie Maxillofaciale et Plastique de la Face de l'Hôpital Purpan à

9.2. Evaluation des modèles générés

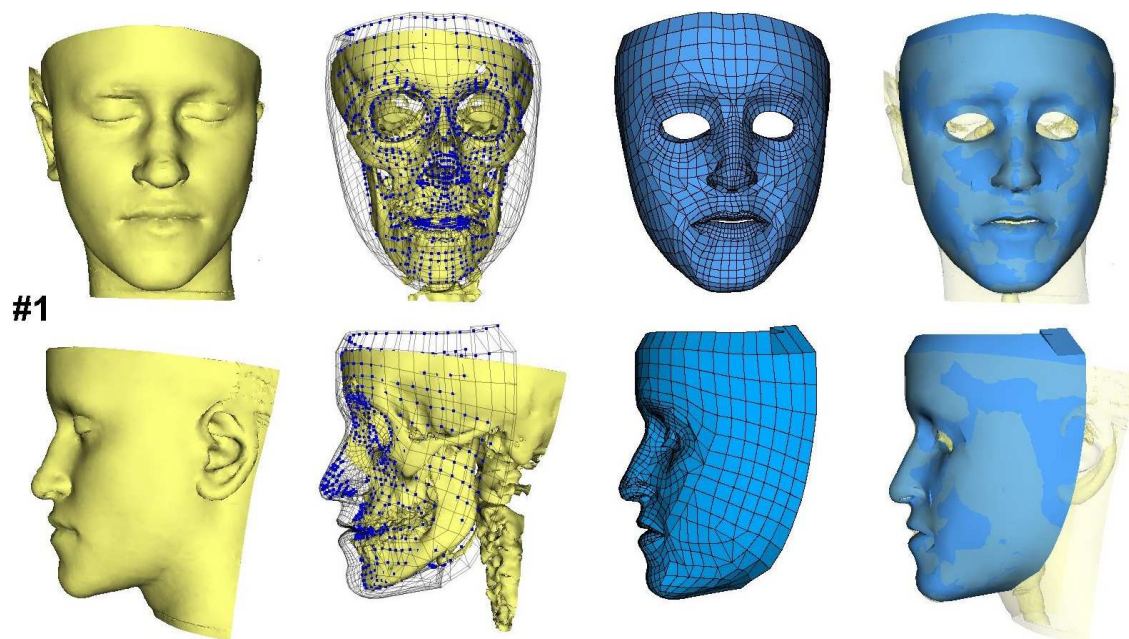


FIG. 9.1 – Maillage du patients #1.

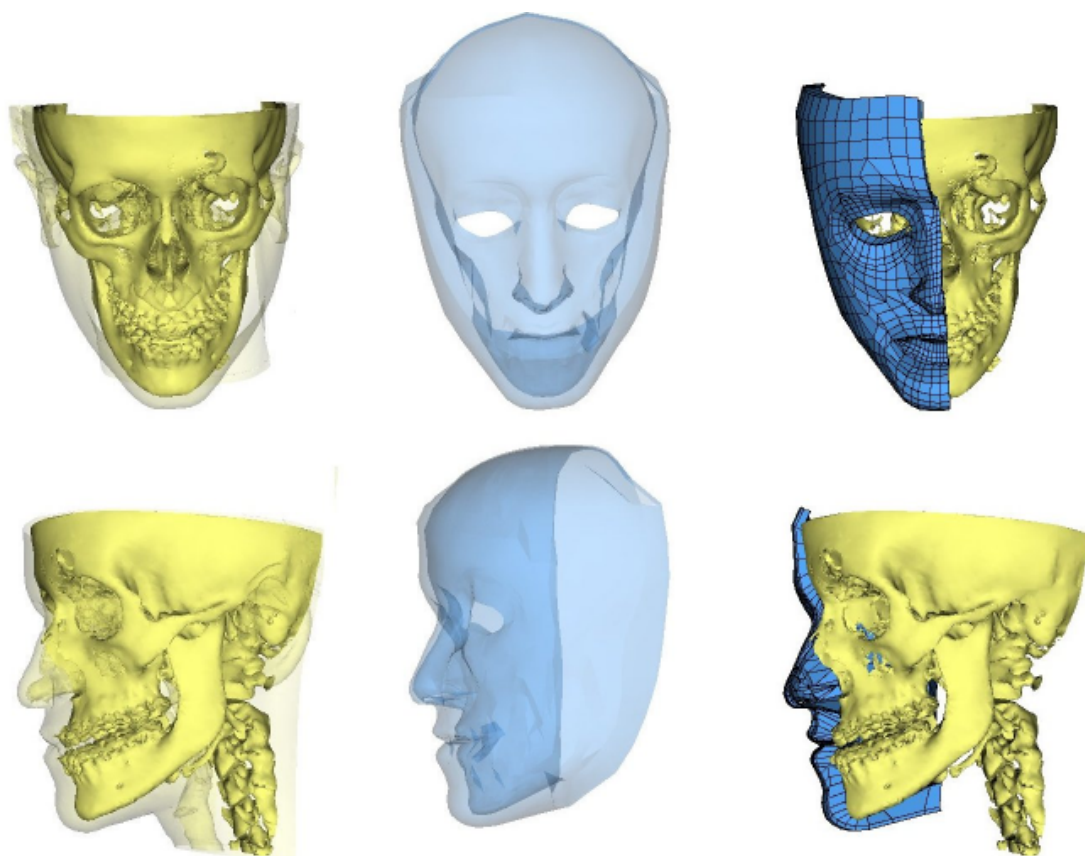


FIG. 9.2 – Vues en transparence permettant d'évaluer l'épaisseur du maillage (au milieu) par rapport à l'épaisseur réelle (à gauche).

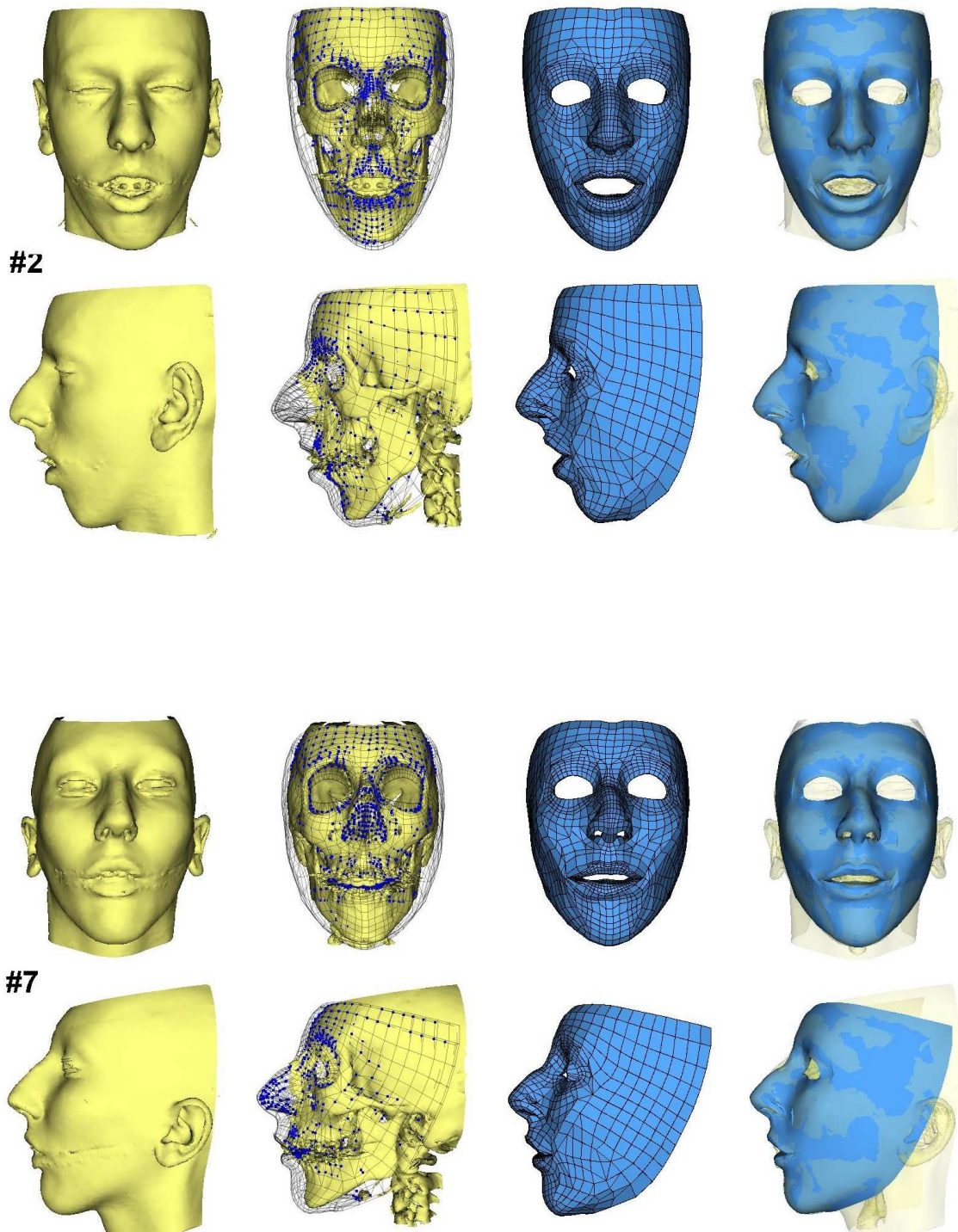


FIG. 9.3 – Maillages du patients #2 et #7, pour lesquels des données post-opératoires sont ou vont être disponibles et qui vont donc servir à l'évaluation des simulations.

9.2. Evaluation des modèles générés

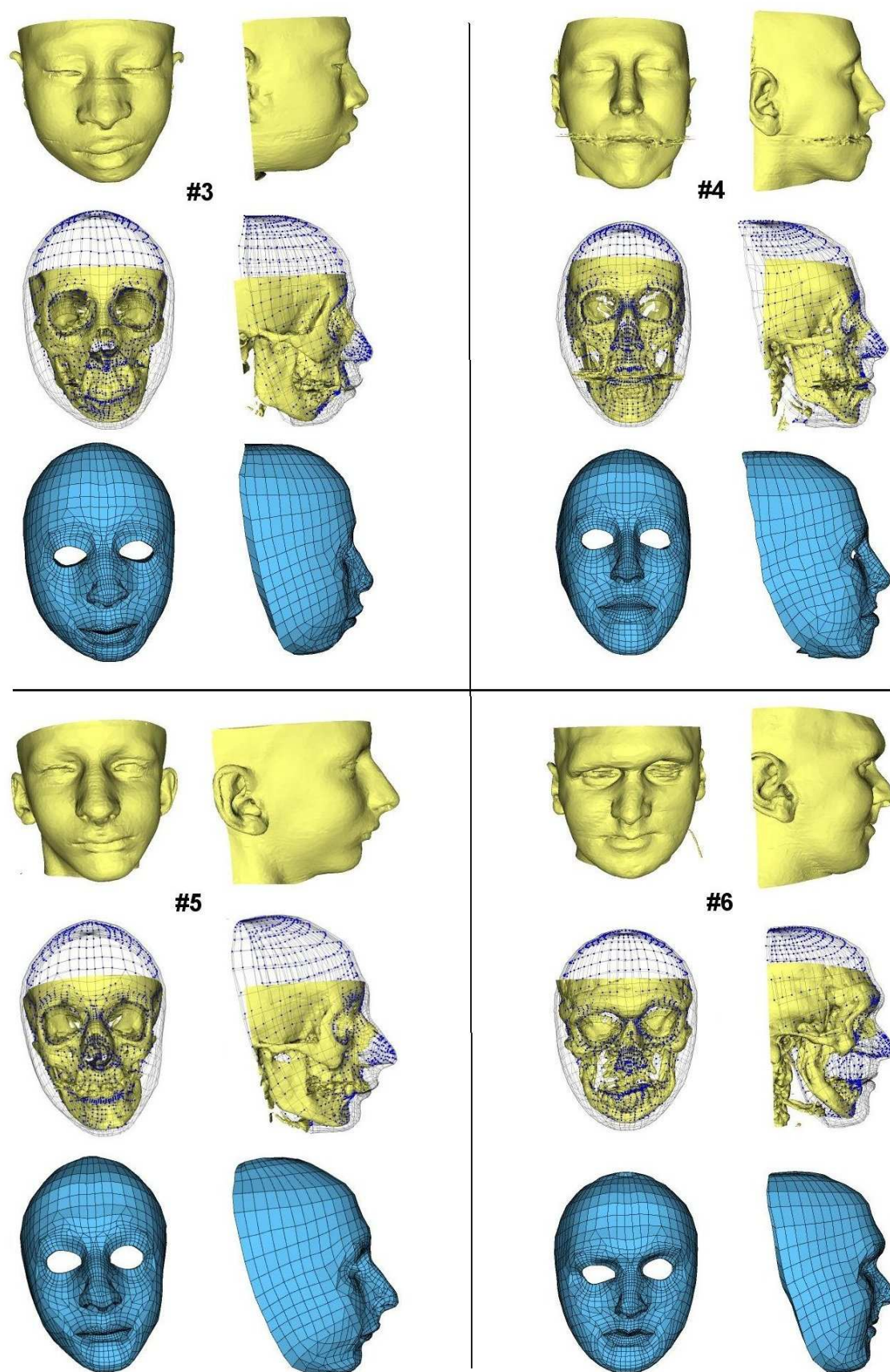


FIG. 9.4 – Maillages des patients #3, #4, #5 et #6.

Toulouse, en disponibilité au laboratoire TIMC pour son DEA sur la céphalométrie 3D (voir chapitre 4).

Pour avoir des avis supplémentaires, ces modèles ont aussi été présentés à cinq praticiens en chirurgie maxillofaciale de l'hôpital Purpan à Toulouse. Pour chaque patient, des vues de face, de trois quarts et de profil du modèle et de la reconstruction de la surface cutanée étaient fournies. L'intérêt était d'avoir un point de vue cliniquement pertinent par rapport aux nécessités liées à la chirurgie des maxillaires.

Cette évaluation visuelle est importante puisqu'elle informe sur la perception du maillage par les utilisateurs, ce qui est essentiel pour l'aide à la planification.

9.2.1.2 Analyse et discussion

La discussion sur la qualité des maillages est fondée sur nos propres observations et sur l'ensemble des commentaires des chirurgiens qui ont accepté de participer à cette évaluation des modèles de patients.

Aspect général Un premier point concerne l'aspect général du modèle. Pour l'instant, aucun effort de présentation n'a été fait, et les maillages "bruts" ont été étudiés. Il serait bien sûr idéal d'utiliser une texture adaptée au patient, mais nous nous sommes concentrés pour l'instant sur la seule géométrie du modèle.

Un aspect assez perturbant est lié à l'étendue du modèle actuel, qui est nettement plus restreinte que la région d'intérêt utile pour la chirurgie orthognatique. L'absence du cou et des limites postérieures de la face, en arrière de l'angle goniale, est très gênante. Les yeux et les oreilles devraient également être présents. Tout ces éléments sont importants pour faciliter l'appréhension du modèle, qui est souvent "surprenant" au premier abord pour les cliniciens.

Malgré cela, les modèles générés permettent tout de même de reconnaître les patients. Bien que leurs morphologies soient très différentes (classe II, classe III, asymétrie faciale, forme des lèvres, etc...), l'adéquation générale des modèles aux données est plutôt bonne, en particulier sur les vues de profil.

Analyse Locale Pour tous les maillages, des imprécisions locales sont assez souvent observées. Selon les régions concernées et les applications, elles sont plus ou moins gênantes. Elles peuvent simplement nuire à l'aspect général du modèle (au niveau des yeux, de la forme de la tête, ...), mais une erreur même peu importante peut aussi être extrêmement limitative si elle est située dans une région cruciale pour l'application, par exemple dans la région des lèvres.

Certains résultats peuvent être observés sur l'ensemble des maillages. Par exemple la précision dans les régions du menton et du front est souvent bonne. A l'inverse, le nez et les pommettes sont quasiment toujours sous-estimés ce qui donne un aspect trop "plat" au modèle, notamment vu de face. Ceci peut s'expliquer en partie par la forme du modèle générique, qui a le nez vraiment petit et fin. Sur le modèle #7, qui a été généré à partir d'un modèle déjà existant (celui du patient #2), les pommettes sont nettement plus saillantes. Un autre problème concerne les sillons de la face, en particulier les sillons nasolabiaux, qui ne sont pas du tout marqués dans le modèle générique et donc n'apparaissent pas sur les modèles des patients. Les ailes du nez

9.2. Evaluation des modèles générés

sont de ce fait souvent mal approximées. Ces imprécisions retrouvées sur tous les maillages pourront certainement être améliorées en modifiant le maillage générique.

La plupart des autres imprécisions n'ont pas l'air systématiques, même si elles se retrouvent sur plusieurs cas. Les plus gros problèmes rencontrés se situent dans toute la région autour des lèvres. L'angle nasolabial comme l'angle labiomentonnière peuvent être mal approximés s'il sont très marqués (par exemple sur les patients #1, #3 et #7). De plus, la forme même des lèvres est extrêmement variable d'un patient à l'autre, plus ou moins proéminentes. Un travail supplémentaire sur cette région avec un recalage local semble améliorer nettement ces imprécisions (figure 8.17). La forme des lèvres du modèle générique devra aussi très certainement être reprise avec soin, et le nombre de noeuds au niveau de l'angle nasolabial augmenté pour faciliter l'appréhension des régions très courbes.

Surface interne/osseuse La position des noeuds internes des maillages est très importante. Si elle n'influence pas l'aspect extérieur du modèle, l'épaisseur des tissus mous doit être correctement représentée (l'épaisseur d'un maillage, celui du patient #1, est étudiée figure 9.2). Surtout, les noeuds doivent être bien plaqués contre l'os dans les régions qui sont mobilisées par la chirurgie, puisqu'ils vont être déplacés avec les segments osseux pour simuler l'acte chirurgical (voir chapitre 10.2).

De manière générale, les noeuds internes des maillages sont très bien positionnés par rapport aux surfaces osseuses des patients. Ceci peut s'expliquer par la position initiale toujours très correcte avant la mise en correspondance de ces noeuds, puisque le maillage est déjà adapté à la surface cutanée. Pourtant il peut arriver que certains noeuds soient recalés sur la surface corticale interne de l'os ou à l'intérieur des dents. Ce problème s'est produit deux fois et a finalement été corrigé en déplaçant manuellement les quelques noeuds gênants.

Sur tous les patients, les noeuds sont bien plaqués contre l'os dans les zones les plus importantes pour notre application, la mandibule et le maxillaire supérieur, qui vont être déplacés pour simuler les repositionnements osseux.

Par contre, un problème se situe au niveau de l'os malaire et de l'arcade zygomatique. La forme du maillage générique n'est pas du tout adaptée dans cette région, puisqu'il faudrait distinguer les tissus passant au-dessus et en-dessous de l'arcade zygomatique. Ce problème n'est peut-être pas crucial pour la chirurgie des maxillaires, mais il devra être adressé pour modéliser des ostéotomies dans la région malaire ou des mouvements de la mandibule.

De même, l'épaisseur des maillages dans la pointe du nez n'est pas correcte, ce qui sera surtout gênant si l'on souhaite utiliser le modèle pour des cas de rhinoplastie. Les éléments du modèle générique devront être totalement repris à l'intérieur du nez pour mieux correspondre à la forme des fosses nasales.

Conclusion Même si certaines régions restent moins bien approchées, en particulier au niveau du nez, des pommettes et des lèvres, les résultats obtenus sont tout même très satisfaisants. Les modèles de patients générés vont donc pouvoir être utilisés pour simuler des gestes chirurgicaux, ce qui est présenté dans le chapitre suivant.

Pour les modèles de nouveaux patients, plusieurs améliorations pourront être faites pour faciliter la conformation et améliorer la précision (section 9.5.2).

9.2.2 Évaluation quantitative des maillages

L'évaluation qualitative des modèles est indispensable et très importante puisqu'elle correspond à la perception du modèle par l'utilisateur.

Il est également très intéressant de disposer d'une mesure *quantitative* de la différence entre le maillage et les données patient. Il s'agit tout d'abord d'une information complémentaire pouvant faciliter l'analyse par le praticien du modèle généré. C'est aussi un excellent moyen pour tester la différence entre deux versions du maillage, lors de l'élaboration, pour évaluer l'effet positif ou négatif des modifications apportées. La précision de la mesure est *a priori* plus fine que la simple observation.

La mesure quantitative de l'erreur commise n'est pas un problème simple. Plusieurs options sont possibles, notamment pour définir une distance entre le maillage et les données patient. La mesure de l'erreur peut ensuite considérer le maillage dans sa globalité ou bien localement, dans les régions du modèle qui sont pertinentes.

Deux approches complémentaires sont proposées: une analyse globale de la distance entre le maillage et les données patient, puis l'étude de l'erreur sur quelques repères cutanés importants.

9.2.2.1 Analyse sur l'ensemble du maillage

Distances entre maillage et données patient La première chose à faire est de définir une distance entre un noeud du modèle et la surface représentant les données patient. Ce problème a en fait déjà été abordé pour la mise en correspondance (section 8.2.4). Pour la mesure d'erreur, une distance calculée en projetant les noeuds sur la surface triangulée (cutanée ou osseuse) est utilisée.

Cartographie de l'erreur Une fois déterminées les distances entre chacun des noeuds et la surface, il est nécessaire d'étudier la localisation des distances les plus importantes. Il faut voir si les écarts les plus grands sont répartis de manière homogène, ou s'ils sont toujours dans les mêmes régions du maillage. Il est important d'avoir ce regard par rapport à une application donnée du modèle biomécanique. Les zones "critiques" pour la chirurgie ne sont pas forcément les mêmes que pour l'étude de la parole ou la production de mimique faciale.

Un excellent moyen pour visualiser l'amplitude des distances mesurées et leur localisation est de construire une cartographie tridimensionnelle des erreurs (figure 9.5). Le maillage est représenté, avec un code de couleur indiquant les valeurs des distances calculées sur chacun des noeuds. Notre maillage étant peu dense, ces distances sont interpolées pour améliorer le rendu graphique. Le logiciel Mesh (Aspert et al., 2002), développée à l'EPFL à Lausanne et disponible gratuitement sur internet (<http://mesh.epfl.ch>), a été utilisé pour construire ces données.

Ce type de visualisation des erreurs a déjà été utilisé par plusieurs auteurs (Keeve et al. (1998), Schutyser et al. (2001), Teschner et al. (2001) et surtout Koch et al. (1999)), pour comparer leurs simulations par rapport à des données acquises avec

9.2. Evaluation des modèles générés

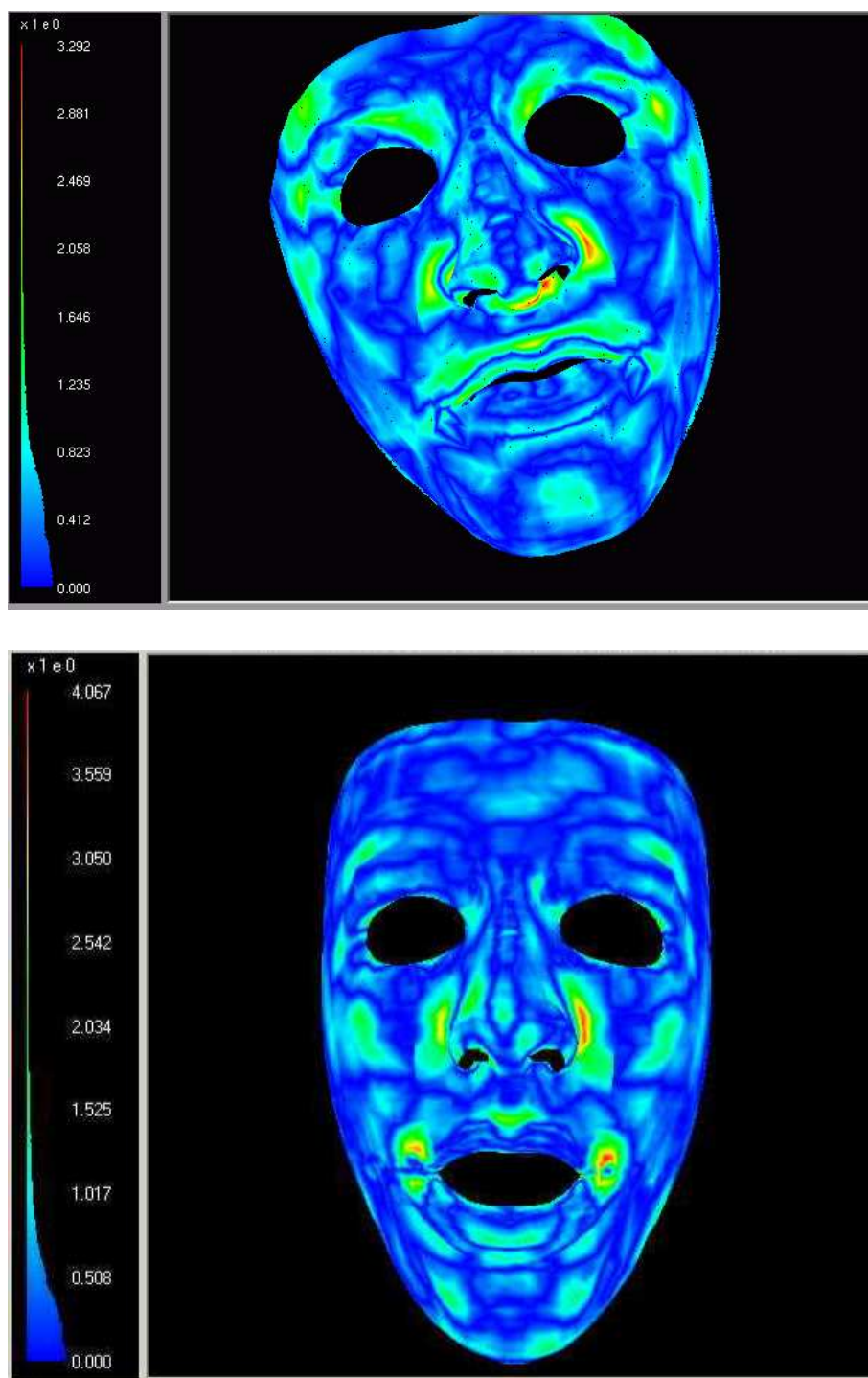


FIG. 9.5 – Exemples de cartographie des erreurs entre les modèles #1 (en haut) et #2 (en bas), et la surface cutanée des patients reconstruite à partir du scanner. Le code de couleur indique l'amplitude des erreurs.

Patient	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7
Distance moyenne	0.48	0.45	0.52	0.51	0.52	0.69	0.46
Distance maximale	3.29	4.06	3.46	3.44	3.56	5.63	4.56

TAB. 9.1 – *Distances moyennes et maximales (en mm) entre les noeuds des surfaces externes des maillages et les surfaces cutanées des patients.*

scanner laser Cyberware. Par contre, aucunes valeurs numériques n'étaient également disponibles.

Analyse des résultats Les résultats numériques, présentés dans le tableau 9.1, montrent des valeurs moyennes plutôt bonnes, mais des valeurs maximales importantes.

Même si peu de cas sont disponibles, l'erreur moyenne est plus faible sur les maillages de patients qui ont été retravaillés (#1, #2 et #7). Le logiciel MESH, qui a été utilisé pour ces calculs, ne fournit malheureusement pas l'écart-type des distances. Par contre, un histogramme est représenté à côté des cartographies des erreurs (figure 9.5). Sur tous les patients, plus de 95% des distances entre noeuds et surface semblent être inférieures au millimètre.

Concernant les valeurs maximales, il est nécessaire d'étudier leur dispersion à travers les noeuds.

La cartographie des distances est un outil très intéressant pour avoir rapidement une vue d'ensemble de l'amplitude des erreurs et surtout de leur localisation.

La figure 9.5 montre les cartographies construites pour les modèles #1 et #2. Ces images permettent de constater que les erreurs les plus importantes sont localisées sur les ailes du nez et sur les lèvres, ce qui est cohérent avec les résultats de l'étude qualitative des modèles de ces patients. Certaines régions ne ressortent par contre pas, comme les pommettes pour le patient #1 ou le contour des lèvres pour le patient #2, alors que l'évaluation qualitative a montré qu'elles sont mal appréhendées.

Ces deux exemples illustrent bien ce que nous avons constaté sur l'ensemble des modèles: certaines des observations visuelles se confirment, mais pas toutes. Certaines erreurs importantes ne ressortent même pas du tout, notamment dans les régions très fines comme le pourtour des lèvres, où le modèle et la surface peuvent être décalés, ce qui ne se traduit pas par des distances élevées mais est très visible sur le maillage.

Cet outil de visualisation de l'erreur est donc intéressant, mais doit être toujours être utilisé en complément d'une analyse qualitative de l'utilisateur.

Limites et propositions d'améliorations Plusieurs facteurs peuvent expliquer les limites rencontrées avec la mesure des distances sur l'ensemble du maillage:

- Les valeurs de précision calculées ont tendance à *sous-estimer* l'erreur réelle. En effet, l'erreur mesurée pour un noeud est la distance *minimale* entre ce noeud et la surface. Or il n'est pas garanti que le point le plus proche sur

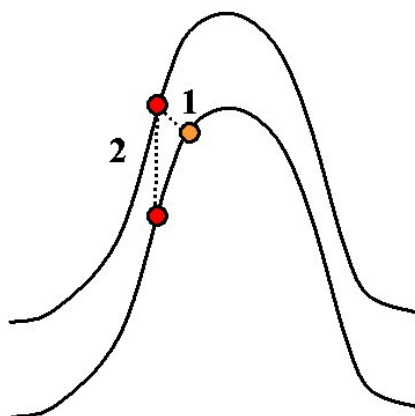


FIG. 9.6 – *Illustration de la minimisation de l'erreur. La distance associée à un noeud est celle le séparant du point le plus proche de la surface (distance 1). La distance avec le correspondant réel peut être plus grande (distance 2).*

la surface soit réellement un correspondant acceptable du noeud étudié. Une illustration de ce problème est donnée sur la figure 9.6.

- Les distances calculées pour l'instant ne sont pas signées, elle sont toujours positives. Il pourrait être intéressant d'utiliser une distance par exemple négative si les noeuds sont à l'intérieur de la surface et positive s'ils sont en dehors. La visualisation des erreurs serait ainsi simplifiée, notamment lorsque le maillage et la surface se croisent. Une telle distance permettrait également de mieux étudier le comportement du modèle, pour voir si les déplacements simulés sont localement trop ou trop peu importants.
- Une autre amélioration serait de mesurer l'erreur de manière symétrique, c'est-à-dire en calculant non seulement la distance entre le modèle et la surface patient, mais aussi entre la surface patient et le modèle. Ceci augmenterait la robustesse de la mesure, les distances symétriques pouvant varier de manière importante en fonction de la finesse différente du modèle et de la surface patient.
- Bien entendu, les erreurs sont mesurées par rapport aux surfaces de référence cutanée et osseuse qui ont été utilisées pour la conformation du maillage. Ceci semble pertinent. Néanmoins, il faut se souvenir que pour estimer la différence réelle par rapport au patient, il est nécessaire de tenir compte de l'erreur de reconstruction du scanner et de l'algorithme du marching cubes.

Une solution pour améliorer le premier problème serait d'utiliser les informations différentielles des surfaces à comparer, et en particulier les normales. L'idée est d'éviter qu'un point de la surface soit considéré comme le plus proche d'un noeud s'il n'est pas orienté de manière similaire. Il est par exemple possible d'utiliser une distance 6D (Feldmar and Ayache, 1996), intégrant à la fois des informations de position et d'orientation. Cette solution pourrait permettre d'améliorer en partie le problème, mais seulement dans les zones de courbures importantes. Outre son intérêt pour l'évaluation de l'erreur, une telle distance pourrait également être utilisée pour

l'amélioration de la procédure de mise en correspondance (voir section 9.5.2). Le problème des distances 6D est la pondération entre les informations de position et de normale, difficile à fixer de manière optimale.

La mesure de l'erreur entre le modèle et la surface devrait aussi être améliorée en augmentant la densité du maillage, en particulier dans les régions à forte courbure. Il ne faut pas oublier que les distances sont calculées en finalement assez peu de points (le maillage compte environ 1400 noeuds "externes") et que les images des cartographies, si elles présentent un rendu agréable, ne sont que des interpolations de ces distances.

9.2.2.2 Distances entre repères cutanés

Note pour les rapporteurs: les résultats de ce paragraphe (figure + valeurs) ne sont pas tout à fait terminés... ils seront bien sûr inclus dans la version finale.

Une étude complémentaire de la précédente consiste à mesurer la distance entre quelques repères cutanés caractéristiques. Plusieurs points de référence caractéristiques (commissures des lèvres, base des narines, point du nez, angles des yeux, ...) sont définis sur les surfaces cutanées des patients et parmi les noeuds des maillages.

La mesure des distances entre ces points appariés permet d'avoir des valeurs numériques dans les régions pertinentes pour l'application, ce qui est plus parlant que la moyenne des distances sur l'ensemble du maillage. Une limite est par contre l'erreur commise lors de la localisation des points sur lesquels les distances sont mesurées. En effet certains points sont délicats à déterminer parmi les noeuds (dans les régions peu denses du maillage) et aussi sur la reconstruction cutanée. Il n'existe généralement pas de définition anatomique précise de repères cutanés, ce qui entraîne une imprécision importante dans les points pickés sur la surface tridimensionnelle.

Il est important de se souvenir que les points utilisés pour cette mesure de distance n'ont pas été traités spécialement dans la procédure de recalage, sous forme de points appariés (ce qui pourrait d'ailleurs être intéressant, voir section 8.2.5).

9.2.3 Inférence de la position des structures anatomiques

Le maillage générique représente l'anatomie de la face de manière générale, mais en identifiant des structures particulières comme les lèvres ou le nez. De plus, certains muscles de la mimique ont été intégrés dans le maillage (voir section 7.2.2) pour permettre une prise en compte des fonctionnalités faciales.

Dans les données extraites des images scanner du patient, ces structures anatomiques ne sont pas identifiées. On dispose simplement d'une surface tridimensionnelle, sans savoir quelle partie de la surface représente le nez, le menton, ou les lèvres. De plus, nous n'avons aucune information sur la localisation précise des muscles du patient.

Un point intéressant à considérer est donc d'évaluer comment les structures anatomiques définies dans le modèle de référence se retrouvent dans les modèles des patients.

9.2. Evaluation des modèles générés

9.2.3.1 Aspect extérieur

La première chose qui se remarque lorsque l'on découvre le modèle d'un patient est le très mauvais aspect des orbites! En effet, elles sont parfois déformées et mal positionnées. Ceci vient du fait que les yeux ne sont pas représentés dans le maillage, qui est simplement "troué" à cet endroit. Dans les données patient, la surface cutanée ne présente pas ces "trous". De plus, la géométrie de cette région du visage n'est pas très perturbée, il n'y a pas de points ou d'arêtes très marquées qui pourraient faciliter la mise en correspondance. Il y a donc une erreur importante au niveau des yeux. Si ce n'est pas fondamental pour l'étude des conséquences d'un planning chirurgical, l'aspect global du modèle est en revanche dégradé. Il faudra donc améliorer ceci en maillant la surface des yeux dans le modèle générique.

L'aspect du nez, des pommettes et des lèvres a été discuté dans les sections précédentes.

9.2.3.2 Structures internes: localisation des muscles

Pour le recalage, les données patient utilisées sont la surface cutanée et la surface osseuse. Aucune information n'est donc disponible sur la localisation précise des fibres musculaires et de leurs insertions osseuses.

Pourtant, avec la méthode de mise en correspondance utilisée, les muscles insérés dans le modèle générique le sont encore dans le modèle adapté au patient. Leur localisation est inférée de celle du modèle générique, à partir de la déformation globale du maillage. C'est un avantage par rapport à l'approche consistant à générer le maillage directement à partir des images scanner, où toute structure doit être segmentée au préalable pour être intégrée dans le modèle.

L'évaluation précise de la localisation des muscles du modèle du patient par rapport à la réalité est délicate. En effet, nous ne disposons d'aucune information sur leur position réelle! Zachow et al. (2002a) présentent des travaux utilisant une classification des tissus sur des coupes scanner, à partir de laquelle ils sont capables de différencier les muscles. Pourtant, il nous paraît très délicat de segmenter les muscles à partir d'un examen scanner, où les structures molles renvoient un signal d'intensité quasi nulle. Une solution pourrait être d'utiliser un examen IRM, bien mieux adapté à l'étude des tissus mous, mais ceci reste extrêmement difficile étant donnée la finesse des muscles et leur enchevêtrement dans les tissus mous de la face. Au jour d'aujourd'hui, nous n'avons pas trouvé de tels travaux dans la littérature.

Devant la difficulté¹ d'acquérir des informations quantitatives sur la localisation des muscles d'un patient, nous proposons de simplement valider la position des muscles dans nos maillages de manière qualitative. La figure 9.7 montre les points d'insertion du muscle Zygomatique pour trois des modèles patients, par rapport à une référence anatomique. Même qualitatifs, ces résultats nous paraissent très satisfaisants, d'autant plus que la définition des muscles dans le modèle générique a été faite sans vraiment de précision.

1. voire l'impossibilité...

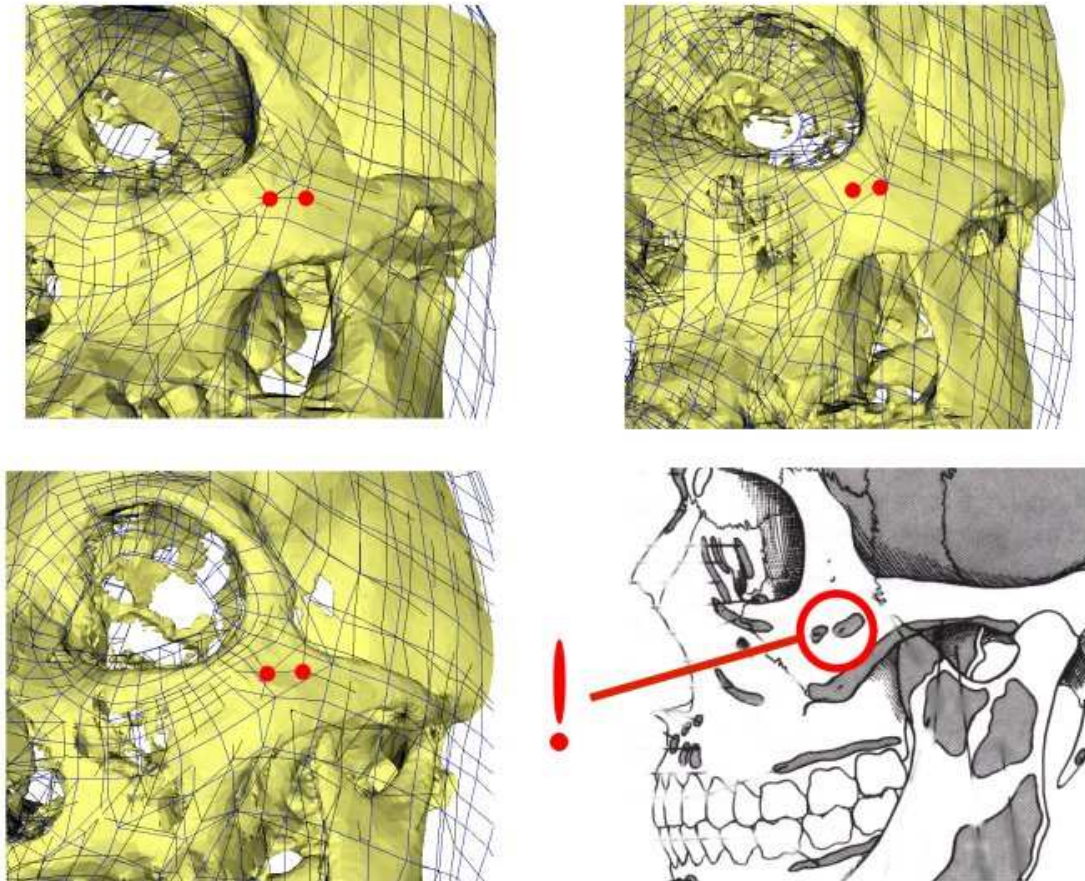


FIG. 9.7 – *Inférence de l'insertion osseuse du muscle zygomatique sur trois modèles patient. Les deux points sont les noeuds du maillage qui sont bloqués pendant les simulations pour modéliser l'insertion osseuse. Une référence anatomique est présentée (d'après Bouchet and Cuilleret (1983)), montrant la position théorique de l'insertion des muscles petit et grand Zygomatique.*

9.2.4 Régularité des éléments

Comme nous l'avons évoqué précédemment (section 8.1.5), la régularité des éléments n'est pas forcément assurée suite à la déformation du maillage. En effet, les noeuds sont déplacés lors du recalage sans tenir compte de la forme des éléments qu'ils définissent.

Tous les maillages générés avec notre méthode présentaient un nombre assez important d'éléments distordus, entre 190 et 300 sur 2884 éléments au total, soit environ 10% en moyenne.

En appliquant l'algorithme de correction initialement développé par Luboz et al. (2001a), qui ne prend en compte que le critère de régularité sur le déterminant du jacobien, les maillages ne pouvaient pas être utilisés avec le logiciel AnsysTM pour faire des simulations. Ce logiciel impose en effet des critères assez stricts non seulement sur la régularité des éléments (pour le calcul des fonctions de forme dans la résolution par éléments finis) mais aussi sur la qualité de leur forme (*aspect ratio*, *twist factor*, ...).

C'est donc sur la base des maillages de la face que nous avons générés que Luboz et al. ont intégré les critères de distorsion des éléments présentés au chapitre 5.3.5.2. Ces travaux sont en cours de publication dans la revue Journal of Biomechanics.

Avec cette nouvelle méthode, tous les éléments des maillages ont pu être automatiquement corrigés. Nous avons rencontré un problème avec deux maillages, mais sur des éléments situés au niveau du sommet du crâne, qui n'étaient pas gênants pour notre application. Néanmoins, même si la méthode de correction paraît assez robuste, nous n'avons aucune garantie à ce jour qu'il sera toujours possible de corriger les éléments irréguliers d'un maillage. Si quelques éléments ne peuvent pas être corrigés, il sera alors nécessaire de déplacer manuellement certains des noeuds impliqués.

La tableau 9.2 présente les résultats détaillés de la procédure de régularisation. Les temps de calcul sont assez longs, de 2 à 7 minutes sur une station de travail DEC Alpha 500Mhz. Ceci est dû au fait que l'expression analytique des critères corrigés est assez complexe et nécessite de nombreux calculs. Cependant, la programmation de la méthode peut certainement être optimisée.

Il est important de noter que malgré le nombre important de noeuds déplacés (environ 20% des 4215 noeuds), aucune différence n'est observable à l'oeil nu entre un maillage irrégulier et le même maillage corrigé. Ceci est très satisfaisant, puisque la conformation établie entre le maillage et la morphologie patient est conservée. Rappelons que les déplacements nodaux sont limités à 0.5mm pour les noeuds extérieurs, 1mm pour les noeuds de la couche intérieure, et 3mm pour les noeuds intermédiaires situés à l'intérieur du maillage.

Si nous ne l'avons pas fait pour l'instant, il serait intéressant d'évaluer quantitativement la conservation de la conformation après régularisation des éléments.

9.3 Evaluation de la méthode de conformation

Après avoir évalué les maillages de patients que nous avons construits, il est nécessaire de s'intéresser à l'évaluation de la méthode de génération elle-même, en

Patient	#1	#2	#3	#4	#5	#6
Nombre d'éléments irréguliers	234	239	253	191	268	291
Nombre d'itérations	350	390	402	290	340	320
Nombre de noeuds déplacés	866	882	834	769	918	979
Déplacement moyen (mm)	0.31	0.29	0.30	0.30	0.17	0.16
Déplacement maximal (mm)	2.90	2.20	2.49	3.00	2.19	2.30

TAB. 9.2 – *Résultats de la régularisation des maillages. Pour chaque modèle sont indiqués: le nombre d'éléments initialement irréguliers ou distordus (10% en moyenne), le nombre d'itérations de l'algorithme pour corriger le maillage, le nombre de noeuds déplacés, la moyenne et le maximum des déplacements.*

termes notamment de robustesse et de facilité d'utilisation.

9.3.1 Robustesse

La méthode s'avère assez robuste dans le sens où il a toujours été possible de générer un maillage pour les différents patients. Nous n'avons jamais eu de cas pour lequel la méthode de conformation a échoué, même si les données de certains patients présentent des artefacts ou des structures incohérentes (voir paragraphes suivants).

Malgré le fait que la morphologie des patients varie de manière très importante (classe II, classe III, asymétrie faciale, forme des lèvres, etc...), les six premiers maillages ont été générés à partir du modèle générique. La seule exception concerne l'ouverture des lèvres: le maillage de référence lèvres ouvertes a été utilisé pour le patient #2, et le maillage lèvres fermées pour les autres. Indépendamment de la position d'ouverture labiale, le maillage générique correspond à une morphologie très particulière: il est plutôt prognate (promandibulie), le nez est petit et assez fin, la lèvre inférieure est très importante et avancée, avec un angle labiomentonnière marqué et fermé. Il ressemble donc très peu aux patients auxquels nous nous sommes intéressés. Malgré ces différences de forme importantes, les modèles ont pu être générés avec une adéquation générale à la morphologie des patients très satisfaisante. Ceci est un résultat très prometteur.

Le septième maillage a lui été créé à partir du modèle du patient #2, pour tester la conformation à partir d'un maillage existant présentant une morphologie similaire, ici en classe II divergente (avec une béance dentaire). Une seule étape de recalage a suffi pour générer ce maillage. Seule la région des lèvres a dû être reprise: le patient #7 a des lèvres de forme totalement différente du patient #2, et un angle labiomentonnière extrêmement marqué. Ce résultat laisse supposer qu'il pourrait être intéressant d'avoir quelques maillages génériques présentant des dysmorphies différentes, et de conformer le maillage le plus adapté sur la morphologie des nouveaux patients. Nous reviendrons sur ce point dans les perspectives à la section 9.5.

Si les maillages générés "en première instance" après la mise en correspondance sont globalement corrects, ils sont souvent imprécis dans certaines zones importantes pour notre application. Une partie de ces imprécisions peut raisonnablement être imputée à la morphologie particulière du modèle générique, par exemple sur la

9.3. *Evaluation de la méthode de conformation*

forme du nez, l'absence des sillons nasolabials, ou les pommettes trop peu saillantes. Concernant l'angle nasolabial, la difficulté principale semble venir de la présence de données à l'intérieur des fosses nasales dans la reconstruction de la surface cutanée des patients. Lorsque cet angle est très marqué, comme par exemple sur le patient #1, l'algorithme de recalage est perturbé par les structures internes ce qui peut faire échouer le recalage au niveau de la pointe du nez (figure 8.11, page 154).

Pour améliorer la qualité des modèles, il est alors nécessaire de revenir de manière plus approfondie sur les maillages générés, avec les solutions décrites au paragraphe 8.2.5. La majorité des imprécisions peut être traitée avec ce protocole. Par contre, on peut considérer que la méthode de conformation perd en robustesse, puisque qu'il est alors nécessaire de retravailler le maillage.

Artefacts dentaires Un point très positif est que la méthode de mise en correspondance est très robuste par rapport aux artefacts des images scanner.

Comme on peut le voir sur les modèles osseux, la majorité des patients portent des appareils dentaires, dans le cadre du traitement orthodontique précédant l'intervention chirurgicale. Si les bagues et arcs de ces appareils sont fabriqués avec des matériaux radio-transparents, ils sont tout de même clairement visibles sur les surfaces reconstruites. De plus, la majorité des individus porte des alliages (plombages, couronnes, implants dentaires, etc.) qui créent des artefacts importants dans l'examen tomographique. Ils sont très visibles dans les coupes scanner et sur les reconstructions tridimensionnelles, sous forme de "pics" émanant des dents et pouvant mesurer jusqu'à quelques centimètres (patient #4 par exemple).

Bien que ces artefacts soient gênants pour l'aspect visuel des surfaces reconstruites, ils ne semblent pas interférer dans la procédure de mise en correspondance des noeuds du modèle générique sur les données patient. La forme de ces pics étant trop singulière, ils ne retiennent pas les noeuds qui vont bien se recalcr sur les surfaces cutanées ou osseuses réelles. De ce fait, aucun traitement manuel n'est nécessaire pour nettoyer les images scanner, ce qui aurait été un inconvénient important.

Données particulières Le patient #6 est intéressant pour tester la robustesse de l'algorithme face à des données "incohérentes" par rapport aux cas cliniques habituels. Ce patient souffre d'une maladie de dégénérescence osseuse spontanée et n'a plus de maxillaire supérieur. Bien que ce cas soit en dehors de notre problématique clinique, nous avons tout même essayé de lui appliquer notre méthode de conformation de maillage. Lors de la mise en correspondance, l'algorithme n'a pas trouvé de correspondants acceptables aux noeuds internes du maillage dans la région du maxillaire supérieur (c'est-à-dire que leur distance à la surface osseuse est supérieur à un seuil limite). Ils ont donc été considérés comme des données aberrantes et n'ont pas été retenus pour le calcul de la fonction de déformation. Par contre, cette déformation une fois définie leur a été appliquée. Comme on peut le voir sur la vue sagittale de la figure 9.4, ils sont placés uniformément entre l'arcade dentaire inférieure et la base du nez. Même s'il ne s'agit que d'un cas particulier, ce comportement est très positif: le recalage n'a pas échoué ni donné de résultat aberrant. Au contraire, la position approximée des noeuds dans la région du maxillaire nous semble même tout à fait cohérente.

9.3.2 Utilisation de la méthode

Un aspect important concerne l'utilisation de la méthode de conformation qui a été proposée. L'idée lors du développement était que cette procédure soit le plus simple et le plus rapide possible, afin de pouvoir être appliquée par le praticien dans le cadre de la planification d'une chirurgie.

Temps nécessaire Les premiers résultats sont assez satisfaisants. Pour les sept maillages présentés, il a fallu entre 30 minutes et une heure pour générer une première version du modèle de patient. Ce temps comprend toutes les étapes: la lecture des images, les reconstructions par Marching Cubes, leur traitement pour extraire les informations externes, la mise en correspondance et la régularisation. Certains de ces maillages n'ont pas été modifiés, ceux des patients #3, #4, #5 et #6. Par contre les maillages des patients #1, #2 et #7 ont été retravaillés pour améliorer les régions imprécises. Il est difficile de connaître exactement le temps passé, car plusieurs méthodes ont été essayées. A posteriori, en utilisant directement du recalage local et la modification manuelle de quelques noeuds, il nous semble possible de réduire la plupart des imprécisions dans un délai de trente minutes à une heure.

Le temps total de génération du maillage est donc de 45 minutes à deux heures selon le niveau de précision souhaité.

Utilisation Dans l'état actuel des choses, la méthode n'est pas assez simple à utiliser: toutes les étapes ne sont pas encore automatisées (seuils des Marching Cubes, extraction des noeuds externes, ...) et toutes les procédures ne sont pas intégrées dans un seul logiciel. La manipulation du maillage, la mise en correspondance et la correction de la régularité des éléments se font pour l'instant dans des programmes différents. Ainsi, les données doivent être préparées, transférées via des fichiers vers les différents logiciels, puis récupérées. Le temps perdu ainsi est très important.

Dans le cadre de cette thèse, nous avons surtout cherché à définir la méthodologie qui nous semblait la plus adéquate pour générer un maillage éléments finis volumique adapté à la morphologie d'un patient. Il est donc compréhensible que l'intégration logicielle ne soit pas complète.

L'élaboration d'un logiciel vraiment simple et convivial pour générer le modèle d'un patient est par contre absolument nécessaire pour la suite de ce travail, d'abord pour valider l'approche sur un nombre plus important de patients puis bien sûr pour une utilisation réelle dans un cadre de routine clinique.

9.4 Bilan

Suite à toutes les observations faites dans ce chapitre, il est possible de dresser le bilan de la méthode de génération de maillages que nous avons proposée.

De nombreux points sont très positifs :

- La méthode a été testée sur plusieurs jeux de données et il a toujours été possible de créer un maillage adapté aux morphologies des patients.

9.4. Bilan

- L'adéquation générale des maillages aux données est globalement bonne. Ce résultat n'était pas évident au départ étant donné la géométrie assez complexe de la face, ce qui rend le recalage peu aisé, et les morphologies très différentes des patients.
- Le temps nécessaire pour la génération d'un maillage adapté à un patient est actuellement de 45 minutes à deux heures, selon le niveau de précision souhaité.

Malgré ces bons résultats, de nombreuses limites sont constatées:

- Les régions imprécises suite au recalage sont assez nombreuses, et localisées en des endroits clés quant à la perception de la morphologie d'un visage (lèvres, nez, angles faciaux, ...). S'il semble possible de réduire la majorité de ces imprécisions, le temps requis pour construire le maillage est alors nettement augmenté.
- La méthode reste pour l'instant peu aisée et longue à utiliser, essentiellement à cause de l'intégration logicielle de toutes les techniques qui n'est pas encore faite.
- Même avec ces progrès logiciels, de nouveaux développements sont encore nécessaires pour améliorer la qualité des maillages et surtout réduire le temps de construction, qui est pour l'instant trop élevé pour une utilisation en pratique clinique.
- En raison des limites actuelles du maillage générique, les modèles des patients ne sont anatomiquement pas assez étendus, ce qui est une contrainte très importante pour leur utilisation dans l'application en chirurgie orthognatique.

La question suivante se pose: l'objectif que nous nous étions fixé, à savoir que la méthode puisse être utilisable en routine par le praticien, est-il atteint?

A ce jour, la réponse est clairement non. De nombreux problèmes subsistent, et il n'est pas encore possible d'avoir un maillage de très bonne qualité en un temps inférieur à la demi-heure. Il est compréhensible que l'intégration logicielle ne soit pas parfaite dans le cadre d'un travail de doctorat. Cependant, certaines limites de la méthode doivent encore être améliorées par un travail de recherche, ce que nous discuterons dans la section suivante.

Cependant, les résultats obtenus sont tout de même bons et en tout cas intéressants et très encourageants. Rappelons que dans la littérature, les seuls auteurs qui parlent du temps nécessaire à la construction de leur maillage indiquent des valeurs de 3 à 4h (Koch et al., 1999) et 2 jours (Zachow et al., 2001). A par ces deux groupes, les autres travaux n'ont jamais été appliqués à plus de deux patients, et la méthodologie de construction du modèle n'est pas évaluée ni discutée. En tous cas, même sans les améliorations nécessaires que nous allons proposer dans la section suivante, le temps requis pour la construction de notre maillage est inférieur à celui des approches existantes actuellement.

Restent les problèmes de précision que nous avons rencontrés. Le maillage de Zachow et al. (2001) est certainement beaucoup plus précis, avec un niveau de détail équivalent aux reconstructions des surfaces par Marching-Cubes. Pour les autres auteurs, le maillage est créé à partir de l'examen scanner, mais très largement décimé

ensuite. Il est important de noter que la comparaison par rapport à ces méthodes est difficile, car jamais les auteurs ne soulèvent le problème de l'adéquation de leurs maillages à la morphologie réelle du patient. Même si notre approche présente des limites de précision, nous avons au moins eu le mérite de les évaluer et de les quantifier.

9.5 Perspectives

Plusieurs propositions nous paraissent intéressantes pour améliorer la génération d'un maillage des tissus mous de la face d'un patient. Des améliorations doivent être faites à la fois sur le maillage générique et sur la méthode de conformation.

9.5.1 Améliorations du maillage générique

Plusieurs limites du maillage générique ont été évoquées au chapitre 7.3. Après avoir testé la méthode de conformation sur plusieurs patients, il semble aujourd'hui nécessaire de reprendre en profondeur le maillage générique initialement construit.

9.5.1.1 Aspects à intégrer

Un premier point très important est l'étendue trop réduite en arrière et sur le cou. Cette limite justifie à elle seule qu'il faille retravailler le maillage actuel puisqu'il est absolument indispensable pour l'application en chirurgie orthognathique que le modèle couvre la partie postérieure de la mandibule et le cou.

D'autres facteurs liés au maillage de référence semblent expliquer certains des problèmes rencontrés lors de l'adaptation à la morphologie d'un patient. Il s'agit notamment de la forme assez particulière du maillage (nez très fin, lèvre inférieure très proéminente, absence des sillons nasolabiaux, ...) et de son épaisseur peu réaliste. De plus, la précision du recalage dans les régions à forte courbure serait certainement améliorée si le nombre d'éléments était plus important.

Tout ces facteurs devront être pris en compte dans les nouvelles versions du maillage générique des tissus mous de la face. Il est probable que ces améliorations faciliteront déjà la conformation aux patients.

9.5.1.2 Qui se cache derrière le maillage générique?

Pour l'instant, personne! Le maillage générique a été construit à partir de la surface de Guiard-Marigny et al. (1996) et ne représente pas quelqu'un en particulier.

Pour améliorer la qualité du modèle de référence, il paraît très important de le construire à partir de données morphologiques *réelles*. Un examen tomodensitométrique est certainement le plus adapté, puisqu'il apporte des informations à la fois cutanées et osseuses. Les problèmes de l'épaisseur du maillage, de la forme intérieure des lèvres et du nez, ou des imprécisions dans la région de l'arcade zygomatique pourront ainsi être mieux appréhendés.

9.5. Perspectives

Une question très importante se pose: quelle doit être la morphologie du modèle générique? Cette question est délicate puisque les morphologies des patients sont très variables. Elles seront donc toujours différentes du modèle de référence, en particulier s'il est équilibré. Plusieurs approches sont envisageables:

Modèle représentant un individu La solution la plus directe est de travailler à partir d'un examen scanner. A priori il est préférable que l'examen soit celui d'un sujet équilibré, qui peut être un patient ne présentant pas de dysmorphie (dont le scanner a été requis pour une autre indication) ou pourquoi pas un patient opéré (qui est maintenant équilibré) pour lequel un scanner post-opératoire est disponible.

Un sujet potentiel est un des chercheurs travaillant au laboratoire ICP¹ à Grenoble, pour lequel de très nombreuses données sont disponibles: un examen IRM, plusieurs radiographies et depuis peu un examen TDM, ainsi que des mesures de mouvements faciaux (Badin et al., 2002). L'intérêt de travailler sur ce sujet serait tout d'abord de coupler le scanner et l'IRM pour mieux prendre en compte les structures anatomiques internes de la face. Ensuite, le modèle généré pourrait servir à plusieurs types d'études, notamment sur des aspects fonctionnels comme les mimiques faciales ou la production de paroles.

Maillages de différentes morphologies Une autre solution serait d'avoir plusieurs maillages génériques. En effet, même si la conformation du maillage actuel a toujours été possible malgré les morphologies différentes des patients #1 à #6, le cas du patient #7 (recalé à partir du modèle #2) a montré que la mise en correspondance était plus facile en partant d'un modèle de forme plus similaire aux données issues du scanner. Il serait donc intéressant de disposer de plusieurs maillages pour représenter les principaux types de dysmorphoses (voir chapitre 2.2.2), par exemple des maillages en classe II, en classe III et présentant une face longue ou une face courte. Pour aller plus loin, des distinctions pourraient aussi être faites en fonction du sexe ou de l'âge. Selon le patient, le maillage le plus adapté serait utilisé pour la conformation. Cette approche peut être essayée dès maintenant, et complétée au fur et à mesure que de nouvelles données (et donc de nouveaux maillages) seront disponibles.

Atlas statistique Enfin, une dernière solution serait de construire un atlas statistique des tissus mous de la face, comme cela a été fait pour des fémurs et des vertèbres par Fleute (2001). L'intérêt est que le modèle générique ne représente plus un individu mais est construit à partir d'un échantillon large. Par contre la variabilité entre les visages est extrêmement importante, en particulier dans le cas de patients présentant des dysmorphies. De plus, la construction de l'atlas est très longue et nécessite beaucoup de données. Même si cette approche est intéressante, elle n'est certainement réalisable qu'à plus long terme.

9.5.1.3 Intégration d'informations supplémentaires

Pour l'instant, le modèle générique ne représente que l'épaisseur des tissus mous de la face, avec de manière qualitative la distinction des couches dermiques et de

1. Institut de la Communication Parlée

quelques muscles peauciers.

Par la suite, il semble très intéressant d'intégrer des informations supplémentaires dans le modèle de référence afin de faciliter la mise en correspondance et aussi d'*inférer* ces informations sur le modèle du patient. Ce principe d'inférence¹ est en fait celui que nous avons utilisé pour les muscles: les muscles étant définis de manière supposée correcte dans le maillage générique, ils le sont encore dans le maillage adapté au patient. Ainsi, on dispose d'une estimation de la position des muscles dans le modèle du patient, même si cette information n'est pas présente dans les données initiales de ce patient.

Nous avons vu que la position inférée des muscles dans les modèles de patient est cohérente (section 9.2.3). Juger de sa précision est pour l'instant difficile étant donné le positionnement très qualitatif des muscles dans le maillage générique, mais il est probable que de bons résultats peuvent être atteints.

Squelette générique Il semble très important d'associer le maillage générique des tissus mous à un squelette générique. Ceci est tout à fait possible à partir du moment où un examen scanner est utilisé pour l'élaboration du modèle.

Disposer de la surface osseuse peut être intéressant pour faciliter la conformation et aussi la simulation des déformations des tissus mous:

- A partir des images scanner, il est possible de réaliser une construction céphalométrique tridimensionnelle du modèle générique (chapitre 4). Ensuite, on cherche à calculer une première transformation (rigide ou élastique) qui permet de mettre en correspondance la céphalométrie construite sur le modèle générique avec celle du patient, qui est de toute façon réalisée dans le cadre de l'application en planning chirurgical. La transformation ainsi obtenue est alors appliquée au maillage volumique afin de définir sa position initiale avant conformation sur les données patient.
- Pour faciliter le matching des noeuds internes, il est peut être possible de recalculer directement la surface osseuse générique sur celle du patient. En effet, les informations entre ces données sont sans doute plus similaires qu'entre un nuage de points (les noeuds internes) et la reconstruction squelettique.
- Cette mise en correspondance entre les deux squelettes est aussi très intéressante par rapport à la céphalométrie. Nous avons vu qu'une limite importante se situe au niveau de l'étude de la mandibule, où très peu de points anatomiques sont facilement identifiables. Il nous paraît intéressant de caractériser les informations importantes (angles goniaux, rebords basilaires, menton, ...) sur la mandibule du modèle générique. Après recalage, ces informations pourraient être inférées sur le patient, ce qui permettrait de caractériser la mandibule du patient.
- Cette notion d'inférence est aussi très importante pour faciliter l'utilisation du modèle pour la simulation des repositionnements osseux (décrit dans le chapitre suivant, 10). L'idée consiste à définir avec précision sur le modèle

1. Inférence: opération intellectuelle par laquelle on passe d'une vérité à une autre vérité, jugée telle en raison de son lien avec la première. La déduction est une inférence. (Larousse)

9.5. Perspectives

générique les traits d'ostéotomies et les différentes conditions aux limites du modèle éléments finis (noeuds à déplacer avec les segments osseux, régions libres, ...). Ce travail n'aurait ainsi pas à être repris sur chaque nouveau patient, même s'il doit bien sûr être possible de modifier les informations inférées pour augmenter leur précision.

Structures anatomiques internes Dans la version actuelle du maillage générique, seules quelques structures anatomiques internes sont intégrées de manière qualitative, deux couches dermiques et quelques-uns des muscles peauciers.

Si le maillage est construit à partir d'un examen scanner, éventuellement couplé avec un IRM, la définition de différentes structures internes sera beaucoup plus facile et surtout beaucoup plus réaliste et précise. Il peut alors être envisageable de représenter la majorité des muscles, non seulement peaucier mais aussi masticateurs (ce qu'a fait Zachow et al. (2002a)), mais en gardant un maillage structuré avec un nombre plus restreint d'éléments hexaèdres.

9.5.2 Améliorations de la procédure de conformation

Si un modèle générique amélioré devrait faciliter son adaptation à la morphologie des patients, plusieurs améliorations importantes de la méthode de conformation elle-même doivent être apportées.

9.5.2.1 Positionnement initial

Nous l'avons vu dans la section précédente, le positionnement initial du maillage générique par rapport aux données patient peut être automatisé en se basant sur les constructions céphalométriques. Étant donné la sensibilité de toutes les procédures de mise en correspondance aux conditions initiales, ceci est un point très important.

Il est aussi possible d'utiliser des points sur la surface cutanée du patient et de les apparier avec des repères définis sur le modèle générique. C'est le principe du recalage de *feature-points* qu'utilisent Lee et al. (1995) ou Barré et al. (2000). Par contre, il ne peut s'agir que d'une étape de pré-recalage et notre méthode de conformation doit ensuite être utilisée avec toutes les informations des surfaces cutanées et osseuses. Si cette approche peut être intéressante, elle nécessite la définition manuelle des repères sur la reconstruction cutanée du patient, ce qui rajoute du temps à la procédure de recalage et n'est généralement pas très précis.

9.5.2.2 Informations différentielles dans la mise en correspondance

Beaucoup de problèmes sont rencontrés lorsque les reconstructions par Marching-Cubes (Lorensen and Cline, 1987) contiennent plusieurs surfaces parallèles assez proches. C'est le cas au niveau des fosses nasales (figure 8.11) et avec les surfaces extérieures et intérieures du squelette. Il peut arriver que les noeuds du maillage ne soient pas recalés sur la bonne surface.

Ce problème peut certainement être résolu en intégrant les informations différentielles des surfaces, notamment les normales. L'idée est de ne recalcr un noeud

sur une surface que si la normale du modèle en ce noeud est orientée de manière similaire à la normale de la surface. Ainsi, la surface externe du maillage générique étant orientée vers l'extérieur, ses noeuds ne pourraient pas être recalés à l'intérieur des fosses nasales, qui sont orientées vers l'intérieur de la tête.

Au niveau programmation, il est par exemple possible d'utiliser une distance 6D (Feldmar and Ayache, 1996) intégrant à la fois des informations de position et d'orientation, ou simplement de mettre un critère pour ne pas considérer deux points comme appariés si leur normale n'est pas dans le même demi-plan (Fleute, 2001). Cette deuxième option est plus simple, puisqu'il n'y a pas à fixer la pondération entre les données de position et les données d'orientation, ce qui est délicat.

9.5.2.3 Amélioration de l'interface logicielle

Un gros effort doit être fait pour développer une interface simple et conviviale permettant d'utiliser facilement la mise en correspondance et toutes les procédures d'amélioration que nous avons présentées.

En raison des problèmes potentiels rencontrés lors du recalage, il ne nous semble pas possible d'automatiser complètement la procédure de génération d'un maillage. Il est important que la mise en correspondance se fasse sous le contrôle de l'utilisateur, qui peut si nécessaire réitérer la procédure pour l'améliorer. Le meilleur compromis semble être une méthode semi-automatique, avec différentes étapes qui doivent être validées par le praticien. Ces étapes sont:

Les reconstructions par Marching Cubes Elles doivent être validées, et au besoin recommencées si l'on estime que les seuils sont mauvais, par exemple si la surface osseuse comporte trop de "trous" au niveau de l'os malaire ou du plancher de l'orbite. En général, peu de difficultés sont rencontrées.

La position initiale Si une céphalométrie 3D du patient est construite (ce qui est normalement le cas), cette étape est extrêmement simple puisqu'un pré-recalage est effectué automatiquement avec la céphalométrie du modèle générique. En cas de problème, le positionnement manuel actuel peut toujours être utilisé.

La procédure de mise en correspondance C'est un point crucial, qui doit absolument être validé par l'utilisateur. A priori, la probabilité d'erreurs est nettement réduite si la position initiale est de bonne qualité.

Les améliorations locales Il est tout à fait possible d'imaginer effectuer automatiquement un recalage local dans les régions où les erreurs sont systématiques, comme le nez, les pommettes ou les lèvres. Ces régions peuvent être définies au niveau du maillage générique, et n'ont pas alors à être redéfinies pour chaque patient, ce qui permet d'automatiser la procédure. La détection automatique d'autres régions non convenables paraît par contre délicate, et la décision des zones à retravailler et la méthode utilisée ne peuvent donc être prise que sous le contrôle de l'utilisateur. L'interface doit lui permettre de sélectionner facilement les régions à reprendre.

La correction éventuelle d'éléments irréguliers Si la méthode de régularisation n'a pas pu corriger tous les éléments, il est nécessaire de les corriger

9.5. Perspectives

manuellement. Heureusement il semble y en a voir peu. La seule chose que nous pouvons faire pour l'instant est d'afficher les éléments gênants, et d'offrir la possibilité de déplacer leurs noeuds avec la souris, voire de remailler les éléments correspondants.

9.5.3 Utilisation d'autres modalités d'imagerie

Une limite de notre méthode est qu'il est nécessaire de disposer d'un examen tomodensitométrique pour adapter le modèle générique à un individu. En fait, c'est la meilleure modalité d'imagerie médicale permettant d'obtenir une information précise et tridimensionnelle sur la surface osseuse du patient.

Comme nous l'avons discuté précédemment, un examen scanner est le plus souvent tout à fait justifiable dans le contexte de la chirurgie orthognatique, où les informations osseuses sont prépondérantes pour l'établissement du planning opératoire. Par contre, un modèle déformable des tissus mous pourrait être très utile dans un contexte qui ne requiert pas d'examen tomographique, par exemple en chirurgie plastique. Dans ce cas, d'autres sources de données doivent être utilisées.

Pour reconstruire la surface cutanée, il est toujours possible d'utiliser des capteurs de forme externes comme ceux décrits au chapitre 5.3.5.3. Le problème principal concerne l'acquisition de données osseuses, qui permettent de recalcr la surface interne du maillage et donc de donner une épaisseur correcte au modèle individuel. Plusieurs modalités d'imagerie médicale pourraient être utilisées:

Imagerie par Résonance Magnétique La reconstruction de la surface cutanée à partir d'un examen IRM ne pose aucune difficulté, et se fait de la même manière qu'avec des données tomographiques. Même si la précision de l'IRM est souvent plus faible que celle du scanner, elle reste acceptable. Par contre il est très délicat de segmenter la surface osseuse, dont le signal dans les coupes IRM est très peu précis. Il faudrait déterminer la limite du signal correspondant aux tissus mous de la face, ce qui est difficile manuellement et *a fortiori* automatiquement. De plus, la présence d'alliages dans les dents (ce qui est très courant) crée des artifacts très importants, qui rendent toute segmentation impossible dans les zones concernées.

Par contre, l'usage de l'IRM peut être très intéressant en complément de l'examen scanner. En effet, cette modalité d'imagerie peut permettre d'obtenir des informations sur les structures molles de la face, en particulier les muscles. Ces informations pourraient être utilisées dans la procédure de mise en correspondances pour contraindre la déformation des noeuds du maillage générique correspondants à ces structures d'intérêt.

Radiographies Une solution peut être de recalcr le modèle 3D générique à partir d'un faible nombre de radiographies conventionnelles, qui sont elles bidimensionnelles. Cette technique a déjà été utilisée avec succès pour déformer des modèles 3D de vertèbres ou de de fémur (Fleute, 2001). Par contre, étant donné la complexité du squelette facial, la précision de la mise en correspondance risque d'être limitée.

Echographie L'utilisation d'images échographiques, modalité d'imagerie aucunement invasive, est une éventualité assez intéressante. Même si les images sont de qualité limitée, l'interface tissus mous/os peut être détectée. Ceci est par exemple utilisé pour segmenter la crête illiaque à partir d'images du bassin (Daanen et al., 2002). Par contre, la segmentation manuelle par un expert étant déjà délicate, il n'existe pas de traitement fiable complètement automatique à l'heure actuelle.

Si l'extraction d'informations sur la surface osseuse à partir de modalités d'imagerie différentes du scanner semble délicate, elle reste *a priori* possible. Par contre, aucune des solutions proposées n'est accessible pour des utilisations du modèle déformable dans des applications non médicales comme l'animation de synthèse ou la production de parole. Dans ce cas, seule la surface externe du maillage générique est adaptée aux données individuelles (typiquement obtenues à l'aide d'un capteur de forme), et la position de l'intérieur du maillage est fixée par inférence. Si le modèle générique est correct, l'épaisseur du modèle reste, sinon précise, cohérente.

Chapitre 10

Modélisation et simulation

Dans les chapitres précédents, nous avons abordé les questions relatives à la construction d'un maillage adapté à la morphologie d'un patient.

La suite du travail consiste maintenant à définir les autres aspects du modèle pour pouvoir procéder à des simulations. Ces différentes options de modélisation concernent les propriétés mécaniques, les chargements (ensemble des forces, contraintes, conditions aux limites, ...) et la résolution du problème numérique.

Ces différents problèmes sont abordés de manière spécifique suivant le type de simulation que l'on souhaite réaliser. Pour l'instant, le modèle a été utilisé dans deux contextes :

1. pour simuler des activations des muscles de la face,
2. pour simuler des repositionnements osseux en chirurgie orthognatique.

Les choix de modélisation et la préparation des simulations sont donc explicités pour chacune de ces deux applications.

10.1 Simulation d'activations musculaires

Les travaux de simulation d'activation des muscles ont été menés au début de cette thèse, suite à un travail commencé dans le cadre d'un stage de DESS (Collado, 1999). L'idée était d'évaluer la possibilité de simuler des contractions des muscles de la mimique. Ces travaux ayant été réalisés avant de se pencher sur le problème de la conformation du maillage, les résultats présentés ont tous été obtenus sur le modèle générique. Ils ont donné lieu à une publication (Chabanas and Payan, 2000) mais n'ont pas été continués ensuite, l'objectif principal de cette thèse étant avant tout l'application en chirurgie maxillofaciale. A long terme, cette problématique devra tout de même être reprise pour l'évaluation des conséquences *fonctionnelles* des repositionnements osseux, en termes de mimiques faciales ou de production de parole par exemple.

10.1.1 Propriétés mécaniques

Pour ces travaux, nous nous sommes placés sous des hypothèses de petites déformations en élasticité linéaire (voir chapitre 5.3.3). Dans ce contexte, le comportement

d'un matériau est décrit par deux paramètres: le module d'Young (E), qui traduit la rigidité du matériau, et le coefficient de Poisson (ν) qui régit la manière dont une déformation dans une direction du système se répercute sur les autres directions.

Très peu de mesures des paramètres rhéologiques des tissus mous sont disponibles dans la littérature. À notre connaissance, aucunes n'ont été faites sur des tissus faciaux. Cependant, ces mesures sont les seules existantes et sont du reste retenues par la majorité des auteurs dans les travaux de modélisation de la face.

Le maillage générique a été construit de manière à pouvoir identifier à quelle structure anatomique appartient chacun des éléments (chapitre 7). Ceci permet d'associer des propriétés mécaniques distinctes aux différents constituants de la face.

Pour l'instant, deux types de structures sont considérées: les éléments ayant le comportement des tissus *passifs*, et les éléments *actifs* qui représentent des muscles. Il est donc nécessaire de définir les propriétés mécaniques retenues pour ces deux types d'éléments.

Tissus passifs Pour les tissus passifs un module d'Young de 15 kPa est retenu, suivant les mesures sur la peau reportées par Fung (1993). Le même auteur considère les tissus biologiques comme ayant une structure quasi-incompressible. Pour modéliser ceci, le coefficient de Poisson ν est fixé à 0.49 (la valeur théorique de 0.5 n'est pas utilisable pour des raisons numériques).

Il est important de noter que le comportement des tissus passifs est considéré comme *isotrope*, c'est-à-dire identique dans toutes les directions de l'espace.

Tissus actifs Pour les tissus actifs, plusieurs auteurs reportent un comportement dépendant de l'activité du muscle. Duck (1990) présente ainsi des modules allant de 6.2 kPa pour des muscles relâchés à 110 kPa pour les mêmes muscles contractés et tendus. Ces valeurs sont cohérentes avec celles de Jouk et al. (1999) sur le muscle cardiaque, considéré comme dense, qui s'étendent de 30 kPa au repos à 300 kPa en contraction maximale.

Une autre propriété des tissus musculaires est leur structure à renforts fibreux. De ce fait, ils n'ont pas un comportement de déformation identique dans toutes les directions de l'espace. Les muscles sont donc caractérisés par un comportement *orthotrope transverse*, avec deux modules d'Young: le premier dans le sens des fibres, E_{fibres} , et le second dans les directions orthogonales, E_{ortho} .

Les valeurs retenues sont finalement de 6 kPa pour E_{ortho} , quel que soit l'état d'activation du muscle. La valeur de E_{fibres} augmente elle linéairement de 6kPa au repos à 110 kPa pour une activation maximale du muscle.

10.1.2 Chargements

10.1.2.1 Conditions aux limites

Anatomiquement, les muscles faciaux sont insérés de manière fixe dans le squelette, alors que l'hypoderme peut par endroit légèrement "glisser" sur la surface

10.1. Simulation d'activations musculaires

osseuse. Dans un premier temps, l'interface entre les tissus mous et le squelette est simplement modélisée en bloquant l'ensemble des noeuds intérieurs du maillage qui sont en contact avec l'os (on leur impose un déplacement nul). Par contre tous les noeuds dans la région vestibulaire, au niveau des lèvres et des joues, peuvent se déplacer librement dans toutes les directions.

Pour l'instant, les collisions entre les lèvres et avec les dents ne sont pas gérées.

10.1.2.2 Simulation de la contraction d'un muscle

Certains muscles de la mimique faciale sont intégrés dans le maillage générique (chapitre 7). Pour l'instant, il ne s'agit que des muscles agissant sur la commissure des lèvres: l'orbiculaire des lèvres, les petits et grands zygomatiques, les risorius, les buccinateurs, et les muscles triangulaires des lèvres. Ils sont représentés dans le maillage par une séquence de quelques éléments agencés pour suivre au mieux la géométrie du muscle.

Pour simuler la contraction d'un muscle, des forces sont appliquées de manière fonctionnelle, directement sur les noeuds des éléments du maillage qui représentent ce muscle, suivant un modèle dit "de forces distribuées" déjà utilisé par Payan (1996).

Les forces générées dépendent de la position des noeuds sur le muscle (figure 10.1):

Dans le corps du muscle En chaque noeud, deux forces sont appliquées en direction des deux noeuds voisins, dans le sens des fibres musculaires. La force résultante est conservée.

Extrémité peaucière A l'extrémité libre du muscle, une seule force est appliquée par noeud, en direction du corps du muscle.

Insertion osseuse Pour l'instant, les éléments représentant les muscles sont situés uniquement dans la couche externe du maillage. Pour simuler l'insertion osseuse d'un muscle, les noeuds intérieurs du maillage situés au niveau du dernier élément du muscle sont bloqués.

Les forces ainsi générées pour le zygomatique et le muscle orbiculaire sont représentées sur la figure 10.2. Leur premier effet est de "raccourcir" le muscle, ce qui simule la contraction. D'autre part, les forces générées ont tendance à aligner les éléments du muscle si celui-ci présente une courbure. Dans le cas particulier de l'orbiculaire, qui est un muscle sphincter, le jeu de forces tend à le fermer et à le rendre circulaire.

10.1.3 Résolution du problème numérique

La contraction d'un muscle est simulée en appliquant les jeux de forces décrits ci-dessus. Au niveau temporel, le chargement est augmenté linéairement, stabilisé, puis réduit (figure 10.3), ce qui simule la contraction, le maintien de la position contractée puis la détente. Toutes les forces ont la même intensité, avec une valeur maximale de 1 Newton. Cet ordre de grandeur est cohérent avec des enregistrements de forces mesurés sur la langue (Bunton and Weismer, 1994).

Le système numérique est résolu de manière *quasi-statique*: la durée de la simulation est partagée en plusieurs intervalles de temps Δt , et le problème est résolu de

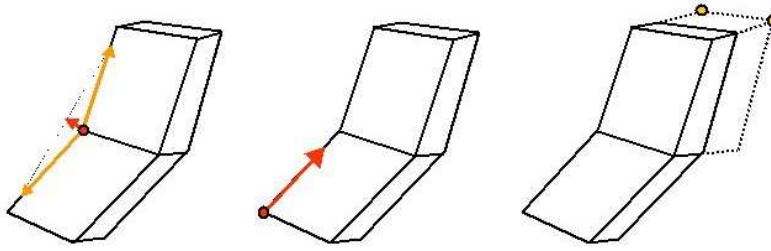


FIG. 10.1 – Forces appliquées pour simuler la contraction d'un muscle, sur un noeud du corps du muscle (à gauche) ou de l'extrémité cutanée libre (au milieu). Pour simuler l'insertion osseuse, les noeuds intérieurs du maillage situés au niveau du dernier élément du muscle sont bloqués (à droite).

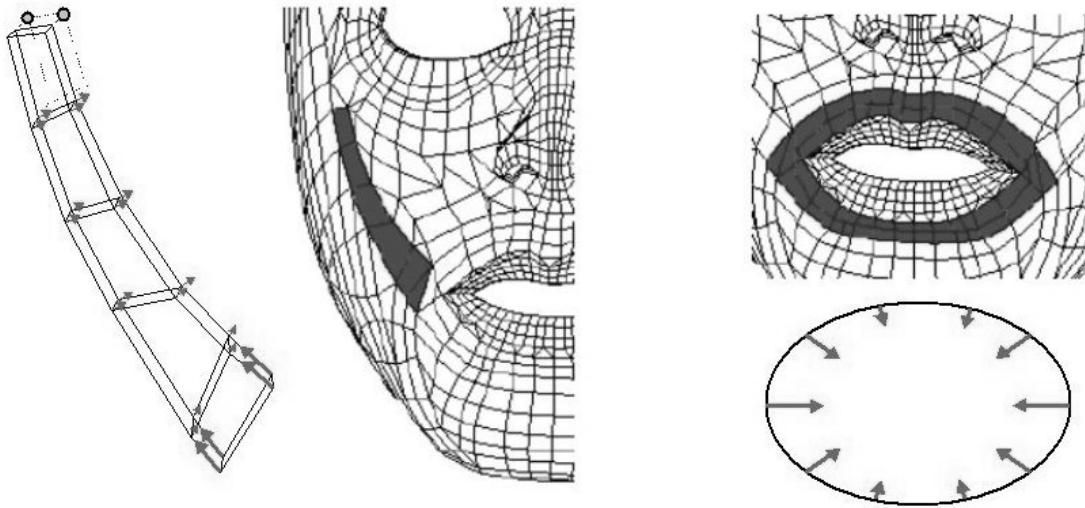


FIG. 10.2 – A gauche, l'ensemble des forces générées pour la contraction du muscle zygomatique. Pour le muscle orbiculaire (à droite), les forces générées sont quasi-concentriques, ce qui est cohérent pour un muscle sphincter.

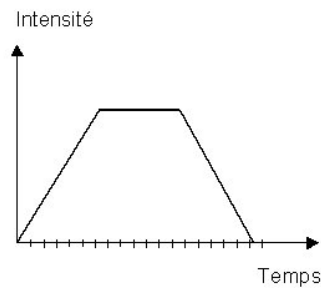


FIG. 10.3 – Schéma de chargement: l'intensité des forces est augmentée de manière linéaire avec le temps, stabilisée, puis diminuée symétriquement. Le plateau représente la période de contraction maximale des muscles.

10.1. Simulation d'activations musculaires

manière statique (sans prendre en compte les phénomènes d'accélération) à chaque pas de temps. Tant que les matériaux sont considérés comme élastiques et que les forces d'inertie peuvent être négligées, une intégration dynamique considérant vraiment le temps dans les équations du système (par exemple à l'aide d'un schéma de type Runge-Kutta) ne paraît pas indispensable. La dynamique pourra être prise en compte à plus long terme, si la viscosité des tissus est modélisée, et si l'on s'intéresse à des mouvements rapides comme ceux qui peuvent être mis en jeu dans certaines séquences de production de parole.

Pour prendre en compte l'évolution de la raideur des fibres musculaires avec la contraction, le module d'Young des éléments représentant les muscles mobilisés est mis à jour à chaque pas de temps de la résolution. E_{ortho} varie linéairement entre 6kPa et 110kPa selon le niveau de contraction du muscle.

De la même manière, les forces sont recalculées à chaque itération. Les intensités des forces varient selon le CHARGEMENT choisi (figure 10.3) et leurs directions, qui dépendent de l'état du maillage à chaque instant, sont recalculées à chaque itération.

Les simulations des contractions musculaires ont été réalisées avec le logiciel d'éléments finis Castem2000TM, mis au point et distribué gratuitement par le CEA. Pour des simulations avec 20 pas de temps, les calculs ont nécessité 2 à 3 minutes sur un PC à 450MHz.

10.1.4 Résultats préliminaires

10.1.4.1 Simulations

Des premières simulations ont été réalisées pour contracter les différents muscles insérés dans le maillage (figure 10.4). Nous n'avons pas cherché à simuler de manière réaliste une mimique particulière de la face. Les paires de muscles (à droite et à gauche) sont simplement contractées une par une, pour évaluer leur effet sur le maillage.

10.1.4.2 Analyse et discussion

Les premiers résultats sont qualitativement intéressants, puisque les déformations observées vont dans le sens attendu. D'autres points positifs sont l'apparition d'une fossette lors de l'activation des zygomatiques, et l'aspect plus marqué des sillons au niveau des lèvres pour la contraction des risorius et des muscles triangulaires.

Pour l'orbiculaire, le modèle de forces distribuées produit bien un effet de fermeture des lèvres, ce qui est cohérent. Par contre, on voit sur la vue de profil que le mouvement de protrusion (avancement des lèvres) n'est pas reproduit. Ceci peut tout d'abord s'expliquer par l'absence de gestion des contacts entre les deux lèvres et entre les lèvres et les dents. On peut penser qu'avec les dents, les lèvres seraient projetées en avant. Mais il est aussi très probable que la protrusion ne soit pas uniquement due à la contraction de l'orbiculaire, et que d'autres muscles soient impliqués dans ce mouvement.

Si le comportement du modèle est plutôt positif, il est évident que le réalisme de ces simulations n'est par contre pas du tout satisfaisant.

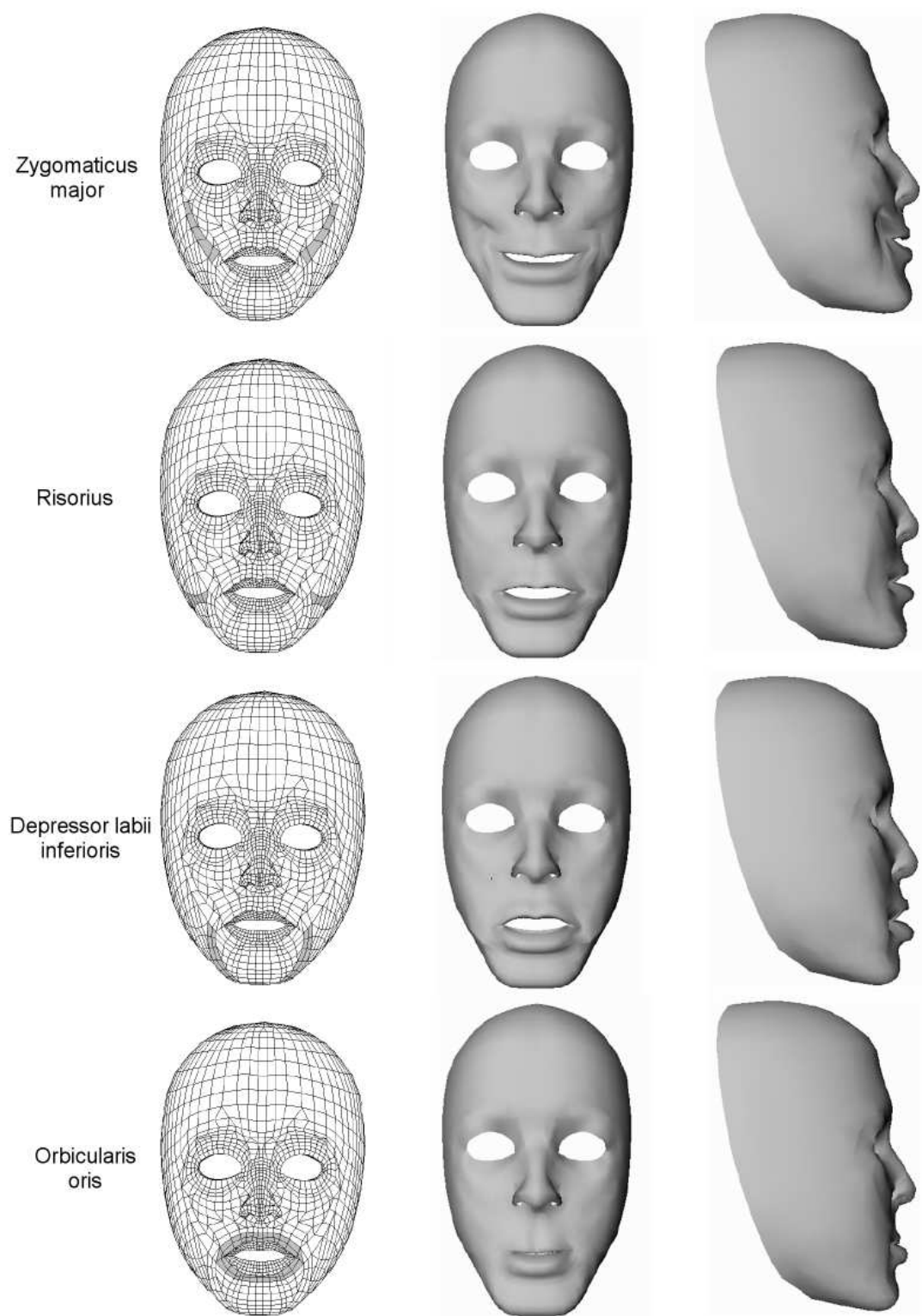


FIG. 10.4 – Simulations de contraction des différents muscles insérés dans le maillage générique. De haut en bas, contraction des muscles zygomatics, risorius, triangulaires des lèvres, et orbiculaire des lèvres.

10.1. Simulation d'activations musculaires

Tout d'abord, ces simulations ont été réalisées sur le modèle générique, qui ne représente personne en particulier. Il serait plus intéressant de travailler sur le modèle recalé sur un individu particulier. Si l'on souhaite réaliser des animations faciales, l'usage d'une texture est également particulièrement nécessaire.

Pour augmenter le réalisme des simulations, il faudrait également ajouter les muscles manquants au modèle, en particulier les muscles élévateurs et abaisseurs des lèvres. Une expression faciale est toujours le résultat de l'activation de plusieurs muscles. Ainsi la simulation du sourire ne doit pas être faite avec la seule contraction des zygomatiques, mais également avec les risorius, les releveurs de l'aile du nez et de la lèvre, etc. Les notions de "contrôle moteur" qui étudient les associations de muscles nécessaires à la production d'une mimique particulière sont très complexes (Hardcastle, 1976).

Enfin, de nombreuses améliorations au niveau de la modélisation peuvent être faites:

- L'hypothèse des petites déformations est dans le cas des mimiques faciales très discutable. Dans la littérature, la limite entre petites et grandes déformations est souvent placée entre 3% et 15% de la déformation relative de la structure par rapport à son état de repos. Étant données les déformations observées dans nos premières simulations, il serait sûrement plus raisonnable de se placer dans un contexte de grandes déformations.
- Un autre point concerne la loi de comportement élastique linéaire retenue pour le modèle. D'après Fung (1993) et Couarraze and Grossiord (2000), les fibres d'élastine ont un comportement effectivement élastique linéaire. Par contre le collagène, qui est le composant principal des tissus mous, a lui un comportement visco-élastique. Pour les simulations où la dynamique est importante, ce qui est le cas de certains mouvements faciaux, il est sûrement nécessaire de prendre en compte la viscosité du matériau, plus peut-être que sa non-linéarité.
- Nous avons cherché à prendre en compte le caractère anisotrope des tissus de la face, en affectant un comportement orthotrope transverse aux différents muscles du modèle. Plusieurs auteurs considèrent également que la prise en compte de l'anisotropie est peut-être plus importante que la non-linéarité dans des structures où les renforts musculaires sont nombreux, comme le coeur (Jouk et al., 1999) ou la face. Picinbono et al. (2000) ont également intégré l'anisotropie dans un modèle du foie.

Si nous avons pris en compte les renforts musculaires dans notre modèle ainsi que la variation de raideur au cours des simulations, nous n'avons pour l'instant pas évalué l'influence de ces hypothèses sur les simulations. Il faudrait en particulier comparer les résultats obtenus avec un modèle isotrope simple.

- Enfin la méthode utilisée pour simuler la contraction d'un muscle pourrait être améliorée. Le modèle de forces distribuées semble assez pertinent sur le muscle orbiculaire, mais paraît plus limité pour les autres muscles peauciers. Les jeux de forces générés (figure 10.2) affectent surtout les éléments situés à l'extrémité libre des muscles au lieu d'entraîner un raccourcissement réparti sur toute la longueur des fibres. Une solution serait d'utiliser un autre modèle de génération de forces externes, par exemple celui décrit dans Lee et al. (1995).

D'un point de vue plus biomécanique, il est aussi possible de considérer les muscles comme des matériaux *actifs* et d'intégrer une fonction d'activation directement dans la loi de comportement. L'écriture du système d'équations est plus compliqué, mais la contraction d'un muscle est alors simulée par une fonction d'activation propre au muscle, et non plus par l'application d'un jeu de forces externes.

10.1.5 Conclusion

Les travaux préliminaires présentés dans cette section ont montré la possibilité de réaliser des simulations d'activations musculaires avec notre modèle. Si les résultats obtenus sont cohérents, de très nombreuses améliorations restent à faire.

Ces travaux n'ont pas été très approfondis, puisque notre objectif principal était la génération de maillages adaptés à la morphologie des patients et l'intégration du modèle des tissus mous dans l'application en chirurgie maxillofaciale. Comme nous allons le voir dans la prochaine section, le modèle a surtout été utilisé pour estimer les conséquences morphologiques des repositionnements des bases osseuses. Il s'agit donc d'estimer une modification *passive* de l'aspect post-opératoire des tissus mous de la face.

L'intégration des muscles dans le modèle sera très importante pour aller plus loin dans l'évaluation d'un planning chirurgical, en intégrant les conséquences *fonctionnelles* des repositionnements osseux. D'un point de vue esthétique, l'estimation de l'aspect du sourire post-opératoire est par exemple très importante. A l'heure actuelle, aucun des travaux de la littérature n'intègre cette prédiction fonctionnelle.

D'autres applications d'un modèle biomécanique de la face intégrant les muscles sont également possibles, par exemple dans les domaines de la production de parole ou de l'animation faciale.

Une fois les améliorations proposées effectuées, un problème crucial sera d'évaluer la qualité des simulations. Ce problème est inhérent à tous les modèles biomécaniques, mais particulièrement délicat dans le cas de la face du fait de la structure complexe du système.

Deux problèmes principaux se posent. Le premier concerne les commandes du modèle, ou le "contrôle moteur" (Hardcastle, 1976), c'est-à-dire quels sont les muscles à mobiliser pour produire un mouvement donné. Ensuite, il s'agit d'évaluer si le mouvement effectivement simulé correspond à la réalité. Des travaux très intéressants ont été proposés par Lucero and Munhall (1999). Les déformations de la face sont mesurées à partir de marqueurs fixés sur la peau et suivis à l'aide d'un localisateur optique. En parallèle, un enregistrement électromyographique (EMG) de l'activité des muscles de la face est réalisé. Même si l'identification précise des muscles est extrêmement délicate, étant donné leur enchevêtrement, les données apportent tout de même une information sur les zones activées et les déformations du visage correspondantes. Des travaux similaires sont réalisés à l'Institut de la Communication Parlée (ICP) à Grenoble (Badin et al., 2002).

Dans l'état actuel, ces expériences ne sont réalisables que dans un contexte de recherche, et donc pas sur des patients. Pourtant, ces études sur quelques sujets

10.2. Simulation pour la chirurgie orthognatique

sains sont très intéressantes et pourraient permettre de développer un modèle *générique* réaliste de déformation des tissus mous. Avec la méthode de conformation que nous avons développée, le modèle adapté au patient contient encore l'information du modèle générique, en particulier les structures musculaires du maillage, ce qui permet de simuler les activations musculaires du patient. On pourrait au besoin imaginer de "calibrer" ce modèle à partir de photos du patient au sourire forcé ou la bouche ouverte au maximum, pour tenir compte des spécificités géométriques et rhéologiques du patient.

Ces premiers travaux sur la simulation des contractions musculaires ont également été pour nous l'occasion d'évaluer les possibilités offertes par le logiciel d'éléments finis Castem2000TM. S'il semble adapté pour des calculs simples en élasticité linéaire, il nous paraît limité pour aller plus loin dans la modélisation, notamment pour passer en grandes déformations. De plus, aucune vérification de la régularité des maillages n'est faite, ce qui est un critère de qualité des résultats obtenus. L'interface est également assez rudimentaire. Dans la suite de cette thèse, nous nous sommes donc porté sur un logiciel commercial reconnu et beaucoup plus complet, AnsysTM.

10.2 Simulation pour la chirurgie orthognatique

L'objectif principal de la modélisation des tissus mous de la face est pour nous d'évaluer les conséquences morphologiques de repositionnements de segments osseux en chirurgie orthognatique.

Après avoir choisi les options de modélisation, en termes d'hypothèses mécaniques et de formulation de la méthode des éléments finis, il est nécessaire d'intégrer le modèle biomécanique dans le contexte de l'application clinique. Le but est de définir les contraintes et les chargements à appliquer au modèle, de manière équivalente aux contraintes réelles impliquées par le geste chirurgical.

Malheureusement, le temps consacré à cette partie de la thèse n'a pas été très important. Nous avons préféré nous concentrer d'abord sur la génération de maillages et sur la céphalométrie tridimensionnelle. D'autre part, nous n'avons disposé des données nécessaires assez tard. De ce fait, de très nombreuses améliorations doivent être réalisées, ce que nous verrons au chapitre suivant.

10.2.1 Options de modélisation

Comme nous l'avons défini au chapitre 6, notre approche est de mettre en place l'ensemble du protocole pour simuler les conséquences de repositionnements osseux, de réaliser des premières simulations, puis de les évaluer. Ensuite, nous reviendrons sur les aspects de modélisation pour améliorer les résultats.

De ce fait, nous avons fait pour commencer des choix de modélisation assez simples. Ainsi, nous considérons que les tissus mous de la face ont un comportement mécanique linéaire et isotrope. Les paramètres rhéologiques sont fixés d'après les mesures présentées dans la littérature (voir section 10.1.1), avec un module d'élasticité

de 15kPa et un coefficient de Poisson de 0.49 traduisant la quasi-incompressibilité des tissus.

Nous faisons également l'hypothèse forte que les déformations du système sont petites. En conséquence, la résolution du problème par la méthode des éléments finis est extrêmement simplifiée puisqu'elle se ramène à un problème matriciel linéaire.

Dans le cadre de notre application, le problème abordé est un problème statique, c'est-à-dire que nous ne sommes intéressés que par la position finale des tissus mous suite aux déplacements osseux. La résolution est donc statique, et ne vise qu'à trouver le nouvel état d'équilibre en réponse aux contraintes appliquées. Une approche dynamique ne semble pas justifiée, la vitesse des déplacements étant très faible et n'intervenant pas sur le résultat final.

Ces différentes hypothèses, qui ont été expliquées au chapitre 5, sont celles qui simplifient le plus la formulation et la résolution du problème mathématique. Même si elles sont assez restrictives, elles sont très couramment utilisées dans tous les travaux de modélisation des tissus mous.

Pour la résolution du problème, nous avons utilisé le logiciel AnsysTM. Même si nous n'avons utilisé dans un premier temps que des hypothèses très simplificatrices, ce logiciel nous permettra par la suite de tester des approches plus complexes, avec notamment une résolution en grandes déformations et une loi de comportement non-linéaire plus réaliste.

10.2.2 Simulation des repositionnements osseux

Le but du modèle biomécanique dans le cadre de la chirurgie orthognatique est la prédiction des déformations des tissus mous suite à la mobilisation des bases osseuses maxillaires supérieure et inférieure (chapitre 2).

Il est donc nécessaire de définir les ostéotomies sur le modèle osseux du patient, pour individualiser le maxillaire supérieur, la mandibule et au besoin le menton. Les segments ainsi créés pourront alors être mobilisés en accord avec le planning chirurgical que l'on souhaite valider.

Pour évaluer les conséquences de ces gestes sur les tissus mous, cette simulation des mobilisations osseuses doit être transférée au modèle éléments finis. Pour cela, les noeuds internes du maillage solidaires des différentes pièces du squelette vont être déplacés de la même manière que les bases osseuses.

10.2.2.1 Simulation des ostéotomies

Dans la littérature, la simulation des ostéotomies a été abordée selon deux approches (figure 10.5):

1. elle est approximée à l'aide d'un ou de plusieurs plans de coupes (clipping plane);
2. le trait d'ostéotomie est dessiné de manière exacte sur la surface osseuse tridimensionnelle.

10.2. Simulation pour la chirurgie orthognatique

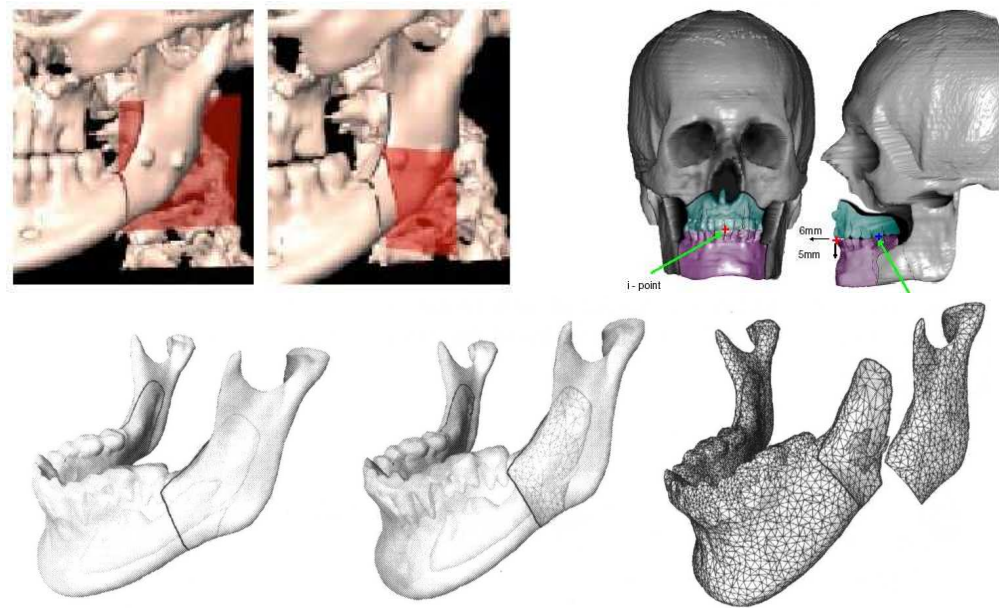


FIG. 10.5 – La simulation des traits d'ostéotomies peut se faire à l'aide de plans (en haut à gauche, Keeve et al. (1998)), ou en dessinant de manière interactive sur la surface tridimensionnelle (en haut à droite (Koch et al., 1998) et en bas (Zachow et al., 2001)).

La première approche est utilisée par plusieurs auteurs en simulant chaque découpe avec un seul plan (Teschner et al., 1999; Barré et al., 2000), ou bien en positionnant plusieurs plans pour améliorer la forme du trait d'ostéotomie (Keeve et al., 1998). L'avantage de cette technique est sa simplicité, avec un résultat acceptable si le positionnement des plans est soigné. La deuxième approche (Koch et al., 1998; Zachow et al., 2002b) est assimilable à du dessin interactif sur une surface tridimensionnelle. Elle permet de définir précisément le trait d'ostéotomie de manière tout à fait similaire à la technique chirurgicale. Les résultats obtenus sont très bons mais nécessitent un temps d'interaction plus élevé. Schutyser et al. (2000) utilisent une technique intermédiaire, avec une "lame" coupante qui est orientée et avancée¹, définissant ainsi le trait d'ostéotomie par des segments de droites.

Nous avons choisi d'utiliser la première solution, en définissant les traits d'ostéotomies à l'aide de plusieurs plans, positionnés à l'aide de l'outil *Clipping Box* déjà utilisé à plusieurs reprises dans cette thèse.

Pour l'ostéotomie maxillaire, la découpe supérieure est approximée par un plan simple (figure 10.6). Il serait plus adéquat d'utiliser trois plans (un horizontal, et deux légèrement inclinés) pour respecter les indications pratiques (figure 2.18, page 45). Le trait de coupe est un peu haut sur les piliers si l'on prend bien soin de séparer l'épine nasale. Ceci dit, l'approximation semble acceptable.

1. comme une "tortue" en logo!

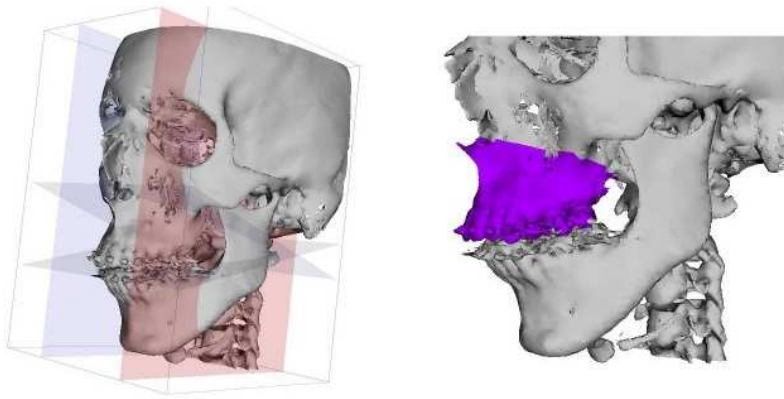


FIG. 10.6 – *Simulation de l'ostéotomie maxillaire supérieure.*

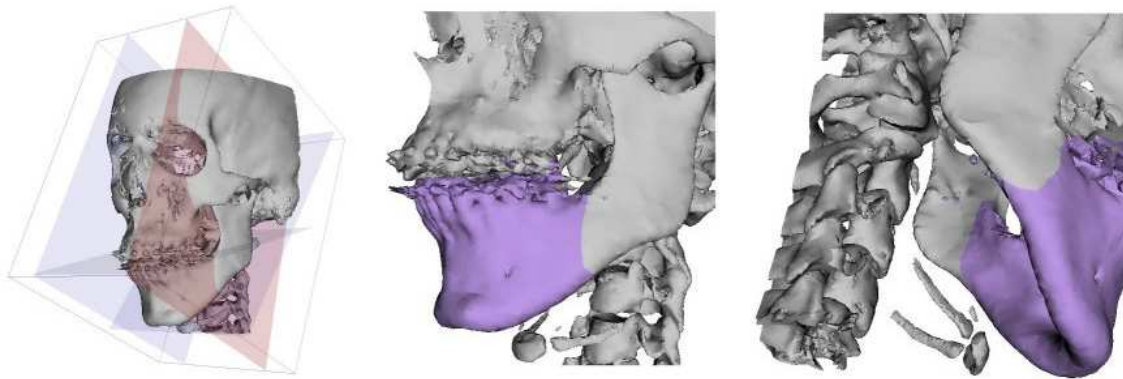


FIG. 10.7 – *Simulation de l'ostéotomie mandibulaire. Les deux côtés droite et gauche sont traités en une seule étape.*

L'ostéotomie mandibulaire est réalisée en une seule étape, en traitant à la fois les côtés droit et gauche (figure 10.7). Le plan supérieur est positionné selon le plan d'occlusion. Les découpes de la mandibule sont réalisées avec un seul plan, avec un résultat tout à fait correct par rapport au trait d'ostéotomie réel (voir figure 2.20). La plus grosse approximation se situe sur la face interne de la branche montante, où le trait de coupe ne va pas assez loin (on voit le foramen mandibulaire). Ce n'est pas gênant pour les simulations avec le modèle biomécanique, qui n'est en contact qu'avec la face non vestibulaire (externe) de la mandibule.

La simulation de la gènioplastie se fait à l'aide d'un simple plan.

Si l'on souhaite simuler un enlèvement de matière osseuse, par exemple pour la gènioplasie, il suffit de recouper les segments identifiés au préalable.

Même si cette méthode est moins précise qu'un trait de coupe dessiné, elle est beaucoup plus rapide d'utilisation et donne un résultat très satisfaisant. La différence n'est du reste que visuelle. La sélection des noeuds internes du modèle solidaires des segments osseux n'est pas modifiée étant donnée la densité de notre maillage (voir section suivante).

10.2. Simulation pour la chirurgie orthognatique

Quelle que soit l'approche utilisée, les ostéotomies sont redéfinies pour chaque patient. Pour améliorer ceci, on pourrait imaginer définir la position des plans ou des dessins des traits d'ostéotomies sur le modèle générique, et *inférer* leur position sur le modèle du patient (voir section 9.5.1.3). Bien sûr, il faut ensuite pouvoir modifier des informations pour augmenter leur précision, mais l'idée paraît très intéressante.

10.2.2.2 Chargements

Une fois les différents segments osseux individualisés, ils peuvent être déplacés selon les indications du planning opératoire. Une transformation (rotation et translation) est donc associée à chaque ostéotomie, maxillaire et/ou mandibulaire et/ou génienne.

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

- des premiers ensembles de noeuds sont sélectionnés avec les mêmes plans de coupe que ceux utilisés pour la simulation de l'ostéotomie;
- de ces ensembles, il faut enlever les noeuds libres sur la surface interne les lèvres et des joues;
- finalement, certains noeuds doivent être libérés pour tenir compte du décollement sous-périosté per-opératoire (chapitre 2.4), notamment autour des traits d'ostéotomies. En cas de génioplastie, les noeuds sur la face antérieure de la mandibule doivent également être libérés.

La figure 10.8 montre les différents ensembles de noeuds internes sur un patient : les noeuds bloqués, les noeuds libres et ceux qui sont solidaires des segments osseux.

Les noeuds solidaires des segments d'ostéotomie sont transformés selon le planning opératoire, ce qui détermine leur position suite à l'intervention. Ces informations sont utilisées pour définir les chargements à appliquer aux noeuds considérés pour la simulation. Il s'agit ici de conditions aux limites de type déplacements imposés: pour chaque noeud, on impose sa position à la fin de la simulation. Certains sont déplacés avec les segments d'ostéotomie, les autres sont bloqués à leur position initiale ou bien sont libres de se déplacer.

10.2.3 Conditions aux limites

Une fois définis les noeuds devant être déplacés avec les segments osseux, il est nécessaire de fixer les conditions aux limites sur les autres noeuds. Pour l'instant, nous avons parlé des noeuds libres de se déplacer et des noeuds bloqués, solidaires de la surface osseuse (figure 10.8).

En fait, il est nécessaire de raffiner ces conditions aux limites sur le rebord postérieur du modèle. Comme nous l'avons déjà souligné, le modèle n'est pas assez étendu en arrière et sur le cou. Il est donc nécessaire d'imposer des conditions aux limites qui puissent traduire le comportement qu'auraient les tissus dans cette région s'ils étaient représentés dans le modèle.



FIG. 10.8 – Les différents ensembles de noeuds internes sur le modèle d'un patient. De gauche à droite, les noeuds bloqués, les noeuds libres et les noeuds solidaires des segments d'ostéotomie. Noter les noeuds correspondant au décollement per-opératoire, autour des traits d'ostéotomie et sur la face antérieure de la mandibule (en cas de génioplastie).

Si les noeuds les plus en arrière du modèle sont laissés libres, l'ensemble des éléments va simplement avancer ou reculer en fonction des déplacements osseux simulés. Une solution est de bloquer ces noeuds, mais elle n'est pas plus réaliste puisqu'en pratique les régions concernées se déforment.

Pour l'instant, nous avons imposé des conditions *fonctionnelles* sur certains noeuds, ceux situés au niveau de l'os hyoïde. Cet os "mobile", qui est relié à la mandibule par les muscles supra-hyoïdiens et à la base du cou par les muscles infra-hyoïdiens (section 1.3.3), est déplacé suite à l'intervention. Nous avons observé (sur deux patients seulement...) que l'os hyoïde descend avec un recul mandibulaire (patient #1) et monte en cas d'avancée mandibulaire (patient #2). Les contraintes fonctionnelles que nous fixons consistent donc à forcer le déplacement des noeuds internes du modèle qui se trouvent contre l'os hyoïde. Ils sont montés (respectivement abaissés) d'un demi-centimètre pour une avancée (respectivement un recul) mandibulaire d'un centimètre.

Tout ceci est très qualitatif et "artisanal", et on imagine bien que les imprécisions au niveau de l'angle cervicomentonnier seront très importantes. Ce problème délicat ne pourra être résolu que lorsque les régions du cou et en arrière de la mandibule seront intégrées. A ce moment seulement on pourra modéliser la tension des tissus qui fait que la forme de l'angle cervicomentonnier est modifiée avec les déplacements osseux.

Un autre point très important est la gestion des contacts entre les deux lèvres et entre les lèvres et les dents. Nous l'avons déjà vu avec les simulations des activations musculaires, la position et la forme des lèvres est directement dépendante du contact avec les dents.

Faute de temps, nous n'avons pour l'instant pas pris en compte la gestion des collisions et des contacts dans le modèle. Comme nous le verrons au chapitre suivant,

10.2. Simulation pour la chirurgie orthognatique

il s'agit d'une limite très importante. Il faudra donc intégrer ce phénomène, certainement à l'aide d'*éléments de contacts* définis dans la plupart des logiciels éléments finis, dont AnsysTM.

10.2.4 Conclusion

Nous sommes encore au tout début du travail sur la partie biomécanique de la modélisation. Des premières options mécaniques et mathématiques assez simples sont pour l'instant proposées.

Le problème très important des conditions aux limites est bien abordé concernant la simulation des repositionnements osseux, mais reste mal traité en plusieurs endroits comme dans la région du cou où le modèle n'est pas assez étendu. Les contacts ne sont également pas gérés, ce qui entraîne une incohérence au niveau des lèvres et entre les lèvres et les dents.

Nous savons d'ores et déjà que beaucoup d'améliorations peuvent être apportées. Pourtant, un point très important avant de continuer est d'évaluer les résultats obtenus avec cette première version du modèle. En modifiant des hypothèses et conditions aux limites dès maintenant, nous verrons bien sûr des différences entre les simulations. Par contre, sera-t-on toujours capable de dire quel est le meilleur des résultats? Dans certains cas oui, mais alors dans quelle mesure?

Avant de complexifier du modèle, il nous semble donc nécessaire d'*évaluer* l'erreur commise avec les choix de modélisation actuels. Ce n'est que lorsque nous pourrons comparer une simulation par rapport à la réalité qu'il sera pertinent de complexifier le modèle, puisque nous saurons juger si les évolutions améliorent ou non la qualité des simulations.

La présentation des premiers résultats et l'évaluation des simulations fait l'objet du chapitre suivant.

Chapitre 11

Evaluation des simulations

Jusqu'à présent, nous avons vu comment construire un modèle biomécanique adapté à la morphologie du patient et comment le préparer pour simuler les conséquences de repositionnements osseux en chirurgie orthognatique.

Ce modèle pourra être utilisé dans le cadre du protocole de planning assisté par ordinateur décrit au chapitre 3. Suite à l'analyse céphalométrique et orthodontique, un plan de traitement est établi. Les repositionnements prévus seront appliquées au modèle pour estimer les remodellements de la morphologie du patient. Ces résultats serviront au besoin à modifier le planning pour améliorer le résultat esthétique post-opératoire.

Avant d'envisager de se servir de ce modèle biomécanique dans un cadre clinique, il est bien entendu nécessaire d'évaluer la pertinence des simulations réalisées, à la fois les points positifs et les limites. Le but est de fournir au praticien les moyens de définir le degré de confiance qu'il peut apporter au modèle, en fonction des résultats des simulations et de sa propre expérience. Dans tous les cas, cet outil de simulation restera à utiliser avec prudence, et le caractère plus informatif que définitif des images obtenues devra toujours être souligné avec insistance.

Ce chapitre est consacré au protocole d'évaluation que nous avons défini. Son application à deux patients nous permet de tirer les premières conclusions sur notre modélisation des tissus mous de la face.

11.1 Idée générale et difficultés rencontrées

Avant tout, il nous paraît important d'apporter une précision de terminologie. Dans tout notre travail, nous préférons parler d'*évaluation* plutôt que de *validation*. Pour nous, l'évaluation consiste simplement à déterminer la qualité de quelque chose. Le terme de validation, s'il est très souvent employé, nous paraît avoir une connotation positive *a priori* sur la qualité des résultats. La validation montre que les résultats obtenus sont corrects. Au stade de développement de notre modèle, il nous paraît donc plus judicieux de parler d'évaluation¹.

1. Cette remarque est somme toute très personnelle...

11.1.1 Évaluation des modèles biomécaniques

Comme nous l'avons vu au chapitre précédent, nous sommes encore au début du travail sur la partie biomécanique de la modélisation. Un premier modèle a été construit avec des options mécaniques et mathématiques assez simples, et une première définition des conditions aux limites. Nous savons d'ores et déjà que beaucoup d'améliorations pourront être apportées, pour mieux prendre en compte la complexité des tissus mous.

Avant d'aller plus loin dans la complexité du modèle, il nous semble nécessaire d'*évaluer* l'erreur commise avec les choix de modélisation actuels.

La connaissance de cette erreur est la base qui va permettre de continuer le développement du modèle biomécanique, en utilisant d'autres hypothèses de modélisation plus appropriées, puisqu'elle permet de juger si les évolutions du modèle apportent une amélioration à la qualité des simulations.

L'évaluation passe par une étude qualitative et quantitative de la différence entre les simulations réalisées et la "réalité". Il s'agit là d'un problème très délicat commun à toutes les modélisations des tissus du vivant : comment appréhender la réalité du comportement des structures anatomiques modélisées pour évaluer la pertinence des simulations?

L'étude d'organes comme le foie ou le coeur est très difficile : ces structures se déplacent et se déforment en même temps, et sont dans un environnement complexe en relation avec d'autres structures elles aussi déformables. La simple étude de la géométrie des organes est déjà complexe. Le cas de la face est finalement plus simple. Les tissus mous du visage forment un système complexe, notamment par l'enchevêtrement de ses différents composants, mais deux facteurs simplifient leur étude :

1. ils sont reliés à une structure osseuse rigide;
2. ils sont en partie visibles de l'extérieur.

L'étude de la position du squelette facial permet de définir de manière assez précise les conditions aux limites sur la partie postérieure du système. Parallèlement, la surface cutanée donne des informations sur la partie antérieure. En combinant ces informations, il est finalement possible de mesurer correctement les changements de géométrie des tissus mous en réponse à des modifications des bases osseuses, qu'elles soient physiologiques (mouvements mandibulaires) ou chirurgicales.

Si ce travail n'est pas simple du tout, les informations recueillies sont tout de même très riches par rapport à d'autres contextes (foie, coeur, ...), et les possibilités d'évaluation et d'évolution importantes.

11.1.2 Approches pour la face

Une première approche d'évaluation serait d'effectuer un grand nombre de simulations, en variant les ostéotomies (mandibulaire, bimaxillaire, avec ou sans génio-plastie...) et les déplacements appliqués aux différents segments osseux. Ceci pourrait

11.1. Idée générale et difficultés rencontrées

déjà permettre au chirurgien de tester le comportement et la sensibilité du modèle par rapport à la théorie et à sa propre expérience.

Une deuxième approche, peut-être plus pertinente, est de réaliser une étude rétrospective. Le principe est de simuler des interventions ayant déjà eu lieu et de comparer les résultats obtenus avec la morphologie post-opératoire réelle des patients. Plusieurs auteurs ont présenté des travaux en ce sens (Keeve et al., 1998; Teschner et al., 2001; Schutyser et al., 2001), mais sans réellement l'appliquer à des données. Seul Koch et al. (1999) a mené une étude poussée sur quatre patients.

Deux difficultés principales sont rencontrées :

1. quels repositionnements osseux simuler?
2. comment comparer la simulation avec la réalité?

Il est naturel de simuler les repositionnements planifiés pour chaque patient, qui ont normalement été appliqués aux segments d'ostéotomies. Nous en avons parlé aux chapitres 2 et 3, il est établi qu'il existe une erreur entre le plan de traitement et ce qui est effectivement réalisé lors de l'intervention. C'est particulièrement le cas pour le maxillaire supérieur dans les directions verticales et horizontales. Néanmoins, il est logique que le planning serve de référence. Au besoin, il peut être légèrement modifié pour intégrer l'historique per-opératoire et l'évaluation post-opératoire du chirurgien. Une autre source d'erreur subsiste pour transférer le planning du référentiel dans lequel il a été établi, le plus souvent lié à la construction céphalométrique, vers le référentiel du modèle.

Le deuxième problème est de comparer la simulation avec l'aspect post-opératoire réel du patient. La plupart du temps, les données post-opératoires se limitent aux téléradiographies de contrôle et à des photographies. La simulation peut être examinée par rapport aux photographies, ce qui est qualitativement intéressant mais ne permet pas d'évaluer les résultats de manière tridimensionnelle. Dans un cadre de recherche, plusieurs auteurs ont pu numériser la surface cutanée post-opératoire du patient à l'aide de scanners laser de type Cyberscan (Keeve et al., 1998; Koch et al., 1999). Il est alors possible de comparer la simulation avec cette reconstruction tridimensionnelle. Deux sources d'erreur se situent alors au niveau de la précision de la reconstruction et au niveau du recalage nécessaire pour mettre le modèle et les données cutanées dans le même référentiel.

Pour effectuer cette évaluation, notons qu'il faut disposer d'un scanner pré-opératoire, nécessaire pour la construction du modèle adapté à la morphologie du patient. Ceci limite le nombre de cas potentiels de l'étude, puisque l'utilisation du scanner n'est pas systématique dans un cadre normal de chirurgie orthognatique. Ce type de validation pourra donc surtout être réalisé avec de nouveaux patients, en acquérant un scanner pré-opératoire.

Pour évaluer la pertinence des simulations réalisées avec notre modèle, un nouveau protocole a été défini.

11.2 Protocole d'évaluation

Notre évaluation est basée sur la simulation précise d'interventions déjà réalisées et leur confrontation avec des données post-opératoires. Pour surmonter les limites précédemment évoquées, le protocole que nous avons défini repose sur l'utilisation d'un scanner tomodensitométrique *post*-opératoire. L'exploitation de ces données est grandement facilitée par les outils développés dans le cadre de la procédure complète de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur, en particulier la construction céphalométrique tridimensionnelle (chapitre 4).

Les différentes étapes de ce protocole sont :

1. la réalisation d'une céphalométrie tridimensionnelle pré et post-opératoire;
2. la détermination des ostéotomies et déplacements osseux *réellement* effectués au cours de la chirurgie, par comparaison des céphalométries pré et post-interventionnelles;
3. la simulation de ces mobilisations sur le modèle osseux du patient et sur le modèle biomécanique;
4. la comparaison entre le résultat de la simulation et les données post-opératoires mesurées à partir de l'examen scanner.

11.2.1 Considérations éthiques

Avant de décrire en détail ce protocole d'évaluation, il est important de mettre en avant quelques considérations d'éthique médicale.

L'évaluation que nous proposons repose sur l'utilisation d'un examen scanner post-opératoire. Il doit être réalisé sur des patients ayant également été l'objet d'un scanner pré-opératoire. La dose de radiations reçue par le patient est donc augmentée par rapport à un traitement conventionnel.

La nécessité d'un scanner pré-opératoire peut être acceptée dans le cadre d'une procédure assistée par ordinateur, pour des raisons cliniques comme techniques (chapitre 3.2.1). Par contre, le scanner post-opératoire ne se justifie généralement pas cliniquement, ou dans quelques cas seulement. Il n'est utilisé ici que parce qu'il correspond à l'heure actuelle au meilleur moyen, si ce n'est le seul, de connaître avec précision les gestes effectivement réalisés pendant l'intervention, et l'état post-opératoire. Quelle que soit la dose d'irradiation supplémentaire, le problème est le fait même de réaliser l'examen, dans un but scientifique et non clinique.

À l'heure actuelle, nous disposons de deux examens post-opératoires, pour les patients #1, #2 (les données pour le patient #7 sont attendues prochainement). Ces examens n'ont pas été réalisés spécifiquement pour notre travail d'évaluation, mais pour des raisons cliniques. Aucun autre scanner post-opératoire n'est attendu prochainement.

Il n'est bien sûr par possible de valider notre travail à partir de deux examens. Pour l'instant, le modèle des tissus mous est encore en cours de développement, et les données disponibles vont permettre de l'évaluer de manière très approfondie et

11.2. Protocole d'évaluation

d'en voir l'ensemble des limites. Seuls quelques cas "représentatifs" suffisent pour cela. Les résultats de cette évaluation vont ensuite être utilisés pour améliorer tous les aspects insuffisants du modèle, jusqu'à ce que la qualité des simulations paraisse suffisamment bonne pour nous comme pour les praticiens.

Lorsque ce travail aura été mené, il sera possible de passer à une phase de validation clinique (et non plus d'évaluation) sur un nombre important de patients. De nouvelles données post-opératoires devront alors être acquises, cette fois dans un but spécifique d'évaluation du modèle. Ceci ne pourra être fait que dans le cadre d'un projet de validation clinique, qui devra être déposé auprès du Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale (CCPPRB). Nous n'en sommes pas encore à ce stade.

D'ici à ce jour, on peut aussi espérer disposer d'autres moyens pour l'évaluation des simulations. En effet, si la procédure de guidage chirurgical décrite au chapitre 3.4 existe, elle permettra de connaître avec précision les repositionnements effectués pendant l'intervention. Il ne sera alors plus nécessaire de recourir à un examen scanner post-opératoire, et les simulations pourront être simplement comparées à des données de type acquisition de forme avec un scanner laser type Cyberware ou à base de photographies. On pourrait également imaginer utiliser un examen IRM post-opératoire, segmenté par fusion avec le scanner tomodensitométrique pré-opératoire à partir des régions non modifiées pendant l'intervention.

11.2.2 Mesure des déplacements osseux réels

L'exploitation des données pour la mesure des déplacements osseux réellement effectués pendant l'intervention est faite à l'aide des outils développés pour la céphalométrie tridimensionnelle (chapitre 4).

Deux constructions céphalométriques sont réalisées sur les images scanner pré et post-opératoire. Elles sont établies dans les référentiels des scanners, mais sont ensuite considérées toutes deux dans le référentiel patient, qui n'a pas été modifié par l'intervention. Il est donc possible de comparer directement ces deux céphalométries.

Pour quantifier le déplacement qui a été appliqué à un segment osseux, l'idée est de repérer des points anatomiques sur ce segment puis de calculer la transformation rigide permettant de passer de l'ensemble de points pré-opératoire au même ensemble post-opératoire (figure 11.1). Au moins trois points sont nécessaires pour identifier les paramètres de chaque transformation, estimée alors avec la méthode d'Arun et al. (1987).

Les points utilisés pour mesurer le déplacement d'un segment osseux doivent être tous déplacés avec ce segment, et leur relation ne doit pas être modifiée par le geste opératoire. Certains points n'étaient pas inclus dans la construction céphalométrique initiale, et ont dû être spécialement ajoutés. Ceci doit être décidé au cas par cas en fonction des patients.

Les mesures sont alors faites pour chacune des ostéotomies réalisées:

Mesure du déplacement mandibulaire Pour mesurer le déplacement de la mandibule, l'idée initiale était d'utiliser les foramens mentonniers et mandibulaires.

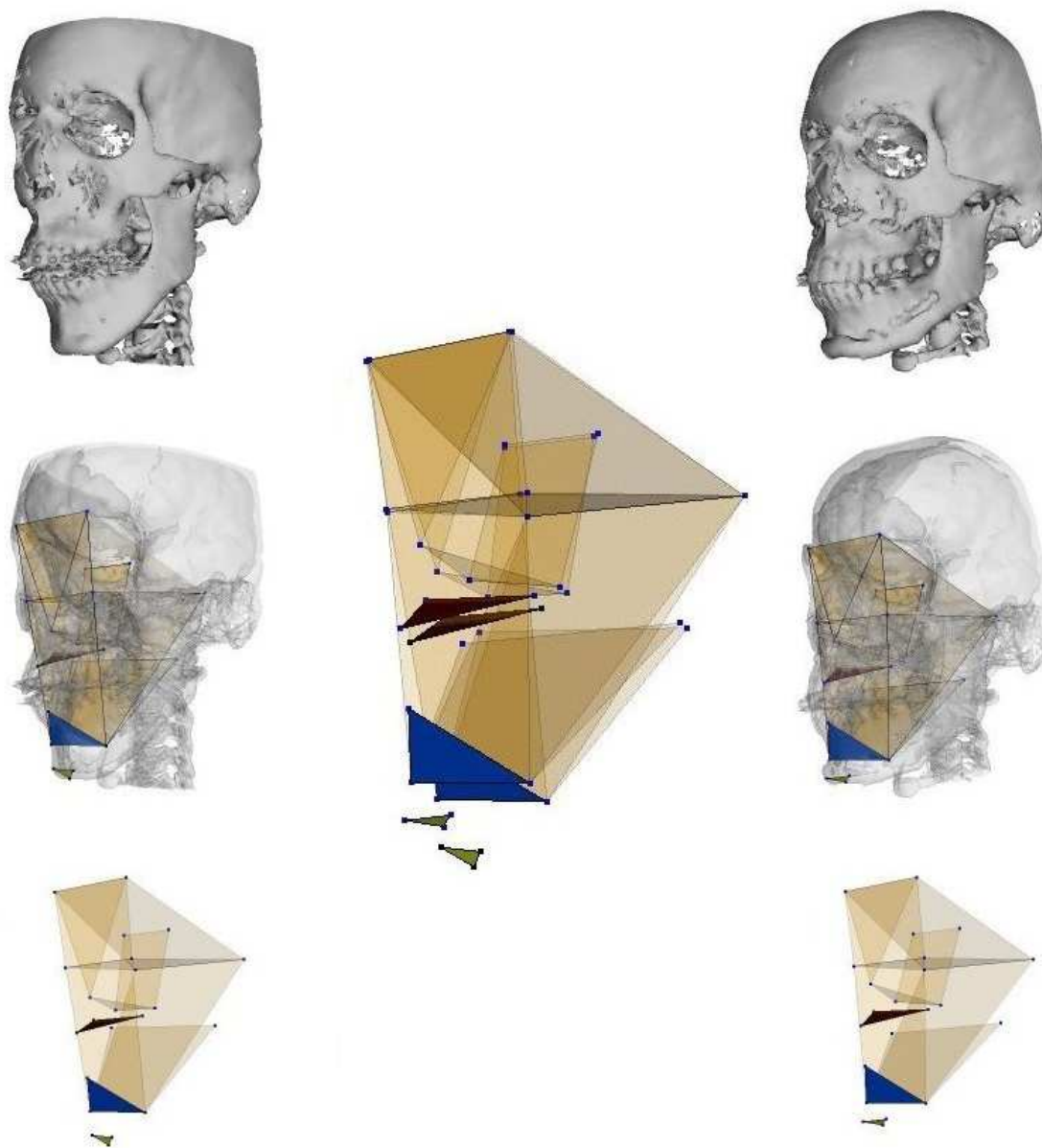


FIG. 11.1 – Mesure des déplacements osseux réellement effectués pendant l'intervention. Deux céphalométries sont construites sur les données pré-opératoire (à gauche) et post-opératoire (à droite). Par comparaison de points positionnés sur les différents segments osseux (au centre), les déplacements réellement effectués sont calculés.

11.2. Protocole d'évaluation

Ceci s'est avéré en fait très délicat, les foramens mandibulaires se trouvant au niveau des traits de fracture des ostéotomies¹. Ils étaient donc peu aisés à déterminer sur les images post-opératoires.

Un nouveau point a donc été introduit, le point inter-incisif de l'arcade dentaire inférieure. Il n'est pas utile en termes d'analyse céphalométrique, mais est facile à placer avec précision sur un patient non édenté.

Finalement, le déplacement mandibulaire est mesuré à l'aide de ce point inter-incisif inférieur et des foramens mentonniers droit et gauche.

Mesure du déplacement maxillaire Le déplacement maxillaire peut être mesuré à partir de la surface palatine, définie par le canal incisif et les deux foramens palatins. Ces points étant parfois délicats à localiser avec précision, une autre solution est d'introduire trois nouveaux points : le point inter-incisif supérieur et deux points à l'extrémité supérieure de la racine de la dernière molaire. Ces trois points ne servent qu'à la mesure du déplacement maxillaire et n'ont pas un intérêt céphalométrique.

Mesure du déplacement génien La mesure du déplacement génien est beaucoup plus délicate car il n'existe pas de repère anatomique évident sur la pointe du menton. Trois points ont été placés au mieux sur les images pré et post-opératoires. L'erreur sur cette mesure est *a priori* plus importante que pour les maxillaires.

Naturellement, les mesures des transformations comportent une erreur. Elle est due d'une part au passage du référentiel scanner vers le référentiel patient, et d'autre part à la détermination des points identifiant les segments osseux mobilisés. Étant donnée l'étude de précision réalisée par Marécaux (2002), l'erreur totale de mesure doit être de l'ordre du demi-millimètre, ce qui est tout à fait raisonnable pour effectuer la simulation.

Si on voulait affiner les mesures, une solution serait de calculer la transformation entre les reconstructions pré et post-opératoires des surfaces des segments osseux à l'aide d'un recalage rigide. Ceci serait sans doute plus robuste que l'utilisation de seulement trois points définis sur les images scanner par l'utilisateur.

11.2.3 Simulation de ces déplacements

Les transformations calculées sont ensuite simplement appliquées au modèle biomécanique. Les segments osseux sont déplacés pour estimer visuellement l'effet de l'intervention (figure 11.2), et des déplacements imposés sont définis sur les noeuds internes du maillage patient solidaires des fragments d'ostéotomies (figure 10.8).

S'il y a eu une génioplastie, le déplacement mesuré va de la position initiale de la mandibule à la position finale du menton. Lors de la procédure chirurgicale, la génioplastie a lieu après le déplacement mandibulaire (section 2.4). Il peut donc être nécessaire pour la simulation de calculer la transformation passant de la mandibule repositionnée à la position finale du menton.

1. Nous cherchions l'épine de Spyx, fine lamelle osseuse recouvrant partiellement la partie antérieure du foramen mandibulaire, entrée du nerf trijumeau alvéolaire dans la mandibule (chapitre 1.3.6 et figure 1.3). L'épine de Spyx peut être abîmée par l'ostéotomie.

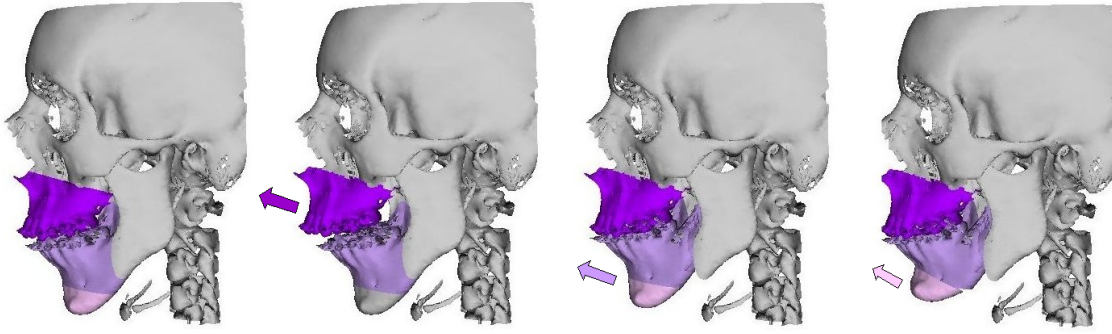


FIG. 11.2 – Exemple de simulation des repositionnements osseux sur le modèle tridimensionnel du patient. De gauche à droite: modèle initial puis déplacement maxillaire, mandibulaire et génien.

Les transformations calculées sont représentées sous forme d'une matrice de rotation et d'un vecteur translation. La rotation est exprimée par rapport au référentiel patient. Il n'est donc pas forcément immédiat de convertir ce résultat sous une forme "intuitive" du style "impaction du maxillaire de x mm" ou "recul mandibulaire de y mm". On peut tout de même estimer la norme du déplacement, la direction étant perçue plus naturellement par le praticien.

11.2.4 Confrontation de la simulation et des données post-opératoires

La comparaison entre les simulations et les données post-opératoires réelles est faite exactement de la même manière qu'au chapitre 9 lorsque nous avons étudié la précision des maillages patients par rapport aux données pré-opératoires. L'évaluation de la qualité du résultat peut être faite de manière qualitative et/ou avec une mesure quantitative.

Ici, on compare le modèle déformé suite à la simulation des repositionnements osseux avec la reconstruction scanner de la surface cutanée post-opératoire.

11.3 Application sur deux patients

Pour l'instant, nous disposons d'examens scanner pré et post-opératoires pour deux patients (patients #1 et #2). Les données d'un troisième patient (patient #7) sont attendues dans les prochains mois. Un délai d'au moins six mois doit être respecté entre l'intervention et l'examen, temps nécessaire à la stabilisation post-opératoire.

Si aucune texture n'a encore été ajoutée pour améliorer l'apparence des simulations, le modèle est déjà affiché avec la partie postérieure de la reconstruction cutanée du patient. La présence du cou, des oreilles et du front facilite l'appréhension du modèle. Sur les figures, nous affichons volontairement le maillage et les données patient avec des couleurs différentes, pour bien marquer que seule la partie

11.3. Application sur deux patients

antérieure du visage est intégrée dans la modélisation.

11.3.1 Patient 1: recul mandibulaire

Le premier cas que nous avons traité est une patiente en classe III, présentant une promandibulie avec une légère asymétrie vers la droite. En occlusion dentaire centrée, seules les dernières molaires sont en contact. L'intervention a consisté en un recul mandibulaire accompagné d'une bascule pour rétablir la symétrie faciale (figure 11.3).

Ce cas peut être considéré comme relativement "simple". Pourtant, la décision entre une mobilisation uniquement mandibulaire ou bimaxillaire était en balance. La simulation des déformations cutanées aurait pu être intéressante pour tester les différentes alternatives afin de faciliter, peut-être, la décision thérapeutique.

Pour la simulation, le recul mandibulaire mesuré est appliqué au modèle de cette patiente. Le résultat est présenté sur la figure 11.4, en comparaison avec la surface cutanée post-opératoire mesurée par tomodensitométrie.

11.3.2 Patient 2: bimaxillaire avec génioplastie

La dysmorphie de ce patient est importante et complexe. Il s'agit typiquement d'une anomalie multi-sectorielle qui concerne le tiers moyen et le tiers inférieur de la face. On parle de "face longue" pour exprimer la dimension verticale très importante du squelette facial. La classe dentaire est de type II hyperdivergente, avec une béance. La dysmorphose a ici des conséquences fonctionnelles: la tension des tissus est telle que le patient ne peut pas fermer les lèvres, ce qui implique un découverture permanent des incisives.

Le geste réalisé est une ostéotomie bimaxillaire avec génioplastie. Le maxillaire supérieur a été avancé et impacté (déplacé vers le haut). La mandibule a également été avancée et remontée. Enfin, le remodellement génien sert à raccourcir la hauteur faciale et rééquilibrer le profil (figure 11.5).

La planification comme la réalisation per-opératoire sont dans ce cas très difficiles. L'assistance au praticien avec un système informatisé prendrait ici tout son sens.

C'est un excellent cas pour l'évaluation de la modélisation des tissus mous. Si l'on est capable un jour de simuler correctement les modifications impliquées par une procédure de ce type, on peut penser que la majorité des cas en chirurgie orthognatique pourra être abordée.

La simulation est réalisée en plusieurs étapes, en appliquant les déplacements mesurés au maxillaire supérieur, puis à la mandibule puis au menton (figures 11.2 et 11.5). Le résultat obtenu est présenté sur la figure 11.6, en comparaison avec la surface cutanée post-opératoire réelle.

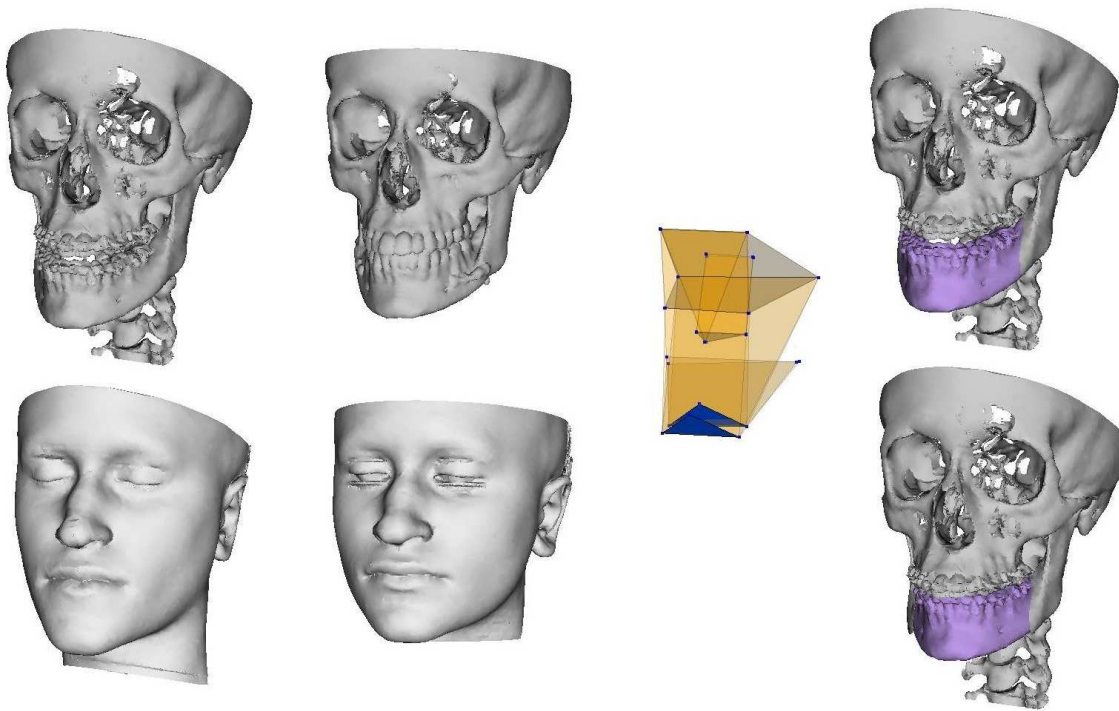


FIG. 11.3 – Patient #1. A gauche, état squelettique et cutané pré et post-opératoire. A droite, visualisation du recul mandibulaire mesuré à l'aide des céphalométries.

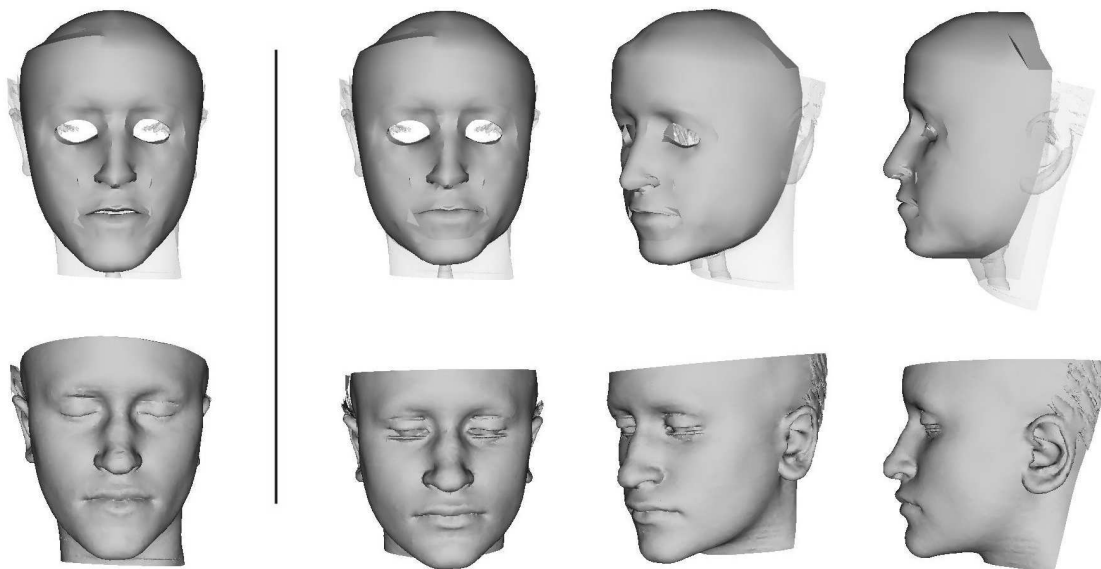


FIG. 11.4 – En haut, résultat de la simulation pour le patient #1, comparée à la surface cutanée post-opératoire réelle (en bas). A gauche l'état pré-opératoire, à droite trois vues de la simulation et de l'aspect post-opératoire.

11.3. Application sur deux patients

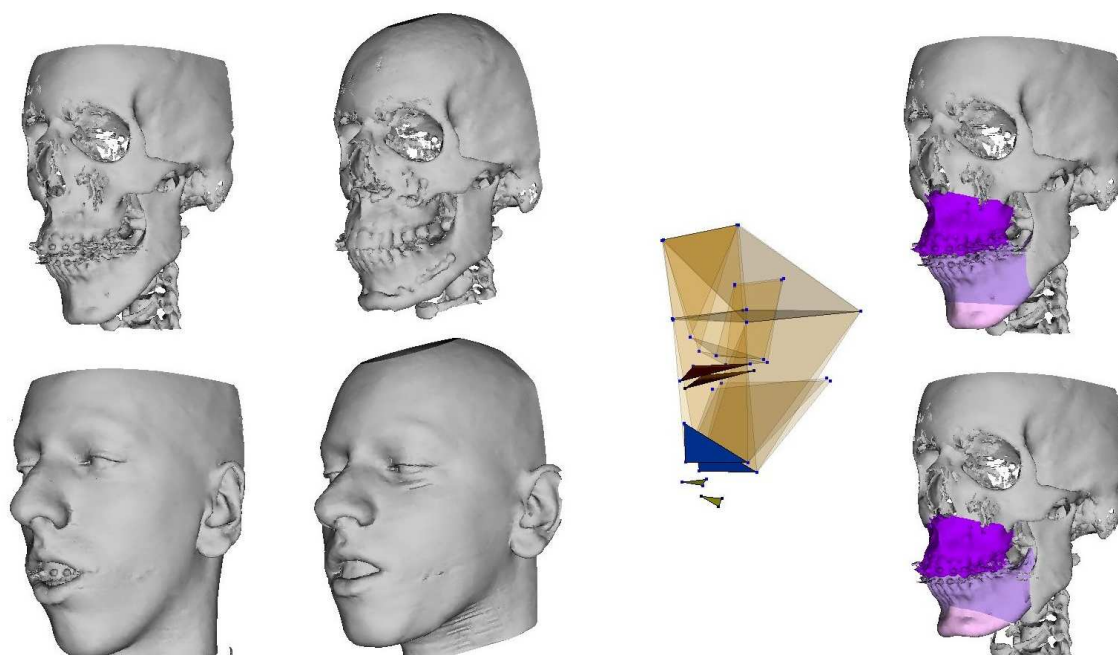


FIG. 11.5 – Patient #2. A gauche, état squelettique et cutané pré et post-opératoire. A droite, visualisation des repositionnements maxillaire, mandibulaire et génien mesurés à l'aide des céphalométries.

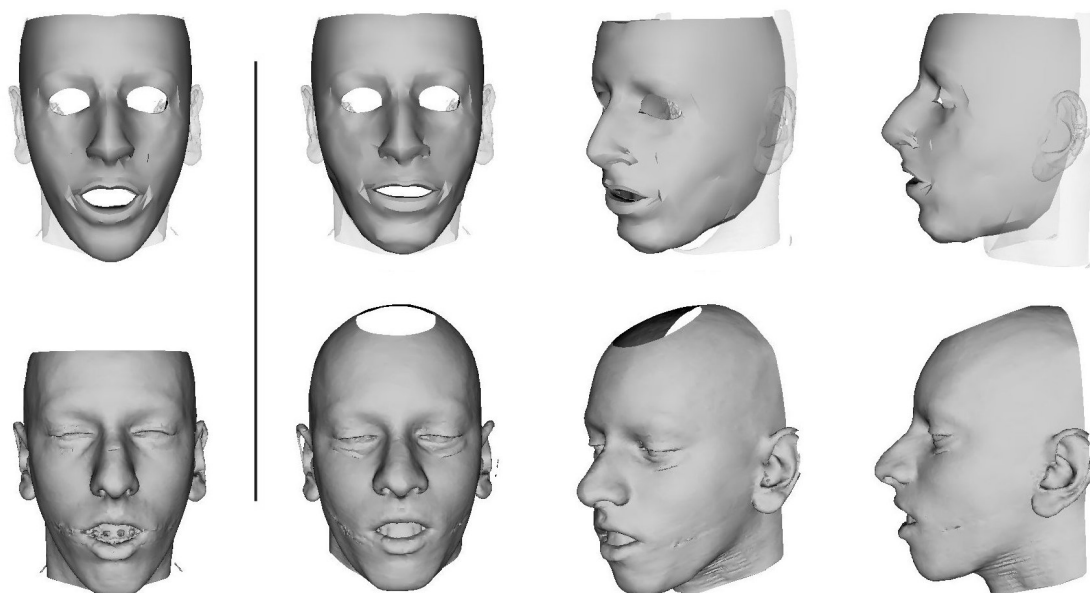


FIG. 11.6 – En haut, résultat de la simulation pour le patient #2, comparée à la surface cutanée post-opératoire réelle (en bas). A gauche l'état pré-opératoire, à droite trois vues de la simulation et de l'aspect post-opératoire.



FIG. 11.7 – *Superposition des résultats de la simulation et des données post-opératoires pour le patient #1. Des imprécisions importantes sont visibles sur l'angle labiomentonnière et sous le menton.*

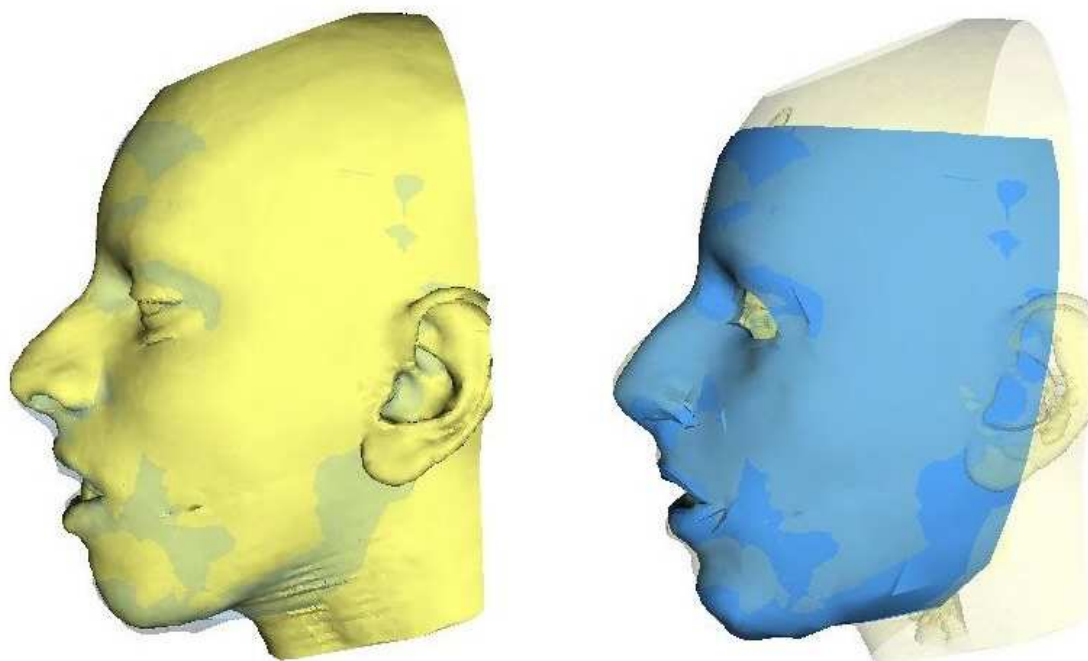


FIG. 11.8 – *Superposition des résultats de la simulation et des données post-opératoires pour le patient #2.*

11.4 Analyse et discussion

Grâce à la mesure des déplacements osseux effectués pendant l'intervention, le geste opératoire a pu être reproduit avec précision sur le modèle du patient. Il est maintenant nécessaire de comparer les simulations avec la morphologie post-opératoire réelle.

Comme pour l'évaluation de la précision des maillages présentée au chapitre 9, l'évaluation des simulations est abordée sur un plan qualitatif puis avec une mesure quantitative.

11.4.1 Evaluation qualitative

L'évaluation qualitative du modèle est faite par comparaison visuelle de la simulation et de la surface cutanée post-opératoire.

Il est d'abord intéressant de regarder les deux modèles côte à côte, comme sur les figures 11.4 et 11.6. Le regard du chirurgien se porte naturellement sur certaines régions du visage, et il est possible qu'une erreur de quelques millimètres ne soit pas notifiée si elle se trouve dans une zone de moindre intérêt.

La superposition de la simulation et de la surface cutanée (figures 11.7 et 11.8) permet ensuite de faire ressortir les différences les plus importantes et de facilement évaluer leur ampleur.

11.4.1.1 Aspects général

Comme on pouvait s'y attendre, les limites constatées sur les modèles des patients avant simulation sont encore présentes:

- L'apparence extérieure du modèle ne donne pas une impression réaliste, en raison notamment du manque de texture. La densité du maillage fait également que le niveau de détail est nettement moins important que sur la reconstruction de la surface cutanée.
- Les régions mal approximées dans le maillage initial, notamment les pommettes ou le nez trop fin, ne sont pas mieux représentées sur la simulation, ce qui est somme toute assez logique.
- Un problème vraiment très important est que la partie postérieure de la face, au niveau de l'angle mandibulaire, et tout le cou ne sont pas intégrés dans le modèle.

Ce ne sont pas vraiment des limites propres à la simulation, mais bien à l'ensemble de la modélisation. Plusieurs idées d'amélioration pour ces points ont déjà été proposées dans les chapitres précédents.

Malgré ces limites, les premiers résultats obtenus sont plutôt cohérents et la forme globale du visage bien approximée. Dans les deux cas, les déformations simulées vont bien dans le même sens que les modifications morphologiques réelles et attendues.

On remarque que les déformations sont réellement tridimensionnelles, alors que les déplacements osseux modélisés se situent principalement dans le plan sagittal.

Le visage du patient #1 est par exemple plus arrondi, ce qui se remarque très bien au niveau des pommettes et des joues. Ce comportement, bien connu du clinicien et difficile à estimer, est plutôt bien reproduit.

Pour mieux appréhender les points positifs et les différences entre les données réelles et les simulations, il est nécessaire de s'intéresser localement aux différentes régions de la face.

11.4.1.2 Tiers inférieur de la face

L'étendue vraiment trop faible du maillage dans les parties inférieure et postérieure rend très difficile l'évaluation de la qualité de la simulation dans cette zone du visage. Pourtant, certaines conclusions semblent tout de même ressortir.

Angle cervicomentonnier Une vue de profil du patient #2 montre une modification très importante de l'angle cervicomentonnier. Malheureusement, nous ne sommes pas actuellement capable d'étudier cette région, puisqu'elle n'est pas représenté dans le modèle.

Région entre l'os hyoïde et le menton On constate sur les deux patients un décalage assez important dans cette zone. Dans les deux cas, notre modèle est plus bas de quelques millimètres. Cette erreur est surtout médiane, et s'amointrit en se rapprochant des rebords inférieurs de la mandibule. Pour le patient #1, les tissus sont horizontaux alors que la forme s'est creusée après l'intervention.

Deux raisons au moins peuvent expliquer ces différences. La première est que le patient n'est pas forcément dans la même position lors des deux examens scanner. La position de la colonne vertébrale, observée sur une vue de profil des examens scanner pré et post-opératoire, montre que le patient #1 avait la tête inclinée plus en arrière lors de l'examen post-opératoire. Il est donc normal que les tissus soient plus tendus, et donc plus haut que notre simulation. Ce problème d'inclinaison de la tête est donc très gênant pour l'évaluation, et il sera nécessaire à l'avenir de contrôler au maximum la normalité de la position lors de l'acquisition des images, probablement à l'aide d'une tétière adaptée.

En observant les données du patient #2, on constate que ce patient a une inclinaison de la tête assez similaire dans les deux examens scanner. Il nous faut donc chercher une autre explication au décalage observé sur ce patient dans cette région entre l'os hyoïde et le menton. Il s'agit probablement d'une erreur de modélisation. Comme le cou n'est pas intégré dans le modèle, nous avons dû définir des conditions aux limites extrêmement qualitatives au niveau du rebord postérieur du maillage et de l'os hyoïde (section 10.2.3). On peut raisonnablement espérer que le résultat sera amélioré une fois le cou intégré dans la modélisation. La tension des tissus sera alors naturellement prise en compte. De plus il faudra veiller à ce que le maillage soit suffisamment dense sous le menton, ce qui n'est pas le cas pour l'instant.

Menton Dans les deux cas la forme du menton est plutôt bien approximée, même si sur le modèle du deuxième patient il est un peu trop pointu vu de face et mal approché sur le haut.

11.4. Analyse et discussion

11.4.1.3 Région des lèvres

Un point positif concerne le patient #2. Il est intéressant de noter qu'à la suite de la simulation, le modèle n'a *pas* les lèvres fermées. Si ce résultat nous a surpris au premier abord, il s'avère en fait que ce patient a réellement conservé sa position labiale ouverte au repos malgré la chirurgie. On peut imaginer qu'avec un outil de modélisation biomécanique comme celui que nous développons, le praticien aurait peut-être opté pour une impaction plus importante du maxillaire supérieur, au vu des résultats des simulations.

De manière plus générale, les déformations dans la région des lèvres semblent très délicates à reproduire correctement.

Sur le patient #1, la lèvre supérieure est bien approchée, mais une erreur très importante a lieu sur l'angle labiomentonnière. Pour le patient #2, l'erreur sur les lèvres existe de profil mais est surtout visible sur la vue de face: les commissures des lèvres se sont rapprochées, ce que la simulation n'a pas reproduit.

En fait, nous avons vraiment l'impression que les lèvres sont plus *déplacées* que déformées lors de la simulation, et donc que leur forme initiale est conservée. Ceci s'explique certainement par l'absence de gestion des contacts des lèvres entre elles et avec les dents. Tous les noeuds des lèvres étant libres de toute contrainte, ils suivent globalement les déplacements des segments osseux et ne se déplacent que peu les uns par rapport aux autres. On constate en fait en comparant les simulations et les données post-opératoires que la plupart des noeuds de la surface intérieure des lèvres se situent *à l'intérieur* des dents, c'est-à-dire en arrière de la position qu'ils devraient avoir.

Il est donc probable que la source principale des erreurs importantes sur la forme des lèvres soit due à la gestion des contacts. En intégrant ceci, il est raisonnable de penser que les lèvres se déformeront au lieu de simplement se déplacer.

Néanmoins, nous pensons que la forme des lèvres sera certainement une des régions les plus dures à bien modéliser. Étant plus libres que le reste des tissus mous de la face, la modélisation de leur comportement devrait être beaucoup plus sensible aux paramètres rhéologiques.

Des différences ressortent également au niveau de l'angle goniale (angle de la mandibule). Là encore, ces erreurs sont probablement dues au problème de conditions aux limites difficiles à définir en raison du manque d'étendue en arrière du modèle biomécanique.

11.4.1.4 Tiers moyen du visage

Si l'intervention sur le patient #1 est uniquement un recul mandibulaire, des modifications sont tout de même visibles sur le tiers moyen du visage.

Même si les joues et les pommettes du modèle sont encore sous-estimées (elles le sont déjà à l'état initial), la simulation reproduit assez bien ce qui est observé sur la surface cutanée (et cliniquement cohérent), à savoir un gonflement des pommettes et des joues et un arrondissement de la forme globale du visage.

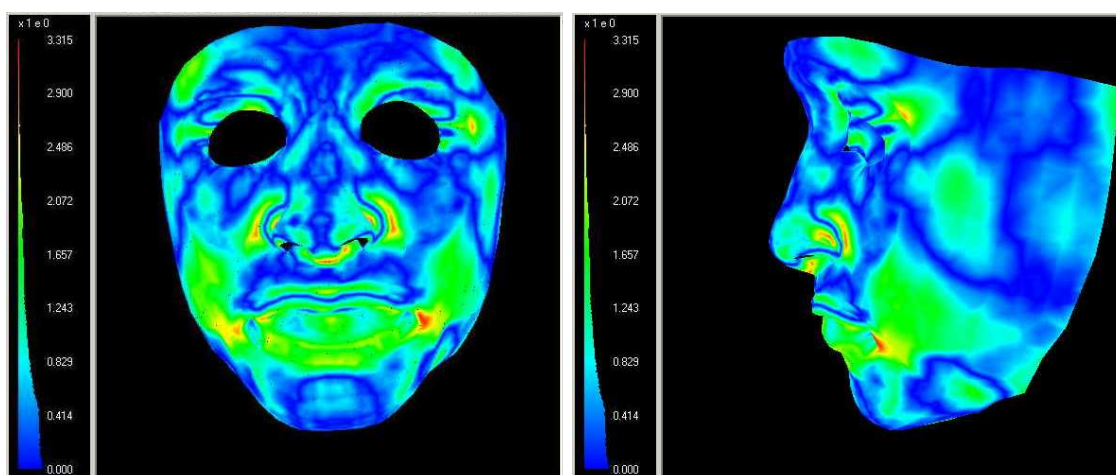


FIG. 11.9 – Cartographie de l'erreur entre les résultats de la simulation et les données post-opératoires pour le patient #1.

Ce résultat est très positif puisque l'estimation des changements dans la direction verticale et au niveau du tiers moyen est importante et délicate à appréhender.

Le cas du patient #2, pour lequel un repositionnement du maxillaire a eu lieu, est beaucoup plus complexe.

Un premier problème est rencontré au niveau de la pointe du nez. Lors d'une ostéotomie maxillaire, l'épine nasale est déplacée. Très fine, elle peut même changer de forme suite à l'intervention. Il est donc normal que la forme du nez soit modifiée, ce qui est d'ailleurs observé pour ce patient. Là encore se pose un problème de conditions aux limites. En laissant libres les noeuds du maillage correspondant à la pointe du nez, nous avons eu des problèmes puisqu'ils se déplacent beaucoup trop en avant par rapport à la réalité. Nous avons donc contraint les déplacements de ces noeuds, mais il n'est alors pas possible de reproduire la modification de morphologie. En fait, il serait nécessaire de tenir compte de la structure cartilagineuse du nez, et donc d'affecter des propriétés élastiques plus rigides aux éléments de cette région du modèle éléments finis.

En liaison avec ce problème au niveau de l'épine nasale, une erreur très importante est constatée au niveau de l'angle nasolabial.

Enfin, l'écartement des narines et le gonflement des joues et des pommettes qui peuvent être observés sur la surface cutanée post-opératoire du patient sont en partie reproduits mais pas suffisamment. Ces régions apparaissent sous-estimées, ce qui était déjà le cas sur le maillage initial du patient.

11.4.2 Evaluation quantitative

De la même manière qu'au chapitre 9.2.2, nous avons réalisé des cartographies des distances mesurées entre les simulations obtenues avec le modèle éléments finis et les surfaces cutanées post-opératoire des patients.

11.5. Bilan et perspectives

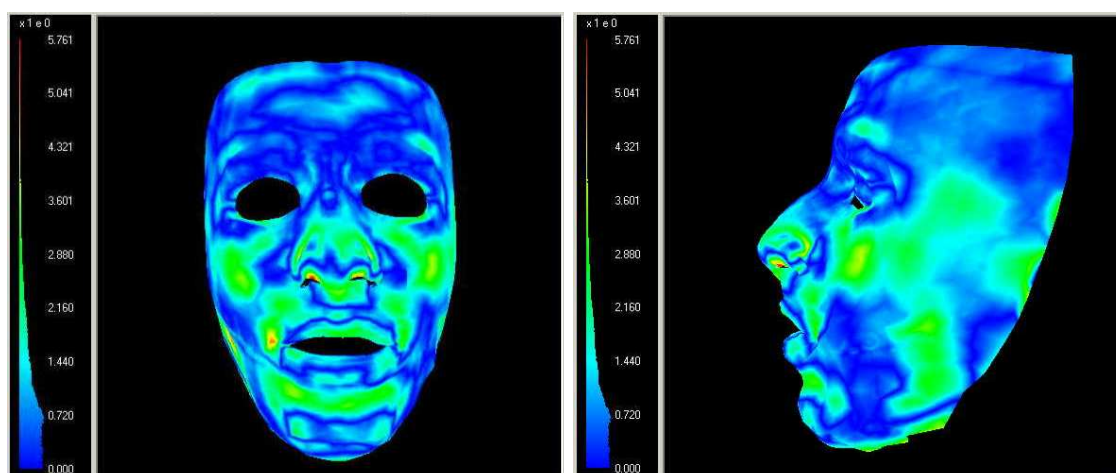


FIG. 11.10 – *Cartographie de l'erreur entre les résultats de la simulation et les données post-opératoires pour le patient #2.*

Ces cartographies¹ sont représentées sur les figures 11.9 et 11.10. Pour le patient #1, les valeurs numériques sont une erreur moyenne de 0.7mm et une erreur maximale de 3.3mm. Pour l'autre patient, ces valeurs sont respectivement de 1mm et 5.8mm.

Les régions imprécises relevées lors de l'analyse qualitative sont bien retrouvées sur ces images, ce qui est un résultat intéressant par rapport à la méthode d'évaluation elle-même. Il est à noter également que les valeurs numériques sont parfois moins importantes que ce à quoi on pouvait s'attendre. Par exemple, les erreurs au niveau de la lèvre inférieure ou des joues du patient #1 sont de l'ordre de 2mm. Si ces valeurs sont à considérer avec prudence (nous avons vu que les erreurs sont minimisées avec la méthode de calcul utilisée), ceci montre bien en tout cas que la localisation des imprécisions est au moins autant importante que leur amplitude. Une erreur d'un à deux millimètres sur l'angle nasolabial ne peut pas passer inaperçue alors qu'elle est moins flagrante au niveau de la joue.

Note pour les rapporteurs: nous n'avons pas eu le temps de mesurer les distances sur des points de référence placés sur la surface cutanée et le modèle (paragraphe 9.2.2.2), mais ceci sera intégré dans la version finale du document.

11.5 Bilan et perspectives

Plusieurs points positifs ressortent de ces résultats préliminaires. Le comportement global de déformation des tissus mous nous semble dans l'ensemble bien reproduit. Les simulations sont tout à fait cohérentes et certains points importants comme les modifications au niveau des joues et des pommettes, difficiles à estimer à partir d'un planning bidimensionnel traditionnel, apparaissent très prometteurs.

1. Attention aux couleurs! Il n'est pas possible avec le logiciel Mesh de paramétrer l'échelle de couleur, et les valeurs associées ne sont pas les mêmes pour les deux patients.

En même temps, de nombreuses imprécisions sont constatées. Selon nous, la plupart d'entre elles peuvent être diminuées avec une meilleure définition des conditions aux limites. Les résultats dans les régions inférieures et postérieures du maillage seront certainement améliorés avec l'extension au cou du modèle générique. Dans la région des lèvres, une limite actuelle extrêmement importante est l'absence de gestion des contacts entre les deux lèvres et entre les lèvres et les dents. On peut penser que la déformation de l'angle nasolabial et labiomentonnière sera nettement améliorée. Ceci sera également facilité en augmentant la densité des éléments dans ces régions.

Il est intéressant de noter qu'aucun des travaux de la littérature ne parle de la gestion des contacts, et que peu de détails sont donnés sur les conditions aux limites.

Indépendamment de la qualité des premiers résultats, le protocole d'évaluation présenté dans ce chapitre nous paraît être un point très positif et une avancée intéressante par rapport au manque de validation des travaux actuels du domaine.

En tout cas, les données dont nous disposons maintenant vont nous servir de référence pour continuer le nécessaire travail de modélisation et évaluer les améliorations apportées.

Conclusion

Les travaux présentés dans cette thèse s'intéressent au développement d'outils informatiques pour faciliter et améliorer la planification d'une intervention en chirurgie orthognatique. Ces travaux s'insèrent dans une problématique plus générale d'assistance au praticien pour le diagnostic, le planning et la réalisation du geste thérapeutique.

Notre contribution porte sur deux points particuliers : l'étude tridimensionnelle du squelette facial et l'évaluation des modifications morphologiques des tissus mous en réponse à un repositionnement des bases osseuses. Ces deux aspects très importants de la démarche de planification n'étaient à ce jour qu'assez peu abordés ou en tout cas pas de manière compatible avec les contraintes rencontrées en pratique clinique. Nous avons donc essayé d'intégrer ces contraintes dans toute notre méthodologie.

Si un système complet de planification chirurgicale assistée par ordinateur n'est pas encore aujourd'hui disponible, les éléments développés dans cette thèse contribuent fortement à son élaboration.

En parallèle à la définition du protocole complet de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur, depuis la céphalométrie tridimensionnelle jusqu'au guidage per-opératoire, la contribution principale de cette thèse est la modélisation des tissus mous de la face.

Une nouvelle approche a été proposée pour l'élaboration d'un modèle spécifique au patient. Le principe est de déformer un maillage générique tridimensionnel pour l'adapter à la morphologie de chaque individu. La méthode a été appliquée à sept cas cliniques, puis l'adéquation des modèles générés à la morphologie réelle des patients a été évaluée de manière qualitative et quantitative. Si plusieurs améliorations doivent être faites sur la précision et la mise en oeuvre de cette technique, la faisabilité de l'approche relativement aux contraintes d'une utilisation en pratique clinique a été montrée.

Le couplage des modèles de patients avec la simulation des repositionnements osseux planifiés permet ensuite d'estimer les modifications morphologiques et donc l'aspect esthétique après l'intervention. Un protocole d'évaluation, basé sur un examen scanner post-opératoire, a été proposé et appliqué à deux patients. Les premières hypothèses de modélisation que nous avons retenues ont ainsi pu être évaluées qualitativement puis quantitativement.

Un aspect très important de cette thèse est la démarche d'*évaluation* des méthodes développées. Cette démarche est particulièrement délicate dans le cas des structures anatomiques déformables, et nous pensons que la méthodologie d'évalua-

tion proposée est novatrice et représente une avancée significative.

Un certain nombre d'améliorations ont été proposées dans le manuscrit au niveau du modèle générique, de la méthode de conformation et de la modélisation biomécanique. Elles devront être abordées avec le soucis permanent de répondre aux besoins de l'application clinique et en continuant l'évaluation par rapport à des données réelles.

Les méthodologies de modélisation et d'évaluation proposées dans cette thèse ont été développées pour une application clinique précise, la chirurgie orthognatique. Elles sont cependant applicables à d'autres thématiques plus générale de recherche clinique et scientifique. D'autres composantes en chirurgie maxillofaciale peuvent être abordées, comme la traumatologie, la chirurgie plastique et reconstructive ou la rhinoplastie. Le modèle des tissus de la face pourra également être utilisé dans d'autres contextes de recherche comme l'animation de visages de synthèse ou l'étude de la production de la parole. Enfin, les méthodes introduites pourraient être adaptées à la modélisation d'autres structures anatomiques déformables.

Bibliographie

- M. Alcaniz, C. Monserrat, V. Grau, F. Chinesta, A. Ramon, and S. Albalat. An advanced system for the simulation and planning of orthodontic treatment. *Medical Image Analysis*, 2:61–77, 1998.
- D.E. Altobelli, R. Kikinis, J.B. Mulliken, H. Cline, W. Lorensen, and F. Jolesz. Computer-assisted three-dimensional planning in craniofacial surgery. *Plastic Reconstructive Surgery*, 92:576–587, 1992.
- Anslys. *Modeling and Meshing Guide*, 1999a. Ansys manual, release 5.6.
- Anslys. *Theory Reference*, 1999b. Ansys manual, release 5.6.
- K.S. Arun, T.S. Huang, and S.D. Blostein. Least-squares fitting of two 3-D point sets. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, PAMI-9(5):698–700, 1987.
- N. Aspert, D. Santa-Cruz, and T. Ebrahimi. MESH: measuring errors between surfaces using the Hausdorff distance. In *IEEE International Conference in Multimedia and Expo (ICME)*, 2002. URL <http://mesh.epfl.ch>.
- P. Badin, G. Bailly, L. Réveret, M. Baciuc, C. Segebarth, and C. Savariaux. Three-dimensional articulatory modeling of tongue, lips and face, based on MRI and video images. *Journal of Phonetics*, 30(3):533–553, 2002.
- R. Bajcsy and S. Kovacic. Multiresolution elastic matching. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 46:1–21, 1989.
- S. Barré, C. Fernandez, P. Paume, and G. Subrenat. Simulating Facial Surgery. In *Proc. of the IS&T/SPIE Electronic Imaging*, volume 3960, pages 334–345, 2000.
- S.E. Benzley, E. Perry, K. Merkley, B. Clark, and G.D. Sjaardema. A Comparison of All-Hexahedral and All-Tetrahedral Finite Element Meshes for Elastic and Elasto-Plastic Analysis. In *4th International Meshing Roundtable*, pages 179–191, Sandia National Laboratories, Albuquerque, NM, USA, October 1995. URL <http://research.et.byu.edu/cubit/>.
- P.J. Besl. *Active Optical Range Imaging Sensors*. Springer Verlag, New-York, 1988.
- G. Bettega. *La chirurgie orthognatique assistée par ordinateur: de la planification à la réalisation*. PhD thesis, University Joseph Fourier, Grenoble, France, novembre 1997.
- G. Bettega, V. Dessenne, P. Cinquin, and B. Raphaël. Computer assisted mandibular condyle positioning in orthognatic surgery. *J. of Oral Maxillofacial Surgery*, 54(5):553–558, 1996.
- G. Bettega, Y. Payan, B. Mollard, A. Boyer, B. Raphaël, and S. Lavallée. A simulator for maxillo-facial surgery integrating cephalometry and orthodontia. *Journal of Computer Aided Surgery*, 5(3):156–165, 2000.

- M. Maggio Binucci, C. Lamberti, R. Gori, L. Montagna, and A. Sarti. An integrated system for maxillo-facial surgery simulation. In H.U. Lemke and al., editors, *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS'02*, pages 19–24, 2002.
- E. Boillat, S. Kolossov, R. Glardon, M. Loher, D. Saladin, and G. Levy. Finite Element And Neural Network Models For Process Optimisation in Selective Laser Sintering. In *3rd CIRP International Seminar on Intelligent Computation in Manufacturing Engineering, ICME 2002*, 2002. 16 pages. Submitted to J. Eng. Manufacture.
- J. Bonet and R.D. Wood. *Nonlinear continuum mechanics for finite element analysis*. Cambridge University Press, 1997.
- A. Bouchet and J. Cuilleret. *Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle: le système nerveux central, la face, la tête et les organes des sens*. Simep SA, Paris, France, 1983. 2ème édition.
- F. Boutault, M. Fabie, R. Combelles, J.R. Secail, F. Guittard, and H. Cadenat. Modifications du profil cutané consécutives aux ostéotomies faciales. *Revue de stomatologie et chirurgie maxillofaciale*, 87(2):78–88, 1986.
- J. Brief, S. Hassfeld, S. Däuber, A. Pernozzoli, J. Münchenberg, T. Redlich, M. Walz, R. Krempien, H. Weisser, C. Poeckler, J. Raczowsky, O. Burgert and T. Salb, B. Kotrikova, U. Rembold, H. Wörn, R. Dillmann, and J. Mühling. 3D norm data: the first steps towards semiautomatic virtual cranofacial surgery. *Journal of Computer Aided Surgery*, 5:353–358, 2000.
- K. Bunton and G. Weismer. Evaluation of a reiterant force-impulse task in the tongue. *Journal of speech and hearing research*, 37:1020–1031, 1994.
- S. Cannan, M. Stephenson, and T. Blacker. Optismoothing: an optimization-driven approach to mesh smoothing. *Finite Elements in Analysis and Design*, 13:185–190, 1993.
- M. Chabanas, V. Luboz, and Y. Payan. Patient-specific finite element model of the face soft tissues for computer-assisted maxillofacial surgery. *Medical Image Analysis*, 7(2):131–151, 2003.
- M. Chabanas, Ch. Marécaux, Y. Payan, and F. Boutault. Computer aided planning for orthognatic surgery. In H.U. Lemke and al., editors, *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS'02*, june 2002a.
- M. Chabanas, Ch. Marécaux, Y. Payan, and F. Boutault. Models for Planning and Simulation in Computer Assisted Orthognatic Surgery. In *5th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'2002*, LNCS. Springer, september 2002b.
- M. Chabanas and Y. Payan. A 3D Finite Element model of the face for simulation in plastic and maxillo-facial surgery. In *3rd Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'2000*, volume 1935 of LNCS, pages 1068–1075. Springer, october 2000.
- F. Chouly. Quantification des déplacements osseux et mesure d'erreurs sur un modèle de tissus mous en chirurgie maxillofaciale, 2002. Rapport de DEA IVR.
- R. Collado. Modélisation des tissus mous de la face; application à la chirurgie maxillo-faciale, 1999. Rapport de DESS Mathématiques Appliquées.

BIBLIOGRAPHIE

- S. Coquillart. Extended Free-Form Deformation: A Sculpturing Tool for 3D Geometric Modeling. In *SIGGRAPH'90*, pages 187–196, 1990.
- S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. Real-Time Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 5(1):62–73, 1999.
- G. Couarraze and J-L. Grossiord. *Initiation à la rhéologie*. Editions Techniques et Documentation (Tec & Doc), 2000. 3ème édition.
- B. Couteau, M.C. Hobatho, R. Darmana, J.C. Brignola, and J.Y. Arlaud. Development of a finite element model of a human femur with individualized geometry and mechanical properties: validation by vibration analysis. *Journal of Biomechanics*, 31:383–386, 1998.
- B. Couteau, Y. Payan, and S. Lavallée. The Mesh-Matching algorithm : an automatic 3D mesh generator for finite element structures. *Journal of Biomechanics*, 33(8):1005–1009, 2000.
- J.C. Craveur. *Modélisation des structures: Calcul par éléments finis*. Masson, Paris, 1996. in french.
- C.B. Cutting, F.L. Bookstein, B. Grayson, L. Fellingham, and J.G. Mc Carthy. Three-dimensional computer-assisted design of craniofacial surgical procedures: optimization and interaction with cephalometric and CT-based models. *Plastic Reconstructive Surgery*, 77(6):877–885, 1986.
- C.B. Cutting, F.L. Bookstein, and R.H. Taylor. Applications of simulation, morphometrics and robotics in craniofacial surgery. In R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea, and R. Mosges, editors, *Computer Integrated Surgery*, pages 641–662. MIT Press, Cambridge, MA, 1996.
- C.B. Cutting, B. Grayson, J.G. Mc Carthy, Ch. Thorne, K. Khorramabadi, B. Haddad, and R. Taylor. A virtual reality system for bone fragment repositionning in multisegment craniofacial surgical procedures. *Plastic Reconstructive Surgery*, pages 2436–2443, 1998.
- Cyberware. Inc., Monterey, CA, USA. URL www.cyberware.com.
- V. Daanen, J. Tonetti, J. Troccaz, and P. Merloz. Automatic determination of the bone-soft tissues interface in ultrasound images. In *Surgetica*, 2002.
- J. Delaire. L'analyse architecturale et structurale cranio-faciale (de profil). Principes théoriques. Quelques exemples d'emploi en chirurgie maxillo-faciale. *Rev. Stomatol. Chirurgie Maxillo Faciale*, 79:1–33, 1978.
- H. Delingette. Toward realistic soft tissue modeling in medical simulation. Technical Report 3506, INRIA, 1998.
- H. Delingette, G. Subsol, S. Cotin, and J. Pignon. A craniofacial surgery simulation testbed. Technical Report 2199, INRIA, 1994.
- X.Q. Deng. *A finite element analysis of surgery of facial tissue*. PhD thesis, Columbia University, New York, USA, october 1988.
- F. A. Duck. *Physical properties of tissues: a comprehensive reference book*. Academic Press, London, 1990.
- P. C. Everett, E. B. Selbin, M. Troulis, L. B. Kaban, and R. Kikinis. A 3-D system for planning and simulating minimally-invasive distraction osteogenesis of the facial

- skeleton. In *3rd Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'2000*, volume 1935 of *LNCS*, pages 1029–1039. Springer, october 2000.
- O. Faugeras. *Three-Dimensional Computer Vision: A Geometric Viewpoint*. MIT Press, Cambridge, MA, USA, 1993.
- O. Faugeras and M. Hebert. The representation, recognition and locating of 3D objects. *International Journal of robotic Research*, 5(3):27–52, 1986.
- J. Feldmar and N. Ayache. Rigid, affine and locally affine registration of free-form surfaces. *International Journal of Computer Vision*, 18(2):99–119, 1996.
- M. Fleute. *Shape reconstruction for computer assisted surgery based on non-rigid registration of statistical models with intra-operative point data and X-ray images*. PhD thesis, University Joseph Fourier, Grenoble, France, october 2001.
- L.A. Freitag and P. Plassmann. Local optimization-based simplicial mesh untangling and improvement. *ANL/MCS*, 39:749–756, 1999.
- Y. C. Fung. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer Verlag, New York, 1993.
- D. Gay. *Matériaux composites*. Hermès, Paris, 1991.
- P.L. George, F. Hecht, and E. Saltel. Automatic Mesh Generator with Specified Boundary. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 92:269–288, 1991.
- S. Gibson, C. Fyock, E. Grimson, T. Kanade, R. Kikinis, H. Lauer, N. McKenzie, A. Mor, S. Nakajima, H. Ohkami, R. Osborne, J. Samosky, and A. Sawada. Volumetric modeling for surgical simulation. *Medical Image Analysis*, 2(2):121–132, 1998.
- S. Girod, M. Teschner, U. Schrell, B. Kevekordes, and B. Girod. Computer-aided 3-D simulation and prediction of craniofacial surgery: a new approach. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 29:156–158, 2001.
- H. Gray. *Anatomy of the human body*. 1918. URL www.bartleby.com/107.
- T. Guiard-Marigny, A. Adjoudani, and C. Benoit. 3D models of the lips and jaw for visual speech synthesis. In Van Stanten J.P.H., Sproat R.W., Olive J.P., and Hirschberg J., editors, *Progress in speech synthesis*. Springer-Verlag, New York, 1996.
- W. J. Hardcastle. *Physiology of Speech Production*. Academic Press, London, 1976.
- S. Hassfeld, J. Muelhing, C.R. Wirtz, M. Knaut, T. Lutze, and H.J. Schulz. Intraoperative guidance in maxillofacial and craniofacial surgery. In *Proceedings of International Mechanics Engineering*, volume 211, pages 277–283, 1997.
- S. Haynes and M.N.Y. Chau. Inter- and intra-observer identification of landmarks used in the Delaire analysis. *European Journal of Orthodontics*, 15:79–84, 1993.
- M.Y. Iscan and R.P. Hermer. *Forensic analysis of the skull*. Wiley & Liss, 1993.
- H. Jin and R.I. Tanner. Generation of unstructured tetrahedral meshes by advancing front technique. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 36: 1805–1823, 1993.
- P-S. Jouk, J. Ohayon, Y. Usson, and H. Cai. Fibre orientation in human fetal heart and ventricular mechanics: a small perturbation analysis. *Computer methods in biomedical engineering*, 2:83–106, 1999.

BIBLIOGRAPHIE

- Kahle, Leonhardt, and Platzer. *Anatomie vol. 1/3: appareil locomoteur*. Flammarion Médecine-Sciences. Edition Française: C. Cabrol.
- E. Keeve, S. Girod, and B. Girod. Computer-Aided Craniofacial Surgery. In H.U. Lemke and al., editors, *Computer Assisted Radiology*, pages 757–763. Elsevier Science B.V., 1996.
- E. Keeve, S. Girod, R. Kikinis, and B. Girod. Deformable Modeling of Facial Tissue for Craniofacial Surgery Simulation. *Journal of Computer Aided Surgery*, 3:228–238, 1998.
- J.H. Keyak, J.M. Meagher, H.B. Skinner, and C.D. Mote. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of Biomedical Engineering*, 12:389–397, 1990.
- S. Kleiven and H. von Holst. Consequences of head size following trauma to the human head. *Journal of Biomechanics*, 35:153–160, 2002.
- R.M. Koch, M.H. Gross, and A.A. Bosshard. Emotion Editing using Finite Element. *Eurographics'98*, 17(3), 1998.
- R.M. Koch, S.H.M. Roth, M.H. Gross, A.P. Zimmermann, and H.F. Sailer. A framework for facial surgery simulation. Technical Report 326, ETH Zurich, June 1999.
- T. Konno, H. Mitani, H. Chiyokura, and I. Tanaka. Surgical simulation of facial paralysis. *Health care in the information age*, pages 488–497, 1996.
- J. Kragsskov, C. Bosch, C. Gyldensteen, and S. Sindent-Pedersen. Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans. *Cleft Palate-Craniofacial Journal*, 34:111–116, 1997.
- W.F. Larrabee and J.A. Galt. A finite element model of skin deformation: III. The finite element model. *Laryngoscope*, 96:413–419, 1986.
- P.J. Laurent and A. Le Mehaute. *Curves and surfaces*. Academic Press, San Diego, 1991.
- S. Lavallée. Registration for computer-integrated surgery: methodology, state of the art. In R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea, and R. Mosges, editors, *Computer Integrated Surgery*, pages 77–97. MIT Press, Cambridge, MA, 1996.
- Y. Lee, D. Terzopoulos, and K. Waters. Realistic Modeling for Facial Animation. In *SIGGRAPH'95*, pages 55–62, 1995.
- E. Lejoyeux. Analyse céphalométrique. In *Encyclopédie médico-chirurgicale, Odontologie/Stomatologie*. Elsevier, Paris, 1998. 23-455-E-20, 10 p.
- L.J. Lo, J.L. Marsh, M.W. Vannier, and V.V. Patel. Craniofacial computer assisted surgical planning. *Clin. Plastic Surgery*, 21:501–516, 1994.
- S.H. Lo. Volume Discretization into Tetrahedra - II. 3D Triangulation by Advancing Front Approach. *Computers and Structures*, 39(5):501–511, 1991.
- R. Lohner. Progress in Grid Generation via the Advancing Front Technique. *Engineering with Computers*, 12:186–210, 1996.
- W.E. Lorensen and H.E. Cline. Marching Cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer Graphics*, 21:163–169, 1987.

- V. Luboz, B. Couteau, and Y. Payan. 3D finite element meshing of entire femora by using the mesh-matching algorithm. In *Proc. of Orthopaedic Research Society, ORS'2001*, 2001a.
- V. Luboz, Y. Payan, P. Swider, and B. Couteau. Automatic 3D Finite Element Mesh Generation: Data Fitting for an Atlas. In *Proc. of 5th Int. Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, CMBBE'2001*, 2001b.
- J.C. Lucero and K.G. Munhall. A model of facial biomechanics for speech production. *J. Acoustic Soc. Am.*, 106(5):2834–2842, 1999.
- Z. Mao, P. Sebert, and A.F. Ayoub. Development of 3D Measuring Techniques for the Analysis of Facial Soft Tissue Change. In *3rd Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'2000*, volume 1935 of *LNCS*, pages 1051–1060. Springer, october 2000.
- Ch. Marécaux. Céphalométrie tridimensionnelle et chirurgie orthognatique assistée par ordinateur, 2002. Rapport de DEA MIMB.
- Ch. Marécaux, M. Chabanas, Y. Payan, and F. Boutault. 3D cephalometric analysis for computer aided planning in orthognatic surgery. In *European Association of Cranio Maxillofacial Surgery, EACMFS*, Munster, Germany, september 2002.
- R. Marmulla and H. Niederllmann. Computer-assisted bone segment navigation. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 26:347–359, 1998.
- J.L Marsh and M.W. Vannier. The "third" dimension in craniofacial surgery. *Plastic Reconstructive Surgery*, 71:759–767, 1983.
- National Library of Medicine (NIH). The Visible Human project, 1995. URL http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html.
- S.J. Owen. A Survey of Unstructured Mesh Generation Technology. In *Proceedings 7th International Meshing Roundtable*, Dearborn, MI, USA, October 1998. URL <http://www.andrew.cmu.edu/user/sowen>.
- X. Papademetris, A.J. Sinusas, D.P. Dione, and J.S. Duncan. Estimation of 3D left ventricle deformation from echocardiography. *Medical Image Analysis*, 5(1): 17–28, 2001.
- Y. Payan. *Modèle biomécanique et contrôle de la langue en parole*. PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble, Grenoble, France, décembre 1996.
- O. Peria. *Fusion d'images morphologiques et fonctionnelles par l'utilisation de capteur intermediaire*. PhD thesis, University Joseph Fourier, Grenoble, France, avril 1996.
- G. Picinbono, J-C. Lombardo, H. Delingette, and N. ayache. Anisotropic elasticity anf force extrapolation to improve realism of surgery simulation. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 596–602, San Francisco, CA, April 2000.
- S. Pieper. *CAPS: computer aided plastic surgery*. PhD thesis, MIT, Boston, USA, 1991.
- W. H. Press, B. P. Flannery, S. A. Teukolsky, and W. T. Vetterling. *Numerical Recipes: The Art of Scientific Computing*. Cambridge University Press, Cambridge, England, 1986.

BIBLIOGRAPHIE

- L. Reveret. *Conception et évaluation d'un système de suivi automatique des gestes labiaux en parole*. PhD thesis, Institut Nationale Polytechnique de Grenoble (INPG), Grenoble, France, mai 1999.
- M. Richter, P. Goudot, F. Laurent, A. Jaquinet, and L. Bidaut. Chirurgie correctrice des malformations ou dysmorphies maxillomandibulaires: bases chirurgicales. In *Encyclopédie médico-chirurgicale, Stomatologie*. Elsevier, Paris, 1998a. 22-066-E-10, 24 p.
- M. Richter, C. Mozzas, N. de Tonnac, A. Jaquinet, F. Laurent, and P. Goudot. Chirurgie correctrice des malformations ou dysmorphies maxillomandibulaires: avant d'agir. In *Encyclopédie médico-chirurgicale, Stomatologie*. Elsevier, Paris, 1997. 22-066-C-10, 14 p.
- M. Richter, C. Mozzas, F. Laurent, and P. Goudot. Chirurgie correctrice des malformations ou dysmorphies maxillomandibulaires: approche diagnostique et plan de traitement. In *Encyclopédie médico-chirurgicale, Stomatologie*. Elsevier, Paris, 1998b. 22-066-D-10, 16 p.
- S.H.M. Roth, M.H. Gross, and S. Turello. A bernstein-bézier based approach to soft tissue simulation. In *Eurographics'98*, 1998.
- H. Rouvière and A. Delmas. *Anatomie humaine descriptive, topographique et fonctionnelle. Tome 1: Tête et cou*. Masson, Paris, 1997. 14ème édition.
- A. Sarti, R. Gori, A. Bianchi, C. Marchetti, and C. Lamberti. ?? In *Information technologies in medicine, Vol II*, pages 183–199. John Wiley & Sons, New York, 2001.
- A. Schramm, N.C. Gelldrich, R. Gutwald, J. Schipper, H. Bloss, H. Hustedt, R. Schmelzeisen, and J.E. Otten. Indications for computer-assisted treatment of cranio-maxillofacial tumors. *J. Computer Aided Surgery*, 5(5):343–352, 2000.
- P. Schutyser, J. Van Cleynenbreugel, M. Ferrant, J. Schoenaers, and P. Suetens. Image-based 3D planning of maxillofacial distraction procedures including soft tissue implications. In *3rd Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'2000*, volume 1935 of *LNCS*, pages 999–1007. Springer, october 2000.
- P. Schutyser, J. Van Cleynenbreugel, and P. Suetens. Validation methods for soft tissue prediction in maxillofacial planning environments. In *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'01*, volume 2208 of *LNCS*, pages 1258–1260. Springer, october 2001.
- T.W. Sederberg and S.R. Parry. Free-Form Deformation of Solid Geometric Models. In *SIGGRAPH'86*, pages 151–160, 1986.
- M. Sermesant, C. Forest, X. Pennec, H. Delingette, and N. Ayache. Biomechanical Model Construction from Different Sources: Application to Cardiac Image Analysis. In *5th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'2002*, LNCS. Springer, september 2002.
- M.S. Shephard and M.K. Georges. Three-Dimensional Mesh Generation by Finite Octree Technique. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 32:709–749, 1991.
- D. Stalling, M. Zöckler, and H.C. Hege. Interactive segmentation of 3D medical

- images with subvoxel accuracy. In H.U. Lemke and al., editors, *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS'98*, pages 137–142. Elsevier, 1998.
- K. Subramanyan and D. Dean. A procedure to average 3D anatomical structures. *Medical Image Analysis*, 4(4):317–334, 2000.
- R. Szeliski and S. Lavalée. Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines. *Int. J. of Computer Vision*, 18(2):171–186, 1996.
- R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea, and R. Mosges. *Computer Integrated Surgery*. MIT Press, Cambridge, MA, 1996.
- D. Terzopoulos and K. Waters. Physically-based facial modeling, analysis, and animation. *Visualization and Computer Animation*, 1:73–80, 1990.
- M. Teschner, S. Girod, and B. Girod. Optimization approaches for soft-tissue prediction in craniofacial surgery simulation. In *2nd Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'99*, volume 1679 of *LNCS*, pages 1183–1190. Springer, 1999.
- M. Teschner, S. Girod, and K. Montgomery. Evaluation of soft-tissue model parameters. In *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'01*, volume 2208 of *LNCS*, pages 1341–1342. Springer, 2001.
- G. Touzot and G. Dhatt. *Une représentation de la méthode des éléments finis*. Collection université de Compiègne, 1984.
- J. Treil, J. Casteigt, J. Faure, C. Madrid, P. Borianne, and M. Jaeger. Architecture cranio-facio-maxillo-dentaire. un modèle tridimensionnel. applications en clinique orthodontique et chirurgie orthognatique. In *Encyclopédie médico-chirurgicale, Odontologie/Stomatologie*. Elsevier, Paris, 2000. 23-455-E-40, 8 p.
- J. Troccaz, V. Luboz, M. Chabanas, M. Fleute, Y. Payan, and L. Desbat. Modélisation et chirurgie assistée par ordinateur. In *Monographie - Conférence d'Enseignement de la SOFCOT*. Elsevier, Paris, 2002.
- J. Troccaz, M. Peshkin, and B. Davies. Guiding systems for Computer-Assisted Surgery : introducing synergistic devices and discussing the different approaches. *Medical Image Analysis*, 2(2), 1998.
- J.K. Udupa and D. Odhner. Fast visualization, manipulation, and analysis of binary volumetric objects. *IEEE Computer Graphics and Applications*, pages 53–62, 1991.
- M.W. Vannier, J.L. Marsh, and A. Tsiaras. Craniofacial surgical planning and evaluation with computers. In R. Taylor, S. Lavalée, G. Burdea, and R. Mosges, editors, *Computer Integrated Surgery*, pages 673–677. MIT Press, Cambridge, MA, 1996.
- K. Waters. A physical model of facial tissue and muscle articulation derived from computer tomography data. *SPIE Vol. 1808 Visualization in Biomedical Computing*, 21:574–583, 1992.
- K. Waters. Synthetic muscular contraction on facial tissue derived from computer tomography data. In R. Taylor, S. Lavalée, G. Burdea, and R. Mosges, editors, *Computer Integrated Surgery*, pages 191–200. MIT Press, Cambridge, MA, 1996.
- J. Xia, H.H.S. Ip, N. Samman, D. Wang, C.S.B. Kot, R.W.K. Yeung, and H. Tide-man. Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D

BIBLIOGRAPHIE

- virtual osteotomy. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 29: 11–17, 2000a.
- J. Xia, N. Samman, R.W.K. Yeung, D. Wang, S.G.F. Shen, H.H.S. Ip, and H. Tideman. Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D soft tissue planning and prediction. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 29:250–258, 2000b.
- J. Xia, D. Wang, N. Samman, R.W.K. Yeung, and H. Tideman. Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D color facial model generation. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 29:2–10, 2000c.
- S. Zachow, E. Gladiline, H.C. Hege, and P. Deuffhard. Finite element simulation for soft tissue prediction. In H.U. Lemke and al., editors, *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS'00*, pages 23–28. Elsevier, 2000.
- S. Zachow, E. Gladiline, H.C. Hege, and P. Deuffhard. Towards patient specific, anatomy based simulation of facial mimics for surgical nerve rehabilitation. In H.U. Lemke and al., editors, *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS'02*, pages 3–6, 2002a.
- S. Zachow, E. Gladiline, A. Trepczynski, R. Sader, and H.F. Zeilhofer. 3D osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery: experiences and results of surgery planning and volumetric finite-element soft tissue prediction in three clinical cases. In H.U. Lemke and al., editors, *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS'02*, pages 983–987, 2002b.
- S. Zachow, E. Gladiline, H.F. Zeilhofer, and R. Sader. Improved 3D osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery. In *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'2001*, volume 2208 of *LNCS*, pages 473–481. Springer-Verlag, 2001. URL <http://www.zib.de/visual/projects/cas>.
- O.C. Zienkiewicz and R.L. Taylor. *The Finite Element Method. Basic formulation and linear problems*. MacGraw-Hill Book Company (UK) Limited, Maidenhead, 1989.

Modélisation des tissus mous de la face pour la chirurgie assistée par ordinateur

Cette thèse traite du développement d'outils informatiques pour faciliter et améliorer la planification d'une intervention en chirurgie orthognatique. Cette composante de la chirurgie maxillofaciale a pour problématique la correction de dysharmonies dento-maxillofaciales par le repositionnement des mâchoires supérieure et inférieure. Une première partie est consacrée à la définition d'un protocole complet de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur. En particulier, un nouvel outil de céphalométrie tridimensionnelle est présenté pour l'étude des anomalies du squelette facial. La contribution principale de ce travail porte ensuite sur l'évaluation des modifications de la morphologie du patient induites par des repositionnements osseux. Pour cela, un modèle biomécanique des tissus mous de la face a été développé, basé sur la méthode des éléments finis.

Le premier problème abordé est la construction d'un modèle spécifique à chaque patient. Les contraintes rencontrées en pratique clinique, notamment de temps, rendent inadaptée l'utilisation des méthodes traditionnelles de génération de maillages. Une nouvelle approche a donc été proposée. Elle consiste à adapter un maillage générique de la face à la morphologie de chaque patient, à l'aide d'un algorithme de mise en correspondance élastique et de données d'imagerie scanner pré-opératoires. Cette méthode a été évaluée sur sept patients, en étudiant de manière qualitative et quantitative l'adéquation du modèle généré à la morphologie réelle du patient.

Le modèle d'un patient est ensuite utilisé pour simuler les déformations des tissus mous consécutives à des repositionnements osseux. Des hypothèses simples, loi de comportement linéaire et petites déformations, sont retenues dans un premier temps pour caractériser les tissus mous. Un protocole d'évaluation, basé sur des données d'imagerie post-opératoire, permet de reproduire avec précision les gestes effectivement réalisés pendant une intervention, puis de comparer quantitativement les simulations biomécaniques avec la morphologie post-opératoire réelle du patient. Ce protocole d'évaluation a été appliqué à deux cas cliniques, et les premières conclusions sur la qualité des simulations sont présentées.

Mots clés : Chirurgie assistée par ordinateur, chirurgie maxillofaciale, céphalométrie, modélisation biomécanique, méthode des éléments finis, adaptation de maillages, mise en correspondance élastique, validation clinique .

Modeling of the face soft tissues for computer-aided orthognatic surgery

This thesis presents computer-aided methods for planning in orthognatic surgery. This component of the cranio-maxillofacial surgery addresses facial dysmorphism, corrected by surgical repositioning of the upper and lower jaw. In a first part, a complete computer-assisted protocol for orthognatic surgery is introduced. Special emphasis is given to the definition of a new 3D cephalometry, to study the deformities of the facial skeleton. The main part of this work then addresses the prediction of the changes of morphology resulting from the bone structures repositioning. This is achieved using a biomechanical model of the patient face soft tissues, based on the finite element method.

A model specific to each patient must first be created. Due to the constraints in clinical routine, especially time constraints, usual technics for model generation cannot be used. A new method is therefore presented, which consists in conforming a generic model of the face to the morphology of each patient, using CT scans and elastic registration. Results are qualitatively and quantitatively evaluated on seven patients.

Once the model is fitted to the patient, aesthetic and functional outcomes of surgical procedures can be simulated. Simple mechanical hypothesis are considered, e.g. linear elasticity and small deformations. A validation protocol is presented to assess the accuracy of the finite element simulations. By comparing pre- and post-operative CT scans, the bone repositioning actually realized during the surgery are measured. These measured displacements are then applied to the patient model to predict the morphological changes. The accuracy of the simulations can therefore be evaluated by comparison with the actual post-operative data. Results are presented for two patients.

Keywords : Computer-aided surgery, maxillofacial surgery, cephalometry, finite element modeling, biomechanics, mesh conformation, elastic registration, quantitative clinical validation.