

THESE  
présentée par  
Christophe MARECAUX

Pour obtenir le titre de  
**Docteur de l'Université Joseph Fourier- Grenoble 1**  
Spécialité :  
**Modèles et Instruments en Médecine et Biologie**

**CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE ASSISTEE PAR  
ORDINATEUR : APPLICATION A LA  
RECONSTRUCTION ORBITOZYGOMATIQUE ET A  
LA CHIRURGIE ORTHOGNATIQUE**

Date de soutenance :  
**15 septembre 2008**

Composition du jury :

|                    |              |
|--------------------|--------------|
| Jacques DEMONGEOT  | Président    |
| Marie-Odile BERGER | Rapporteur   |
| Patrick GOUDOT     | Rapporteur   |
| Yohan PAYAN        | Directeur    |
| Franck BOUTAULT    | Co-directeur |

Thèse préparée au sein du Laboratoire TIMC-GMCAO  
(Techniques de l'Imagerie, de la Modélisation et de la Cognition - Equipe Gestes Médico-Chirurgicaux  
Assistés par Ordinateur)  
Dans le cadre de l'Ecole Doctorale Ingénierie Pour La Santé, La Cognition et l'Environnement  
(EDISCE)

## Remerciements



## INTRODUCTION

La Chirurgie Assistée par Ordinateur est une technique bénéficiant du développement de l'informatique et de l'ingénierie biomédicale, en Médecine. L'objectif est d'améliorer la performance médicale, tant dans le domaine du diagnostic que dans celui de la réalisation de gestes médicaux ou chirurgicaux.

Si les bases de cette nouvelle discipline ont été posées au cours des années 90, elle reste une technologie « nouvelle » et requiert encore de nombreux développements et l'évaluation du bénéfice apporté. Le Laboratoire TIMC, au travers de l'équipe GMCAO, s'est consacré à cette thématique, avec un principe de collaboration étroite avec des partenaires cliniciens, afin d'assurer une Recherche appliquée.

Les travaux du Laboratoire TIMC en chirurgie maxillo-faciale ont été initiés à la fin des années 90 et concernaient notamment l'aide au repositionnement de segments osseux. Ils abordent désormais :

- la modélisation des Tissus Mous de la Face et de la langue, en collaboration avec le Département Parole Cognition du Gipsa-Lab (Grenoble).
- La modélisation de l'Orbite.
- La modélisation des Voies Aériennes Supérieures.
- L'assistance chirurgicale dans les domaines de la chirurgie orthognatique et la chirurgie reconstructrice orbito-zygomatique.

L'objectif général est de développer une procédure de Chirurgie Assistée par Ordinateur par cadre nosologique, comprenant l'aide au diagnostic, la planification thérapeutique et son corollaire la simulation thérapeutique, ainsi que l'assistance à la réalisation du geste chirurgical de façon sécuritaire et conforme à la planification qui en a été faite.

Nos travaux se sont initialement inscrits dans la continuité de ceux réalisés dans le Laboratoire, en chirurgie orthognatique. Cette indication requiert avant toute chose, pour un protocole cohérent de Chirurgie Assistée par Ordinateur, d'importants développements fondamentaux dans le domaine de la planification et de la simulation thérapeutique. Avant d'aborder le problème de l'assistance chirurgicale, nous nous sommes donc attachés à l'élaboration d'un modèle de l'extrémité céphalique, servant de support à l'étude de sa structure et à la simulation thérapeutique. Notre travail a ainsi rejoint celui de Matthieu Chabanas pour la réalisation d'un modèle des Tissus Mous de la Face et participé à l'évaluation de celui-ci.

Nous avons ensuite développé une thématique plus personnelle, concernant la chirurgie reconstructrice orbito-zygomatique. L'objectif était cette fois d'achever la séquence complète de Chirurgie Assistée par Ordinateur, incluant la planification thérapeutique et l'assistance chirurgicale. Les outils informatiques spécifiques, nécessaires à la définition et à la simulation du geste chirurgical, ont été d'abord développés, puis l'assistance chirurgicale, par un système de navigation tridimensionnel. Une étude clinique de faisabilité a été finalement initiée pour évaluer le bénéfice de la technique.

Ces travaux vont être présentés en trois parties. La première rappellera l'Etat de l'Art de la Chirurgie Maxillofaciale Assistée par Ordinateur et nous permettra de préciser à la fois notre conception de développement d'une application clinique et notre travail parmi ceux réalisés par d'autres équipes. Une deuxième partie présentera notre proposition pour une Chirurgie Reconstructrice Orbito-Zygomatique Assistée par Ordinateur et ses premiers résultats cliniques. Finalement, nous montrerons notre apport à la thématique de la Chirurgie Orthognatique Assistée par Ordinateur.

## **TABLE DES MATIERES**

|                                                                                                    |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| INTRODUCTION .....                                                                                 | 4  |
| PREMIERE PARTIE : CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE ASSISTEE PAR ORDINATEUR .....                          | 11 |
| 1 DEVELOPPEMENT ET DEFINITION .....                                                                | 12 |
| 2 ETAT DE L'ART .....                                                                              | 15 |
| 2.1 <i>Imagerie médicale et aide au diagnostic</i> .....                                           | 15 |
| 2.2 <i>Planification et simulation thérapeutique</i> .....                                         | 17 |
| 2.3 <i>Assistance intraopératoire</i> .....                                                        | 19 |
| 2.3.1 Modalités .....                                                                              | 19 |
| 2.3.1.1 Assistance passive .....                                                                   | 20 |
| 2.3.1.2 Assistance semi-active .....                                                               | 21 |
| 2.3.1.3 Assistance active ou Robotique médicale.....                                               | 22 |
| 2.3.2 Systèmes de Navigation.....                                                                  | 23 |
| 2.3.3 Principes d'utilisation d'un système de navigation optique .....                             | 24 |
| 2.4 <i>Evaluation post opératoire</i> .....                                                        | 27 |
| 2.5 <i>Applications cliniques</i> .....                                                            | 27 |
| 2.5.1 Chirurgie implantaire .....                                                                  | 27 |
| 2.5.2 Chirurgie cranio-faciale et chirurgie orthognatique .....                                    | 29 |
| 2.5.3 Distraction ostéogénique .....                                                               | 30 |
| 2.5.4 Chirurgie oncologique.....                                                                   | 31 |
| 2.5.5 Chirurgie reconstructrice.....                                                               | 31 |
| 2.5.6 Autres .....                                                                                 | 32 |
| 2.6 <i>Systèmes et applications commerciaux</i> .....                                              | 32 |
| 3 OBJECTIFS DE TRAVAIL .....                                                                       | 35 |
| DEUXIEME PARTIE : APPLICATION A LA TRAUMATOLOGIE ORBITO-ZYGOMATIQUE.....                           | 36 |
| 1 PROBLEMATIQUE CLINIQUE.....                                                                      | 37 |
| 1.1 <i>Terminologie anatomique</i> .....                                                           | 37 |
| 1.2 <i>Epidémiologie</i> .....                                                                     | 39 |
| 1.3 <i>Sémiologie</i> .....                                                                        | 40 |
| 1.4 <i>Classification des fractures orbito-zygomatiques</i> .....                                  | 41 |
| 1.5 <i>Prise en charge actuelle</i> .....                                                          | 42 |
| 1.5.1 Diagnostic.....                                                                              | 42 |
| 1.5.2 Techniques chirurgicales.....                                                                | 42 |
| 1.5.2.1 Traitement primaire des fractures zygomatiques .....                                       | 42 |
| 1.5.2.2 Traitement secondaire des fractures zygomatiques .....                                     | 43 |
| 1.5.2.3 Traitement des fractures orbitaires .....                                                  | 44 |
| 1.5.3 Résultats.....                                                                               | 45 |
| 1.6 <i>Chirurgie reconstructrice orbito-zygomatique et Chirurgie Assistée par Ordinateur</i> ..... | 46 |
| 2 OBJECTIFS.....                                                                                   | 48 |
| 3 PLANIFICATION .....                                                                              | 51 |
| 3.1 <i>Matériel</i> .....                                                                          | 51 |
| 3.1.1 Mise en correspondance (ou recalage) spatiale <sup>191 192</sup> .....                       | 51 |
| 3.1.1.1 Définition d'une relation .....                                                            | 52 |



|                                                                   |                                                                                                       |     |
|-------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.1.1.2                                                           | Représentation des données .....                                                                      | 53  |
| 3.1.1.3                                                           | Définition d'une fonction d'énergie .....                                                             | 53  |
| 3.1.1.4                                                           | Optimisation de la fonction d'énergie .....                                                           | 53  |
| 3.1.2                                                             | Reconstruction surfacique tridimensionnelle : algorithme de <i>Marching cube</i> <sup>195</sup> ..... | 54  |
| 3.2                                                               | Méthode .....                                                                                         | 56  |
| 3.3                                                               | Logiciel de planification de la reconstruction orbito-zygomatique .....                               | 58  |
| 3.3.1                                                             | Exploration des données de l'imagerie médicale et élaboration des modèles tridimensionnels .....      | 58  |
| 3.3.2                                                             | Détermination de la cible thérapeutique .....                                                         | 59  |
| 3.3.3                                                             | Segmentation du zygoma fracturé .....                                                                 | 64  |
| 3.3.4                                                             | Détermination du repositionnement zygomatique .....                                                   | 67  |
| 3.3.5                                                             | Segmentation de l'orbite saine et détermination des contours de la reconstruction orbitaire .....     | 69  |
| 3.3.6                                                             | Préparation à la navigation et exportation des données .....                                          | 74  |
| 3.4                                                               | Validation .....                                                                                      | 74  |
| 3.4.1                                                             | Méthode .....                                                                                         | 75  |
| 3.4.2                                                             | Résultats .....                                                                                       | 76  |
| 3.4.3                                                             | Discussion .....                                                                                      | 78  |
| 4                                                                 | ASSISTANCE OPERATOIRE .....                                                                           | 82  |
| 4.1                                                               | Matériel .....                                                                                        | 83  |
| 4.1.1                                                             | Système de navigation tridimensionnel .....                                                           | 83  |
| 4.1.2                                                             | Logiciel d'assistance chirurgicale à la reconstruction orbito-zygomatique .....                       | 84  |
| 4.1.3                                                             | Ancillaire chirurgical .....                                                                          | 85  |
| 4.1.4                                                             | Protocole chirurgical .....                                                                           | 89  |
| 4.1.5                                                             | Interface chirurgien-machine .....                                                                    | 100 |
| 4.2                                                               | Méthode .....                                                                                         | 101 |
| 4.2.1                                                             | Tracking du zygoma .....                                                                              | 101 |
| 4.2.2                                                             | Recalage entre le zygoma et DZF .....                                                                 | 103 |
| 4.2.3                                                             | Expression de la distance du zygoma à sa position cible .....                                         | 105 |
| 4.3                                                               | Validation .....                                                                                      | 106 |
| 4.3.1                                                             | Précision du recalage zygomatique .....                                                               | 106 |
| 4.3.1.1                                                           | Méthode .....                                                                                         | 107 |
| 4.3.1.2                                                           | Résultats .....                                                                                       | 109 |
| 4.3.1.3                                                           | Discussion .....                                                                                      | 111 |
| 4.3.2                                                             | Validation sur pièce anatomique .....                                                                 | 111 |
| 4.3.3                                                             | Validation clinique .....                                                                             | 113 |
| 4.3.3.1                                                           | Protocole de Recherche Clinique .....                                                                 | 113 |
| 4.3.3.2                                                           | Méthode d'évaluation .....                                                                            | 116 |
| 4.3.3.2.1                                                         | Evaluation qualitative (ou subjective) .....                                                          | 116 |
| 4.3.3.2.2                                                         | Evaluation objective (ou quantitative) .....                                                          | 117 |
| 4.3.3.3                                                           | Résultats .....                                                                                       | 119 |
| 4.3.3.3.1                                                         | Résultats qualitatifs .....                                                                           | 119 |
| 4.3.3.3.2                                                         | Résultats quantitatifs .....                                                                          | 123 |
| 4.3.3.4                                                           | Discussion .....                                                                                      | 129 |
| 5                                                                 | CONCLUSION .....                                                                                      | 132 |
| TROISIEME PARTIE : APPLICATION A LA CHIRURGIE ORTHOGNATIQUE ..... |                                                                                                       | 135 |

|         |                                                                                      |     |
|---------|--------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 1       | CONTEXTE ET PROBLEMATIQUE CLINIQUE .....                                             | 136 |
| 1.1     | <i>Chirurgie orthognatique</i> .....                                                 | 136 |
| 1.2     | <i>Planification thérapeutique et guidage chirurgical en pratique courante</i> ..... | 138 |
| 1.2.1   | Planification et simulation thérapeutique .....                                      | 138 |
| 1.2.1.1 | Analyse squelettique et céphalométrie .....                                          | 140 |
| 1.2.1.2 | Simulation chirurgicale.....                                                         | 141 |
| 1.2.2   | Guidage chirurgical.....                                                             | 141 |
| 1.2.2.1 | Préparation des guides de repositionnement maxillo-mandibulaires<br>142              |     |
| 1.2.2.2 | Repositionnement chirurgical.....                                                    | 143 |
| 1.2.3   | Précision en planification et chirurgie orthognatique .....                          | 143 |
| 1.3     | <i>Chirurgie orthognatique assistée par Ordinateur : état de l'Art</i> .....         | 144 |
| 1.3.1   | Planification et simulation thérapeutique assistée par ordinateur ..                 | 145 |
| 1.3.2   | Guidage chirurgical assisté par ordinateur .....                                     | 146 |
| 1.3.3   | Propositions commercialement disponibles.....                                        | 147 |
| 2       | OBJECTIFS.....                                                                       | 147 |
| 3       | PROPOSITIONS POUR UNE SIMULATION THERAPEUTIQUE .....                                 | 151 |
| 3.1     | <i>Acquisition et traitement des données</i> .....                                   | 152 |
| 3.2     | <i>Définition d'un référentiel « Patient »</i> .....                                 | 153 |
| 3.3     | <i>Biométrie squelettique synthétique</i> .....                                      | 154 |
| 3.4     | <i>Analyse morphologique des bases osseuses</i> .....                                | 156 |
| 3.5     | <i>Analyse des Tissus Mous</i> .....                                                 | 157 |
| 4       | SIMULATION THERAPEUTIQUE .....                                                       | 158 |
| 5       | VALIDATION .....                                                                     | 160 |
| 5.1     | <i>Céphalométrie tridimensionnelle</i> .....                                         | 160 |
| 5.1.1   | Matériel et méthode .....                                                            | 161 |
| 5.1.2   | Résultats.....                                                                       | 166 |
| 5.1.3   | Discussion .....                                                                     | 170 |
| 5.2     | <i>Modèle biomécanique des Tissus Mous</i> .....                                     | 174 |
| 5.2.1   | Matériel et méthode .....                                                            | 175 |
| 5.2.1.1 | Quantification des déplacements squelettiques.....                                   | 176 |
| 5.2.1.2 | Simulation chirurgicale osseuse .....                                                | 178 |
| 5.2.1.3 | Simulation de la déformation du modèle des Tissus Mous .....                         | 178 |
| 5.2.1.4 | Comparaison du résultat chirurgical et de la simulation<br>thérapeutique .....       | 178 |
| 5.2.2   | Résultats.....                                                                       | 179 |
| 5.2.3   | Discussion .....                                                                     | 181 |
| 6       | CONCLUSION ET PERSPECTIVES DE TRAVAIL .....                                          | 182 |
|         | CONCLUSION.....                                                                      | 184 |
|         | ANNEXE 1.....                                                                        | 186 |
|         | BIBLIOGRAPHIE.....                                                                   | 203 |

**PREMIERE PARTIE : CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE  
ASSISTEE PAR ORDINATEUR**

## 1 Développement et définition

La Chirurgie Assistée par Ordinateur peut être définie comme une intégration des techniques informatiques dans une coopération Médecin-Machine, afin d'améliorer la performance médico-chirurgicale en termes d'efficacité, d'invasivité, de sécurité ou simplement de "confort" pour le couple chirurgien/patient. Classiquement, elle est décrite comme une boucle "Perception-Réflexion-Décision-Action"<sup>1</sup> (figure 1) dont le chirurgien est le chef d'orchestre.

L'abréviation anglaise CAS (Computer Aided/Assisted Surgery) est préférablement utilisée pour la désigner, afin de lever l'ambiguïté existant en français avec la Conception Assistée par Ordinateur (CAD -Computer Assisted Design- en anglais), pour laquelle le terme de CAO est consacré par l'usage.

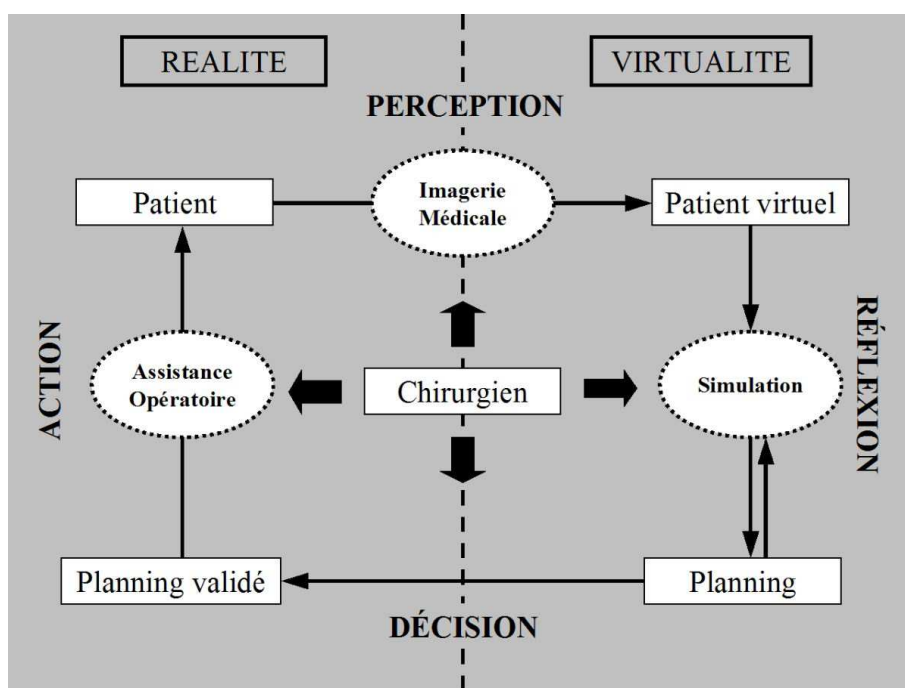


Figure 1 : boucle « Perception-Réflexion-Décision-Action »

La Chirurgie Assistée par Ordinateur s'est progressivement définie au cours des années 80 et 90, avec l'introduction et le développement des technologies informatiques en médecine.

Dans un premier temps, les nouvelles techniques d'imagerie digitalisées, et en particulier la reconstruction surfacique tridimensionnelle du squelette cranio-

céphalique à partir du CT scanner <sup>2,3</sup>, ouvre la voie de la « réalité virtuelle ». La chirurgie cranio maxillo-faciale, réalisant une chirurgie de structures osseuses à la géométrie spatiale complexe, apparaît immédiatement comme une indication de choix. Les images surfaciques obtenues facilitent le diagnostic par une meilleure appréhension de la réalité anatomique, servent de support aux premières planifications et simulations chirurgicales ou aident à l'évaluation du résultat postopératoire <sup>4-8</sup>. Le terme de Chirurgie Assistée par Ordinateur est déjà consacré. Avec l'évolution des technologies d'imagerie et des méthodes de traitement de l'image, apportant une amélioration de la qualité des images, une large diffusion des techniques et la possibilité de manipulation des modèles tridimensionnels, les perspectives de développement sont prometteuses. Rapidement, les critères de développement cohérent d'applications pour la planification et la simulation chirurgicales assistées par ordinateur sont définis pour la chirurgie maxillo-faciale <sup>6-9</sup>.

La réalisation de modèles stéréolithographiques en Fabrication Assistée par Ordinateur (CAM, Computer Assisted Manufacturing), semblables à l'anatomie initiale ou à celle planifiée au terme de la simulation thérapeutique, ou d'implants sur mesure en Conception Assistée par Ordinateur (CAD) assure un premier lien entre la « réalité virtuelle » de la planification et le geste opératoire (§ 2.3.1.) <sup>10-12</sup>. Mais c'est avec l'utilisation en chirurgie maxillo-faciale d'un système de navigation (3-DNS, Three-Dimensional Navigation System) chirurgicale <sup>13-17</sup>, initialement décrit en neurochirurgie <sup>18</sup>, qu'est réellement offerte la possibilité du transfert de la planification thérapeutique vers le théâtre opératoire. La réintroduction des données virtuelles dans la réalité chirurgicale crée ainsi une « réalité augmentée ».

Ainsi, la Chirurgie Assistée par Ordinateur s'est rapidement définie et le cadre de développement d'une séquence complète et cohérente a été fixé. Elle doit envisager toutes les étapes successives du processus thérapeutique (figure 2):

- **Acquisition et intégration des données** : le traitement des données issues du patient, principalement radiologiques et plus particulièrement scannographiques, fournit une image tridimensionnelle et des vues en coupe dans les trois plans axial, sagittal et coronal.
- **Aide au diagnostic** : Une interface graphique créant une réalité virtuelle permet la manipulation interactive des données d'imagerie et des mensurations biométriques.

- **Aide à la planification thérapeutique** : L'interface graphique autorise ensuite une simulation chirurgicale comprenant la réalisation d'ostéotomies faciales, le repositionnement de ces segments osseux et la déformation adaptative des Tissus Mous de la face aux déplacements squelettiques sous-jacents. La simulation offrant le résultat morphologique souhaité est retenue comme planification thérapeutique.
- **Assistance intraopératoire** : Elle permet le transfert de la planification thérapeutique précédemment arrêtée et la réalisation conforme du geste chirurgical sous la forme, soit d'implants sur mesure réalisés en Conception Assistée par Ordinateur, soit d'une assistance intraopératoire par un système de navigation.
- **Evaluation et surveillance postopératoire du résultat** : Elle est surtout nécessaire dans la phase de développement des applications pour l'évaluation des techniques. Au terme des développements, la réalisation du geste chirurgical, de façon conforme à la planification grâce à l'assistance opératoire, doit limiter les explorations radiologiques post opératoires.

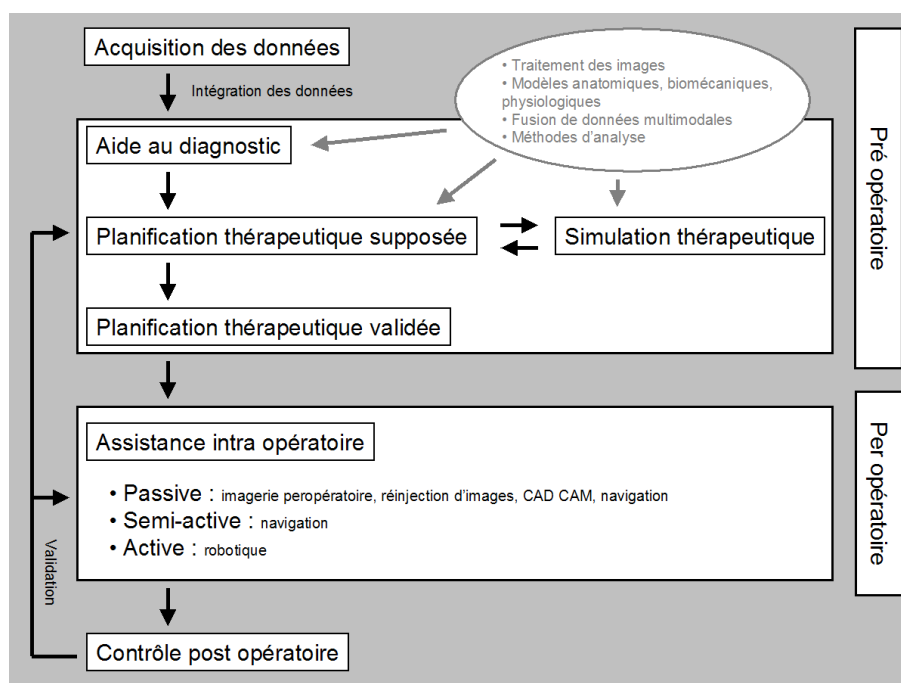


Figure 2 : principes d'une séquence de chirurgie maxillo-faciale assistée par ordinateur.

## **2 Etat de l'Art**

L'amélioration des techniques d'imagerie médicale et des systèmes de navigation, ainsi que la description de nouvelles technologies entrant dans la définition de la Chirurgie Assistée par Ordinateur, a conduit celle-ci à regrouper un vaste ensemble de techniques. Les progrès dans le domaine de la Recherche Fondamentale se sont accompagnés de l'introduction de la Chirurgie Assistée par Ordinateur en pratique clinique, dans des domaines variés de notre spécialité, comme la chirurgie des implants dentaires, le traitement des malformations cranio-faciales ou la chirurgie carcinologique.

Nous souhaitons dresser un état de l'Art de la Chirurgie Assistée par Ordinateur en chirurgie maxillo-faciale, autant dans le domaine de la recherche, que des applications cliniques ou des produits commercialement disponibles, afin de situer notre travail et d'en assurer la légitimité.

Conformément aux articles premiers et aux descriptions ultérieures, la Chirurgie Assistée par Ordinateur peut être décomposée selon les différentes étapes (figure 2) de la démarche thérapeutique <sup>19-21</sup> :

- Imagerie médicale et aide au diagnostic
- Planification et simulation thérapeutique
- Assistance intraopératoire
- Evaluation post opératoire

Nous reprenons cette classification pour notre exposé. De façon volontaire, la bibliographie exclut les exemples autres que ceux de la sphère maxillo-faciale.

### **2.1 Imagerie médicale et aide au diagnostic**

L'élément fondamental nécessaire aux applications de « réalité augmentée » est l'obtention de données d'imagerie pertinentes et précises permettant de reconstruire un modèle virtuel du patient.

Le scanner ( CT scan, Computer Tomographic scan) s'est imposé comme l'imagerie médicale de référence en chirurgie maxillo-faciale, puisqu'il fournit une très bonne définition à la représentation des structures osseuses, en particulier avec la nouvelle génération de scanner multi-détecteurs. Les principaux inconvénients retenus à sa

charge sont la dose d'irradiation délivrée, les artéfacts liés aux restaurations dentaires et la mauvaise discrimination entre les différents composants des Tissus Mous. Cependant, la radiographie standard a définitivement perdu son intérêt en tant qu'imagerie « anatomique » puisqu'elle est réduite à une représentation bidimensionnelle. Depuis quelques années, une nouvelle technique, le cone beam CT (Cone Beam Computerized Tomography) <sup>22-30</sup> apparaît comme une perspective intéressante, offrant une image tridimensionnelle, certes de moindre définition que le scanner, mais pour une dose délivrée également moindre <sup>31,32</sup>, proche de la radiographie standard. L'intérêt de la définition de l'imagerie est à poser en fonction de la précision souhaitée de l'application. Si le bénéfice du cone beam CT paraît évident dans le cadre diagnostique dentaire ou maxillo-facial <sup>29,30,33</sup>, sa précision et son utilisation à des fins de Chirurgie Assistée par Ordinateur restent sujets à controverse <sup>34-39</sup>.

Les principales autres modalités d'imagerie médicale sont également utilisées en chirurgie maxillo-faciale : Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire (IRM ou RMN), échographie (US, Ultra-Sonography), scintigraphie ou PET scan (Positron Emission Tomography scanner).

L'IRM a les avantages de sa bonne discrimination des composants des Tissus Mous et de l'absence de radiations ionisantes et les inconvénients d'une faible définition spatiale, d'une mauvaise définition osseuse ou d'une grande susceptibilité aux artéfacts métalliques.

Le recours à l'échographie a été décrite <sup>40</sup>, mais peu fréquente en chirurgie maxillo-faciale, en raison de son inadaptation à l'exploration squelettique, de l'importante distorsion géométrique et de son caractère opérateur-dépendant.

L'imagerie nucléaire, scintigraphie ou PET scan, offre une imagerie fonctionnelle mais également sans caractère anatomique.

Du fait de la complémentarité des informations fournies par les différentes modalités d'imagerie médicale, il serait souvent souhaitable de pouvoir synthétiser l'ensemble des informations pertinentes provenant de sources différentes pour créer un modèle unique du patient, intégrant l'ensemble des données utiles à la réalisation de la démarche thérapeutique dans une application donnée.

Ainsi, il conviendrait d'extraire les données utiles de chaque type d'imagerie, idéalement de façon automatique et rapide pour que la méthode soit compatible avec une utilisation clinique, puis de les fusionner dans un référentiel commun. Ces



problématiques sont probablement actuellement les plus stimulantes dans le domaine du traitement de l'image.

A l'heure actuelle, la segmentation d'éléments anatomiques dans les données CT scanner est essentiellement réduite à celle des limites d'objets de densité homogène sur la base de seuils d'unités Hounsfield (niveaux de gris). Cependant, la segmentation plus fine des différentes composantes des Tissus Mous, d'éléments anatomiques importants ou de structures pathologiques est nécessaire. Ceci est, pour l'instant, non-disponible en pratique courante. Les solutions avancées s'orientent essentiellement vers la fusion d'une modalité d'imagerie avec des modèles anatomiques prédéterminés ou de la fusion de 2 modalités d'imagerie différentes <sup>41-43</sup>.

Un autre élément important pour une segmentation de qualité est la réduction des artéfacts, et en particulier de ceux dus aux matériaux utilisés pour les soins dentaires, alors que l'occlusion dentaire est un élément important de la planification thérapeutique en chirurgie maxillo-faciale. Là encore, les solutions avancées s'orientent vers la fusion de deux types d'imagerie <sup>44-48</sup>.

Finalement, la réalisation de modèles performants pour la planification et la simulation chirurgicale peut nécessiter l'intégration de modèles biomécaniques, en particulier pour la simulation du résultat chirurgical sur les Tissus Mous de la Face. Les Modèles Eléments Finis ont, dans ce cadre, suscités un intérêt particulier <sup>49-54</sup>.

Pour clore les techniques d'imagerie disponibles, il faut citer les méthodes qu'acquisition de surface comme le laser scanner <sup>55,56</sup> ou la stéréophotogrammétrie <sup>57,58</sup>, non invasives, qui semblent devoir jouer un rôle en chirurgie maxillo-faciale.

## **2.2 Planification et simulation thérapeutique**

Le but de la planification thérapeutique est d'établir quel geste chirurgical permettra d'obtenir le meilleur résultat, qu'il soit vital en cancérologie, fonctionnel ou esthétique en chirurgie reconstructrice ou des malformations cranio-faciales. Le pendant de la planification est donc la simulation, permettant de réaliser préalablement l'acte chirurgical pour juger du résultat.

Dans un premier temps, les modèles stéréolithographiques (§ 2.3.1.) ont servi de support. Leur intérêt dans l'appréhension de la géométrie spatiale de la pathologie squelettique, l'amélioration du diagnostic, la simulation et la planification

thérapeutiques, ont été reconnus <sup>10-12,59-61</sup>. Cependant, leur large utilisation en pratique courante a été limitée par des inconvénients majeurs dont le coût financier important et l'altération du modèle physique à chaque simulation, rendant aléatoire l'essai de différentes options thérapeutiques.

L'élaboration d'un domaine de réalité virtuelle est apparue comme la solution de choix à la simulation d'un geste chirurgical et de son résultat, de façon reproductible jusqu'à obtenir celui souhaité. La simulation chirurgicale requiert donc l'élaboration d'un univers graphique tridimensionnel manipulant un modèle Patient, réplique virtuelle du patient, intégrant l'ensemble des données médicales pertinentes recueillies au cours de l'étape de diagnostic. Ce modèle doit pouvoir être manipulé de façon interactive à l'identique d'une chirurgie conventionnelle afin de visualiser les résultats du geste chirurgical.

Un élément important de ce modèle en est sa précision qui résulte principalement de la précision de l'imagerie dont il est issu. Il convient donc de veiller aux données techniques de l'imagerie en fonction de l'utilisation qui veut en être faite. La nouvelle génération de scanner multi-détecteurs offre une taille de pixel de l'ordre de 0.3 à 0.6 mm au carré. Par contre, l'épaisseur et l'espacement des coupes peut varier en fonction des recommandations du radiologue. Ainsi, si l'épaisseur de coupe est supérieure au millimètre ou l'exploration réalisée en coupes non-jointives, il est incohérent de parler d'une précision finale de l'ordre du millimètre, même si le rendu tridimensionnel surfacique qui est fait, est très fin du fait du lissage graphique de l'image.

La difficulté de la planification est double : créer les outils informatiques de manipulation de l'image permettant de réaliser virtuellement la chirurgie et intégrer ces outils dans une interface Médecin-Machine utilisable par le plus grand nombre. En effet, au-delà de la phase de développement en laboratoire de l'application, celle-ci doit ensuite pouvoir être utilisée sans connaissance informatique supérieure à la moyenne et exploitée par un ordinateur aux caractéristiques graphiques classiques. La planification et la simulation chirurgicale doivent donc permettre de réaliser virtuellement la chirurgie de façon semblable à la technique habituelle réelle. On peut donc définir, en chirurgie maxillo-faciale, quelques grandes lignes communes à ces applications :

- Segmentation de structures anatomiques, qui pourront être exclues si elles doivent être protégées ou au contraire définies comme la cible chirurgicale.
- Mensurations biométriques tridimensionnelles, métriques, angulaires, surfaciques ou volumétriques.
- Découpes osseuses semblable aux ostéotomies.
- Mobilisation des segments osseux avec 6 Degrés de Libertés (simulation des ostéotomies de la Face) ou selon un vecteur déterminé (simulation de distraction ostéogénique<sup>1</sup>)
- Trajectoire de forage ou de mise en place d'implants.
- Simulation de la déformation adaptative des Tissus Mous à la modification des structures osseuses sous-jacentes.

Les principaux champs de compétence de la chirurgie maxillo-faciale ont été abordés par différentes équipes :

- chirurgie implantaire.
- chirurgie cranio-faciale .
- chirurgie orthognatique<sup>2</sup>.
- distraction ostéogénique.
- chirurgie oncologique.
- chirurgie reconstructrice post-traumatique ou post chirurgie carcinologique.

Ces applications seront vues dans un paragraphe ultérieur (§ 2.5.).

## **2.3 Assistance intraopératoire**

### **2.3.1 Modalités**

L'assistance intraopératoire peut prendre différents aspects qui ont été classés en :

---

<sup>1</sup> Distraction ostéogénique : Ostéogénèse par expansion progressive d'un cal osseux par un système mécanique extra-focal.

<sup>2</sup> Chirurgie orthognatique : Chirurgie de repositionnement des bases osseuses dans les dysharmonies dento-maxillaires.

- **Assistance passive** : elle permet un contrôle du déroulement de l'acte thérapeutique ou de son résultat, au mieux en comparaison avec la planification qui en avait été faite à l'étape pré opératoire.
- **Assistance semi-active** : le geste chirurgical est cette fois guidé ou contraint pour mener au résultat thérapeutique souhaité et arrêté au terme de la planification. Le chirurgien conserve cependant la réalisation de l'acte chirurgical.
- **Assistance active** : l'acte chirurgical est réalisée par un système manipulateur (robot) sous le contrôle du chirurgien.

### 2.3.1.1 Assistance passive

Elle peut elle-même consister en différentes modalités :

- **Imagerie intraopératoire** : Le contrôle radiologique, habituellement réalisé en post opératoire, est fait pendant l'opération, permettant de vérifier le résultat correct ou, si besoin est, de réaliser immédiatement la correction nécessaire. Ainsi, l'utilisation d'un scanner intraopératoire<sup>62</sup> ou d'un CT Cone Beam<sup>22,27-29</sup> ont été décrites. Outre les contraintes techniques, telles que l'accès à ces systèmes, qui ne sont pas d'utilisation courante en chirurgie maxillo-faciale, la modification de la configuration de la salle d'intervention ou la nécessité d'une table opératoire radiotransparente, on peut noter comme inconvénients de la méthode : une dose de radiation délivrée au patient supplémentaire, la difficulté d'interprétation des images tridimensionnelles obtenues et l'absence de transfert d'une planification thérapeutique préalable.
- **Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CAD-CAM : Computer Assisted Design-Computer Assisted Manufacturing) ou Prototypage Rapide Médical (MRP : Medical Rapid Prototyping)** : il s'agit de la fabrication de modèles anatomiques physiques à partir d'une imagerie médicale (principalement de CT Scanner). La stéréolithographie, initialement décrite par Mankowich et al.<sup>63</sup>, en constitue la principale méthode. Comme on l'a vu précédemment (§ 2.2), ces modèles ont servi de support à la planification de chirurgies cranio-faciales complexes<sup>10-12</sup>. Les auteurs ont rapporté dans le même sens, un intérêt dans l'orientation

intraopératoire par la comparaison du site chirurgical au modèle physique résultant de la simulation chirurgicale <sup>11,64,65</sup>. On peut objecter que l'exposition chirurgicale tendant à être la moindre possible afin d'en limiter l'invasivité, la mise en correspondance « de visu » du modèle physique et de la réalité semble aléatoire et ne pas remplir les attentes sécuritaires de la Chirurgie Assistée par Ordinateur. L'utilisation d'un système de navigation a été décrite pour y remédier <sup>64,65</sup>. On peut alors objecter que le remplacement du modèle physique par un modèle virtuel dans une séquence complète de Chirurgie Assistée par Ordinateur pourrait être au moins aussi performant et moins onéreux.

- **Navigation** : Un système de navigation chirurgicale (§ 2.3.2) permet de localiser à tout moment l'extrémité ou l'axe d'un instrument dans le champs opératoire et d'en montrer la position correspondante dans le modèle virtuel, image du patient, construit à partir d'une imagerie médicale anatomique (CT scanner ou RMN). Ainsi, il est possible de repérer un élément anatomique par mise en correspondance du champs opératoire avec l'imagerie médicale. Le modèle virtuel du patient peut être directement issu d'une reconstruction tridimensionnelle à partir des données d'imagerie préopératoire, et donc correspondre à son état initial, ou élaboré dans l'espace virtuel de simulation opératoire et donc correspondre cette fois à l'objectif thérapeutique. Un transfert de la planification préopératoire est donc ici possible. Les rapports d'utilisation de systèmes de navigation en chirurgie maxillo-faciale sont nombreux et seront détaillés plus loin (§ 2.5).

#### 2.3.1.2 Assistance semi-active

- **Injection graphique sur les données d'imagerie** : Wagner et al. ont décrit, sans suite, l'injection de données graphiques sur les images vidéo de la scène chirurgicale, grâce à un casque d'immersion en réalité augmentée <sup>66,67</sup>. Une publication par la même équipe <sup>68</sup> a décrit, à l'inverse, la surimpression de données graphiques interactives de déplacement osseux per opératoires sur une imagerie intra opératoire.

- **CAD-CAM ou MRP** : Outre la confection de modèles physiques anatomiques, il a permis la réalisation de guides ou d'implants chirurgicaux sur mesure. L'utilisation des guides chirurgicaux a été décrite pour la réalisation de résection osseuse, de repositionnement d'ostéotomies, du positionnement de distracteur<sup>69-75</sup>, du contrôle d'un axe de forage. Les implants chirurgicaux sur mesure ainsi réalisés comprenaient des plaques de reconstruction mandibulaire<sup>76-84</sup>, des distracteurs osseux<sup>74</sup>, des implants orbitaires ou cranio-faciaux<sup>85-96</sup>, des prothèses articulaires temporo-mandibulaires<sup>97,98</sup>. Seuls les guides chirurgicaux représentent un réel guidage du geste chirurgical permettant le respect de la planification thérapeutique.
- **Navigation** : Dans une configuration d'assistance semi-active, le système de navigation chirurgicale permet de guider le geste chirurgical vers le résultat thérapeutique arrêté au terme de l'étape de planification, et plus seulement de contrôler l'état d'avancement de la chirurgie comme étant conforme à cette planification (assistance passive). Le guidage nécessite donc une adaptation de l'ancillaire chirurgical repéré par le système de navigation et de l'interface de navigation. Les descriptions en chirurgie maxillo-faciale sont peu nombreuses. Il s'agissait essentiellement de guider un repositionnement osseux (§ 2.5).

### 2.3.1.3 Assistance active ou Robotique médicale

Le robotique médicale est définie par l'utilisation dans le domaine de la médecine d'un système régi par informatique, programmable et multifonctionnel, prévu pour manipuler des objets et des instruments selon des procédures spécifiées. La technologie s'est lentement développée. En effet, si elle offre un fabuleux potentiel pour augmenter le champ d'action, la précision et la sécurité chirurgicale, la complexité technique, la difficulté d'utilisation et le coût d'acquisition et d'entretien sont des freins majeurs à son développement et son utilisation clinique semble dans un délai plus lointain. Quelques descriptions en ont été faites en chirurgie maxillo-faciale pour la mise en place d'aiguille de brachythérapie et la manipulation de moteurs chirurgicaux (scie, fraisage et forage) pour la réalisation d'ostéotomie<sup>99-103</sup>.

### 2.3.2 Systèmes de Navigation

Un système de navigation chirurgicale permet la mise en correspondance de l'anatomie du patient et des données de l'imagerie médicale préalablement réalisée et ainsi la localisation et l'orientation d'un instrument en temps réel dans le volume virtuel image du patient.

Différentes modalités technologiques de liaison entre le système et les instruments chirurgicaux ont été :

- Mécanique : la localisation spatiale de l'instrument terminal d'un bras articulé du système résulte du calcul des angles au niveau des articulations du bras,
- Electromagnétique : la localisation des instruments est cette fois basée sur la modification locale de l'intensité d'un champs magnétique par des électro-aimants fixés à ces instruments.
- Vidéo-optique : les systèmes optiques comprennent une caméra composée de 2 ou 3 récepteurs et des émetteurs infrarouges (LEDs, Infrared Light Emitting Diodes). Le système est dit actif ou passif (figure 3). Dans la configuration active, les LEDs sont situés sur les instruments et leur localisation et orientation sont assurées par des récepteurs monodimensionnels par une méthode de triangulation. Dans la configuration passive, les rayonnements infrarouges sont émis par deux sources localisées sur la caméra et réfléchis par des réflecteurs situés sur les instruments. Deux récepteurs bidimensionnels, couplés aux émetteurs détectent la lumière réfléchie pour localiser et orienter les instruments, toujours par méthode de triangulation. Chaque objet est équipé d'au moins 3 LEDs ou réflecteurs, selon la configuration active ou passive du système, dans une géométrie spatiale fixe, prédéterminée, spécifiée et unique pour chacun d'eux, formant un Rigid Body (RB). La caméra peut alors, de façon dynamique et en temps réel, reconnaître chaque instrument, l'orienter et le localiser dans le champ opératoire placé sous sa vue. L'objet repéré peut être un instrument chirurgical qui demande à être étalonné ou un segment osseux qui doit être recalé.

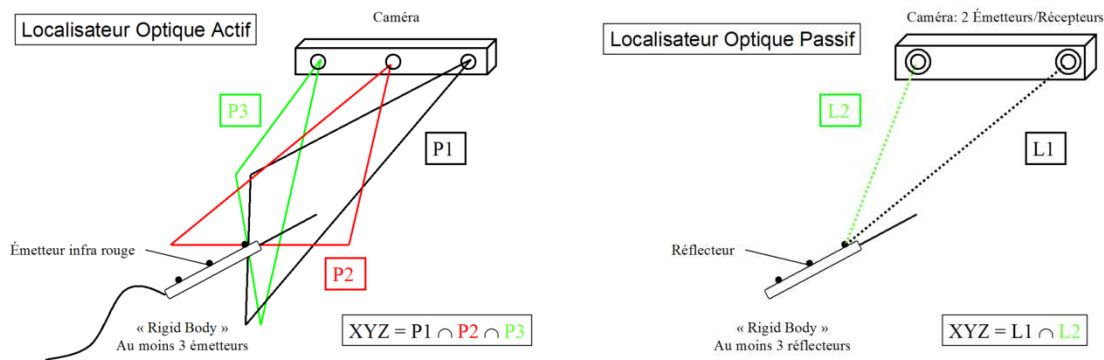


Figure 3 : localisation dans l'espace des LEDs ou réflecteurs dans un système de navigation tridimensionnel actif (à gauche) ou passif (à droite).

Les systèmes mécaniques ont été initialement décrits. S'ils offrent une bonne précision technique (environ un millimètre) et sont fiables, leur encombrement dans le champ opératoire et les degrés de liberté limités des bras articulés ont été un obstacle majeur à leur utilisation. Ainsi, les systèmes déportés, électromagnétiques ou vidéo-optiques, se sont développés. L'intérêt majeur des systèmes électromagnétiques est l'absence de contact visuel nécessaire entre l'instrument et le récepteur. Mais, si leur précision technique est bonne (de l'ordre de deux millimètres), elle est très sensible aux interférences des instruments métalliques et électriques dans le champs magnétique. Finalement, les systèmes optiques se sont imposés comme la technologie de référence à l'heure actuelle. La précision technique est très bonne (0,1mm-0,4mm). Leur inconvénient est la constante nécessité de contact visuel entre les instruments et la caméra.

### 2.3.3 Principes d'utilisation d'un système de navigation optique

L'utilisation d'un système de navigation, réalisant une assistance passive, requiert :

- Le transfert des données d'imagerie médicale issues du patient et, le cas échéant, celles de la planification thérapeutique réalisée.
- L'étalonnage, ou calibrage, des instruments navigués qui comprennent, au minimum, un pointeur.
- La mise en correspondance (§ 3.1.1) de l'anatomie du patient aux données d'imagerie médicale correspondantes (figure 4).



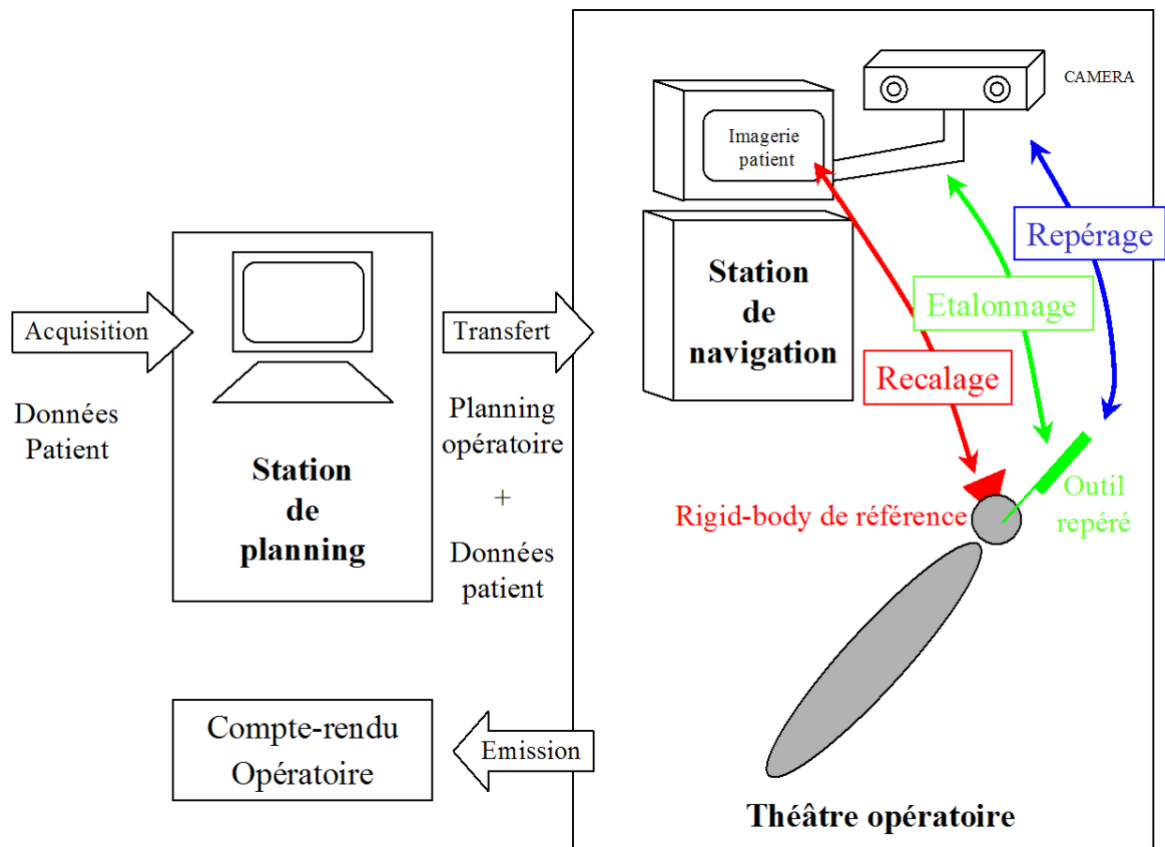


Figure 4 : principes d'utilisation d'un système de navigation tridimensionnel

Ainsi, les instruments repérés doivent être successivement présentés dans le champ de la caméra en début d'intervention afin de les étalonner (figure 5). Connaissant de façon générique la géométrie d'un instrument, il s'agit de repérer la position relative de son RB par rapport à une référence localisée et orientée par un autre RB, pour définir, selon les besoins, l'information utile de l'instrument dans le champ opératoire (forme, extrémité, axe).

Au terme de ces étapes, la navigation est disponible et indique le point correspondant à celui indiqué par l'extrémité du pointeur calibré, dans le volume d'imagerie médicale.

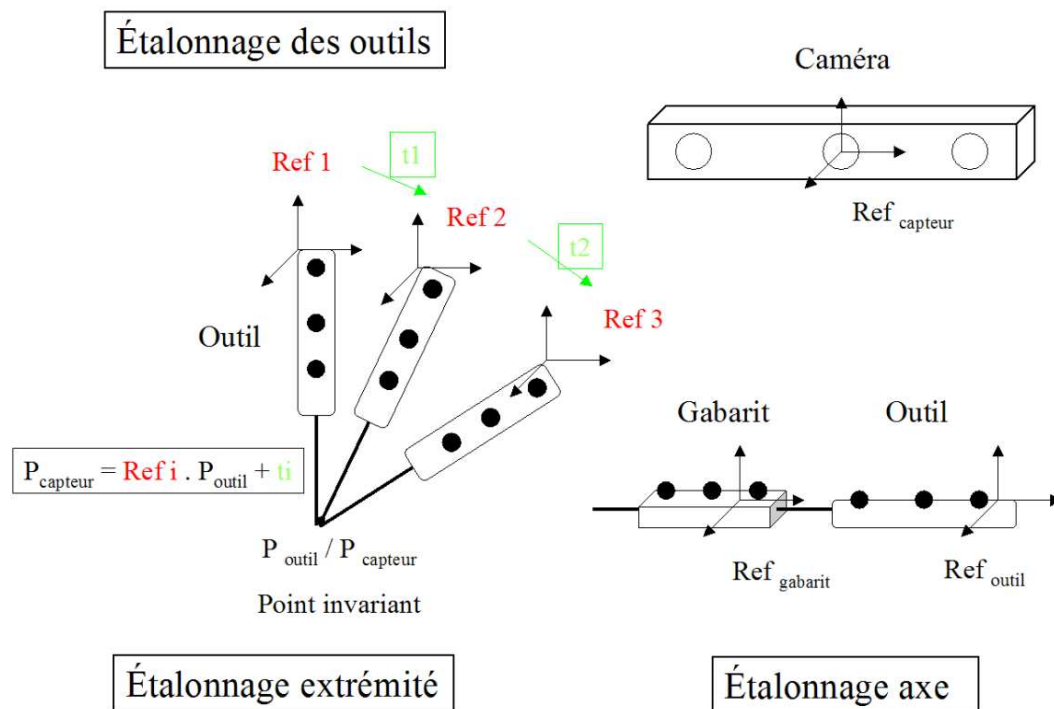


Figure 5 : principes de l'étalonnage d'un instrument équipé d'un RB.

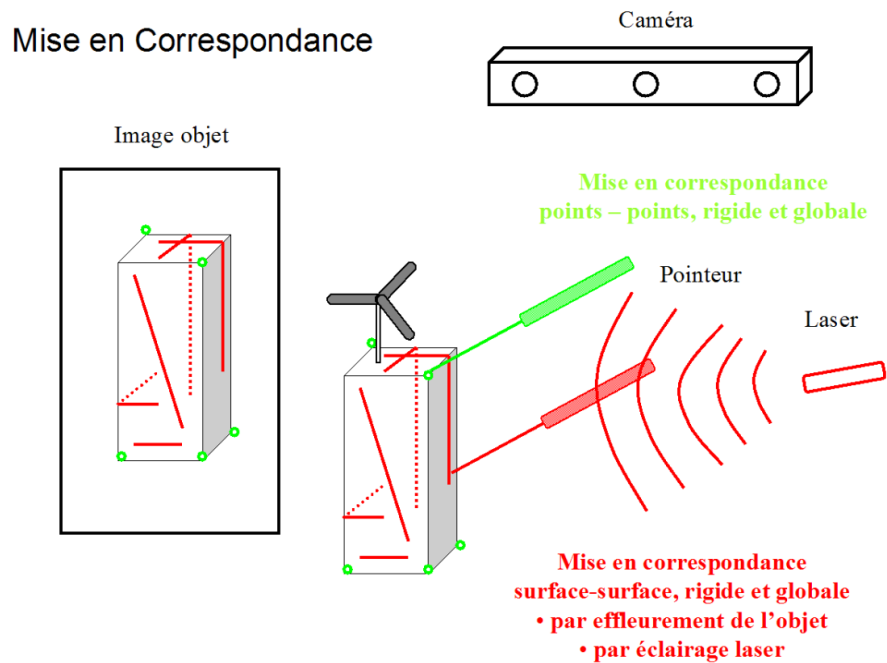


Figure 6 : modalités de mise en correspondance de l'objet et de son image correspondante.

Le recalage de l'image virtuelle du patient, issue des phases de diagnostic et de planning pré opératoire, et de l'anatomie Patient doit ensuite être réalisé. Un repère stéréotaxique de référence, équipé d'un RB (DRF-Dynamic Reference Frame), est fixé de façon rigide au crâne. Les géométries de l'image et de l'objet sont mises en correspondance par appariement de points (recalage points-points), de surfaces (recalage surface-surface) ou d'une combinaison des deux (recalage points-surface) (figure 6). Les points sont des repères anatomiques ou des marqueurs identifiables sans ambiguïté sur le patient et son modèle image, et montrés au système à l'aide d'un pointeur étalonné. La surface du visage du patient est acquise par effleurement à l'aide d'un stylet ou balayage laser. Le système établit la transformation entre l'objet patient repéré par la DRF et son image.

## **2.4 Evaluation post opératoire**

L'évaluation post opératoire par imagerie médicale semblable à celle ayant servi de support à la planification est obligatoire dans un premier temps pour quantifier la différence entre la simulation chirurgicale et le résultat effectif, et valider ainsi les méthodes, modèles, logiciels et la précision de l'assistance chirurgicale retenue.

Dans un second temps, un objectif de l'utilisation des systèmes de navigation est de limiter le recours aux examens radiologiques irradiants en post opératoire, du fait du contrôle per opératoire du geste.

## **2.5 Applications cliniques**

### **2.5.1 Chirurgie implantaire**

Le terme d'Implantologie Guidée par l'Image (Image Guided Implantology) a été consacré. Il s'agit sans aucun doute du domaine de la chirurgie maxillo-faciale, commun aux chirurgiens dentistes, dans lequel les techniques de Chirurgie Assistée par Ordinateur ont trouvé le plus d'écho, réalisant une séquence complète de Chirurgie Assistée par Ordinateur comprenant planification, assistance

intraopératoire semi-active et validation. Les exemples ne retiennent que les produits commercialisés, d'autres ayant été décrits dans les publications scientifiques (VISIT, Vienna General Hospital, Austria <sup>104-107</sup> ; SMN, Zeiss, Oberkochen, Germany <sup>108,109</sup>). Plusieurs logiciels de planification ont été proposés (CADImplant™ <sup>110-112</sup>, Splant™-Materialise™ <sup>113</sup>, Oralim™-Medicim™ <sup>114</sup>, Robodent™ <sup>115</sup>) pour planifier la section, la longueur et le positionnement des implants osseux dans le maxillaire ou la mandibule. Le transfert de la planification au geste chirurgical a été réalisé soit par des gouttières guide de l'axe de forage (CADImplant™ <sup>110-112</sup>, SurgiGuide™-Materialise™ <sup>113</sup>, NobelGuide™-Nobel Biocare™ <sup>114</sup>, Robodent™ <sup>113</sup>) ou par un système de navigation (Navibase™/NaviDoc™/NaviPad™-Robodent™ <sup>115-117</sup>, IGI™-DenX Advanced Dental System™ <sup>116,118,119</sup>, VectorVision™-Brainlab™ <sup>120-122</sup>).

| Etude                     | Mode d'assistance | Matériel     | Précision                               |
|---------------------------|-------------------|--------------|-----------------------------------------|
| Vrielinck et al., 2003.   | gouttière         | Surgiguide™  | Distance moyenne à l'entrée = 1,51 mm   |
|                           |                   |              | Distance moyenne à la sortie = 3,07 mm  |
|                           |                   |              | Déviati on angulaire moyenne = 10,46°   |
| Fortin & al., 2002, 2003. | gouttière         | CAD implant™ | Erreur en translation < 0,2 mm          |
|                           |                   |              | Erreur en rotation < 1,1°               |
| Miller & al., 2006        | 3-DNS             | Robodent™    | Erreur moyenne en translation = 0,24 mm |
|                           |                   |              | Erreur angulaire moyenne = 0,5°         |
| Meyer & al., 2003.        | 3-DNS             | Robodent™    | Erreur moyenne < 0,5 mm                 |
| Brief & al., 2005.        | 3-DNS             | Robodent™    | Distance moyenne à la sortie = 0,60 mm  |
|                           |                   |              | Déviati on angulaire moyenne = 2,12°    |
|                           |                   | IGI DenX™    | Distance moyenne à la sortie = 0,94 mm  |
|                           |                   |              | Déviati on angulaire moyenne = 4,21°    |
| Casap & al., 2004.        | 3-DNS             | IGI DenX™    | Erreur moyenne = 0,35 mm                |
| Chiu & al., 2006.         | 3-DNS             | IGI DenX™    | Erreur moyenne en translation = 0,43 mm |
|                           |                   |              | Erreur angulaire moyenne = 4,0°         |

Tableau 1 : précision de l'Implantologie Guidée par l'Image selon les différentes études de la littérature

La précision obtenue dans le positionnement des implants par les 2 types de guidage chirurgical (gouttière et système de navigation) et les différentes propositions commerciales est illustrée dans le tableau 1. Les résultats sont parfois discordants et difficiles d'interprétation en raison de méthodologies différentes, mais la précision des systèmes de navigation paraît plus régulièrement supérieure, sans être discriminante dans ce type d'indication. Cependant, le développement de ces derniers en routine est anecdotique alors que les gouttières chirurgicales ont trouvé

un réel écho, en particulier chez les chirurgiens dentistes. Il faut probablement voir comme raisons à cela : la large diffusion de l'implantologie dentaire en dehors de centres spécialisés, l'absence d'investissement dans un système de navigation onéreux, et la facilité de mise en œuvre proche de la pratique courante.

L'indication de l'Implantologie Guidée par l'Image est la sécurisation d'un geste routinier. L'aide au placement des implants osseux, s'il paraît lourd dans la plupart des cas, prend tout son intérêt dans ceux difficiles où le volume osseux est restreint et la reconstruction osseuse préalable peut être évitée <sup>113</sup>, ou pour des chirurgies mini-invasives sans lambeau muqueux.

### **2.5.2 Chirurgie cranio-faciale et chirurgie orthognatique**

La problématique en chirurgie cranio-faciale ou orthognatique est de réaliser un repositionnement osseux dans le cas de malformation ou de dysmorphose cranio maxillo-faciale, pour rétablir une fonction et une morphologie normales. L'intérêt de la Chirurgie Assistée par Ordinateur est immédiatement apparu dans la prise en charge de ce type de pathologie, que ce soit dans sa planification ou sa réalisation, en raison de la complexité de la géométrie des segments osseux intéressés et des déplacements spatiaux à réaliser. Comme nous l'avons vu (§ 2.2), la stéréolithographie a été initialement utilisée, mais elle est reconnue onéreuse et ne permettant ni la multiplication des simulations d'alternatives thérapeutiques, ni le transfert du planning thérapeutique au champ opératoire. La planification virtuelle paraît donc préférable. Plusieurs propositions de logiciels ont été faites réalisant de façon virtuelle, à partir des données d'imagerie en CT scan, la simulation de telles chirurgies <sup>123-131</sup>. Cependant, pour que ces simulations soient pertinentes d'un point de vue clinique, quatre problèmes fondamentaux importants demeurent :

- Tout d'abord, la réalisation de modèles virtuels ayant une définition suffisante au niveau des arcades dentaires, alors que les matériaux hétéroplastiques dentaires (traitement endocanalair dentaire, prothèse dentaire ou bracket) sont sources d'artéfacts importants sur les images obtenues en CT scan.
- La gestion de la collision et de l'interpénétration des segments osseux mobiles entre eux, que ce soit naturellement (comme la mandibule par rapport au complexe cranio-maxillaire) ou du fait de l'ostéotomie

chirurgicale, est problématique. Obtenir la précision au dixième de millimètre dans le contact des arcades dentaires, nécessaire à l'étude de l'occlusion dentaire, paraît particulièrement difficile.

- La simulation de l'autorotation du condyle mandibulaire dans la cavité glénoïde du fait de la modification des contact dentaires après mobilisation du maxillaire est indispensable à une simulation rendant compte de la physiologie et pertinente d'un point de vue clinique.
- Finalement, un objectif important de ces chirurgies est une « normalisation » morphologique, alors que le geste thérapeutique est en premier lieu réalisé sur l'os. La simulation doit donc prendre en compte la déformation des Tissus Mous de la face au déplacement des bases osseuses sous-jacentes, afin de fournir effectivement le résultat de la chirurgie et permettre une simulation pertinente.

Pour certaines de ces problématiques, des propositions sont avancées.

L'obtention de modèles dento-squelettiques précis et nettoyés des artéfacts font appel à la fusion de l'imagerie scanner, qui reste la méthode de référence d'exploration osseuse, et d'une image des moulages des arcades dentaires obtenue par stéréophotogramométrie, laser scanner de surface, CT scanner ou CT cone beam<sup>44-48,55-58</sup>.

Des modèles biomécaniques des Tissus Mous de la Face ont été décrits pour rendre compte de la déformation passive du masque facial à la suite de la chirurgie osseuse<sup>50,52-54</sup>. Cependant, ces modèles présentent encore des lacunes, comme la gestion des contacts lèvres-dents ou lèvre supérieure-lèvre inférieure, et demandent à être validés plus avant.

Les 2 types d'assistance chirurgicale permettant le transfert de la planification thérapeutique retenue ont été décrites : navigation<sup>132</sup> ou guides chirurgicaux réalisés en MRP<sup>87</sup>.

### **2.5.3 Distraction ostéogénique**

Comme dans la chirurgie cranio-faciale ou la chirurgie orthognatique, il s'agit de repositionner un segment osseux dans le volume facial, mais le déplacement est conditionné par un dispositif mécanique dont les caractéristiques techniques définissent le vecteur de déplacement. Le choix du type de distracteur et son

positionnement per opératoire sont donc primordiaux pour le résultat thérapeutique. La séquence complète de Chirurgie Assistée par ordinateur comprenant planification et assistance chirurgicale paraît donc pouvoir solutionner la principale difficulté de cette technique. Là encore, des propositions de logiciels de simulation ont été faites<sup>69-71,74,133,134</sup>. Cependant, l'absence de modélisation précise des arcades dentaires et de leur contact restent à l'heure actuelle une insuffisance pour une simulation pertinente. Les deux types d'assistance opératoire ont été utilisées pour la mise en place des distracteurs selon la planification établie : guide de forage pour la mise en place des fiches des distracteurs<sup>69-73,133</sup> ou système de navigation<sup>72,134</sup>. Il semblerait qu'aucun des deux systèmes ne montre une supériorité en terme de précision<sup>72</sup>.

#### **2.5.4 Chirurgie oncologique**

L'aide à l'exérèse tumorale, bénigne ou maligne, est chronologiquement une des premières utilisations décrites des systèmes de navigation en chirurgie maxillo-faciale. L'intérêt semble multiple :

- Biopsie guidée.
- Orientation dans des régions anatomiques faiblement exposées chirurgicalement (comme la base du crâne).
- Exérèse mini-invasive.
- Optimisation des limites d'exérèse.
- Protection d'éléments anatomiques nobles (dans l'orbite notamment).

Les descriptions sont nombreuses<sup>13,14,16,19-21,82,86,135-139</sup>. La planification de l'acte chirurgical est alors limitée, se résumant à la segmentation préalable de la tumeur<sup>43</sup>.

#### **2.5.5 Chirurgie reconstructrice**

La chirurgie reconstructrice, après traumatologie ou chirurgie carcinologique, se doit de rétablir l'anatomie au plus proche de l'état initial.

La principale indication abordée jusque-là dans la littérature dans le domaine post-traumatique est la reconstruction orbito-zygomatique. L'état de l'Art de la Chirurgie Assistée par Ordinateur en reconstruction orbito-zygomatique sera exposé en détails dans la deuxième partie de cet exposé (partie 2, § 1.6)<sup>65,140-145</sup>.

La reconstruction osseuse mandibulaire, morphologiquement et fonctionnellement satisfaisante, après une chirurgie carcinologique délabrante est difficile. Plusieurs propositions ont été faites pour réaliser des plaques mandibulaires de reconstruction sur mesure <sup>77-81</sup>. Même si les approches peuvent être différentes, un principe commun est la confection d'un modèle stéréolithographique de la mandibule du patient permettant de conformer la plaque. Dans l'état actuel des publications, aucune assistance opératoire à la mise en place du matériel fabriqué sur mesure n'a été décrite.

### **2.5.6 Autres**

L'utilisation d'un système de navigation a été rapportée, en tant que simple élément de repérage (assistance passive) dans diverses applications cliniques dans lesquelles il s'agissait d'atteindre de façon mini-invasive une structure anatomique ou pathologique ou encore un corps étranger, localisés à l'extrémité céphalique :

- ablation de corps étranger <sup>20,146-148</sup>,
- ablation de matériel d'ostéosynthèse <sup>149,150</sup>,
- biopsie tissulaire <sup>21</sup>,
- Ponction et mise en place des trocars dans le compartiment supra-discal au cours d'une arthroscopie temporo-mandibulaire <sup>151,152</sup>.

## **2.6 Systèmes et applications commerciaux**

On recense actuellement sur le marché plusieurs systèmes optiques de navigation ayant une application polyvalente destinée à la Face, le plus souvent étiquetée ORL :

- VectorVision ENT™/Colibri ENT™ (Brainlab™, Munich, Allemagne)
- CraniaLogics/Surgetics™ (Paxim-Medivision™, Grenoble, France)
- Stealth Station Treon™/Stealth StationTria™ (Medtronic™, Louisville, Colorado, USA))
- Stryker Leibinger Navigation System™ (Stryker Leibinger™, Freiburg, Allemagne)
- SSN Surgical Segment Navigator™, Carl Zeiss™, Oberkochen, Allemagne)



- OTS Optical Tracking System™ (Radionics™, Tyco Healthcare Group™, Boston, USA)

Seul le système Brainlab™ propose un logiciel de planification préalable dédié à la chirurgie maxillo-faciale, limité à la reconstruction orbito-zygomatique.

On peut ajouter à ceux là deux systèmes spécifiquement orientés vers l'implantologie dentaire, offrant comme indiqué précédemment (§ 2.5.1), une séquence complète de la planification à l'assistance intra-opératoire :

- Navibase™/NaviDoc™/NaviPad™ (Robodent™)
- IGI™ (DenX Advanced Dental System™)

Sur le versant de la planification et de la simulation chirurgicale, plusieurs logiciels sont disponibles commercialement, pour l'implantologie :

- SimPlant™ (Materialise™)
- Robodent™ (Robodent™)
- Oralim™ (Medicim™)
- CADImplant™

Ou la chirurgie cranio maxillo-faciale :

- Surgicase CMF™ (Materialise™)
- Maxilim™ (Medicim™)

L'ensemble de ces systèmes a fait le choix du transfert de la planification chirurgicale au site opératoire par la réalisation de guides chirurgicaux en MRP : NobelGuide™(Nobel Biocare™ commercialisant Oralim™), Robodent™, CADImplant™, SurgiGuide™ (Materialise™).

Il est remarquable de noter la différence existante entre l'intérêt soutenu suscité par l'ensemble des techniques de Chirurgie Assistée par Ordinateur depuis maintenant 10 ans, dont témoigne l'importance du volume de la littérature qui s'y réfère, et finalement, le faible nombre d'applications ayant à ce jour été commercialisées.

Le principal élément de réponse est probablement dans la balance intérêt-coût, quand le facteur économique devient majeur dans le domaine de la Santé. La technologie est chère. Au prix élevé des systèmes de navigation, il faudra ajouter un surcoût par intervention. Ce coût « primaire » est à rapporter aux bénéfices apportés par le système en termes de résultats thérapeutiques ou d'économies secondaires.

Ainsi, le coût d'un Système de Navigation isolé comme assistance passive et non associé à une planification thérapeutique, rapporté à son intérêt effectif, même s'il est

réel dans certaines indications, a du mal à convaincre. Par contre, son intérêt devient évident s'il est couplé à une planification adaptée, réalisant la séquence complète de Chirurgie Assistée par Ordinateur, comme il l'a été initialement recommandé. Cependant, à l'heure actuelle, il n'existe, à notre connaissance, aucun logiciel de planification couplé à un système de navigation, labélisé et commercialement disponible. On peut avancer comme raisons à ce paradoxe l'importance des problèmes fondamentaux encore à résoudre pour réaliser des applications de planifications pertinentes et facilement utilisables, donc des coûts de développement élevés pour un marché restreint en volume.

A titre de comparaison, l'orthopédie dont la planification chirurgicale était plus standardisée et moins exigeante, pour un marché beaucoup plus important, a connu une importante expansion des systèmes de navigation. L'exemple de l'Implantologie Guidée par l'Imagerie développé plus haut (§ 2.5.1) est intéressant au même titre.

On peut donc penser que le développement en chirurgie maxillo-faciale se fera à son tour, si les logiciels de planification sont développés et si les systèmes gagnent en ergonomie. La problématique du surcoût reste ouverte. En prenant en compte les économies secondaires réalisées dans la démarche thérapeutique, il ne semble pas majeur (Etude sur la prise en charge des malformations cranio-faciales complexes<sup>153</sup>). Quant à l'intérêt de la technique, si les auteurs qui ont une grande expérience et ne sont plus limités par la technologie, notent tous un intérêt certain, on peut regretter le faible nombre d'études dans la littérature, suffisamment structurées pour permettre de tirer des conclusions certaines.

Les autorités sanitaires françaises, à travers une recommandation de l'AFSSAPS de 2002, avaient recommandé le développement et l'évaluation des techniques de Chirurgie Assistée par Ordinateur au sein de partenariats entre laboratoires de Recherche et centres d'évaluation clinique, comme préalable à leur diffusion et, implicitement, à leur prise en charge par les Caisses d'Assurance Maladie. A l'heure actuelle, la nouvelle tarification à l'acte réserve le « repérage de structure nerveuse et/ou osseuse et guidage peropératoires assistés par ordinateur » à une association aux actes neuro-chirurgicaux.

### **3 Objectifs de travail**

Ce travail s'inscrit dans une volonté de réaliser des applications de chirurgie maxillo-faciale assistée par ordinateur, selon les recommandations qualitatives énoncées précédemment, et répondant donc aux critères suivants :

- Envisager successivement la planification, l'assistance chirurgicale et la validation pour répondre à la séquence imagée à la figure 2.
- Répondre de façon ciblée aux problématiques cliniques non résolues par la pratique actuelle.
- Développer les dispositifs chirurgicaux (interface chirurgien-machine et ancillaire) nécessaires.
- Etre utilisable par le plus grand nombre de chirurgien sans pré-requis de compétence informatique particulière.
- Etre compatible en termes de moyens matériels (temps et coût) avec une utilisation clinique (la possibilité de recours à un dispositif de navigation chirurgicale étant entendu).
- Etablir une méthode de validation des bénéfices obtenus.

Le travail réalisé s'est étendu à deux domaines de la chirurgie maxillo-faciale :

- La traumatologie orbito-zygomatique.
- La chirurgie orthognatique.

Chacune des parties suivantes abordera l'une de ces applications. La traumatologie orbito-zygomatique est un travail spécifique à cette thèse, alors que la chirurgie orthognatique s'intègre dans un projet du Laboratoire.

## **DEUXIEME PARTIE : APPLICATION A LA TRAUMATOLOGIE ORBITO-ZYGOMATIQUE**

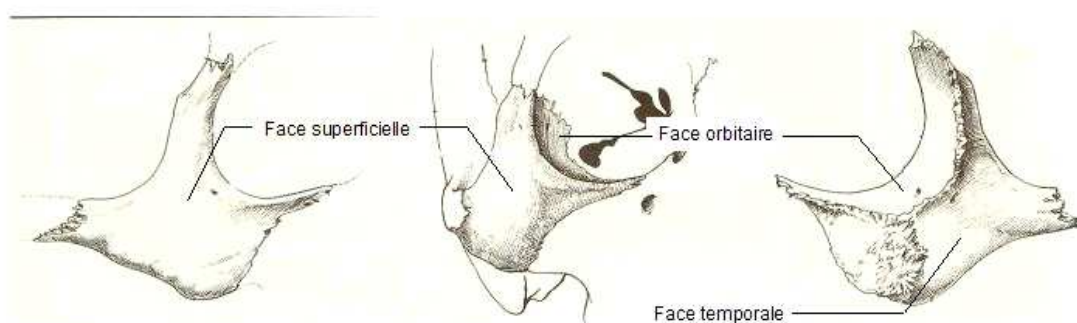
# 1 Problématique clinique

## 1.1 Terminologie anatomique

Ce rappel anatomique se veut volontairement succinct. Il n'a pas pour but de restituer une leçon d'anatomie, mais plutôt d'assurer la terminologie utilisée par la suite et plus particulièrement pour les lecteurs non médecins.

L'os zygomatique (os malaire) forme le relief de la pommette et constitue une grande partie des parois latérale et inférieure de l'orbite (figure 7). Ainsi, une fracture déplacée de l'os zygomatique est également implicitement une fracture de l'orbite. On parle ainsi souvent, d'un point de vue physiopathologique, d'un complexe orbito-zygomatique, ou parfois, orbito-zygomato-maxillaire (COZM).

Il a été décrit comme un tétrapode en raison de ses articulations avec les os frontal, temporal, maxillaire et sphénoïde. Souvent, le prolongement sphénoïde a été groupé avec le processus maxillaire et l'os zygomatique ainsi décrit comme un tripode. Il est appendu au crâne d'une part par les os frontal, sphénoïde et temporal, et repose sur le maxillaire d'autre part.



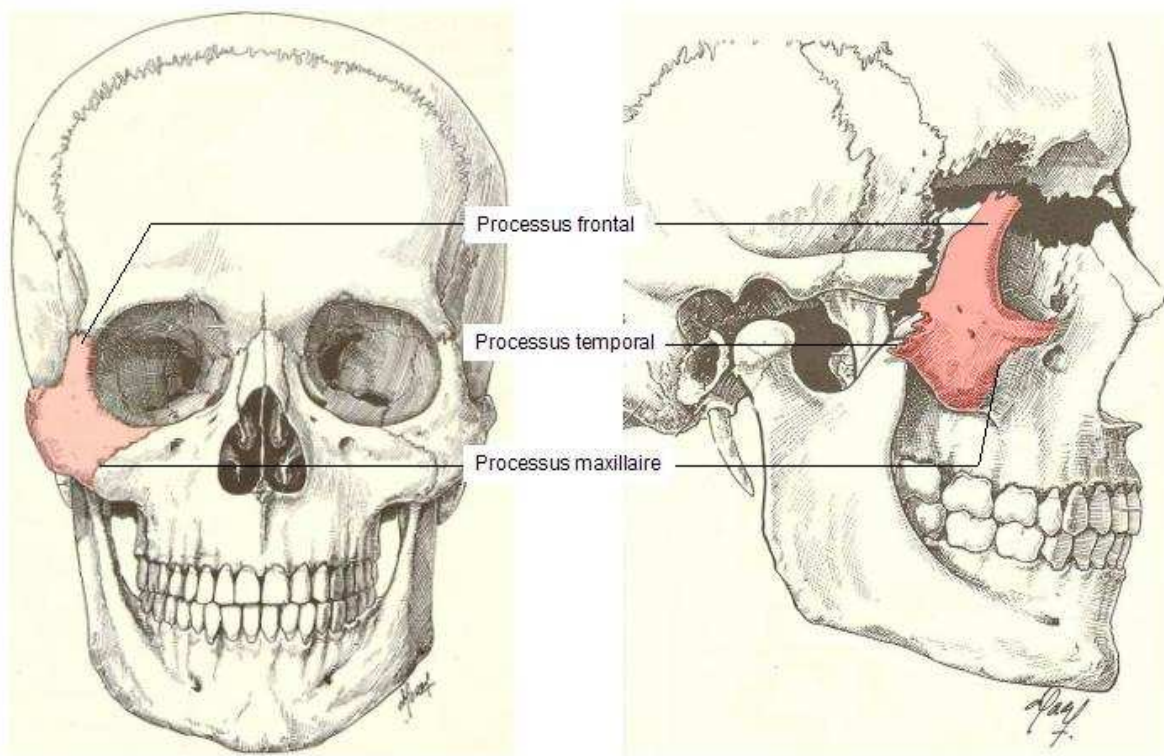
Dans : A. Bouchet, C. Cuilleret. Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle, tome 1. Edition Simep.

Figure 7 : os zygomatique (droite : vue antéro-latérale, milieu : vue antérieure, gauche : vue postéro-médiale).

L'os zygomatique (figure 7) est constitué d'un corps comportant trois faces :

- Une face externe ou superficielle, légèrement convexe. C'est elle qui réalise le relief de la pommette.

- Une face orbitaire qui contribue à la paroi latérale et inférieure de l'orbite.
- Une face temporale, regardant la fosse temporale.



Dans : A. Bouchet, C. Cuilleret. Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle, tome 1. Edition Simep.

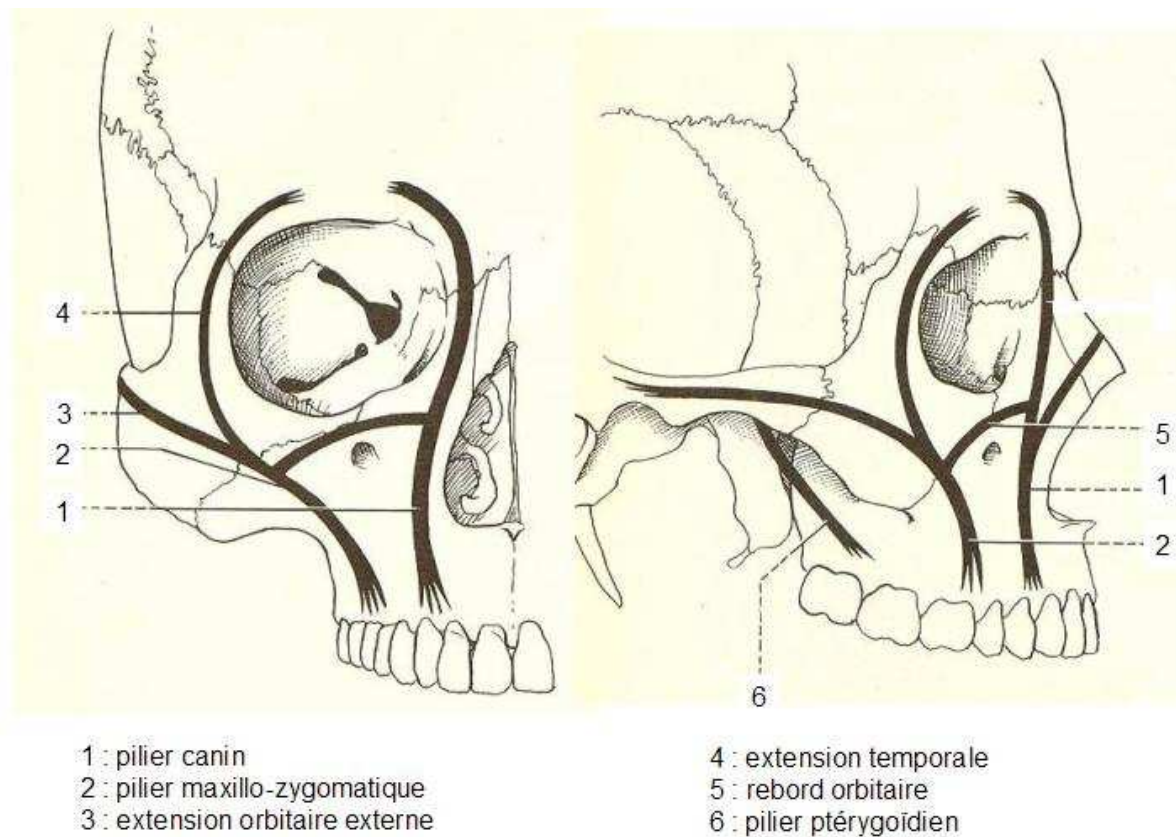
Figure 8 : situation de l'os zygomatique dans le massif facial.

Le corps de l'os zygomatique s'articule donc avec les os environnants de la face (figure 8) et du crâne par trois processus (ou apophyses) :

- Le processus frontal s'articule au processus zygomatique de l'os frontal et à la grande aile de l'os sphénoïde, en formant le rebord orbitaire externe et la paroi externe de l'orbite. C'est ce processus qui est parfois divisé en ses 2 articulations frontale et sphénoïde.
- Le processus temporal s'articule avec le processus zygomatique de l'os temporal pour former l'arcade zygomatique.
- Le processus maxillaire s'articule avec l'os maxillaire et participe à deux piliers de la face, le rebord orbitaire inférieur et le pilier zygomato-maxillaire.

La jonction de ces processus constitue les piliers de la face, structures résistantes assurant la charpente de la structure osseuse faciale. On reconnaît ainsi au niveau du massif facial moyen quatre piliers (figure 9) :

- Le pilier canin.
- Le pilier maxillo-zygomatique se divisant en une extension le long du rebord orbitaire externe et une autre le long de l'arcade zygomatique.
- Le rebord orbitaire inférieur.
- Le pilier ptérygoïdien.



Dans : A. Bouchet, C. Cuilleret, Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle, tome 1. Edition Simep.

Figure 9 : les piliers de la Face.

## 1.2 Epidémiologie

Si les données épidémiologiques concernant la traumatologie maxillo-faciale sont nombreuses, peu sont réellement informatives sorties de leur contexte géographique, culturel ou socio-économique. Quelques études réalisées dans des pays

économiquement avancés et dotés d'un système de soin développé <sup>154-160</sup>, permettent de dégager quelques grandes lignes.

La traumatologie faciale a été constante en volume jusqu'au début des années 2000. Elle serait en légère diminution.

La localisation au complexe orbito-zygomatique représente environ 40 % des fractures du massif facial, au deuxième rang après les fractures de la mandibule. La répartition topographique des fractures faciales montrerait une augmentation de la localisation au tiers latéral du massif facial moyen, aux dépens des traumatismes majeurs.

L'étiologie des fractures du visage révèle également une modification au profit des accidents de la vie quotidienne, du sport et des agressions avec violence.

Enfin, l'âge de survenue reste le même avec 50% des fractures survenant entre 15 et 30 ans.

### 1.3 Sémiologie

Les fractures zygomatiques peuvent avoir des conséquences fonctionnelles et morphologiques.

D'un point de vue fonctionnel, il s'agit de :

- Troubles oculomoteurs par lésion direct de l'appareil musculaire oculomoteur ou modification de la géométrie orbitaire.
- Troubles sensitifs dans le territoire du nerf infra-orbitaire (joue, aile du nez et lèvre supérieure) par lésion directe lors de son trajet intra-osseux.
- Limitation de l'ouverture buccale par conflit entre le processus coronoïde de la mandibule et le processus temporal de l'os zygomatique.

D'un point de vue morphologique :

- Enophtalmie<sup>3</sup> ou dystopie oculaire<sup>4</sup>.
- Asymétrie faciale au niveau de la projection de la pommette.

---

<sup>3</sup> Enophtalmie : rétrusion du globe oculaire à l'intérieur de l'orbite.

<sup>4</sup> Dystopie oculaire : modification de la position du globe oculaire dans le sens vertical ou transversal à l'intérieur de l'orbite.



## 1.4 Classification des fractures orbito-zygomatiques

Plusieurs classifications ont été proposées mais celle de Zingg & al.<sup>161</sup>, développée après l'avènement du scanner, a les avantages de la simplicité et de son orientation pratique en terme de prise en charge thérapeutique.

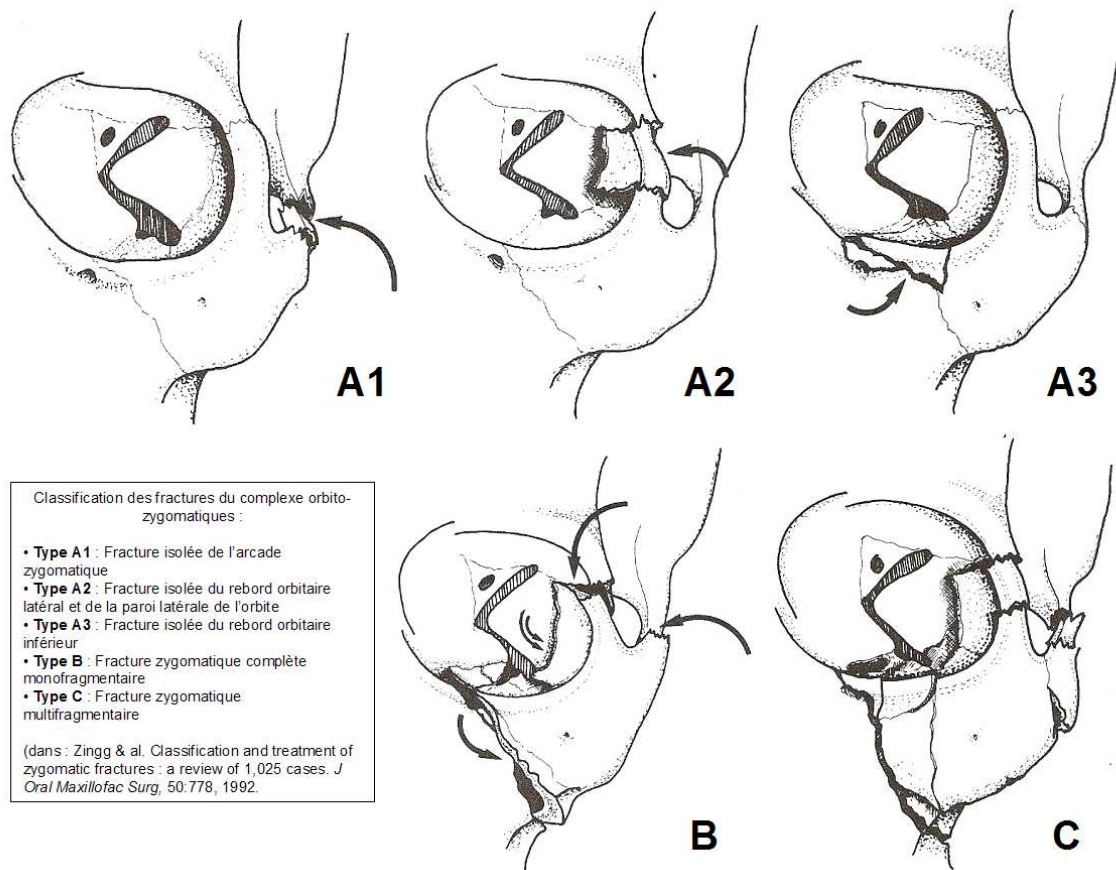


Figure 10 : classification des fractures orbito-zygomatiques.

Elle propose 3 groupes (figure 10):

- Type A : Fractures zygomatiques incomplètes

Il s'agit de fracture limitée à 1 pilier zygomatique, sans déplacement du corps malaire. La classification différencie 3 sous-types :

- o A1 : Fracture isolée de l'arcade zygomatique
- o A2 : Fracture isolée du rebord orbitaire latéral et de la paroi latérale de l'orbite
- o A3 : Fracture isolée du rebord orbitaire inférieur
- Type B : Fracture zygomatique complète mono-fragmentaire

Les quatre piliers de l'os zygomatique sont fracturés et le déplacement du corps malaire peut survenir.

– Type C : Fracture zygomatique multi-fragmentaire

Il s'agit également d'une fracture tétrapode, mais avec caractère comminutif d'un ou plusieurs piliers zygomatiques et/ou du corps zygomatique.

Dans la série de 1035 fractures zygomatique présentées par Zingg & al., la répartition est de 8% de type A, 57 % de type B et 35 % de type C.

## **1.5 Prise en charge actuelle**

Là encore, ce paragraphe n'a pas pour but de restituer un chapitre d'ouvrage de pathologie maxillo-faciale mais d'explicitier les objectifs de travail ou d'en discuter certains aspects.

### **1.5.1 Diagnostic**

L'examen clinique reste en Médecine l'élément central de la démarche diagnostique. Dans le cas de fracture du COZM, l'œdème initial, parfois majeur, peut en compromettre le rendement. Les radiographies standards restent parfois difficiles d'interprétation du fait de la complexité de l'anatomie tridimensionnelle de la région et prises en défaut dans l'exploration de la composante orbitaire. Ainsi, l'évolution des pratiques au cours des 10 dernières années a vu s'imposer le CT scanner comme examen de référence dans le bilan radiologique du COZM <sup>162-165</sup>, afin de confirmer les fractures (en particulier de la composante orbitaire), d'en affirmer le type et de poser l'indication opératoire.

### **1.5.2 Techniques chirurgicales**

#### **1.5.2.1 Traitement primaire des fractures zygomatiques**

Il existe deux modes de traitement primaire (c'est-à-dire dans les trois semaines suivant le traumatisme, avant consolidation des foyers de fracture) des traumatismes zygomatiques (figure 11).

L'un, et le premier chronologiquement décrit, dit orthopédique, consiste à réaliser une simple réduction de la fracture par une traction exercée sur le corps zygomatique par l'intermédiaire d'un crochet passé sous son bord inférieur et introduit par voie transcutanée. Le contrôle de la réduction correcte est apprécié par le palper transcutané et la consolidation est espérée sans déplacement secondaire, puisqu'il n'y a pas de contention des fractures.

Le deuxième, dit chirurgical, réalise une réduction à foyers ouverts des fractures et ostéosynthèse rigide par plaques miniaturisées vissées. Ainsi, les foyers de fracture sont exposés chirurgicalement afin de contrôler la réduction des piliers de la Face et ceux-ci sont maintenus pendant la consolidation par la mise en place de plaques vissées. Il s'agit donc d'un traitement sanglant requérant une voie d'abord pour chaque pilier exposé. Le pilier maxillo-zygomatique est abordé par voie endo-buccale, alors que le rebord orbitaire l'est par voie palpébrale inférieure et le rebord orbitaire externe par voie sourcilière ou palpébrale supérieure. Finalement, le contrôle du pilier de l'arcade zygomatique demande une exposition par voie coronale.

Le traitement chirurgical s'est maintenant imposé, dans la littérature et la majorité des pratiques des pays sanitaires développés, comme la méthode de référence <sup>161,166-171</sup>. Il reste cependant des points polémiques tels que le nombre et la nature des piliers nécessaires à exposer pour assurer une réduction correcte, les voies d'abord chirurgicales à utiliser préférentiellement pour améliorer le rapport rendement/invasivité ou le nombre de piliers de la Face à fixer par ostéosynthèse pour obtenir la stabilité du résultat.

### **1.5.2.2 Traitement secondaire des fractures zygomatiques**

La prise en charge secondaire (c'est-à-dire après consolidation des foyers de fracture, soit après la sixième semaine d'évolution), oblige à un traitement chirurgical (figure 11). Les différences par rapport à un traitement primaire sont la remobilisation première du corps zygomatique et la difficulté de repositionnement du

corps zygomatique. La mobilisation du corps zygomatique requiert ainsi la réalisation d'ostéotomies des quatre piliers de la Face cheminant à travers le zygoma, pour recréer en quelque sorte un état de fracture du COZM. Ensuite, puisque la consolidation osseuse a rétabli la continuité des piliers malgré la mauvaise position du zygoma, les repères anatomiques pour la réduction fournis par la remise en continuité des piliers fracturés dans la prise en charge primaire sont absents et le repositionnement est fait essentiellement à la vue, par comparaison à la projection de la pommette controlatérale. Finalement, l'abord chirurgical est alors systématiquement large, comprenant le plus souvent une voie coronale.

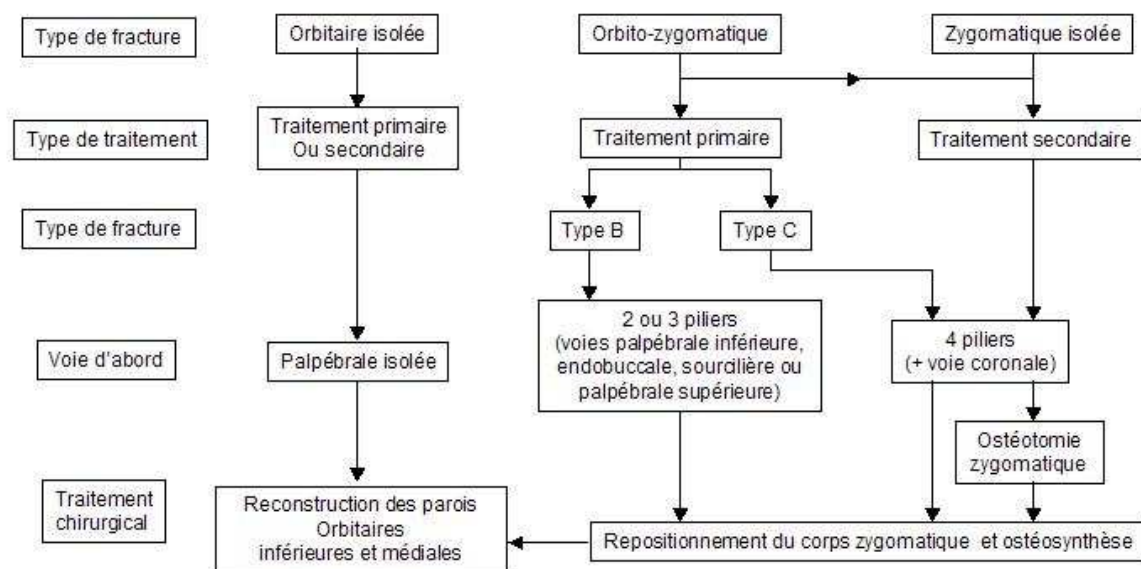


Figure 11 : schéma thérapeutique du traitement chirurgical des fractures du COZM.

### 1.5.2.3 Traitement des fractures orbitaires

La reconstruction des fractures du plancher orbitaire, primaire ou secondaire <sup>162,172-174</sup>, associées aux fractures du COZM, sont réalisées principalement par voie palpébrale inférieure, préférentiellement conjonctivale <sup>175,176</sup>. L'os constitutif de cette structure osseuse est particulièrement fin et sa reconstruction fait appel à des matériaux auto ou allo-plastiques, résorbables ou non. Le positionnement du matériau de reconstruction est assuré par rapport aux limites de la fracture qui servent de repère anatomique. Souvent négligée, la restauration des parois

orbitaires dans les fractures du COZM est un facteur majeur de l'obtention d'un résultat satisfaisant <sup>166,169,177</sup>.

### 1.5.3 Résultats

Le traitement chirurgical des fractures déplacées de l'os zygomatique est donc maintenant reconnu, de façon à peu près consensuelle, comme traitement de référence du fait de meilleurs résultats en termes de réhabilitation squelettique.

On considère donc que les types B et C doivent être traités de cette façon. Raisonnablement, la réduction de deux piliers peut suffire dans la majorité des cas à obtenir un repositionnement à l'identique du corps zygomatique. Cependant, lorsqu'un pilier est fracturé de façon comminutive, la fiabilité de l'information qu'il fournit est compromise et le nombre de piliers contrôlés doit être augmenté. Dans les types C, certains auteurs faisant autorité prônent ainsi le contrôle systématique de l'arcade zygomatique <sup>161,166,168-170,178</sup>, exigeant une voie d'abord coronale invasive. D'autres auteurs ont proposé dans le même but l'exposition de la suture sphéno-zygomatique, demandant un abord orbitaire extensif <sup>179</sup>.

En suivant ces principes devant assurer les meilleurs résultats, le taux de cal vicieux<sup>5</sup> persiste entre 5 et 16 % en cas de prise en charge primaire <sup>161,167-169</sup>. Dans les traitements secondaires, tous les auteurs, même les plus expérimentés, font de façon euphémique le constat de la grande difficulté à obtenir un résultat satisfaisant <sup>178,180-182</sup>, puisque tout repère anatomique est perdu.

Pour les fractures du plancher orbitaire, l'abord et la réhabilitation des limites de la cavité orbitaire sont obligatoires en cas de diplopie<sup>6</sup> ou d'augmentation du volume orbitaire, source d'énophtalmie secondaire. Dans ces cas, l'exploration chirurgicale du plancher orbitaire et la reconstruction à l'identique des parois orbitaires sont nécessaires <sup>162,173,183</sup>. Le CT scanner permet d'objectiver la fracture de l'orbite mais les logiciels classiques de traitement de l'image ne fournissent pas la mesure du volume orbitaire. De plus, en per opératoire, la reconstruction des parois orbitaires est difficile en cas de fracture extensive, en particulier quand le repère anatomique de la jonction du plancher à la paroi médiale est inclus et effondré. Là encore, les

---

<sup>5</sup> Cal vicieux : consolidation osseuse en mauvaise position

<sup>6</sup> Diplopie : vision double binoculaire

## **1.6 Chirurgie reconstructrice orbito-zygomatique et Chirurgie Assistée par Ordinateur**

Devant les mauvais résultats résiduels du traitement chirurgical classique des fractures du COZM, constituant une impasse thérapeutique, plusieurs auteurs ont proposé d'appliquer les techniques de Chirurgie Assistée par Ordinateur à la prise en charge de la reconstruction orbito-zygomatique primaire ou secondaire.

Les auteurs se sont séparément intéressés aux reconstructions orbitaire ou zygomatique, alors que les deux entités sont liées d'un point de vue physiopathologique et anatomique.

Watzinger & al.<sup>144</sup> ont proposé une planification du repositionnement zygomatique et une assistance opératoire passive par réalité augmentée. La position cible du repositionnement du corps zygomatique est déterminée comme l'image en miroir du côté sain autour d'un plan sagittal médian, même si la définition de ce plan n'est pas précisée. Cette opération est réalisée en deux dimensions dans une coupe horizontale du CT scanner passant par le corps zygomatique et la position cible est représentée par une ligne correspondant à sa surface externe théorique après repositionnement. Le système de navigation utilisé pendant l'acte chirurgical est un système électromagnétique. Le capteur de référence est fixé au crâne tandis que le capteur de repérage du zygoma lui est fixé par une voie d'abord sourcilière. La surface externe courante du corps zygomatique est synthétisée par une ligne. Le repositionnement est obtenu par superposition des deux lignes. L'interface de guidage opératoire utilise un casque de réalité augmentée projetant ces lignes sur le champ opératoire. La troisième dimension est donc absente du guidage et la rotation autour de l'axe de la ligne représentant la surface externe du corps zygomatique est contrôlée par vérification de l'alignement du pilier du rebord orbitaire externe.

Marmulla et al.<sup>142</sup> suggèrent une planification du geste selon le même principe de symétrie du côté sain par rapport à un plan sagittal médian. La détermination de ce plan n'est pas plus précisée. L'assistance opératoire au repositionnement est une aide semi-active et utilise un système de navigation tridimensionnel actif par

infrarouge. L'ancillaire chirurgical utilisé pour fixer le Rigid Boby zygomatique consiste en une plaque modelée préalablement sur mesure, grâce à un modèle stéréolithographique intermédiaire, et sa mise en place impose une voie d'abord large avec incision coronale. L'interface de guidage offre cette fois une information tridimensionnelle, utilisant un modèle zygomatique synthétique.

La planification thérapeutique dans la proposition de Westendorf et al.<sup>145</sup> s'appuie également sur une image en miroir du côté sain autour d'un plan sagittal médian, déterminé à partir de trois points anatomiques manuellement localisés dans le volume CT scanner. Un outil de chirurgie virtuelle est fourni. Le zygoma malpositionné est segmenté grâce à une boîte englobante (clipping box). Le repositionnement est réalisé manuellement en contrôlant la correspondance de la surface externe du zygoma avec celle de l'image miroir et l'alignement des piliers fracturés. L'assistance opératoire au repositionnement est passive, utilisant un système de navigation tridimensionnel passif par infrarouge. La chirurgie est donc menée de façon traditionnelle et le repositionnement correct vérifié par exploration de la surface du zygoma repositionné par un pointeur, pour la contrôler identique à la cible planifiée. L'exposition du corps zygomatique doit donc être extensive pour permettre l'exploration de sa surface par le pointeur.

L'approche de Baumann, Klug et al.<sup>65,190</sup> est très différente puisque la planification est menée sur un modèle stéréolithographique, permettant de conformer les plaques d'ostéosynthèse qui seront utilisées pendant la chirurgie. Le modèle stéréolithographique et l'examen CT scanner dont il est issu sont alors mis en correspondance, grâce à un système de navigation, et les emplacements des trous de forage issus de la mise en place des plaques d'ostéosynthèse sont enregistrés dans la planification thérapeutique. L'assistance pendant l'acte chirurgical est réalisée par l'association des plaques d'ostéosynthèse préformées et du guidage, par le système de navigation, des forages nécessaires à la mise en place de ces plaques. Le passage par un support physique au cours de la planification, plutôt que réaliser celle-ci dans un espace virtuel, est donc obligatoire. De plus, le repositionnement sur le modèle stéréolithographique est réalisé à la vue, sans contrôle de la symétrie obtenue.

Gellrich, Schmelzeisen & al.<sup>140,143</sup> se sont intéressés à la reconstruction secondaire orbitaire dans les séquelles post traumatiques. Une planification du geste est proposée ainsi qu'une assistance opératoire passive à sa réalisation. Les limites des

parois orbitaires à reconstruire sont ici aussi déterminées par symétrie du côté sain autour d'un plan sagittal médian, dont la définition n'est pas précisée. L'objectif de volume est présenté dans l'interface des logiciels de planification et de navigation en trois dimensions et la projection des limites de ce volume dans les trois plans de coupe horizontale, coronale et sagittale. Au cours du geste chirurgical, la reconstruction est guidée grâce à un système de navigation tridimensionnel passif par infrarouge, en explorant la surface de la réhabilitation osseuse par un stylet navigué et en la vérifiant conforme à la prévision.

Au total, dans ces différentes propositions, l'objectif thérapeutique est fixé comme la restitution de la symétrie du squelette facial, sur la base du côté sain. Dans la mesure où il n'existe pas, à priori, de données d'imagerie morphologique pré-traumatique, et en particulier pas de CT scanner, il est difficile de critiquer cette approche.

Toutes les propositions s'adressent, de fait, à une séquelle traumatique unilatérale, puisqu'elles s'appuient sur le côté sain comme base de reconstruction. Les traumatismes faciaux majeurs, pouvant inclure des fractures bilatérales du COMZ, sont donc omises, alors que c'est probablement dans ces grands traumatismes où tous les repères anatomiques sont perdus d'une assistance à la reconstruction serait la plus intéressante.

La symétrie est réalisée autour d'un plan sagittal médian. La définition du plan sagittal médian du massif facial reste polémique. La définition manuelle de ce plan, sans correction secondaire ou vérification, nous semble une source d'erreur à la détermination d'un objet réellement symétrique, mais ce problème n'a jamais été soulevé par les auteurs.

Finalement, l'assistance chirurgicale est majoritairement passive, exceptée dans la proposition de Marmulla & al.<sup>142</sup>. Si dans la reconstruction orbitaire il semble difficile de guider le positionnement du matériau de reconstruction, puisqu'il faudrait y fixer un Rigid Body, le repositionnement zygomatique est, pour sa part, délicat, du fait de la complexité de l'anatomie tridimensionnelle osseuse.

## **2 Objectifs**



Nous avons voulu dans ce travail réaliser une application cohérente de la Chirurgie Assistée par Ordinateur en Chirurgie Maxillo-faciale, c'est-à-dire comprenant l'ensemble des étapes de la séquence comme elle a été décrite initialement (Part. 1, 1), et malheureusement peu souvent respectée. Présenter une méthode de planification thérapeutique sans transfert de celle-ci au champ opératoire, et plus encore un guidage chirurgical sans planification, nous apparaît certainement intéressant technologiquement, mais pas toujours pertinent scientifiquement ou utile cliniquement.

Cette séquence comprend donc la planification et l'assistance chirurgicale, mais aussi l'évaluation de la technique. Dans le contexte actuel de l'Economie de Santé, une nouvelle technique, surtout lorsqu'elle implique un surcoût en comparaison du traitement de référence, se doit d'être validée pour être acceptée et plus encore prise en charge par les Caisses d'Assurance Maladie.

L'exposé sera donc développé en deux parties, successivement la planification thérapeutique et l'assistance chirurgicale à la réalisation du geste. Chacune de ces parties intégrera la validation de la méthode proposée.

Nous pensons qu'une application, comprenant donc les logiciels de la planification et de l'assistance chirurgicale, ainsi que les ancillaires chirurgicaux adaptés, doit être orientée sur une pathologie donnée, afin d'aboutir à des produits suffisamment simples et conviviaux d'utilisation par un public large. Ainsi, au-delà du développement des logiciels, les méthodes proposées se veulent les plus automatisées et rapides possibles, et ne pas demander de connaissances informatiques spécifiques. Les applications généralistes, de manipulations souvent complexes, si elles nous semblent intéressantes dans des mains averties, sont à notre avis réservées à ces mêmes mains.

L'indication choisie a été la reconstruction primaire et secondaire des traumatismes orbito-zygomatiques. Les raisons de cet intérêt prennent leur source dans les éléments épidémiologiques explicités précédemment, les imperfections de résultat de certaines prises en charge primaires et l'impasse thérapeutique des prises en charge secondaires. Notre intérêt a rejoint celui des instances sanitaires puisque la traumatologie était l'une des thématiques de Recherche des Projets Hospitaliers de Recherche Clinique en 2003. Notre projet a ainsi été retenu au titre des appels d'offre régionaux par le CHRU de Toulouse.

Contrairement aux propositions faites précédemment (§ 1.6.), nous avons voulu envisager conjointement dans la même application les traumatismes orbitaire et zygomatique, qui nous semblent liés d'un point de vue physiopathologique et thérapeutique. Si l'application se veut ciblée à la reconstruction orbito-zygomatique par souci ergonomique, elle se voudrait également la plus complète possible pour pouvoir envisager l'ensemble des types de fractures d'indication chirurgicale.

Après les objectifs relevant de notre philosophie en matière de Chirurgie Assistée par Ordinateur, les objectifs spécifiques de l'étape de planification thérapeutique peuvent être édictés comme tels :

- Visualisation tridimensionnelle et interactive des données issues de l'imagerie tomodensitométrique.
- Aide à la décision thérapeutique en déterminant si les lésions osseuses relèvent d'un traitement chirurgical : objectiver le déplacement du corps zygomatique, l'effondrement des parois orbitaires et l'augmentation du volume orbitaire.
- Déterminer le repositionnement zygomatique et la reconstruction des parois orbitaires à réaliser pour obtenir un retour à l'état antérieur des structures osseuses.
- Transférer ces données au champ opératoire.

Les objectifs que nous nous fixons pour l'assistance intraopératoire sont quant à eux :

- Intégration des données issues de la planification pré opératoire.
- Navigation passive permettant le repérage dans le volume anatomique céphalique.
- Guidage du repositionnement du corps zygomatique par une assistance semi-active.
- Assistance passive à la reconstruction orbitaire par vérification des limites de la réhabilitation osseuse effectuée.

Si Gellrich & al. <sup>140</sup> disent ne pas s'intéresser à la navigation d'un segment osseux, argumentant que peu de problématiques en Chirurgie Maxillo-faciale peuvent se résoudre par le guidage d'un segment osseux, nous pensons, pour notre part, que c'est un moyen à envisager dans certains cas, comme l'indication ici abordée ou en chirurgie orthognatique qui sera abordée dans la troisième partie.

Certains objecteront avec raison que nous n'envisageons pas dans cette application la dimension Tissus Mous de la reconstruction, qui est effectivement partie intégrante de la problématique de reconstruction, puisque ayant pu être spécifiquement atteinte au cours du traumatisme. Cependant, une des bases de la reconstruction en chirurgie maxillo-faciale est un retour des bases osseuses dans un état aussi proche que possible de celui antérieur. De plus, dans les perspectives, nous évoquerons les liens envisageables avec d'autres travaux réalisés parallèlement dans le Laboratoire sur la thématique des Tissus Mous de la Face.

Finalement, on peut noter que les objectifs spécifiques de cette application de chirurgie orbito-zygomatique assistée par ordinateur rejoignent les problématiques posées par les applications de Chirurgie Maxillo-faciale Assistée par Ordinateur en général, que ce soit pour la planification thérapeutique ou l'assistance opératoire :

- Détermination d'un objectif chirurgical par définition d'une morphologie osseuse cible et des déplacements osseux pour l'atteindre.
- Assistance passive ou semi-active permettant soit de vérifier la corrélation des structures osseuses en fin d'intervention et de celles qui avaient été planifiées pour obtenir le résultat optimal, soit de guider le déplacement d'un segment osseux vers cette même planification.

On peut ainsi espérer la possible utilisation d'outils informatiques ici développés, dans d'autres applications de chirurgie maxillo-faciale assistée par ordinateur.

### **3 Planification**

Après un bref rappel technologique à l'adresse des lecteurs médecins, nous présenterons les choix méthodologiques retenus pour le développement de notre application, puis, en détails, le déroulement du processus de planification et, finalement, les validations réalisées.

#### **3.1 Matériel**

##### **3.1.1 Mise en correspondance (ou recalage) spatiale <sup>191 192</sup>**

La procédure de recalage ou mise en correspondance (ou encore : registration ou matching, selon les anglicismes correspondants fréquemment utilisés), dans le sens large, établit la relation spatiale et/ou temporelle entre des données informatives multimodales. Dans notre exposé, nous entendrons la relation spatiale permettant d'adapter un ensemble de données réalisant un objet de géométrie  $A$  à celui d'un autre objet de géométrie  $B$ .

De manière générale, la mise en correspondance spatiale est décrite en 4 étapes :

- Définition d'une relation
- Représentation des données
- Définition d'une fonction d'énergie
- Optimisation de cette fonction d'énergie

### **3.1.1.1 Définition d'une relation**

La relation entre les données  $A$  et  $B$  est une transformation géométrique  $T$  qui peut être globale ou locale, rigide ou élastique.

Une transformation est dite globale quand elle s'applique de façon identique à l'ensemble des données. A l'opposé, une transformation locale n'affecte qu'une partie des données.

Une transformation est dite rigide si elle ne comprend pas de déformation des données. Le recalage rigide est le plus souvent utilisé, comme nous le ferons (§ 3.3.2, § 4.1.4.1, § 4.1.4.10), quand les données  $A$  et  $B$  correspondent au même objet, donc de même géométrie, et sont représentés dans deux référentiels distincts. La transformation est alors une matrice de rotation de dimension trois  $R(3,3)$  et un vecteur de translation à trois composantes  $t=(t_x, t_y, t_z)^t$ , permettant le passage d'un référentiel à l'autre.

Au contraire, une transformation élastique autorise une déformation d'un ensemble de données pour l'adapter au mieux à l'autre. Elle est fréquemment utilisée pour mettre en correspondance des données moyennes (un modèle générique) et individuelles, ou pour suivre la déformation d'un objet dans le temps. Pour notre part (§ 3.3.2), nous l'utiliserons pour adapter au mieux à la géométrie locale un modèle anatomique fabriqué. Une transformation élastique peut être définie par différents modèles. Nous utiliserons la méthode des *octree splines*, définie par Szeliski &

Lavallée <sup>193</sup>, dans laquelle la transformation  $T$  est une composition d'une transformation rigide globale et d'un ensemble de transformations élastiques locales. La transformation rigide globale comporte 6 degrés de liberté, 3 paramètres de translation et trois angles d'Euler pour la matrice de rotation. L'ensemble des déformations locales repose sur l'*octree spline* qui est une décomposition de l'espace en une grille de déplacement adaptative et hiérarchique.

### **3.1.1.2 Représentation des données**

Les données  $A$  et  $B$  peuvent être représentées par différentes caractéristiques géométriques, le plus souvent un ensemble de points ou une surface.

### **3.1.1.3 Définition d'une fonction d'énergie**

La fonction d'énergie (ou de coût, ou encore de disparité) représente l'écart entre les données  $A$  et  $B$ . La définition de cette distance dépend de la représentation des données utilisée. La distance euclidienne entre les deux jeux de données et une formulation de la fonction de type moindres carrés sont utilisées. Dans le recalage élastique, la fonction d'énergie intègre un terme de régularisation qui permet un compromis entre la déformation des données et la conservation de la forme initiale.

### **3.1.1.4 Optimisation de la fonction d'énergie**

Plus les données  $A$  et  $B$  sont éloignées et/ou de formes différentes, plus l'énergie est élevée. Mettre en correspondance les deux jeux de données revient donc à minimiser la fonction d'énergie. L'optimisation de la fonction de moindres carrés fait appel à l'algorithme de Levenberg-Marquardt <sup>194</sup>. Les paramètres de la transformation rigide globale sont d'abord déterminés, puis les paramètres élastiques, pour chaque niveau de subdivision de l'*octree*. Celle-ci est alors subdivisée à nouveau et l'opération est réitérée en considérant le résultat de

l'itération précédente comme situation initiale. L'opération est renouvelée jusqu'à atteindre un niveau de résolution déterminé.

### 3.1.2 Reconstruction surfacique tridimensionnelle : algorithme de *Marching cube*<sup>195</sup>

Cet algorithme permet de construire une surface tridimensionnelle d'iso-valeur (iso-surface) d'un objet, à partir d'un ensemble de données 2D issues de l'exploration radiologique (CT scanner, IRM...).

Les données d'imagerie tomodensitométrique sont constituées par une matrice de voxels, chacun d'entre eux ayant pour volume : la surface du pixel x épaisseur de coupe. A chaque voxel est attribué un niveau de gris et une valeur en unités Hounsfield, en fonction de la nature du tissu biologique exploré correspondant et des caractéristiques de l'examen radiologique (figure 12).

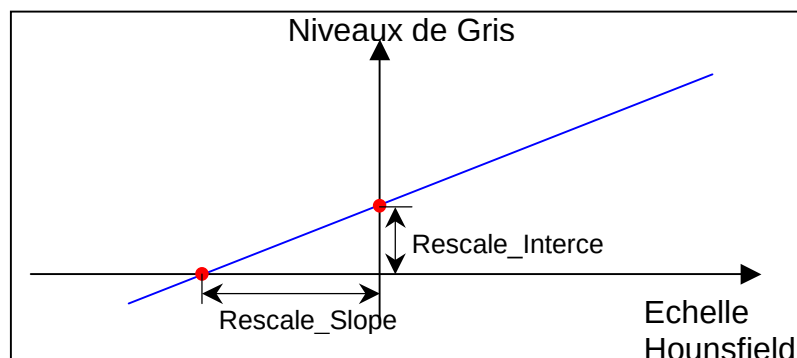


Figure 12 : Correspondance entre niveaux de gris et Unités Hounsfield. Il s'agit d'une fonction linéaire déterminée à partir de deux paramètres (Rescal\_Slope , Rescal\_Intercept) indiqués dans les entêtes des fichiers DICOM de l'examen CT scanner.

L'objet dont on cherche à reconstruire la surface est défini par un seuil (iso-valeur)  $\alpha$  de niveaux de gris (valeurs comprises entre une minimale et une maximale), correspondant donc à un seuil d'unités Hounsfield.

L'algorithme détermine comment la surface d'iso-valeur  $\alpha$  coupe la matrice constituée par les cubes-voxels. Pour ce faire, la valeur 1 est affectée au sommet de chaque cube dont la valeur de niveau de gris  $y$  est supérieure ou égale à celle de l'iso-valeur et 0 dans le cas contraire. La surface recherchée croise donc les arêtes

des cubes dont au moins un sommet a une valeur égale à 1 et un autre la valeur 0. Puisque chaque cube possède 8 sommets et 2 valeurs possibles par sommet, il existe  $2^8=256$  façons pour la surface de couper le cube. Les symétries complémentaires et rotationnelles permettent de réduire les 256 possibilités à 14 formes (figure 13). En utilisant une modélisation des sommets (figure 14), un index à 8 bits est ainsi créé pour chaque cube, selon la valeur du sommet. Par interpolation de deux coupes successives, puis de l'ensemble des coupes, l'intersection surface-arêtes est déterminée pour réaliser une surface continue.

Cette surface est initialement constituée d'un grand nombre de triangles, réalisant un modèle de poids important pour la manipulation graphique. La taille du modèle peut alors être réduite par décimation du nombre de triangles, au détriment de sa précision.

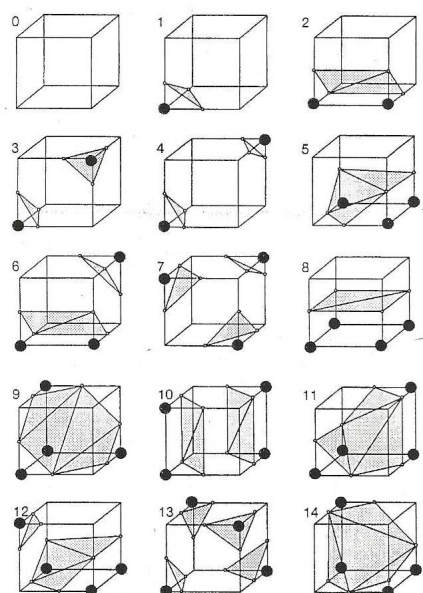


Figure 13 : les 14 possibilités pour la surface de couper un voxel.

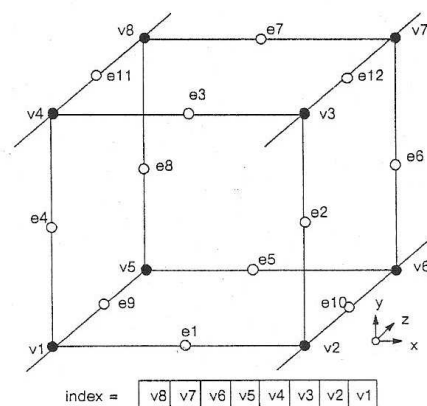


Figure 14 : modélisation des sommets d'un voxel.

## 3.2 Méthode

Le principe du traitement des fractures orbito-zygomatiques est donc, dans un premier temps, la reconstruction osseuse permettant un retour à une morphologie squelettique semblable à l'état pré traumatique. Cependant, il serait exceptionnel de disposer de données anatomiques individuelles du patient, comportant un CT scanner de l'extrémité céphalique, datées antérieurement au traumatisme, et il est inenvisageable de constituer une telle base de données. Nous avons donc retenu le principe, utilisé par les autres équipes, consistant à prendre comme référence de reconstruction le côté opposé, indemne de toute lésion.

L'hypothèse de définir l'objectif de reconstruction par le symétrique du côté indemne, suppose la symétrie initiale du squelette facial. A notre connaissance, aucune étude morphologique tridimensionnelle fiable ne permet de considérer cette hypothèse comme à priori acquise, bien que deux études morphologiques semblent corroborer ce postulat en affirmant la symétrie de la région de la pommette chez le patient sain <sup>196,197</sup>. Cependant, une réserve à celles-ci est leur réalisation sur les tissus mous et non sur les structures osseuses sous-jacentes. Nous sommes cependant bien conscients, comme Zide & al. <sup>197</sup>, que tout visage comporte naturellement une légère asymétrie, et celle-ci nous paraît raisonnablement devoir être considérée dans la planification thérapeutique.

Prendre le côté sain comme référence à la reconstruction du COZM impliquait de n'avoir comme indication possible que les lésions unilatérales du complexe orbito-zygomatique. Hors, il existe quelques cas de traumatismes majeurs de l'extrémité céphalique comportant des associations lésionnelles et en particulier des fractures bilatérales du COZM. Les autres propositions <sup>140,142,144</sup> ont exclu ces cas alors que la destruction de plusieurs piliers squelettiques de la Face, supprimant les repères anatomiques de la réduction osseuse, rend le résultat chirurgical très aléatoire et que l'aide de la Chirurgie Assistée par Ordinateur se justifierait particulièrement dans ces cas complexes. Nous proposons donc, dans ces cas, un principe de planification thérapeutique différent basé sur un repositionnement manuel d'un côté et de façon symétrique du côté opposé, ayant comme objectif une symétrie du visage après traitement, à défaut d'un retour à l'état antérieur.



L'ensemble des propositions faites dans la littérature utilisaient un plan sagittal médian afin de réaliser une image en miroir du côté indemne. La définition de ce plan reste polémique dans la communauté médicale. Dans les applications cliniques proposées, quand sa détermination est explicitée, il a régulièrement été défini par trois points anatomiques supposés appartenir à ce plan, manuellement localisés par le praticien sur les vues en coupe. Nous pensons que cette définition manuelle, sans autre correction, pouvait être source d'erreur notable dans la constitution d'un crâne symétrique.

Nous proposons donc une méthode afin d'entériner la pertinence de la détermination de la cible thérapeutique comme symétrique du côté opposé, par mise en correspondance de l'hémicrâne symétrique déterminé par simple symétrie autour du plan sagittal médian manuellement défini, avec les structures indemnes environnantes homolatérales au traumatisme. Cette mise en correspondance comprend une double modalité, d'abord rigide puis élastique. Le recalage rigide cherche à corriger l'erreur induite par la détermination manuelle du plan sagittal médian et le recalage élastique à intégrer l'asymétrie naturelle de la Face.

Une autre proposition méthodologique a été faite par De Mommi & al.<sup>198</sup>, sur la base des isovolumes. Cette méthode est séduisante mais nous paraît problématique dans certains cas, comme dans les asymétries faciales.

Afin de répondre aux objectifs de l'application définis précédemment, un logiciel de planification thérapeutique a été spécifiquement élaboré. Il est développé en six étapes :

- Exploration des données de l'imagerie médicale et élaboration des modèles tridimensionnels,
- Détermination de la cible thérapeutique pour la reconstruction zgomatique,
- Segmentation du zygoma fracturé,
- Planification du repositionnement zgomatique à effectuer,
- Segmentation du l'orbite saine et détermination de la cible pour la reconstruction orbitaire.
- Préparation à la navigation et exportation des données

### 3.3 Logiciel de planification de la reconstruction orbito-zygomatique

#### 3.3.1 Exploration des données de l'imagerie médicale et élaboration des modèles tridimensionnels

Le logiciel exploite les données d'un CT scanner haute définition habituellement réalisé dans l'exploration des traumatismes orbito-zygomatiques, en format d'échange DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Les caractéristiques d'acquisition des données de l'imagerie médicale sont un élément important de la précision finale de l'application qui est souhaitée de l'ordre du millimètre. Si la plupart des CT scanners actuels multibarettes assurent une dimension de pixel de l'ordre ou inférieure à 0.6 mm, l'épaisseur de coupe doit être demandée égale ou inférieure au millimètre et les coupes jointives.

Le logiciel affiche d'une part les vues en coupes horizontale, sagittale et coronale, perpendiculaires entre elles, et les reconstructions surfaciques tridimensionnelles cutanée et squelettique (figure 15). Si l'acquisition n'a pas été réalisée dans la position académique de l'extrémité céphalique, le logiciel recalcule les vues en coupe axiale parallèlement au plan de Francfort<sup>7</sup>, familier au clinicien.

Les modèles tridimensionnels sont produits en utilisant un algorithme de *marching cube*<sup>195</sup>. Les seuils de densité pour la construction des objets iso-surfaciques sont prédéterminés sur la base de valeur moyenne mais peuvent être modifiés pour améliorer la qualité des modèles obtenus. Un coefficient de décimation est appliqué, assurant un compromis entre la précision du modèle et sa taille. Si la décimation du modèle surfacique est importante, la mise à jour de la vue graphique lors de sa manipulation est aisée et rapide mais la précision du modèle, et par conséquent de la planification, sont compromises. La précision des modèles surfaciques tridimensionnels est facilement objectivable sur les vues en coupe. En effet, l'intersection des modèles et de chaque plan de coupe est représentée sur la vue correspondante. Ces contours doivent logiquement se superposer aux structures

---

<sup>7</sup> Plan de Francfort : « plan » de référence pour l'orientation et l'étude de la structure de l'extrémité céphalique, défini au congrès de Francfort en 1894, comme le plan d'horizontalité de l'extrémité céphalique quand le sujet regarde droit devant lui, à l'infini. Il est défini sur une téléradiographie de profil par deux points : le point infra orbitaire (ou le point le plus bas du rebord orbitaire inférieur) et le point Porion (ou le point le plus supérieur du conduit auditif externe).

dont elles sont issues. Le coefficient de décimation sera déterminé de valeur identique pour tous les modèles surfaciques construits par la suite. Ces éléments techniques ont été fixés lors de la validation méthodologique et sont cachés à l'utilisateur.

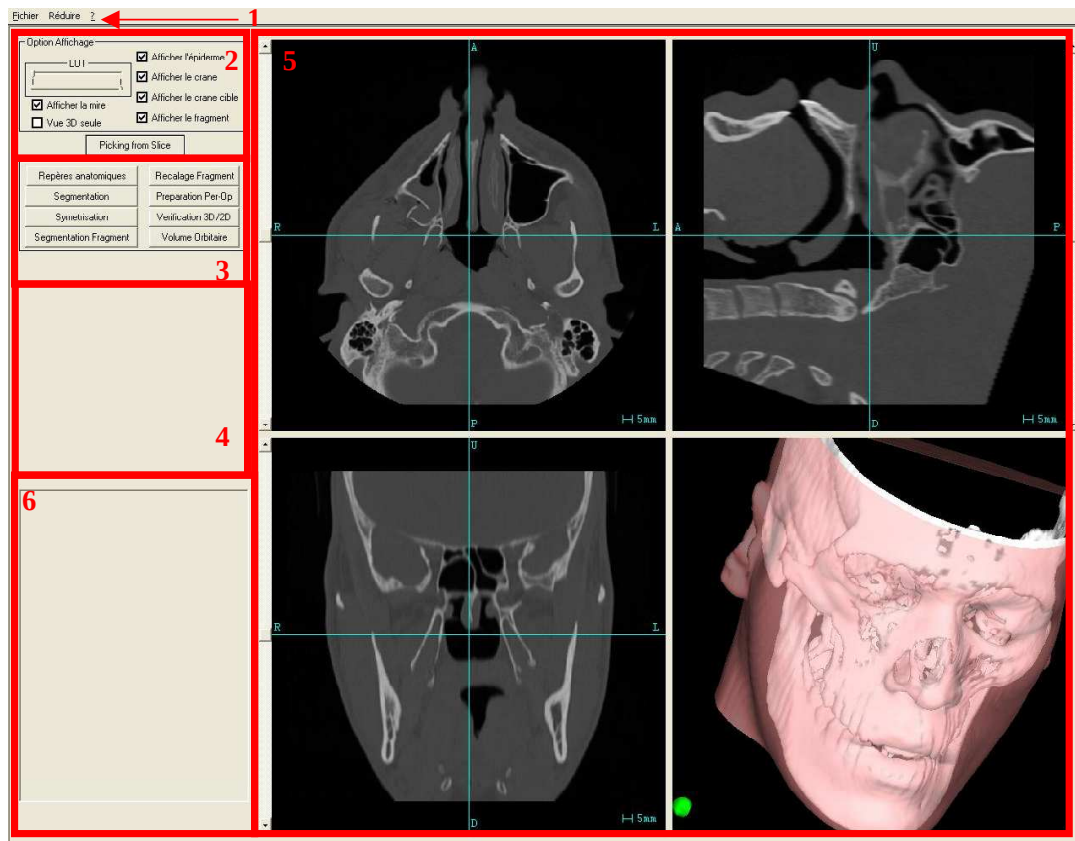


Figure 15 : interface graphique. (1) menu déroulant, (2) options d'affichage, (3) sélection des étapes de la planification, (4) commandes de réalisation des tâches, (5) fenêtres d'affichage des vues en coupe et des modèles 3D, (6) affichage du texte d'aide.

Le praticien peut explorer interactivement le volume céphalique en se déplaçant à travers les vues en coupe et en manipulant les modèles tridimensionnels. Une boîte de dialogue le guide à travers l'application, afin de progresser dans les étapes de la planification thérapeutique.

### 3.3.2 Détermination de la cible thérapeutique

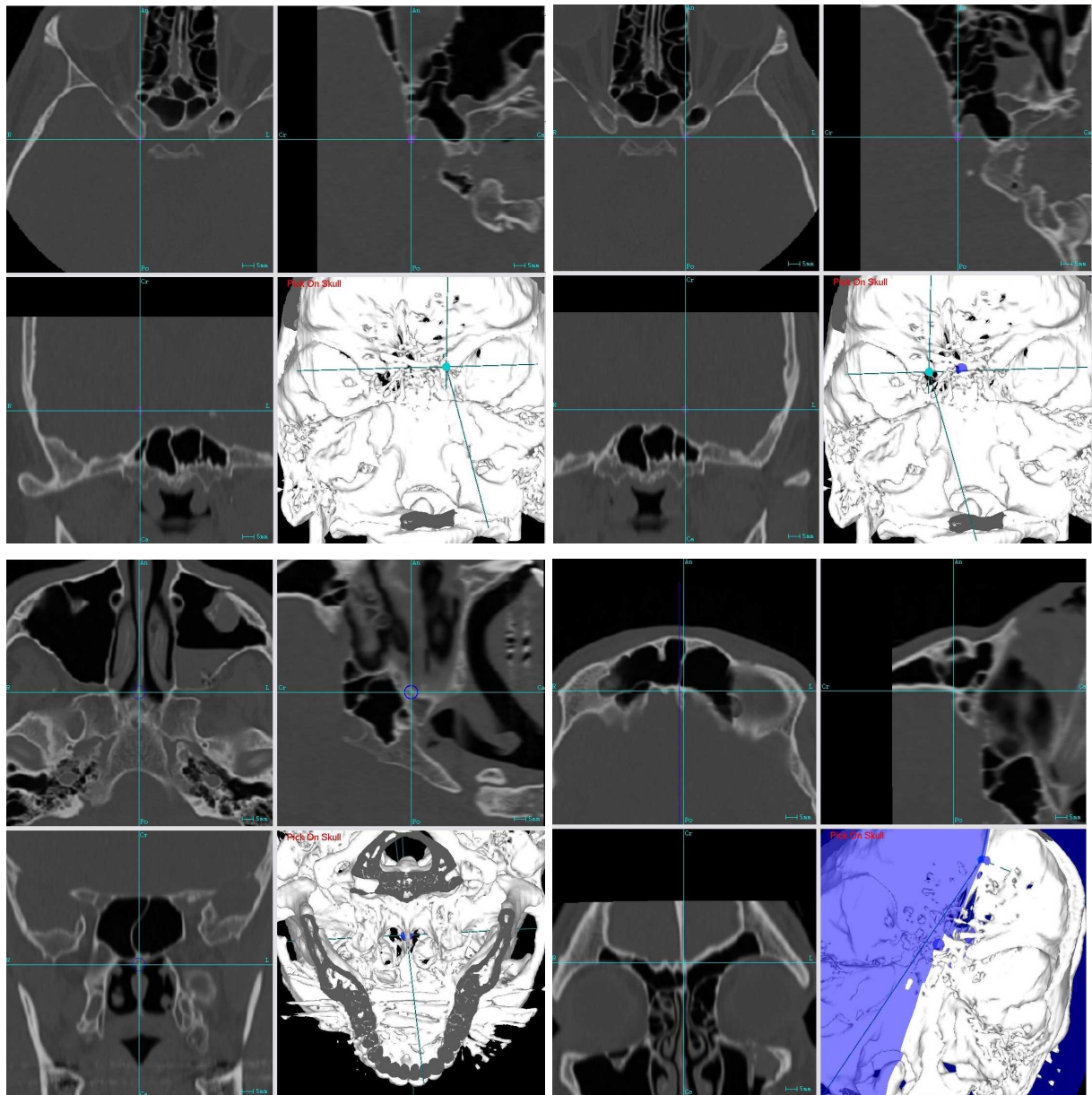


Figure 16 : Localisation des points anatomiques réalisant le plan sagittal médian. De haut en bas et de gauche à droite : apophyse clinoïde droite, apophyse clinoïde gauche, crête sphénoïde, apophyse crista galli.

La cible de repositionnement zygomatique est donc définie comme le symétrique du côté indemne autour du plan sagittal médian. Celui-ci est défini par trois points anatomiques supposés y appartenir (figure 16) :

- Le point milieu entre les apophyses clinoïdes antérieures, calculé après détermination des points les plus postérieurs des apophyses clinoïdes antérieures droite et gauche.
- Un point situé sur la crête sphénoïde.

- Un point situé à l'extrémité antérieure de l'apophyse Crista Galli (foramen caecum).

En cas de fracture centro-faciale associée, la lame criblée de l'ethmoïde est incluse dans le traumatisme et le dernier point ne peut être identifié. Il peut alors être remplacé par un point de l'articulation entre les deux premières vertèbres cervicales. Le plan sagittal médian est alors construit et affiché (figure 17). La reconstruction surfacique tridimensionnelle du côté indemne est symétrisée autour de ce plan sagittal médian et s'affiche en superposition sur le crâne natif (figure 18).

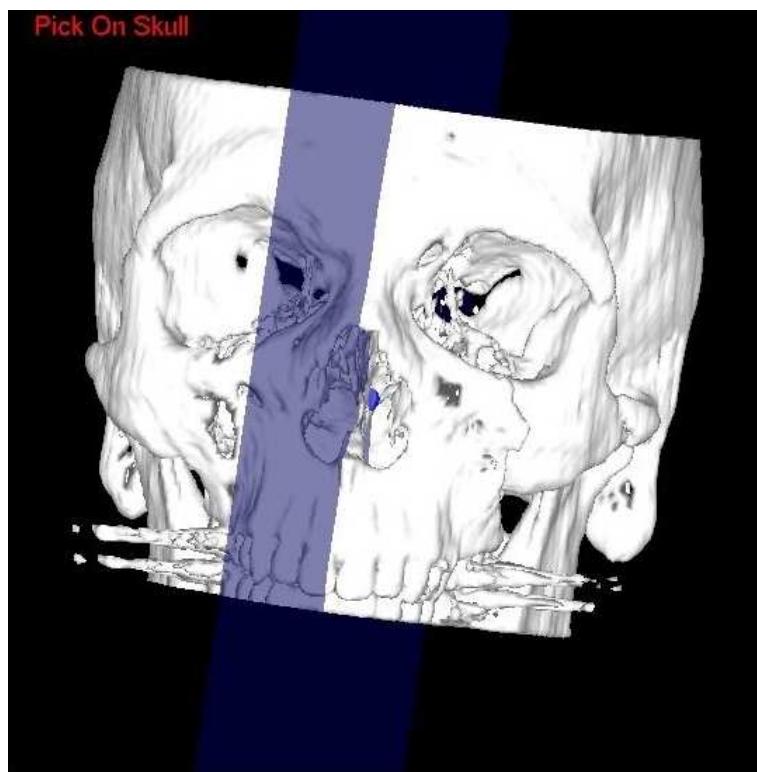


Figure 17 : plan sagittal médian

L'opération que nous proposons afin d'assurer la symétrie du massif facial supérieur et moyen et de réduire une erreur due à la détermination du plan sagittal médian, est une double mise en correspondance, d'abord rigide puis élastique, de structures squelettiques indemnes de l'hémicrâne symétrique et de l'hémicrâne natif correspondant, environnant la zone d'intérêt traumatisée. Le praticien doit ainsi localiser quatre ou cinq points (figure 19) que le logiciel déterminera comme le centre d'autant de régions d'intérêts sphériques de rayon fixé. Trois à quatre points doivent être localisés aux extrémités intactes des piliers de la Face fracturés:

- Apophyse zygomatique de l'os frontal.
- Apophyse zygomatique de l'os temporal.
- Partie médiale du rebord orbitaire inférieur.
- Apophyse zygomatique de l'os maxillaire.

Le dernier point, systématiquement demandé, est situé sur l'écaille de l'os temporal. L'usage de ce point, nettement exclus du plan moyen constitué par les points précédents, améliore la performance des recalages.

Au terme du double recalage, l'hémicrâne cible pour la reconstruction zygomatique est calculé et présenté en superposition sur le crâne natif (figure 20).

Une première appréciation du déplacement de l'os zygomatique fracturé est possible par la dissociation des deux surfaces squelettiques.

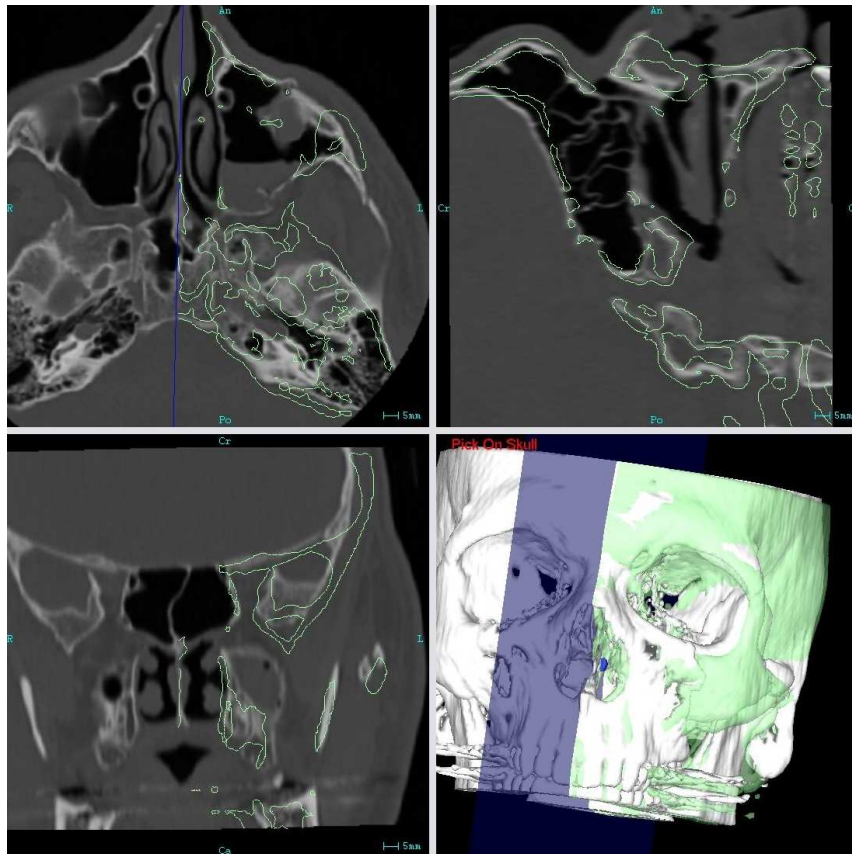


Figure 18 : symétrie de l'hémicrâne indemne autour du plan sagittal médian. Superposition de l'hémicrâne symétrique (vert) sur le crâne natif.

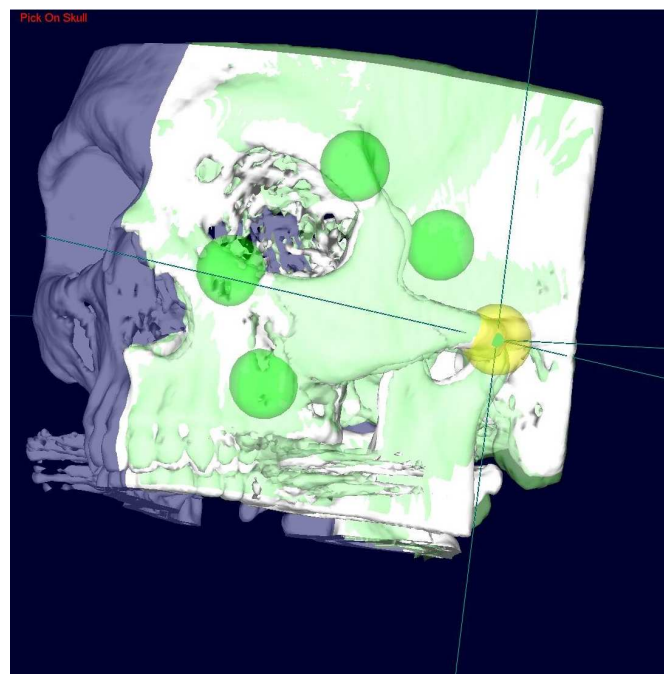


Figure 19 : détermination des Régions d'Intérêt pour les mises en correspondance de l'hémicrâne symétrique (vert) et de l'hémicrâne natif (blanc) (dans le sens horaire à partir de la sphère inférieure gauche) : apophyse zygomatique de l'os maxillaire, rebord orbitaire inférieur, apophyse zygomatique de l'os frontal, écaille de l'os temporal et apophyse zygomatique de l'os temporal.



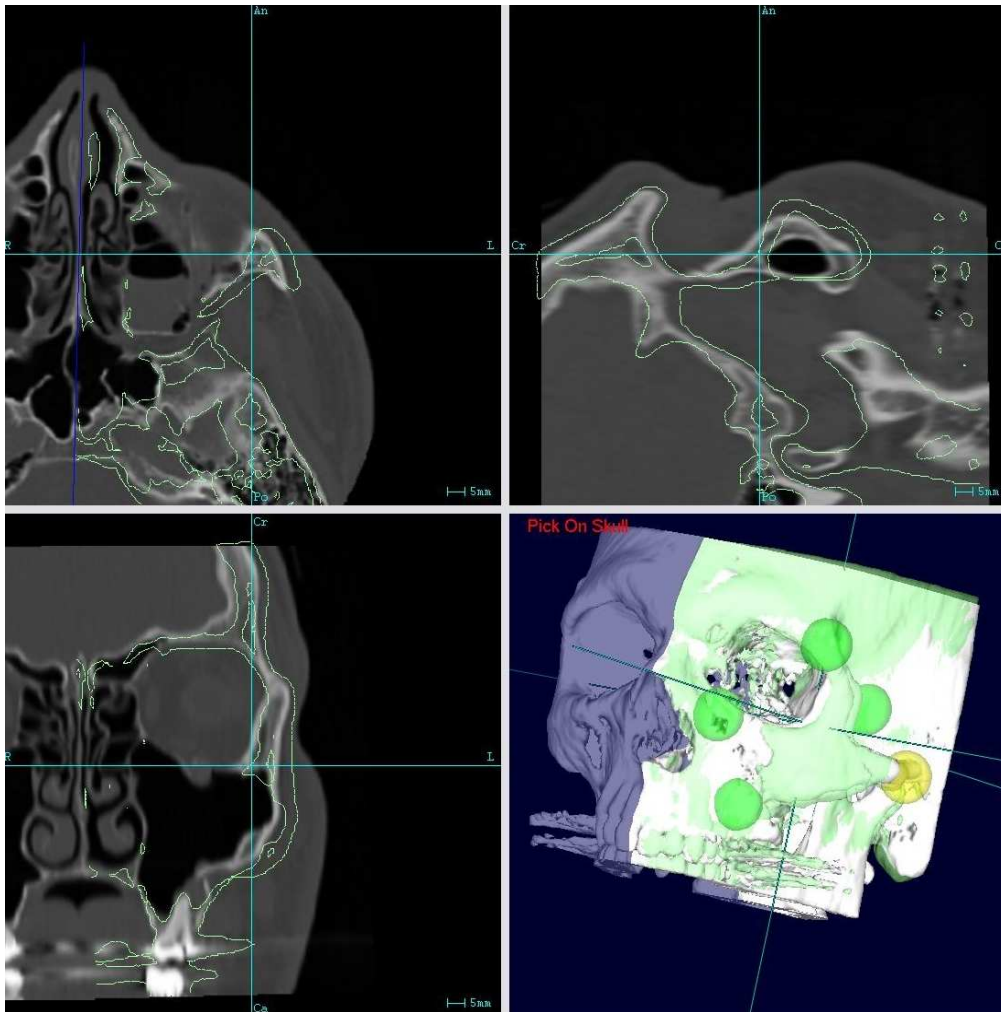


Figure 20 : résultat de la procédure de double recalage entre l'hémicrâne symétrique du côté sain et le crâne natif, réalisée sur les régions d'intérêt manuellement déterminées. La position relative des deux surfaces osseuses est à comparer à la figure 18.

### 3.3.3 Segmentation du zygoma fracturé

Le fragment osseux fracturé et déplacé est segmenté de façon semi-automatique par une région d'intérêt sphérique. Celle-ci est définie par quatre points de sa surface. Il est ainsi demandé au praticien de localiser quatre points sur le fragment zygomatique au niveau des piliers de la face fracturés (figure 21) :

- Rebord orbitaire inférieur ou apophyse zygomatique de l'os maxillaire/apophyse zygomatique de l'os maxillaire.
- Apophyse temporale de l'os zygomatique/apophyse zygomatique de l'os temporal



- Apophyse frontale de l'os zygomatique/apophyse zygomatique de l'os frontal,
- Apophyse sphénoïde de l'os zygomatique.

La sphère ainsi définie inclut le corps zygomatique qui est notre zone d'intérêt. Le modèle zygomata, correspondant à l'élément qui doit être repositionné sur l'hémicrâne cible, est la partie du modèle surfacique du crâne natif calculé à l'étape 1 qui est comprise dans cette sphère (figure 22). Afin d'exclure d'autres éléments anatomiques de proximité et non souhaités (comme le coroné), seul le plus grand objet connexe est conservé.

Le modèle zygomata est finalement affiché sur l'interface graphique (figure 23).

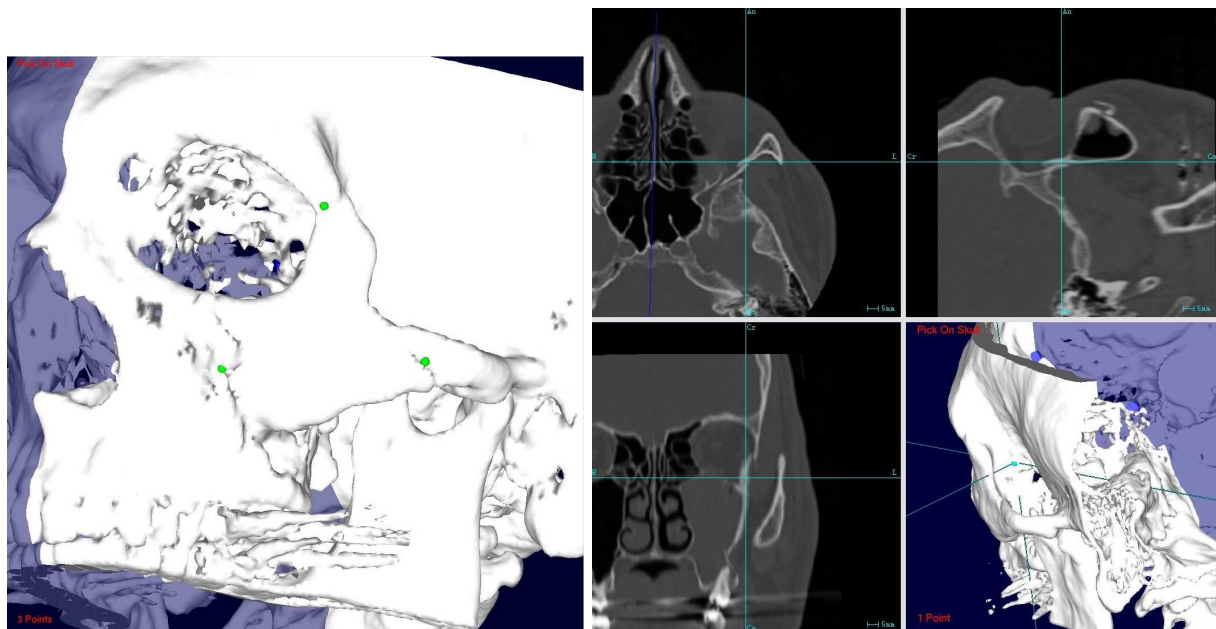


Figure 21 : localisation des quatre points nécessaires à la segmentation zygomatique. A gauche (de gauche à droite) : apophyse zygomatique du maxillaire, apophyse zygomatique de l'os frontal et apophyse zygomatique de l'os temporal. A droite : apophyse zygomatique de l'os sphénoïde.

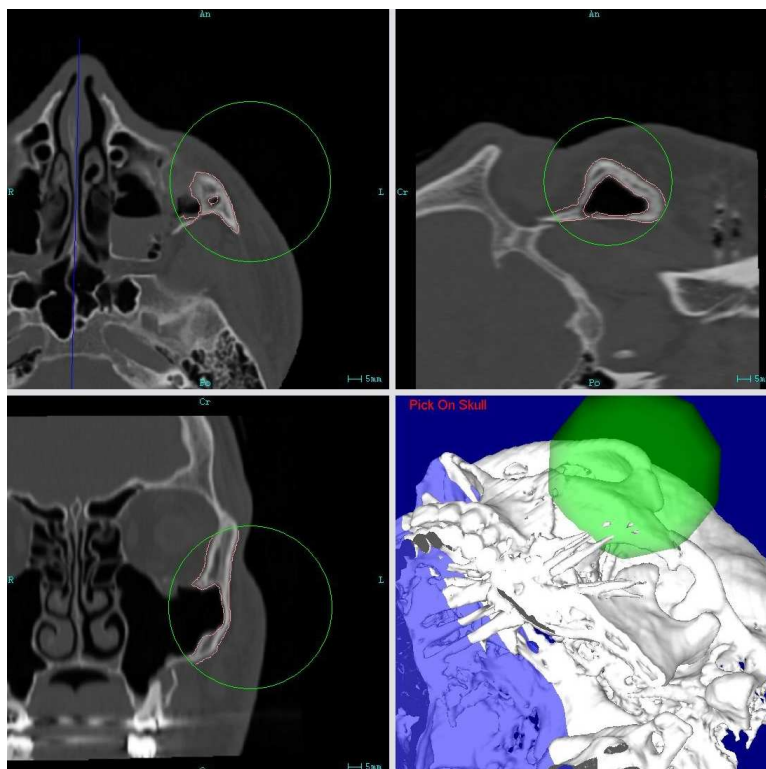


Figure 22 : segmentation du zygoma fracturé, défini comme la partie du modèle surfacique du crâne natif incluse dans la région d'intérêt sphérique venant d'être spécifiée. Les contours du modèle zygoma sont représentés en surimpression au niveau des vues en coupes.

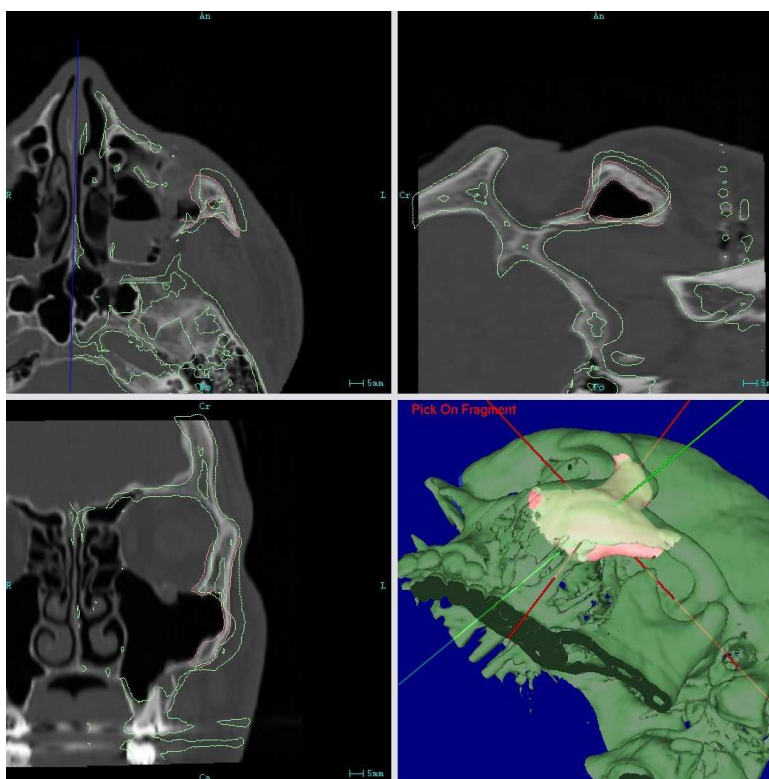


Figure 23 : visualisation de l'hémicrâne cible (vert) et du modèle zygoma (rouge) sur la vue tridimensionnelle et des mêmes éléments en surimpression (code couleur homogène) sur les vues en coupe.

### 3.3.4 Détermination du repositionnement zygomatique

La planification thérapeutique de la reconstruction zygomatique est finalement définie comme le repositionnement du zygoma (spécifié à l'étape 3) sur l'hémicrâne cible (spécifié à l'étape 2). La correspondance maximale entre les deux surfaces est automatiquement obtenue par un recalage rigide surface-surface du zygoma sur le crâne cible (figure 26).

En cas de déplacement important, un premier recalage point-point (figures 24 et 25) est nécessaire afin d'améliorer la précision du recalage automatique surface-surface. En effet, le résultat de ce recalage est d'autant meilleur que les positions initiales sont proches. Il est alors demandé à l'opérateur d'indiquer successivement trois paires de points, appariant un point de l'hémicrâne cible avec son corollaire sur le modèle zygoma.

Au terme de ces procédures, le zygoma est repositionné de la façon la plus proche possible sur l'hémicrâne cible (figure 26). La transformation permettant le recalage du zygoma sur l'hémicrâne cible est une matrice de dimension 3x4, composée d'une matrice de rotation de dimension 3x3 et d'un vecteur de translation de dimension 3.

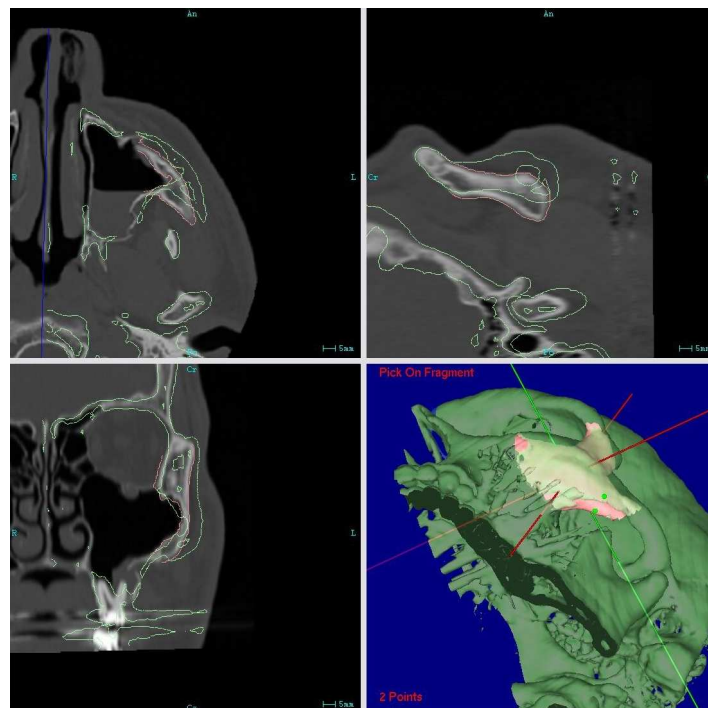


Figure 24 : prérecalage point-point pour obtenir une position initiale favorable au recalage automatique surface-surface. Sur la vue tridimensionnelle, exemple d'appariement de points au bord inférieur du corps de l'os zygomatique.

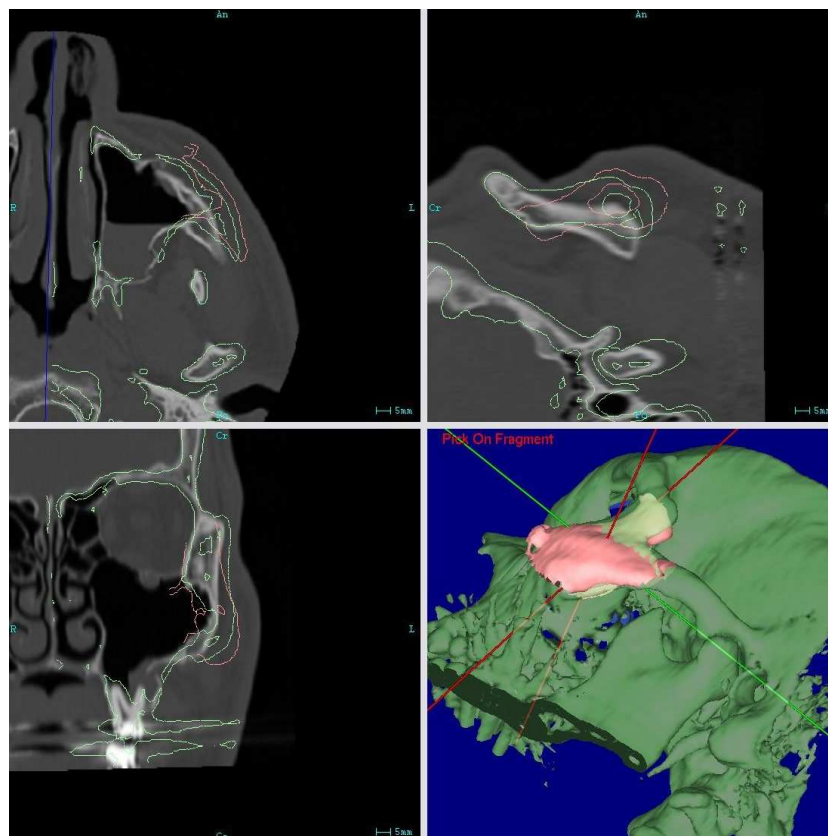


Figure 25 : résultat du prérecalage point-point (à comparer avec position avant recalage représentée à la figure 24).

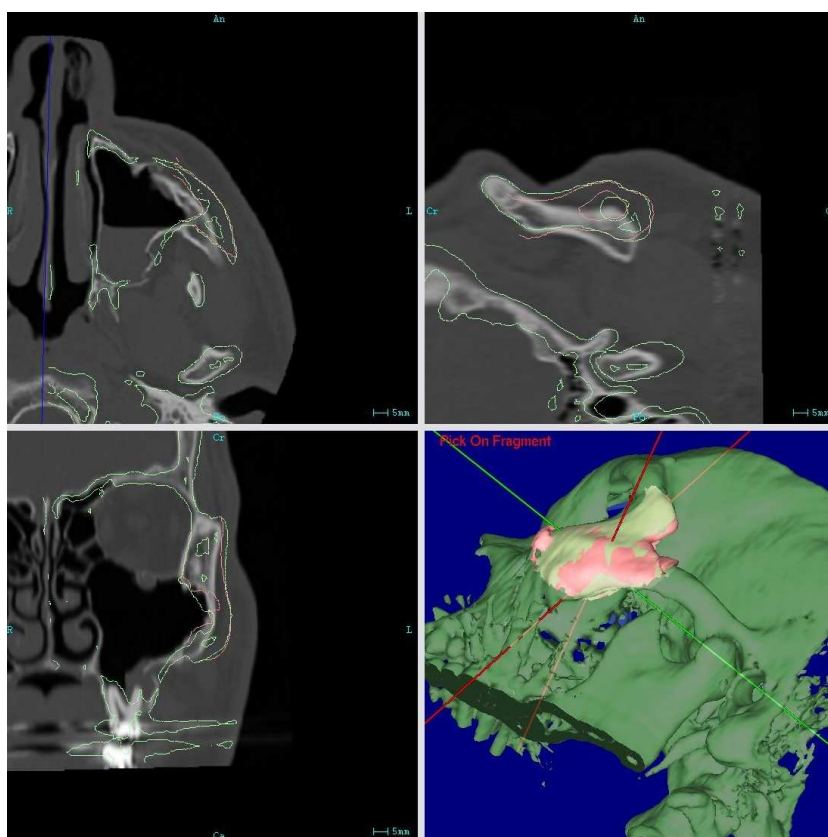


Figure 26 : résultat du recalage automatique surface-surface (à comparer à la position du zygoma après prérecalage point-point représentée à la figure 25).

### **3.3.5 Segmentation de l'orbite saine et détermination des contours de la reconstruction orbitaire**

L'objectif premier de reconstruction de l'orbite lésée est la restitution de ses limites osseuses. L'assistance opératoire dans la reconstruction orbitaire étant projetée passive, seule la détermination des contours osseux de la reconstruction sont nécessaires à planifier.

La planification de la reconstruction orbitaire est définie, de la même façon que pour le zygoma, par référence au côté sain et symétrie autour du plan sagittal médian. Nous devons donc, dans un premier temps, segmenter l'orbite du côté indemne et, dans un second temps, réaliser le symétrique de ce volume autour du plan sagittal médian spécifié à l'étape 2.

L'étape critique est la segmentation du volume orbitaire du côté indemne. Les propositions faites jusqu'alors sont fastidieuses, le volume orbitaire étant la somme des volumes segmentés semi-automatiquement sur les vues successives en coupe. Là encore, nous avons voulu automatiser l'opération au maximum afin de limiter les interactions de l'opérateur et de réduire le temps de travail nécessaire à la planification.

L'orbite correspond globalement à un cône défini par :

- Son sommet : le fond de l'orbite,
- Son axe : l'axe neuro-optique,
- Sa base : le plan orbitaire antérieur,
- Ses parois latérales : les parois orbitaires.

Nous demandons au praticien de localiser :

- Le foramen optique (Pf), pris comme le fond de l'orbite, et le centre du globe oculaire (Pg), tous deux situés dans le plan neuro-optique (figure 27),
- Plusieurs points sur la crête lacrymale interne, les rebords orbitaires inférieur et latéral, considérés appartenir au plan de fermeture antérieur de la cavité orbitaire (figure 28).



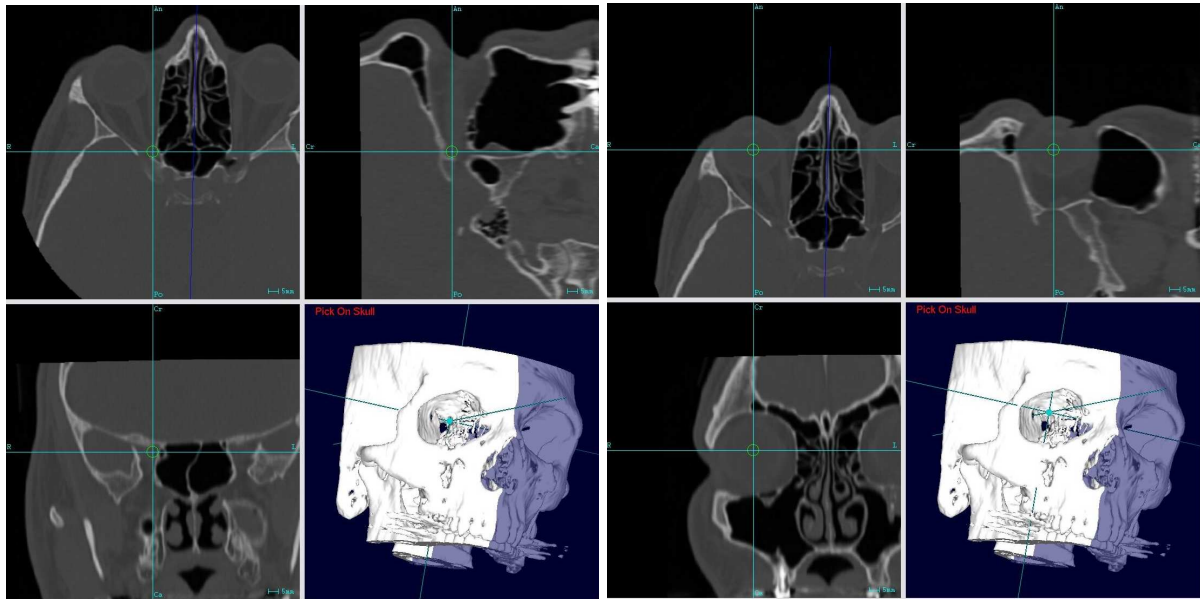


Figure 27 : localisation des points Foramen optique (à gauche) et centre du globe oculaire (à droite), au niveau de l'orbite indemne.

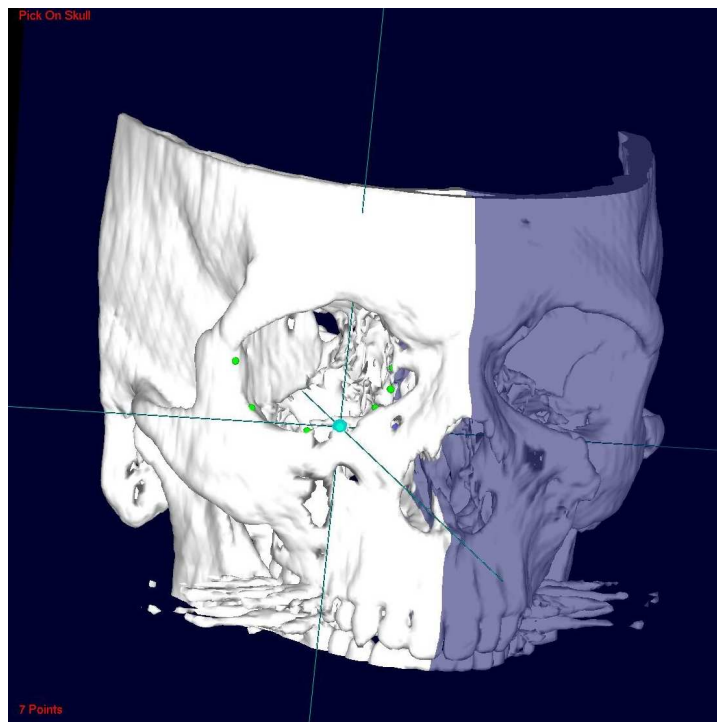


Figure 28 : localisation des points servant à la détermination du plan orbitaire antérieur moyen, situés sur le rebord orbitaire externe, le rebord orbitaire inférieur et la crête lacrymale interne.

Le logiciel produit alors (figure 29) :

- Le plan orbitaire antérieur moyen A, plan moyen calculé à partir des différents points du cadre orbitaire par la méthode des moindres carrés,
- Le point Po, intersection de (Pf,Pg) et A.

La base, le sommet et l'axe du cône orbitaire sont alors fixés.

[Tapez un texte]

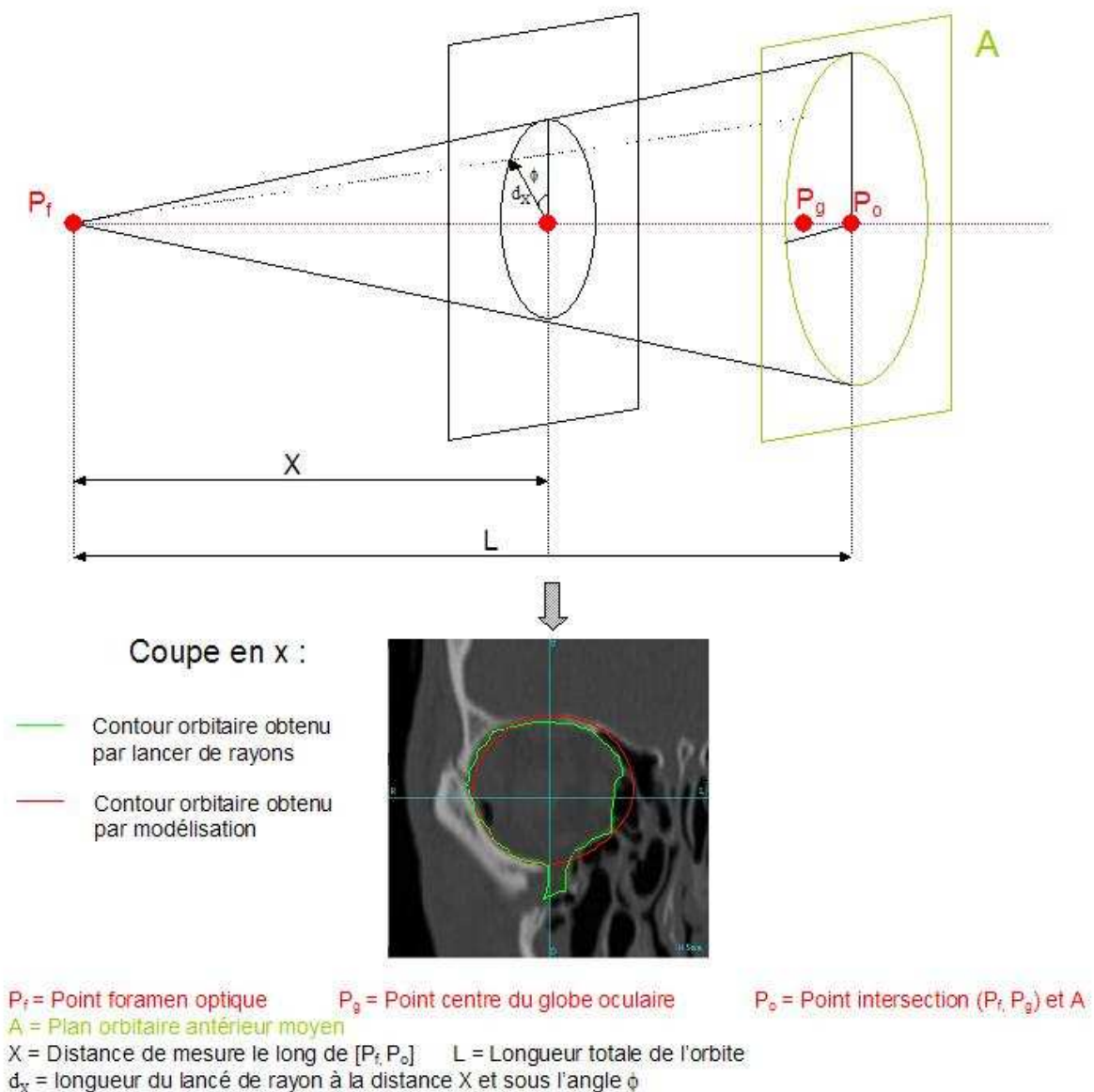


Figure 29 : modèle de la construction géométrique de segmentation de l'orbite.

La détection des contours latéraux du cône est d'abord réalisée par la méthode du lancer de rayon. Le segment  $[P_f, P_o]$ , de longueur  $L$ , est échantillonné en  $N$  points. Pour chaque point, un lancer de rayon dans différentes directions est effectué dans un plan parallèle au plan  $A$ . Les conditions limites d'arrêt des rayons est fixé comme une rupture dans les niveaux de gris correspondant aux interfaces Tissus Mous/Os ou Tissus Mous/air. En effet, les parois médiale et inférieure de l'orbite sont constituées d'os si fin que le niveau de gris affecté au pixel correspondant peut ne pas correspondre à celui habituel de l'os. Cependant, dans ces régions, l'orbite est contigüe aux structures sinusiennes aréiques présentant un seuil de niveau de gris

[Tapez un texte]

important avec celles des Tissus Mous orbitaires. L'interface Tissus Mous/air est alors prise comme limite de l'orbite. On obtient ainsi un ensemble de points définis par la distance  $d$  entre l'axe optique et la paroi orbitaire en fonction de  $X$  et de  $\Phi$  (figure 29). On peut alors construire la surface des parois orbitaires à partir de ce jeu de données. Cependant, cette détermination est extrêmement sensible à des valeurs locales aberrantes.

Pour y remédier, dans chaque plan de lancer de rayon, un contour orbitaire « théorique » est modélisé, en interpolant la forme globale de l'orbite (exprimée sous forme analytique) et le jeu de données issu de la procédure de lancer de rayon. Le contour obtenu par lancer de rayon est alors comparé au contour théorique. Si la différence est supérieure à un seuil limite, le point obtenu par lancer de rayon est considéré comme une donnée aberrante (outlayer) et remplacé par sa position théorique.

La modélisation, en cas d'orbite saine donne régulièrement de bons résultats (figure 30). Cependant, dans certains cas (orbites de forme très irrégulière du fait d'une fracture ou arrêt du lancer de rayon perturbé par un épanchement liquidien intrasinusien n'offrant pas de rupture de niveaux de gris au niveau des parois orbitaires), des erreurs manifestes de segmentation peuvent être observées, sous forme de fortes discontinuités. Nous avons donc implémenté un filtrage des données, afin de lisser les contours obtenus par la méthode de lancer de rayon et permettant d'améliorer la segmentation semi-automatique (figure 31).

Une fois l'orbite saine segmentée, un volume orbitaire théorique, symétrique du premier par rapport au plan sagittal médian, est automatiquement déterminé et ses contours représenté en surimpression dans les plans de coupe axial, coronal et sagittal. Ces limites sont retenues comme l'objectif thérapeutique à la reconstruction des parois orbitaires.



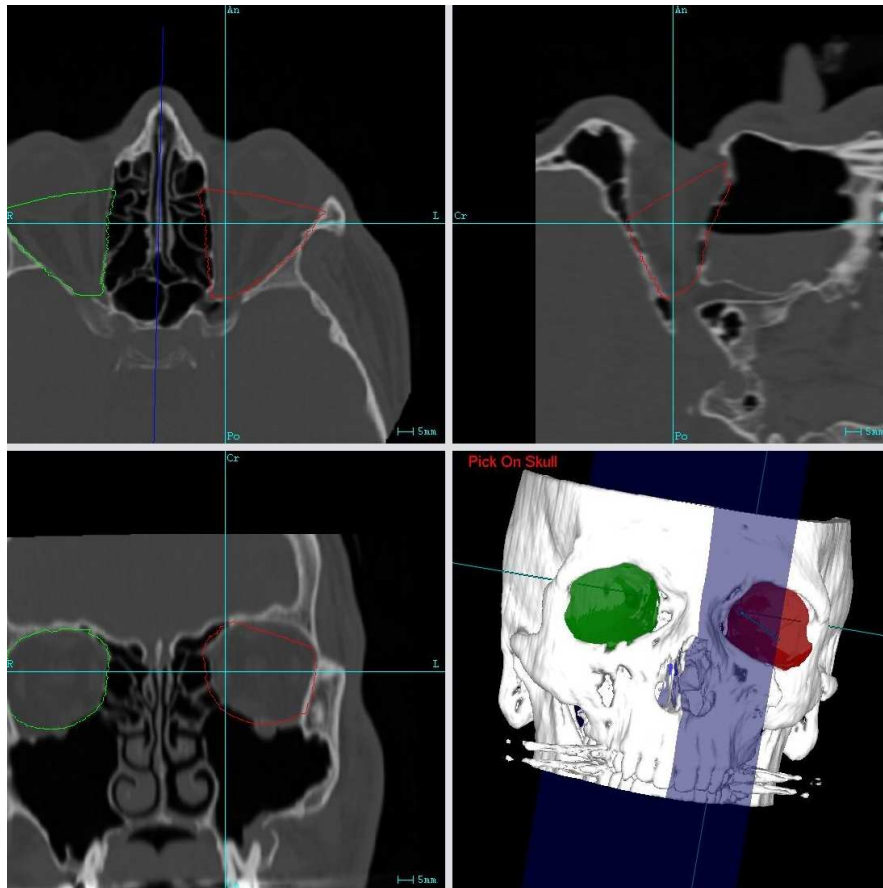


Figure 30 : résultat de segmentation automatique de l'orbite saine à droite (volume vert) et symétrique de l'orbite saine du côté gauche lésé (volume rouge). Les volumes sont représentés sur la vue tridimensionnelle et leurs intersections avec les plans de coupe axiale, coronale et sagittale sur les vues correspondantes.

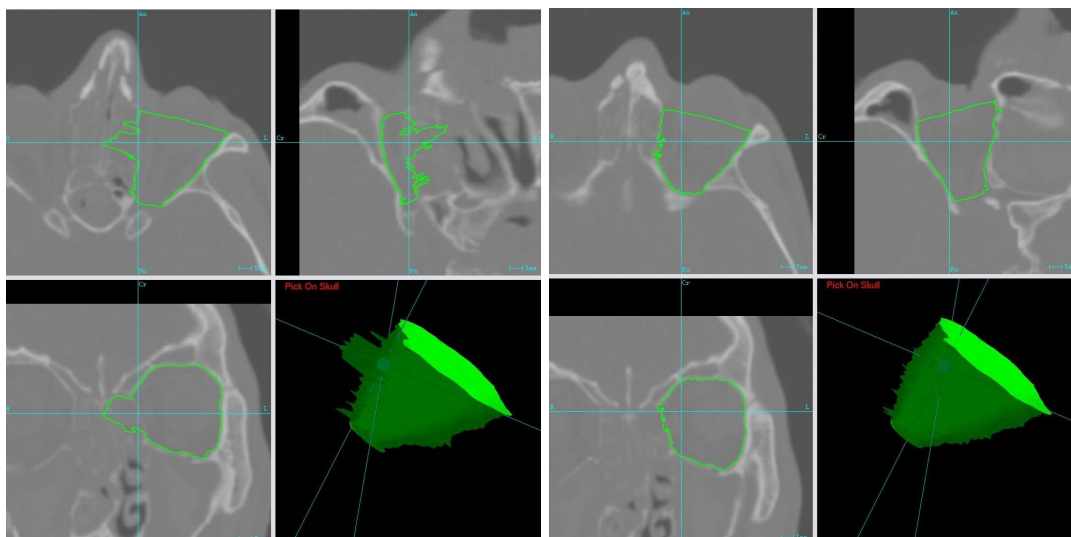


Figure 31 : effet de l'ajout de points de contrainte dans la segmentation semi-automatique de l'orbite.  
Image de gauche : segmentation automatique de l'orbite en cas d'hémosinus maxillaire et ethmoïde.  
Image de droite : correction de la segmentation après filtrage dans la zone d'échappement.

### 3.3.6 Préparation à la navigation et exportation des données

Au terme de la planification, une dernière étape de préparation à la navigation doit être réalisée, définissant trois points de la surface de l'extrémité céphalique, facilement distinguables à la fois sur le modèle surfacique tridimensionnel cutané et sur l'anatomie de surface du patient. Ces points serviront à la mise en correspondance des données, en permettant d'établir la position initiale de celle-ci lors de l'installation du système de navigation tridimensionnel (§ 4.1.4, étape 12). On peut proposer le nasion cutané (point situé à la convexité de la racine du dorsum nasal), la pointe du nez et le tragus d'une des deux oreilles externes.

Finalement, l'ensemble des données nécessaires à l'étape d'assistance chirurgicale sont enregistrées pour être transférées en salle d'opération :

- Vues en coupes horizontale, sagittale et frontale.
- Modèles surfaciques tridimensionnels du crâne natif et des Tissus Mous.
- Modèle surfacique de l'hémicrâne cible.
- Modèle surfacique du zygoma repositionné sur la position cible.
- Modèles volumiques de l'orbite saine et de son symétrique par rapport au plan sagittal médian.
- La matrice de repositionnement  $R$  du zygoma.
- Les coordonnées des points surfaciques nécessaires à la définition de la position initiale de l'extrémité céphalique.

## 3.4 Validation

La validation de notre proposition de planification thérapeutique a été réalisée en répondant à deux questions :

- La cible thérapeutique, déterminée par le symétrique du côté sain autour d'un plan sagittal médian mis en correspondance avec les régions anatomiques indemnes environnantes, concorde-t-il avec l'hémicrâne natif correspondant?
- L'étape originale de mise en correspondance du crâne symétrique avec les régions anatomiques indemnes environnantes assure-t-elle une

meilleure concordance de la cible thérapeutique avec l'hémicrâne natif qu'elle représente?

Si, comme nous l'avons dit précédemment, la détermination de la cible par symétrie autour d'un plan sagittal médian manuellement défini a déjà été utilisée, voire proposée commercialement, aucune estimation de la pertinence de la méthode n'a été publiée.

Il existe évidemment, par ailleurs, de nombreuses sources d'erreur du fait de la mise en œuvre du monde virtuel :

- Précision du CT scanner, de l'ordre du pixel en x et y et de l'épaisseur de coupe en z.
- Réalisation des modèles surfaciques tridimensionnels par l'algorithme de Marching Cube, mais surtout leurs décimations pour permettre leur manipulation graphique plus aisée.
- Précision des algorithmes de recalage.

Il est souvent difficile d'individualiser et d'évaluer l'erreur due à une de ces étapes, intimement intriquée aux autres. Nous avons donc pensé que ces erreurs seraient intégrées à celle totale de l'application clinique (4.3).

### **3.4.1 Méthode**

Afin d'évaluer la pertinence de l'estimation de la position cible pour le repositionnement zygomatique par le symétrique du côté indemne autour du plan sagittal médian, mis en correspondance avec les zones anatomiques environnantes homolatérales indemnes, nous proposons de mesurer la distance entre la surface zygomatique native et celle de la cible thérapeutique correspondante, sur des patients indemnes de fracture faciale. Pour cela, nous avons utilisé cinq examens CT scanner réalisés pour d'autres indications médicales : exophtalmie basedowienne (Patients 1, 2 et 3), dysmorphose dento-maxillaire (Patients 4 et 5). La séquence décrite précédemment a été appliquée, d'un côté puis de l'autre, soit un total de dix cas. Trois déterminations successives de la cible thérapeutique ont été réalisées dans chacun des dix cas. Une cartographie tridimensionnelle de la distance entre les deux surfaces zygomatiques étudiées a été réalisée dans chaque cas. Les distances moyenne, minimale et maximale, ainsi que l'écart-type des valeurs, ont été relevés à

chaque détermination. Le logiciel M.E.S.H (Measuring Error between Surfaces using the *Hausdorff* distance)<sup>199</sup>, disponible gratuitement sur internet (<http://mesh.berlios.de>), a été utilisé pour obtenir ces données. Pour ne pas altérer les résultats, seule la région d'intérêt, c'est-à-dire le zygoma, a été retenue dans l'évaluation.

Finalement, afin d'évaluer l'intérêt de la procédure de double recalage, la mesure des distances a été faite, dans chaque cas, avant et après mise en œuvre des mises en correspondance rigide et élastique.

### **3.4.2 Résultats**

L'ensemble des valeurs numériques est rassemblé dans le tableau 2. La moyenne des distances moyennes entre le zygoma natif et celui déterminé comme cible, en l'absence de recalage, est de 1,50 mm, pour une moyenne des distances maximales de 5,39 mm et une moyenne des écart-type des distances de 0,95 mm. Après mise en correspondance, la moyenne des distances moyennes est de 0,71 mm, pour une moyenne des distances maximales de 3,39 et une moyenne des écart-type des distances de 0,47. Finalement, on peut relever un écart-type des distances moyennes de 0,38 mm en l'absence de recalage et de 0,24 mm après recalage, ainsi qu'un écart-type des distances maximales de 2,21 mm en l'absence de recalage et de 1,06 mm après recalage.

Pour exemple, les cartes de distance tridimensionnelles correspondantes aux trois déterminations réalisées avec et sans recalage, chez le patient 1, à gauche, sont présentées sur la figure 32.

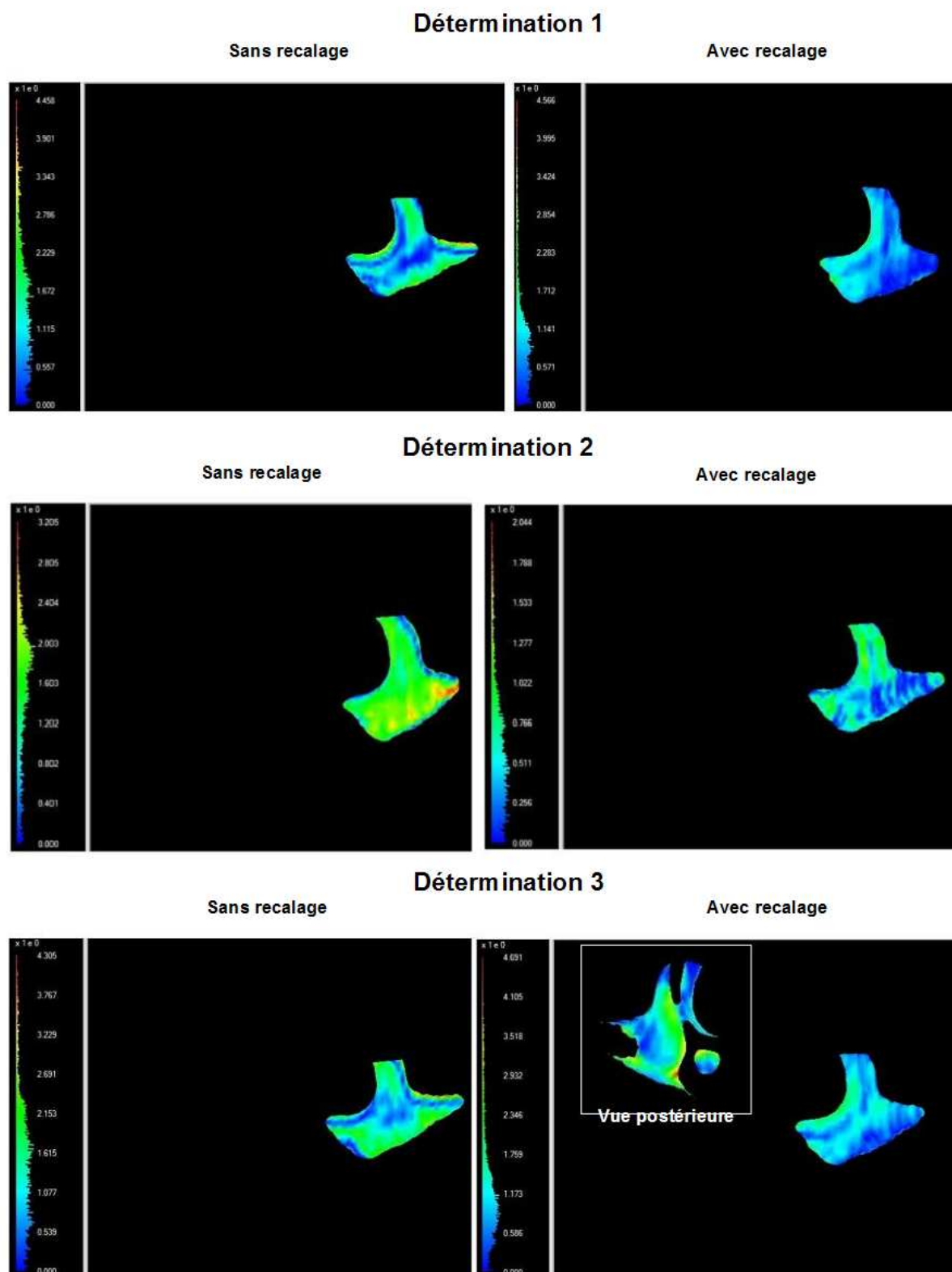


Figure 32 : carte de distance tridimensionnelle entre les deux surfaces zygomatiques. Patient 1, côté gauche, déterminations 1, 2 et 3 de haut en bas, sans recalage à gauche et avec recalage à droite.

On notera que le logiciel M.E.S.H ne fournit pas une échelle de couleur standard en fonction de la distance, mais distribuée jusqu'à la borne supérieure, variable à chaque détermination et constituée par la distance maximale.

| Patient         | Détermination | Droite                                          |              |              |                 |                                             |              |              |                 |
|-----------------|---------------|-------------------------------------------------|--------------|--------------|-----------------|---------------------------------------------|--------------|--------------|-----------------|
|                 |               | Distance crâne natif-crâne symétrisé non recalé |              |              |                 | Distance crâne natif-crâne symétrisé recalé |              |              |                 |
|                 |               | Moyenne (mm)                                    | Minimum (mm) | Maximum (mm) | Ecart-type (mm) | Moyenne (mm)                                | Minimum (mm) | Maximum (mm) | Ecart-type (mm) |
| 1               | 1             | 1,52                                            | 0,00         | 12,36        | 1,14            | 0,56                                        | 0,00         | 5,73         | 0,51            |
|                 | 2             | 1,53                                            | 0,00         | 7,61         | 0,76            | 0,61                                        | 0,00         | 2,08         | 0,34            |
|                 | 3             | 1,58                                            | 0,00         | 4,07         | 0,88            | 0,68                                        | 0,00         | 2,68         | 0,49            |
| 2               | 1             | 2,05                                            | 0,00         | 7,15         | 1,45            | 0,47                                        | 0,00         | 2,32         | 0,39            |
|                 | 2             | 1,00                                            | 0,00         | 2,72         | 0,53            | 0,53                                        | 0,00         | 3,02         | 0,36            |
|                 | 3             | 0,80                                            | 0,00         | 2,54         | 0,49            | 0,54                                        | 0,00         | 2,63         | 0,38            |
| 3               | 1             | 1,65                                            | 0,00         | 4,82         | 1,02            | 0,53                                        | 0,00         | 3,53         | 0,38            |
|                 | 2             | 1,67                                            | 0,00         | 4,59         | 0,99            | 0,55                                        | 0,00         | 4,62         | 0,35            |
|                 | 3             | 1,82                                            | 0,00         | 4,66         | 0,90            | 0,50                                        | 0,00         | 2,82         | 0,31            |
| 4               | 1             | 1,92                                            | 0,00         | 5,41         | 1,30            | 0,56                                        | 0,00         | 3,61         | 0,47            |
|                 | 2             | 1,72                                            | 0,00         | 4,36         | 0,92            | 0,71                                        | 0,00         | 5,85         | 0,73            |
|                 | 3             | 1,40                                            | 0,00         | 4,60         | 0,69            | 0,66                                        | 0,00         | 5,07         | 0,60            |
| 5               | 1             | 1,44                                            | 0,00         | 6,85         | 1,19            | 1,23                                        | 0,00         | 3,52         | 0,60            |
|                 | 2             | 1,87                                            | 0,00         | 8,00         | 1,50            | 0,80                                        | 0,00         | 3,34         | 0,49            |
|                 | 3             | 0,96                                            | 0,00         | 4,64         | 0,60            | 0,71                                        | 0,00         | 2,90         | 0,49            |
| Patient         | Détermination | Gauche                                          |              |              |                 |                                             |              |              |                 |
|                 |               | Distance crâne natif-crâne symétrisé non recalé |              |              |                 | Distance crâne natif-crâne symétrisé recalé |              |              |                 |
|                 |               | Moyenne (mm)                                    | Minimum (mm) | Maximum (mm) | Ecart-type (mm) | Moyenne (mm)                                | Minimum (mm) | Maximum (mm) | Ecart-type (mm) |
| 1               | 1             | 1,66                                            | 0,00         | 5,56         | 1,08            | 0,85                                        | 0,00         | 4,56         | 0,63            |
|                 | 2             | 1,98                                            | 0,00         | 4,29         | 0,84            | 0,54                                        | 0,00         | 2,04         | 0,36            |
|                 | 3             | 1,32                                            | 0,00         | 4,30         | 0,77            | 1,05                                        | 0,00         | 4,69         | 0,64            |
| 2               | 1             | 0,81                                            | 0,00         | 3,25         | 0,59            | 0,70                                        | 0,00         | 2,78         | 0,48            |
|                 | 2             | 1,04                                            | 0,00         | 4,27         | 0,83            | 0,62                                        | 0,00         | 2,73         | 0,42            |
|                 | 3             | 1,05                                            | 0,00         | 4,45         | 0,78            | 0,58                                        | 0,00         | 2,63         | 0,39            |
| 3               | 1             | 2,00                                            | 0,00         | 10,58        | 1,34            | 0,83                                        | 0,00         | 3,85         | 0,48            |
|                 | 2             | 1,76                                            | 0,00         | 5,05         | 0,95            | 1,00                                        | 0,00         | 3,40         | 0,50            |
|                 | 3             | 1,94                                            | 0,00         | 4,49         | 0,90            | 0,90                                        | 0,00         | 3,46         | 0,46            |
| 4               | 1             | 1,70                                            | 0,00         | 4,97         | 1,20            | 0,58                                        | 0,00         | 4,46         | 0,43            |
|                 | 2             | 1,53                                            | 0,00         | 3,91         | 0,79            | 0,52                                        | 0,00         | 2,28         | 0,41            |
|                 | 3             | 1,23                                            | 0,00         | 2,80         | 0,63            | 0,54                                        | 0,00         | 2,19         | 0,40            |
| 5               | 1             | 1,42                                            | 0,00         | 6,84         | 1,29            | 1,08                                        | 0,00         | 2,74         | 0,63            |
|                 | 2             | 1,65                                            | 0,00         | 7,99         | 1,38            | 1,45                                        | 0,00         | 3,82         | 0,74            |
|                 | 3             | 0,87                                            | 0,00         | 4,50         | 0,72            | 0,54                                        | 0,00         | 2,44         | 0,34            |
| Moyenne (mm)    |               | 1,50                                            | 0,00         | 5,39         | 0,95            | 0,71                                        | 0,00         | 3,39         | 0,47            |
| Ecart-type (mm) |               | 0,38                                            | 0,00         | 2,21         | 0,28            | 0,24                                        | 0,00         | 1,06         | 0,12            |

Tableau 2 : distances moyennes, minimales et maximales, ainsi qu'écart-type des distances, entre les surfaces zygomatiques du crâne natif et du crâne symétrisé, avec et sans recalage.

### 3.4.3 Discussion

Les résultats numériques montrent des distances moyennes entre les surfaces zygomatiques natives et cibles, lorsque la mise en correspondance est appliquée, régulièrement inframillimétriques, avec une moyenne à 0,71 mm. Ces valeurs sont très nettement inférieures à celles recueillies avant la mise en correspondance (moyenne de 1,50 mm).

De la même façon, les distances maximales dans la procédure avec mise en correspondance (moyenne 3,39 mm) sont nettement inférieures à celles sans recalage (5,39 mm).

La dispersion des résultats est également moindre après mise en correspondance : moyenne des écart-type des distances de 0,47 mm, écart-type des moyennes des distances de 0,24 mm, écart-type des distances maximales de 1,06 mm, contre des valeurs respectivement de 0,95 mm, 0,38 mm et 2,21 mm en l'absence de recalage.

La méthode de mesure utilisée appelle cependant quelques remarques :

- Tout d'abord, le logiciel M.E.S.H. utilise la distance de Hausdorff. Cette mesure est faite entre deux nœuds les plus proches de chaque surface, et non entre points appariés. Il n'est donc pas garanti que le point le plus proche soit le point correspondant sur l'autre surface et la distance mesurée peut sous-estimer la distance effective. La face antérieure du zygoma présente un rayon de courbure important et la mesure peut donc négliger un glissement d'une surface par rapport à l'autre. Ainsi, la distance minimale entre les deux surfaces est systématiquement nulle, ce qui constitue probablement une erreur par défaut et minimise la moyenne des distances.

Un autre inconvénient du logiciel M.E.S.H. est la présentation des distances selon une échelle de couleur non homogène d'une mesure à l'autre, mais fonction de la borne supérieure. Il ne s'agit pas d'une erreur à proprement parler, mais cela implique une attention particulière à l'interprétation des images.

- Nous n'avons pas pu individualiser la face superficielle du zygoma des faces temporales, orbitaires et des parois du sinus maxillaire voisin. L'observation des cartes tridimensionnelles de distance montre la localisation systématique des distances maximales au niveau des parois du sinus maxillaire et de la face temporale du corps zygomatique (figures 32 et 33). Ceci induit donc une erreur par excès de la valeur maximale des distances et augmente la moyenne des distances.

Pour exemple de la signification des erreurs commises dans la mesure des distances entre les deux surfaces, on peut observer les résultats de la première détermination réalisée à droite chez le patient 5 (figure 34). Le zygoma cible « symétrique non recalé » montre une différence manifeste de positionnement vertical, visible au niveau de l'arcade zygomatique ou du pilier frontal, qui sont des régions importantes à repositionner correctement au cours de la chirurgie. La cartographie tridimensionnelle objective justement cette différence. Dans le cas « avec recalage », les distances maximales sont observées au niveau des parois du sinus maxillaire, qui est par contre une zone qui ne nous intéresse pas dans la chirurgie de reconstruction. Ensuite, l'observation rapide du code couleur pourrait faire croire à des distances plus importantes au niveau de la face superficielle du zygoma en cas

de recalage, alors qu'en rapportant les couleurs à l'échelle, les distances sont similaires. De plus, si on intègre le déplacement vertical en l'absence de recalage, on objective la minimisation faite dans la mesure entre les faces superficielles zygomatiques par le glissement de l'une par rapport à l'autre. Au total, les distances moyenne et maximale dans la mesure « avec recalage » doivent être surévaluées et celles dans la mesure « sans recalage » sous-estimées.

Au regard des résultats numériques obtenus, des limites de la méthode et du dernier exemple, on peut raisonnablement penser :

- La distance entre la surface superficielle zygomatique du crâne natif et celle du crâne symétrique et recalé est faible, probablement inférieure à celle mesurée en moyenne (de l'ordre du demi millimètre en moyenne) et très inférieure à l'erreur finale acceptée pour notre application.
- La distance mesurée entre la surface superficielle zygomatique du crâne natif et celle du crâne symétrique en l'absence de recalage sous estime probablement la différence de positionnement spatiale des deux surfaces et l'intérêt du recalage serait plus important que ne le montre la différences des valeurs numériques entre les déterminations « sans » et « avec » recalage.

Ainsi, nous nous permettons de conclure que :

- La détermination de la cible thérapeutique pour le repositionnement zygomatique par notre séquence « symétrique du côté sain autour d'un plan sagittal médian - mise en correspondance du crâne symétrique avec les régions anatomiques indemnes environnantes » est pertinente.
- L'étape de mise en correspondance du crâne symétrique avec les régions anatomiques indemnes environnantes améliore la précision dans la détermination de la cible thérapeutique par rapport à une simple image symétrique autour d'un plan sagittal médian manuellement déterminé.



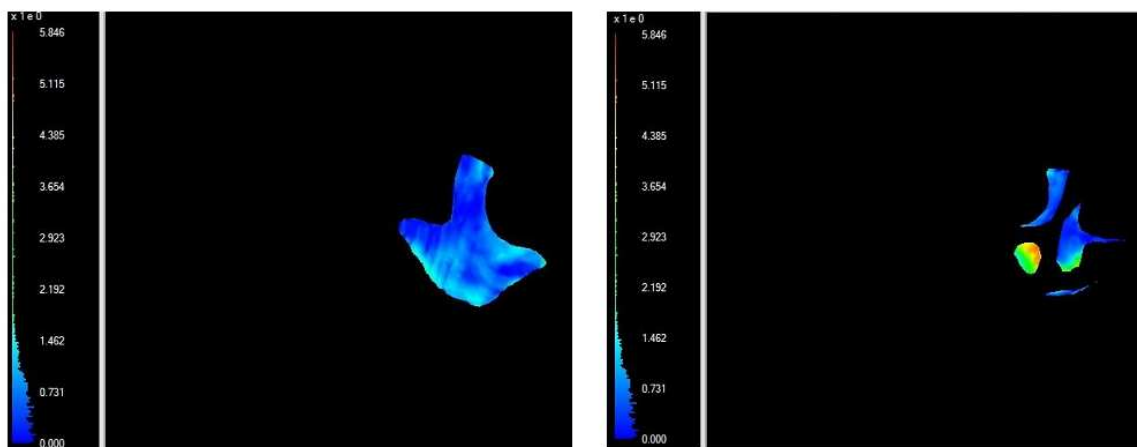


Figure 33 : Carte de distance tridimensionnelle mesurée chez le patient 4, première détermination droite, en vue antérieure (gauche) et postérieure (droite).

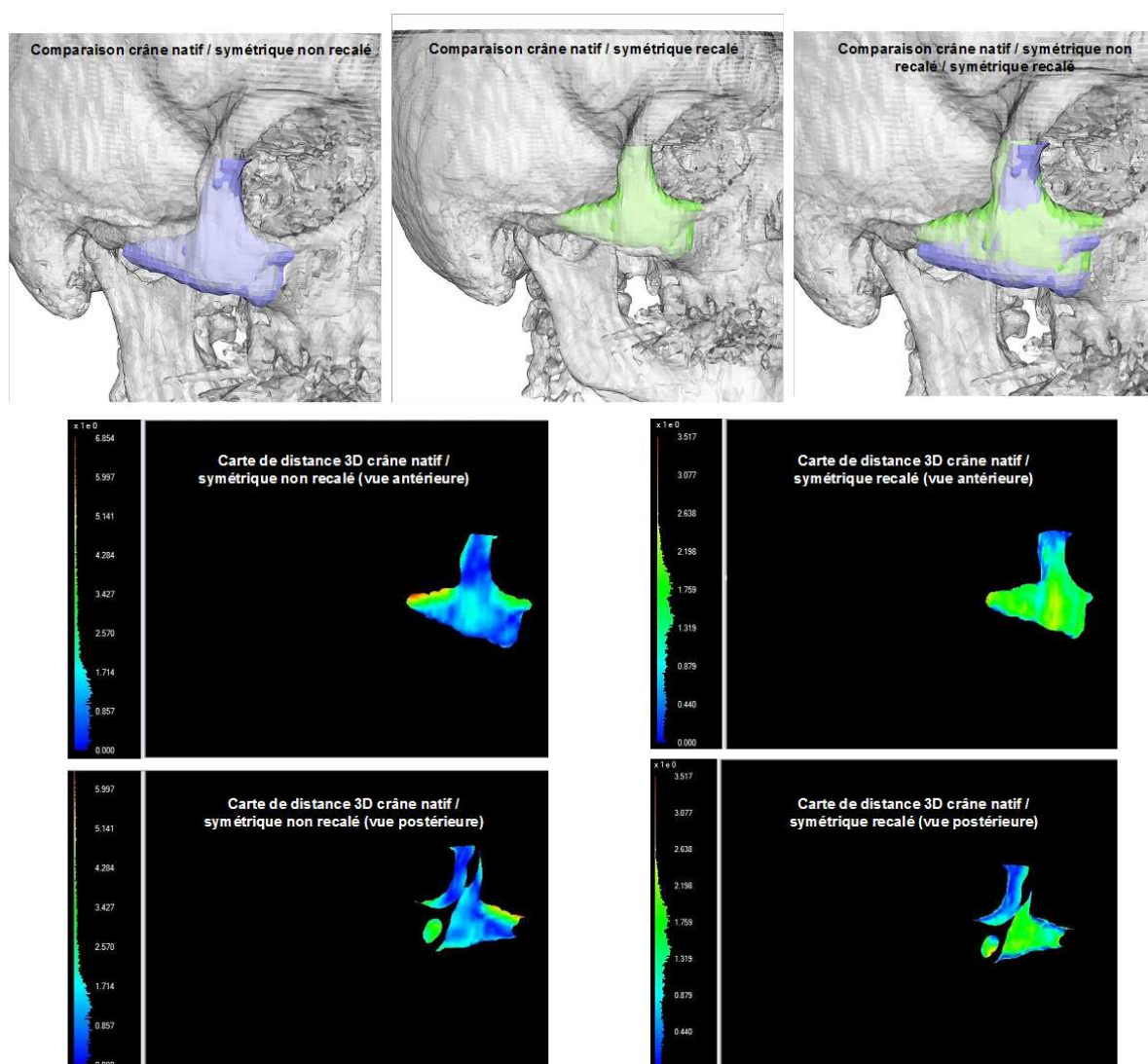


Figure 34 : en haut, représentation graphique tridimensionnelle comparant la position spatiale du zygoma cible, défini comme la région zygomatique du crâne symétrique du côté opposé, non recalé et recalé, et le crâne natif. En bas, cartes de distance tridimensionnelle correspondantes : à gauche, entre le zygoma natif et le zygoma symétrisé non recalé ; à droite, entre le zygoma natif et le zygoma symétrisé recalé.

## 4 Assistance opératoire

L'assistance opératoire dans notre application de Chirurgie Orbito-Zygomatique Assistée par Ordinateur doit nous permettre d'assurer au cours de l'acte chirurgical que la reconstruction des parois orbitaires et/ou du complexe zygomatique est conforme à la planification qui en a été faite. Comme nous l'avons expliqué, cette assistance a été choisie passive dans le cas de l'orbite car la méthode chirurgicale de reconstruction utilise un implant alloplastique qu'il nous semblait difficile de naviguer, et semi-active dans le cas du zygoma. Les problématiques posées par notre application étaient donc :

- De transférer les données issues de l'étape de planification dans le logiciel et l'interface graphique de navigation : position cible du repositionnement zygomatique et contours cibles de la reconstruction zygomatique et orbitaire.
- De créer une architecture de logiciel de navigation adaptée à une chirurgie de reconstruction orbito-zygomatique.
- De localiser en temps réel le fragment zygomatique fracturé et déplacé, d'afficher sa position actualisée sur l'interface graphique et de le guider vers la position cible.

Les systèmes de navigation disponibles commercialement offrent une interface graphique montrant les vues en coupe et les modèles surfaciques tridimensionnels de façon similaire à notre interface graphique du logiciel de planification, et assurent une assistance chirurgicale passive. Ces fonctionnalités nous fournissent donc facilement les outils nécessaires à l'accomplissement de l'assistance passive à la reconstruction orbitaire, au prix de la modification de l'architecture d'un logiciel existant et de l'intégration des données de la planification.

Par principe, un système de navigation permet de localiser, en temps réel, un objet équipé d'un Rigid Body, de façon 6D (c'est-à-dire localiser de façon complète un objet dans le référentiel choisi par 3 Translations et 3 Rotations). Le guidage du fragment zygomatique est donc également accessible.

Par souci de compréhension des éléments de la méthode détaillés par la suite, nous avons délibérément choisi d'exposer dans un premier temps les moyens techniques et le déroulement de l'assistance opératoire.

## 4.1 Matériel

### 4.1.1 Système de navigation tridimensionnel

Nous avons choisi d'adapter un système de navigation existant de la société Praxim-Medivision™ (Grenoble, France), offrant une application de base pour la navigation de l'extrémité céphalique, CranialLogics™. Il s'agit d'un système passif, comprenant un détecteur de type Polaris Spectra™ de la société Northern Digital Inc.™ (Waterloo, Ontario, USA). Les algorithmes de recalage, les logiciels de navigation et les ancillaires sont de formats propriétaires.

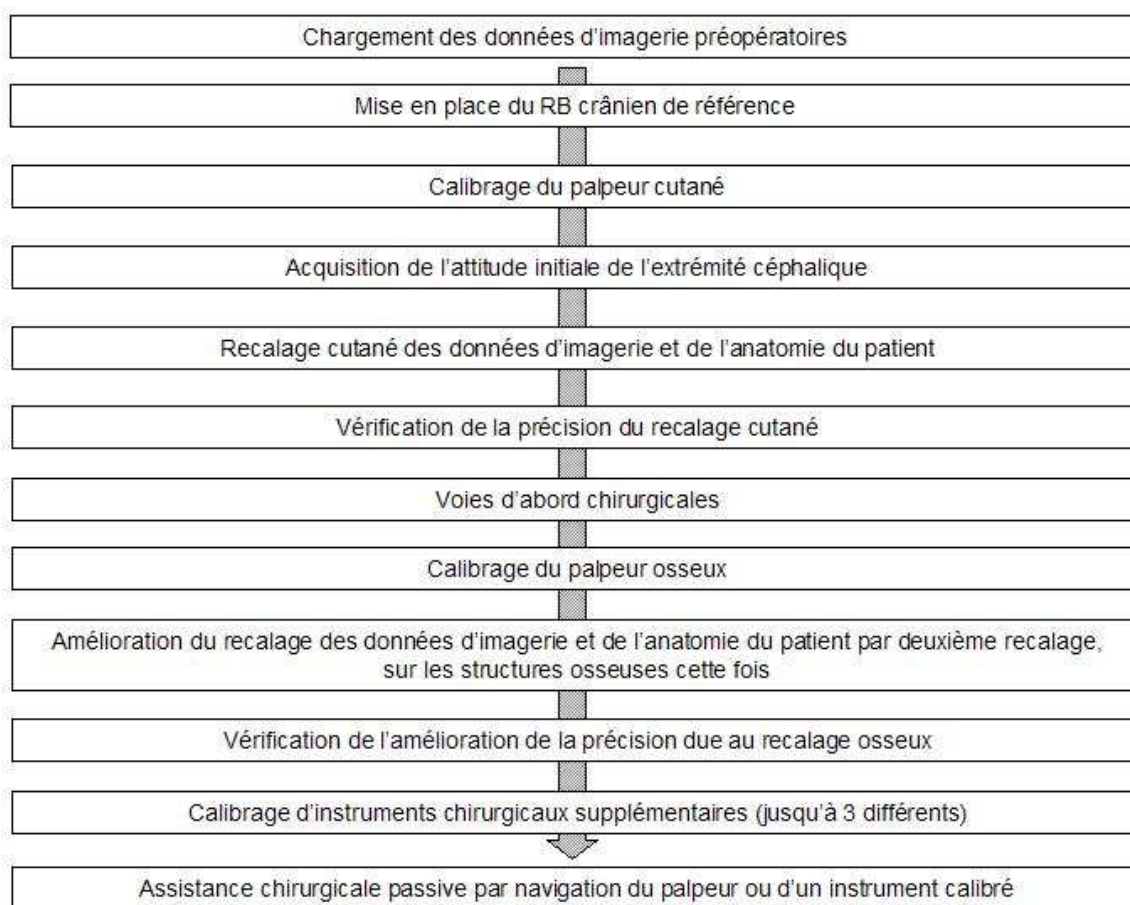


Figure 35 : architecture de l'application CranialLogics™.

L'architecture de l'application CranialLogics™ est résumée sur la figure 35. Elle offre ainsi :

1. L'intégration de données CT scanner ou IRM ou encore d'une fusion de ces deux modalités,
2. L'étalonnage de un à cinq outils :
  - Deux palpeurs servant au recalage, puis pour l'un d'eux à la navigation passive, sont paramétrés de façon systématique.
  - Des pièces intermédiaires polyvalentes permettent la fixation de Rigid Bodies sur des instruments chirurgicaux (et en particulier un moteur) dont on peut calibrer et repérer l'extrémité et l'axe.
3. Un recalage des données anatomiques et d'imagerie en deux étapes :
  - La première est réalisée classiquement sur la géométrie de surface (cutanée).
  - La deuxième, optionnelle, spécificité de cette application, permet de réaliser un deuxième recalage, basé sur les structures osseuses, à proximité de la zone d'intérêt chirurgicale, après avoir réalisé la voie d'abord. Cette proposition doit améliorer la précision de navigation dans la dite zone d'intérêt.
4. Une assistance passive par repérage dans le volume d'imagerie médicale, en temps réel, du palpeur ou de tout autre instrument étalonné. Le système de navigation peut gérer simultanément jusqu'à trois instruments étalonnés (en dehors de la référence crânienne).

La société Praxim-Medivision™ a ouvert sa technologie pour permettre d'implémenter les étapes spécifiques nécessaires à notre application de reconstruction orbito-zygomatique assistée par ordinateur. Les modalités du système seront décrites dans les paragraphes suivants.

#### **4.1.2 Logiciel d'assistance chirurgicale à la reconstruction orbito-zygomatique**

Le logiciel d'assistance chirurgicale à la reconstruction orbito-zygomatique a été implémenté au laboratoire TIMC/GMCAO par Sylvain MAUBLEU, ingénieur. L'architecture du logiciel CranialLogics™ (figure 35) a été modifiée pour prendre en compte le schéma thérapeutique des fractures du COZM (figure 11). Une nouvelle architecture de logiciel a ainsi été définie (figure 36).

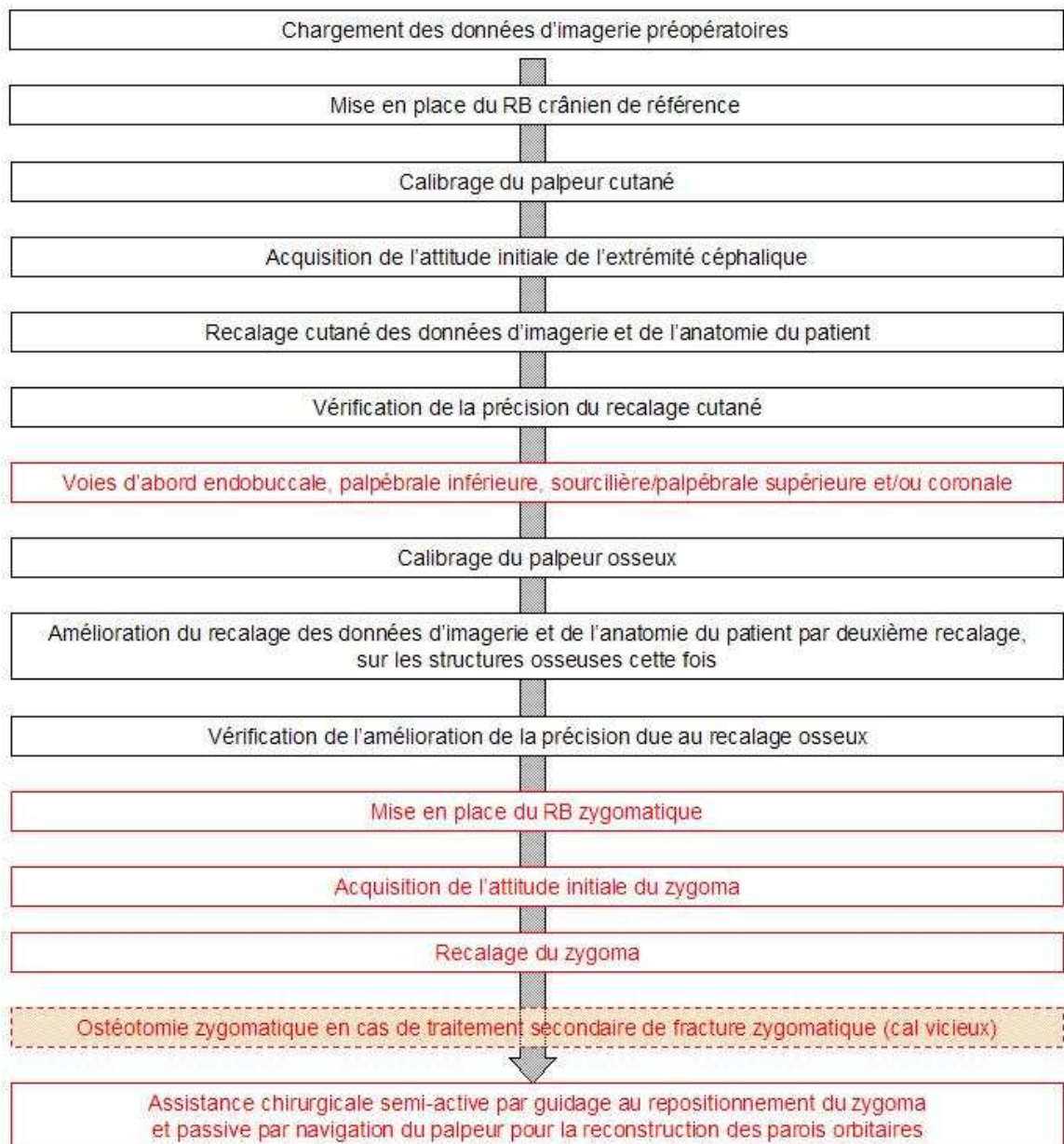


Figure 36 : architecture du logiciel d'assistance chirurgicale à la reconstruction orbito-zygomatique.

#### 4.1.3 Ancillaire chirurgical

Il s'agit de l'ensemble du dispositif chirurgical entrant dans le champs opératoire et permettant la localisation des différents objets acteurs.

La notion de localisation spatiale d'un objet par rapport à un autre implique l'association d'une localisation ponctuelle et d'une orientation des objets par rapport à des référentiels intrinsèques. La position est alors définie par six valeurs (orientation 6D) : trois valeurs de translation par rapport à l'origine des repères et

trois valeurs de rotation par rapport aux axes des repères. Chaque objet doit donc être associé à un référentiel spécifique. Chaque référentiel est défini par la configuration spatiale de trois réflecteurs, spécifiée et reconnue dans le système de navigation. Un réflecteur sert d'origine au repère, un second définit l'axe des X, tandis que le troisième oriente l'axe des Y. L'axe Z est calculé de sorte à obtenir un repère direct. Cet ensemble de trois réflecteurs sera appelé indifféremment Corps Rigide ou des anglicismes *Rigid Body* (RB) ou Digital Frame (DF). Il reste alors à établir une liaison mécanique rigide entre un *Rigid Body* et l'objet qu'il doit repérer. Dans notre application, quatre corps rigides sont nécessaires, correspondant aux quatre instruments navigués :

- Un pour un palpeur cutané.
- Un pour le palpeur osseux et pointeur de navigation passive.
- Un pour le *Rigid Body* crânien (DRF, Digital Reference Frame).
- Un pour le *Rigid Body* zygomatique (DZF, Digital Zygomatic Frame).

Les ancillaires chirurgicales Praxim-Medivision™ nous offre sans difficulté les trois premiers (figure 37).

L' étape critique de la méthode reste donc la fixation d'un corps rigide au zygoma, qui doit être :

- Rigide, par définition.
- Fiable, pour résister aux manipulations peropératoires.
- Non invasive (ou en tout cas le moins possible), pour respecter le faible volume osseux du corps zygomatique et induire des séquelles esthétiques minimales ou en tout cas acceptables pour une indication thérapeutique fonctionnelle ou morphologique.
- Non encombrante pour ne pas gêner la réalisation de l'acte, c'est-à-dire déportant le *Rigid Body* de la proximité immédiate du visage.

Par ailleurs, ce matériel doit répondre aux conditions d'utilisation chirurgicale chez le vivant, c'est-à-dire être facilement stérilisable et, par simplicité de mise en œuvre, déjà homologué par marquage CE.



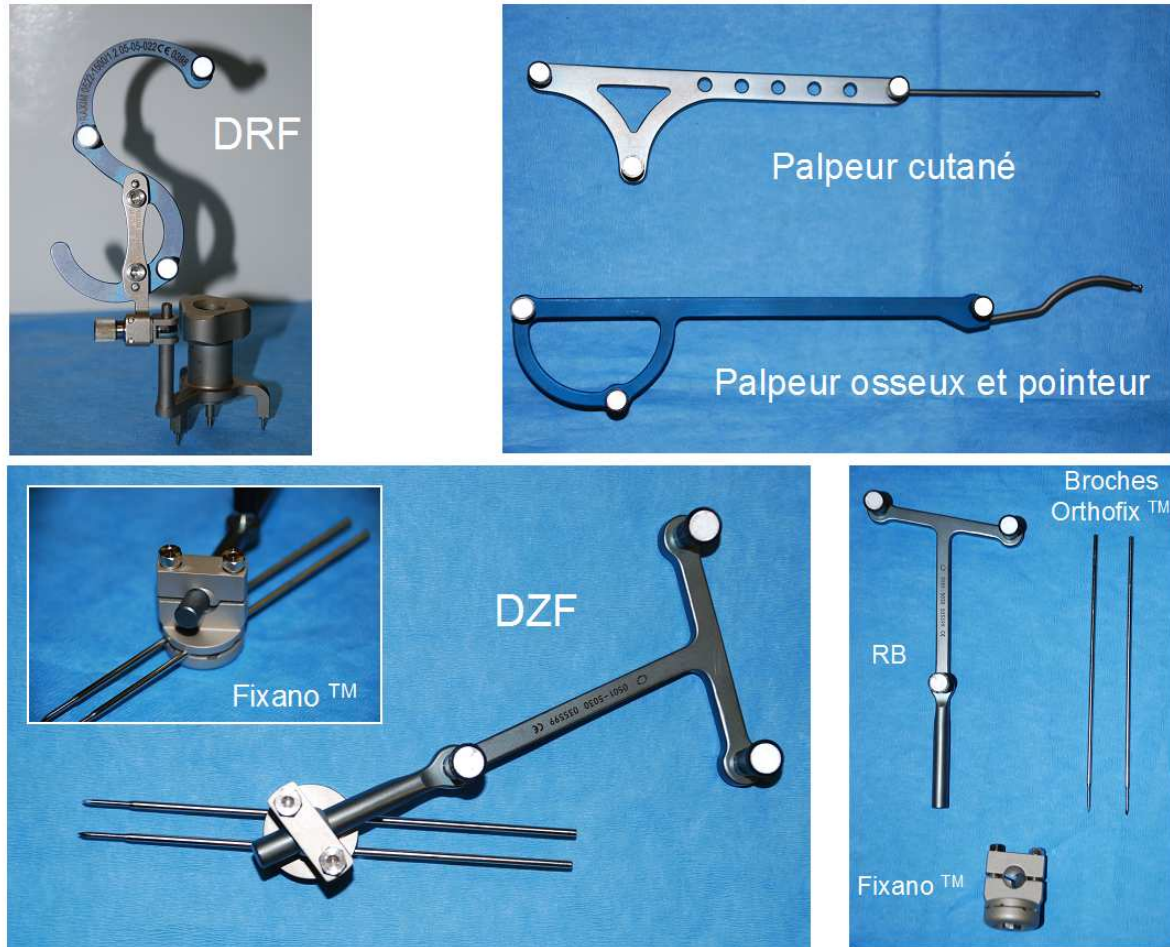


Figure 37 : ancillaire chirurgical du système de navigation. En haut et à gauche : Digital Reference Frame (DRF), comprenant un trépied de fixation au crâne, un *Rigid Body S* et une pièce intermédiaire de connexion. En haut et à droite : les palpeurs cutanés et osseux (le palpeur osseux sert également de pointeur pour l'assistance passive). En bas : Digital Zygomatic Frame (DZF), comprenant un *Rigid Body T*, deux broches de fixation au zygoma Orthofix™ et une pièce intermédiaire de connexion Fixano™

Après les travaux de Bettiga<sup>200</sup>, nous avons mis en œuvre un système de fixation d'un *Rigid Body* du catalogue Praxim-Medivision™ à l'os (figure 37), comprenant :

- Deux broches de fixation osseuse.
- Une pièce intermédiaire de liaison au *Rigid Body*.

En effet, deux broches sont nécessaires afin d'éliminer l'instabilité rotatoire qui existe avec un exemplaire unique. Les broches miniaturisées pour petits fragments des fixateurs externes nous sont apparues adaptées :

- Faible diamètre, inférieur à 2 mm.
- Rigide.

- Filetage à pas serré, permettant une bonne prise dans le corps zygomatique corticalisé.
- Longueur de filetage permettant un vissage bicortical.
- Autoforeuse et autotaraudante.

Après les différents essais sur os sec et pièces anatomiques, nous avons retenu les broches du système de fixation de fragment Orthofix™ (Longueur totale=120 mm, longueur de filetage=15 mm, diamètre de filetage=1,2 mm, diamètre de tige=1,5 mm, figure 38). La mise en place est faite de façon percutanée, au moteur à faible vitesse de rotation, ou manuellement.

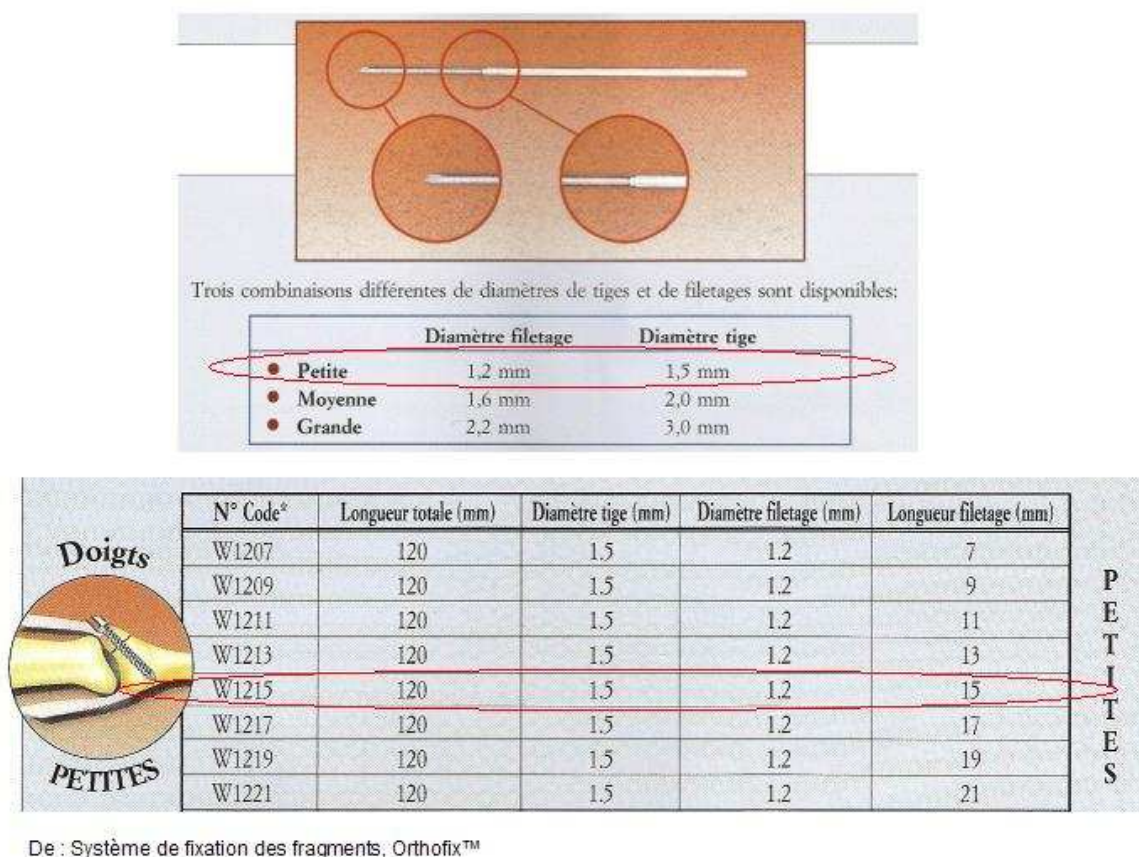


Figure 38 : caractéristiques techniques des broches de fixation des fragments Orthofix™.

Nous avons choisi pour la pièce intermédiaire un élément de fixateur externe de poignet de la société Fixano™ (figure 37), permettant par serrage la fixation, d'une part, de la partie terminale de section ronde et de diamètre 8 mm du *Rigid Body T* disponible dans la gamme Praxim-Medivision™, et d'autre part des deux broches osseuses. La pièce standard a été modifiée en usinant deux rainures distantes de 8



mm, afin de recevoir les broches de fixation osseuses choisies. Cette pièce a des degrés de libertés limités pour l'orientation du Rigid Body, mais les essais cadavériques nous ont montré une bonne compatibilité ergonomique avec la géométrie et le déroulement opératoire.

#### 4.1.4 Protocole chirurgical

##### 1. Installation en salle d'opération

L'installation du patient et de l'équipe médicale n'est pas modifiée par rapport à une chirurgie classique (figure 39). La difficulté reste la nécessité de visibilité des Rigid Body par rapport à la caméra du système de navigation. Pour cela, l'ancillaire chirurgical de navigation a été conçu légèrement déporté de l'extrémité céphalique et orientable. Les localisations de la caméra à la tête et aux pieds du patient ont été essayées et la configuration à la tête facilite l'ergonomie du système.

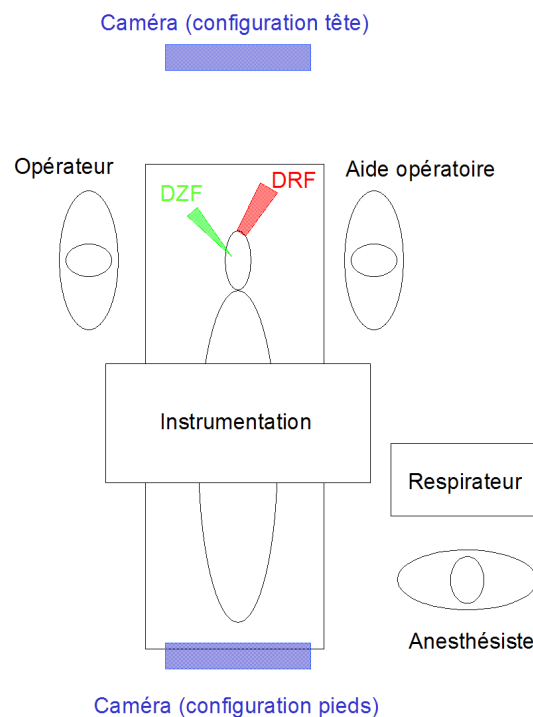


Figure 39 : installation du système de navigation pendant l'opération

##### 2. Initiation du système de navigation

Le système de navigation est initié (figure 40). L'opérateur doit indiquer l'orientation du patient, en l'occurrence le décubitus dorsal. La position de la caméra est réglée en profondeur et centrage par rapport à la zone d'intérêt chirurgicale, de sorte que l'image des Rigid Body soient positionnés dans la zone optimale. Le nombre de zones utilisées pour les recalages cutané et osseux peut être modifié par rapport aux valeurs par défaut, pour améliorer la précision du recalage. Généralement, cinq zones cutanées et quatre à six point cutanés suffisent.

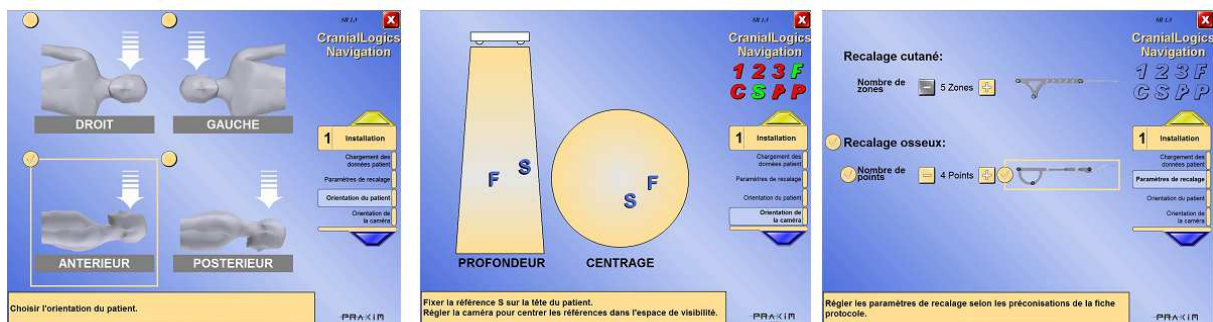


Figure 40 : de droite à gauche : indication au système de navigation de l'orientation du patient, réglage de la position de la caméra à la zone d'intérêt, indication des paramètres de recalage (nombres de zones palpées) cutané et osseux.

### 3. Fixation du RB de référence (DRF)

Le Rigid Body de référence (Digital Reference Frame, DRF) est fixé au crâne (figure 42). Une incision de un centimètre est réalisée en zone chevelue. Dans la première version du système de navigation CranialLogics™, un forage était nécessaire pour mettre en place, dans le canon central du trépied, un axe terminé par une vis assurant la fixation crânienne et permettant la mise en compression de ce trépied contre le crâne. Le système a été ensuite modifié par souci de simplification et une simple vis autoforeuse standard (diamètre 1,5 mm) assure la fixation crânienne et permet la mise en compression. La pièce intermédiaire permet l'orientation du *Rigid Body S* vers la caméra.

### 4. Etalonnage du palpeur cutané

Le palpeur cutané est calibré en présentant son extrémité successivement dans les deux emplacements du calibreur, selon les directives de l'interface graphique (figure 41).



Figure 41 : à gauche et au milieu : interface de navigation guidant le calibrage du palpeur cutané dans les deux emplacements prévus à cet effet, le premier conique et le second plat. A droite : calibreur de l'ancillaire chirurgical de navigation.

## 5. Indication de la position initiale de l'extrémité céphalique

Le système de navigation est alors effectif. Le praticien doit palper les trois points de la surface cutanée, sauvegardés au cours de la planification thérapeutique (§ 3.3.6), et indiquant la position initiale pour le recalage cutané.

## 6. Recalage des données anatomiques et d'imagerie CT scanner : étape cutanée

Le recalage cutané (figure 42) doit être réalisé avant de débiter la chirurgie, afin que l'œdème induit par l'acte chirurgical ne modifie la géométrie de surface par rapport à celle acquise lors du CT scanner. Le praticien doit donc effleurer de l'extrémité du palpeur cutané les zones cutanées définies précédemment. Afin d'optimiser le résultat de la procédure de recalage, ces zones doivent être choisies de telle sorte qu'elle soient géométriquement discriminatives et qu'elles entourent spatialement la zone médio-faciale. Nous choisissons en général :

- Le front de part et d'autre, au-dessus des sourcils.
- La glabelle et le dorsum nasal.
- Les tempes de part et d'autre.

Il est évident que, comme le recalage cutané doit être réalisé avant l'installation de l'œdème chirurgicalement induit, les régions directement traumatisées, qui pourraient être le siège d'un œdème traumatique de volume différent à celui présent au moment de l'acquisition CT scanner, doivent être évitées comme références pour le recalage. Idéalement, le CT scanner doit être réalisé à un instant le plus rapproché possible de celui de la chirurgie pour conserver des géométries surfaciques comparables. La procédure de recalage, qui est en l'occurrence un recalage points-surface, est alors initiée. A son terme, le logiciel demande au praticien de critiquer et valider la précision du recalage. Pour ce faire, l'opérateur doit indiquer de l'extrémité du palpeur cutané un point anatomique et vérifier la bonne correspondance du point indiqué par le système de navigation dans le volume d'imagerie. La procédure de recalage peut être répétée en cas d'insatisfaction sur la précision obtenue.

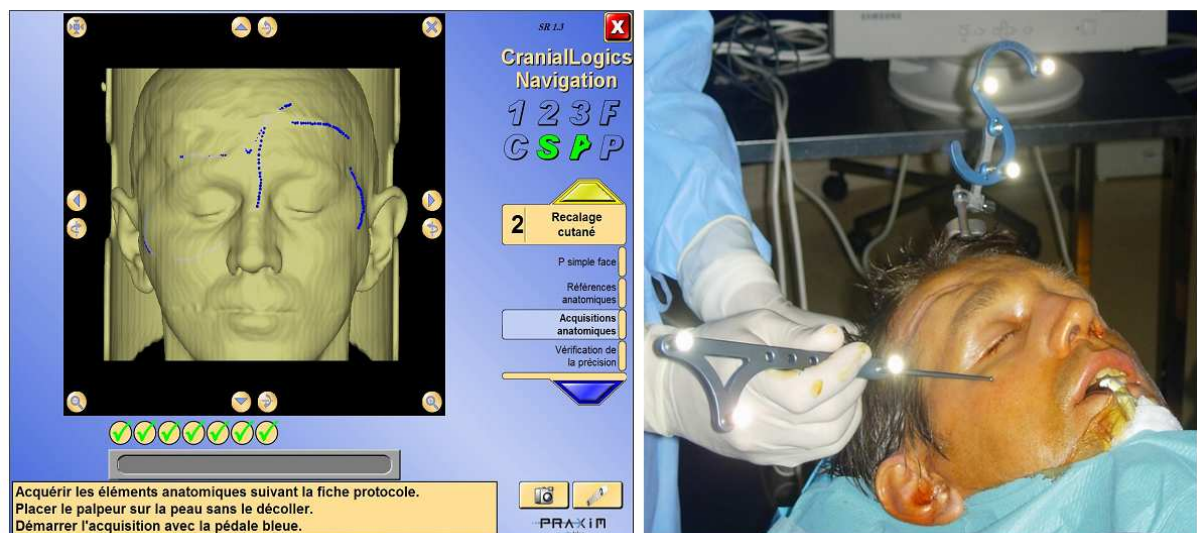


Figure 42 : Procédure de recalage cutané. A gauche : interface de navigation permettant de suivre l'acquisition des zones cutanées. On peut noter que, du fait de l'indication de l'attitude initiale, les zones cutanées palpées sont grossièrement indiquées dans la région correspondante du modèle surfacique cutané, avant la mise en œuvre du recalage. A droite : Effleurement de la zone temporale droite par le praticien.

## 7. Voies d'abord

Les voies d'abord sont réalisées comme classiquement, afin d'exposer les zones d'intérêt. Nous utilisons régulièrement une voie conjonctivale palpébrale inférieure, plus ou moins complétée par une canthotomie latérale, et endobuccale. Dans le cas de chirurgie secondaire, une voie palpébrale

supérieure et une voie temporale (ou coronale) permettent d'aborder respectivement le rebord orbitaire externe et l'arcade zygomatique.

## 8. Etalonnage du palpeur osseux

Un deuxième palpeur, dit « osseux », est calibré. Il sera conservé dans la suite de la procédure chirurgicale comme pointeur pour l'assistance chirurgicale passive. Sa géométrie est différente : il est plus long et la partie terminale est incurvée (figure 37), ce qui est apparu plus ergonomique pour la palpation de la région zygomatique par voie endobuccale. De plus, il est également repéré sur chaque face afin d'améliorer, là encore, son ergonomie. L'extrémité du pointeur osseux est présentée d'abord dans l'emplacement conique du calibre, successivement sur chaque face, puis dans l'emplacement plat, selon les directives de l'interface de navigation (figure 43).

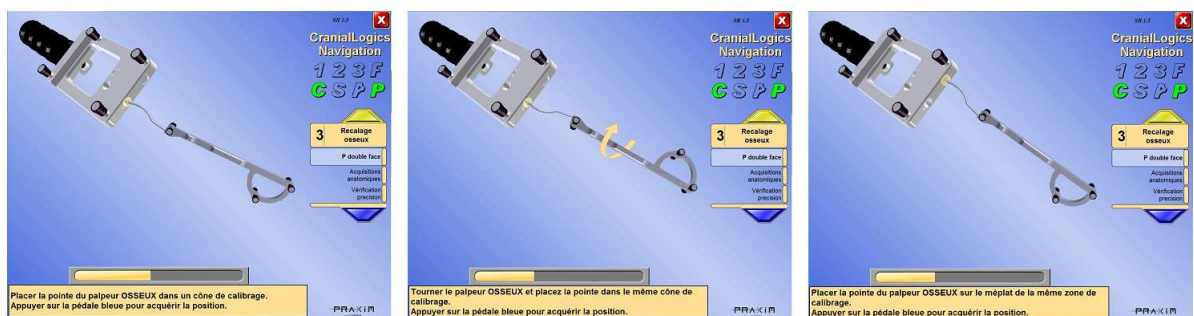


Figure 43 : de gauche à droite : interface de navigation guidant le calibrage de l'extrémité du palpeur osseux, d'abord dans l'emplacement conique du calibre, successivement sur chaque face du pointeur, puis dans l'emplacement plat.

## 9. Recalage des données anatomiques et d'imagerie CT scanner : étape osseuse

Le système de navigation CranialLogics™ offre une possibilité d'améliorer la précision du système de navigation en réalisant un deuxième recalage, cette fois sur les données anatomiques squelettiques, donc rigides, entourant la région d'intérêt chirurgicale et localisées au plus proche de celle-ci (figure 44). Les voies d'abord ayant été réalisées, l'opérateur peut palper soit directement des éléments de la surface zygomatique en cas de chirurgie reconstructrice secondaire (donc



avant réalisation de l'ostéotomie zygomatique), soit les zones environnantes (apophyses zygomatiques des os de la face en constituant les piliers) en cas de chirurgie primaire. La nouvelle procédure de recalage est alors initiée. Il s'agit encore d'un recalage points-surface. La nouvelle précision est vérifiée de la même façon qu'au terme du recalage cutané. L'opérateur peut choisir de valider ou de la rejeter le cas échéant, en conservant alors le résultat du seul recalage cutané.

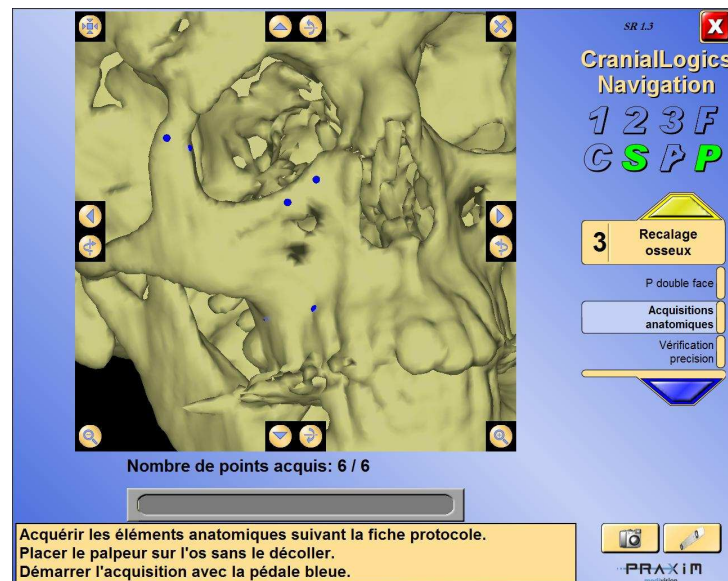


Figure 44 : Interface du logiciel de navigation présentant les points palpés et enregistrés pour réaliser le recalage osseux. Dans ce cas de chirurgie de reconstruction zygomatique secondaire, six points ont été choisis sur le rebord orbitaire externe, le rebord orbitaire inférieur et le pilier maxillo-zygomatique.

## 10. Fixation du RB zygomatique (DZF)

Le Rigid Body zygomatique (DZF, Digital Reference Frame) est alors installé. Une première incision cutanée punctiforme est réalisée en regard du corps zygomatique. Les broches de fixation osseuse peuvent être mises en place au moteur, à basse vitesse de rotation, ou manuellement (figure 45). Une protection des Tissus Mous doit être envisagée pour éviter leur enroulement sur le filetage de la broche. Elle peut être réalisée par l'habillage de l'extrémité de la broche par un cathéter veineux en plastique et par l'étalement de la peau environnante. Le filetage est introduit dans toute l'épaisseur du corps zygomatique, de façon perpendiculaire. Le bon ancrage de la broche est vérifié par une mobilisation douce de celle-ci. La deuxième broche est mise en place de façon similaire, à une distance fixée par celle des deux rainures [Tapez un texte]

usinées dans la pièce intermédiaire Fixano™, de sorte à être également ancrée dans le corps zygomatique.

Lorsque les deux broches sont installées, la pièce intermédiaire est montée de façon à laisser une distance à la peau de deux centimètres environ, afin de respecter la rigidité de l'ensemble. Finalement, le *Rigid Body T* est introduit dans la pièce intermédiaire et orienté vers la caméra.



Figure 45 : à gauche : mise en place d'une broche percutanée de fixation osseuse au moteur. Au centre : mise en place manuelle. A droite : montage d'ensemble de DZF, comprenant les deux broches d'ancrage osseux, la pièce intermédiaire et le *Rigid Body T*.

## 11. Enregistrement de la position initiale du zygoma

Le menu déroulant de l'interface graphique du logiciel demande alors l'enregistrement de la position initiale du zygoma pour le recalage zygomatique.

## 12. Recalage du zygoma et de son modèle

Le recalage zygomatique est réalisé en indiquant au système de navigation des points de la surface zygomatique chirurgicalement exposée. Ainsi, par les différentes voies d'abord réalisées, l'extrémité du pointeur est positionnée, et cette localisation enregistrée, sur (figure 46) :

- Les deux versants, orbitaire et facial, des rebords orbitaires inférieur et latéral.
- La partie médiale de la face superficielle du zygoma .
- La ligne de crête du pilier maxillo-zygomatique.

Le nombre de points est déterminé à neuf par défaut, mais peut-être augmenté si la surface accessible le permet. Si la surface de l'apophyse temporale du zygoma est

accessible, il est évident que son utilisation dans le recalage améliorera la précision finale de celui-ci.

Au terme du recalage, sa précision est vérifiée par la correspondance d'un point du zygoma indiqué par l'extrémité du palpeur osseux et de son corollaire au sein du volume d'imagerie. La précision du recalage est alors validée ou, en cas d'insatisfaction de l'opérateur, la procédure de recalage est recommencée.

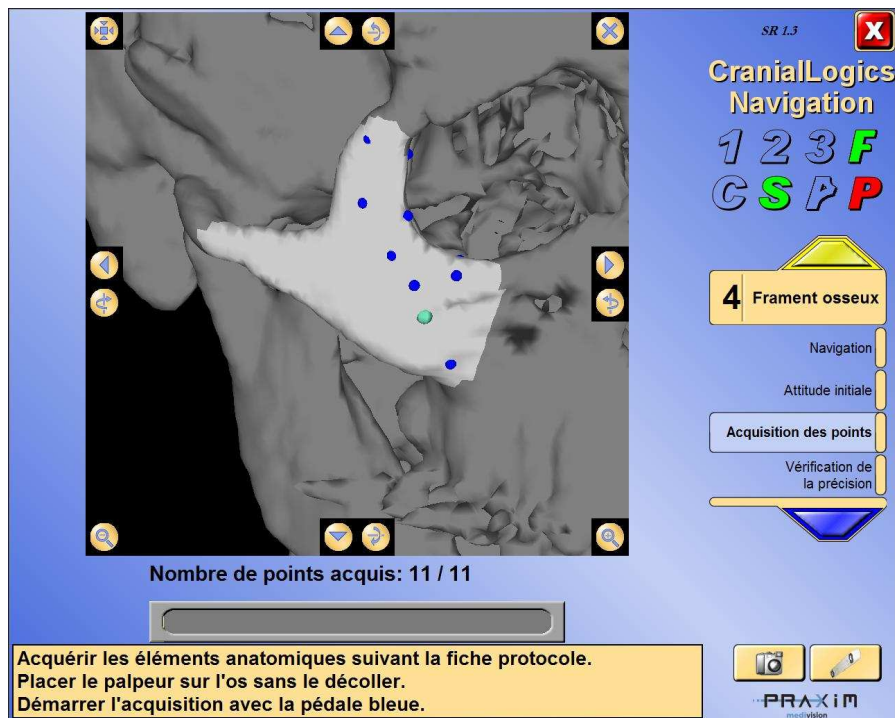


Figure 46 : Interface graphique montrant la progression de l'acquisition de points de la surface zygomatique qui serviront au recalage de celui-ci.

### 13. Chirurgie de reconstruction zygomatique

En cas de chirurgie secondaire, une ostéotomie zygomatique est réalisée pour permettre la mobilisation et le repositionnement osseux. La continuité osseuse est ainsi interrompue, à la fraise, au niveau de l'arcade zygomatique, du rebord orbitaire externe, du rebord orbitaire inférieur et du pilier maxillo-zygomatique. Les corticotomies des rebords orbitaires externe et inférieur sont réunies sur le versant intra orbitaire, quelques millimètre en arrière de la ligne de crête du rebord orbitaire. De la même façon, les interruptions osseuses au niveau du rebord orbitaire inférieur et du pilier maxillo-zygomatique sont réunies au niveau de la suture maxillo-zygomatique, en préservant l'émergence du nerf infra orbitaire. Dans le cas de



traitement primaire d'une fracture zygomatique, les foyers de fracture ne sont pas consolidés et le zygoma est directement mobilisable.

Une fois le zygoma restitué en bonne position pour rétablir la symétrie faciale, une ostéosynthèse rigide par plaques miniaturisées vissées sera réalisée sur trois piliers en cas de traitement secondaire et deux piliers dans le cas de chirurgie primaire.

#### **14. Guidage du zygoma**

La position courante du zygoma navigué est indiquée et mise à jour en temps réel sur l'interface graphique du logiciel de navigation par :

- La représentation de son contour en surimpression dans chaque plan de coupe horizontal, frontal et sagittal.
- Sa représentation surfacique dans le volume du modèle surfacique tridimensionnel squelettique céphalique.

Le repositionnement zygomatique est guidé vers la position cible (figure 47) avec l'aide des indications fournies par l'interface graphique sous deux formes :

- D'une part, les vues en coupe qui présentent également les contours du crâne cible en surimpression sur les images CT scanner. L'objectif de repositionnement correct est alors la superposition des contours du zygoma navigué et de ceux du crâne cible, dans les trois plans de coupe.
- D'autre part, une cartographie tridimensionnelle de la distance de la position courante du zygoma navigué à sa position cible, mise à jour en temps réel, en même temps que la position du zygoma repéré change. La distance est rapportée à une échelle de couleur comprenant du bleu pour les distances inférieures à 1 millimètre et s'étendant du vert au rouge entre 1 et 3 millimètres. L'objectif de repositionnement correct est alors une couleur majoritairement bleu et verte.

Les vues en coupes de l'interface graphique de navigation sont, par défaut, centrées sur le barycentre du zygoma. En cas d'introduction du palpeur dans le champ de vision de la caméra du système de navigation, les vues en coupe sont alors centrées sur le point anatomique pointé par l'extrémité de l'instrument.

Malgré les deux modes graphiques de guidage, il est difficile pour l'opérateur de gérer simultanément, au cours du repositionnement, les six degrés de liberté, puis de maintenir le bon positionnement, s'il est obtenu, pendant l'ostéosynthèse. Il est donc

conseillé de positionner le zygoma en bonne position d'abord grossièrement, puis de concentrer l'attention sur un pilier, le rebord orbitaire inférieur par exemple, et de le situer précisément. Celui-ci est alors ostéosynthésé par une miniplaque vissée souple (épaisseur 0,7 mm). Le zygoma est fini de positionner correctement dans son ensemble, en utilisant le point de fixation souple du premier pilier fixé comme pivot. Un ou deux autres piliers sont finalement fixés par une ou deux autres plaques miniaturisées vissées.

Pour vérification, l'extrémité du palpeur osseux est utilisée pour parcourir la surface du zygoma repositionné et vérifier, par assistance passive, sa localisation correcte par concordance de ses limites avec celles du crâne cible.

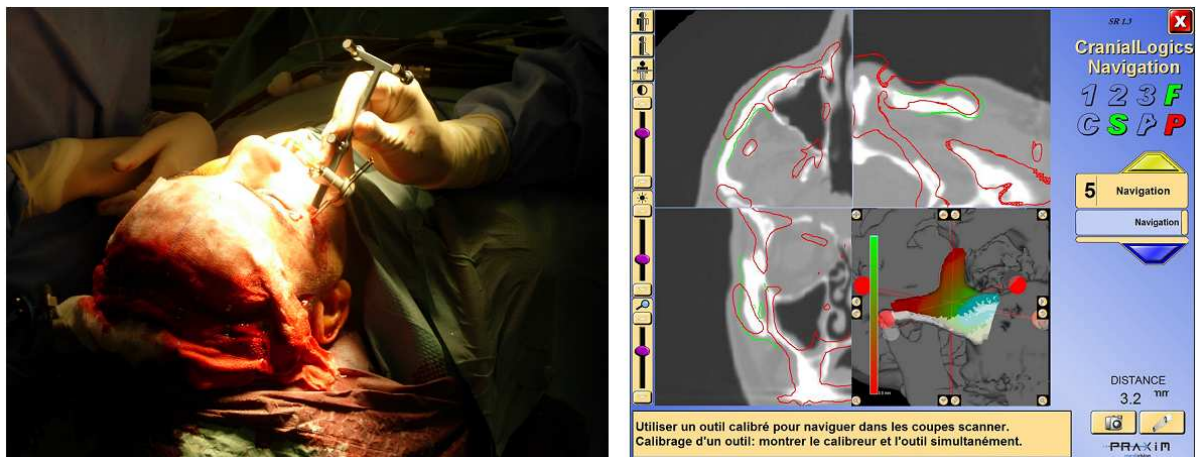


Figure 47 : guidage du repositionnement zygomatique. A gauche : manipulation du zygoma. A droite : interface graphique montrant les vues en coupe avec, en surimpression, les contours du zygoma dans sa position courante (en vert) et les contours du crâne cible (en rouge), et la vue surfacique tridimensionnelle avec la carte de distance entre la position courante du zygoma et sa position cible. La carte actualisée de distance du zygoma navigué à sa position cible est affichée selon le code couleur arbitrairement fixé et représenté à gauche de la vue.

## 15. Chirurgie de reconstruction orbitaire

La dissection intra orbitaire est menée pour retrouver les limites osseuses saines. Le matériau alloplastique ou autoplastique (greffon osseux) de reconstruction des parois orbitaires est conformé et mis en place en position intraorbitaire.

## 16. Navigation orbitaire

La restitution correcte des parois orbitaires est contrôlée par assistance passive en parcourant de l'extrémité du pointeur osseux, la face intra orbitaire du matériau de reconstruction (figure 48). Le positionnement correct de l'implant ou du greffon osseux est vérifiée par correspondance de son contour avec les limites de l'orbite cible issue de la planification.

Au terme de la chirurgie de reconstruction, les voies d'abord sont suturées. Le système de navigation est désinstallé : DRF et DZF sont retirés. Les deux plaies punctiformes laissées par les broches de fixation de DZF au zygoma sont fermée par bandes adhésives de suture ou points cutanés.

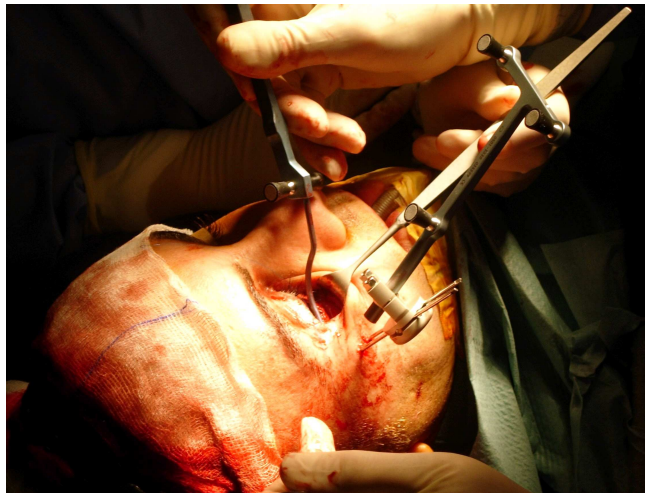


Figure 48 : navigation intra-orbitaire permettant le contrôle du positionnement du matériau de reconstruction conformément aux limites planifiées.

## 17. Rapport de navigation

En fin d'intervention, un rapport est automatiquement édité, comprenant :

- Des images de l'interface de navigation, automatiquement acquises aux principales étapes de la procédure chirurgicale.
- Des images de la même interface, acquises volontairement à tout moment de l'intervention.
- Un document écrit incluant les résultats des différents recalages et de la position relative du zygoma repositionné par rapport à la cible, sous la forme des matrices de transformation respectives et des distances entre les surfaces concernées.

#### 4.1.5 Interface chirurgien-machine

L'interface graphique de dialogue chirurgien-machine revêt une importance particulière dans le caractère ergonomique et convivial de l'application. Elle doit permettre la mise en œuvre de l'assistance chirurgicale par un utilisateur n'ayant pas de connaissance approfondie de la technologie sous-jacente. Elle doit également délivrer l'information utile sans monopoliser l'attention du chirurgien.

L'interface graphique a été décrite et illustrée au cours des différentes étapes du protocole chirurgical (§ 4.1.4).

Nous ne revenons ici que sur deux points :

- L'architecture de l'application est conçue comme un menu déroulant. Elle peut paraître coercitive en fixant le scénario chirurgical. Mais en contrepartie, elle limite les interactions entre l'opérateur et le système de navigation, et par conséquent l'énergie et le temps dédiés par l'équipe médicale. Le dialogue entre les deux partenaires est booléen : le chirurgien exécute ou acquiesce, et progresse d'une étape dans le menu déroulant, par une commande, et réfute et revient à l'étape antérieure par l'autre commande. Afin de dégager les mains de l'opérateur et ne pas interrompre l'acte chirurgical par manipulation de l'écran tactile, le système de navigation Praxim-Medivision™ utilise également une commande au pied, sous la forme d'une double pédale, bleue (oui/action/avance) et jaune (non/retour).
- Le mode graphique de guidage du repositionnement zygomatique a été choisi bidimensionnel et tridimensionnel, délivrant des informations différentes et complémentaires. La cartographie tridimensionnelle des distances, indexées à un code couleur, offre une appréhension rapide et instinctive de la localisation du zygoma dans le volume céphalique. Cependant, la position relative des deux surfaces, courante et cible, nous a paru plus exactement appréciable sur les vues en coupe. Les valeurs numériques ont volontairement été cachées derrière la représentation graphique. Elles sont cependant accessibles dans le rapport édité en fin de navigation.

## 4.2 Méthode

Le principe de navigation du fragment zygomatique est donc :

1. Fixer un Rigid Body de référence (DRF, Digital Reference Frame) sur une partie du squelette faciale solidaire des zones anatomiques par rapport auxquelles le zygoma doit être repositionné, c'est-à-dire l'hémicrâne cible de la planification thérapeutique, et en l'occurrence la voûte crânienne.
2. Etablir la mise en correspondance des données d'imagerie et des données anatomiques du patient.
3. Fixer un autre Rigid Body (DZF, Digital Zygomatic Frame) au corps zygomatique, correspondant au modèle zygoma de la planification thérapeutique.
4. Etablir la mise en correspondance entre le modèle zygoma et DZF.
5. Enregistrer la position relative de DZF par rapport à DRF, permettant de déduire la position courante du zygoma par rapport à sa position cible.

En suivant ce schéma, nous implémentons donc deux étapes supplémentaires par rapport au schéma de navigation classique (figures 35 et 36) : la mise en place et la mise en correspondance d'un Rigid Body pour le repérage du zygoma et le suivi de la localisation (tracking) du zygoma pour son guidage. Nous n'expliquerons donc que la méthode utilisée pour ces deux étapes.

### 4.2.1 *Tracking* du zygoma

Etablir la position courante du zygoma par rapport à sa position cible demande d'acquérir initialement la position de DZF par rapport à DRF, puis de suivre, au cours du repositionnement zygomatique, le changement de position de DZF par rapport à DRF, relativement à sa position d'origine.

Les données transférées de la planification thérapeutique comprennent les éléments nécessaires à la réalisation de la navigation :

- Les modèles surfaciques tridimensionnels :
  - cutané de l'extrémité céphalique.
  - du crâne natif.
  - de l'hémicrâne cible.

- du zygoma repositionné sur sa position cible.
- La matrice de repositionnement  $R$  du zygoma.

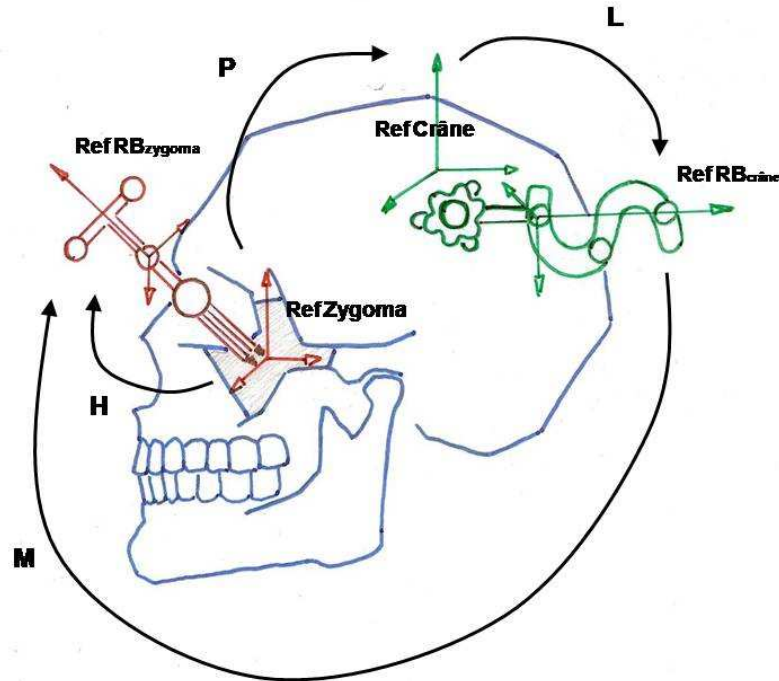


Figure 49 : référentiels et matrice de passage utilisés pour déterminer la position courante du zygoma par rapport au crâne.

Nous installons donc deux Rigid Body (figure 49) : DRF fixé au crâne et DZF au zygoma. A chacun de ces deux Rigid Body est associé un repère orthonormé, spécifié par calibrage intrinsèque et connu du système de navigation (respectivement  $Ref_{RBcrâne}$  et  $Ref_{RBzygoma}$ ).

Les modèles surfaciques tridimensionnels de la peau, du crâne natif et de l'hémicrâne cible sont solidaires entre eux et il leur est arbitrairement attribué un référentiel intrinsèque  $Ref_{crâne}$ . Le modèle surfacique du zygoma est, quant à lui, doté de la même façon d'un référentiel propre  $Ref_{zygoma}$ .

Les recalages de l'extrémité céphalique et de DRF d'une part (§ 4.1.4, étapes 6 & 9) et du zygoma et de DZF d'autre part (§ 4.1.4, étape 12), établissent les matrices de passage  $L$  entre  $Ref_{RBcrâne}$  et  $Ref_{crâne}$  et  $H$  entre  $Ref_{RBzygoma}$  et  $Ref_{zygoma}$ .

Le système de navigation permet de suivre le déplacement de DZF par rapport à DRF et fournit donc la matrice de passage  $M$  entre  $Ref_{RBcrâne}$  et  $Ref_{RBzygoma}$ . Nous

disposons d'une matrice  $M_{initiale}$  pour la position initiale de DZF par rapport à DRF et d'une matrice  $M_{courante}$  pour la position courante de DZF par rapport à DRF (§ 4.1.4, étape 14).

Notre objectif est d'établir la position courante du zygoma par rapport à sa cible, donc de définir la matrice de passage  $P$  entre  $Ref_{crâne}$  et  $Ref_{zygoma}$ . Nous disposons également de la matrice  $P_{initiale}$  pour la position initiale du zygoma par rapport au crâne, alors que nous cherchons la matrice  $P_{courante}$  pour la position courante du zygoma toujours par rapport au crâne.

Ainsi, nous pouvons donc écrire :

$$P_{initiale} = H \cdot M_{initiale}^{-1} \cdot L^{-1}$$

Et

$$P_{courante} = H \cdot M_{courante}^{-1} \cdot L^{-1}$$

Au final, on cherche la matrice  $\Omega$  de dimension 3x4, permettant de passer de la position courante à la position initiale du zygoma. Cette matrice s'écrit :

$$\Omega = P_{courante}^{-1} \cdot P_{initiale}$$

Soit, en composant avec les équations précédentes :

$$\Omega = H^{-1} \cdot M_{courante} \cdot L \cdot H \cdot M_{initiale}^{-1} \cdot L^{-1}$$

$\Omega$  est donc facilement obtenue à partir de  $M_{courante}$  fournie par le système de navigation.

#### 4.2.2 Recalage entre le zygoma et DZF

On pourra demander : pourquoi implémentons-nous un recalage spécifique du zygoma (§ 4.1.4, étape 12) alors qu'il constitue une partie du squelette facial recalé précédemment par rapport à DRF (§ 4.1.4, étapes 6 & 9) ?

En cas de prise en charge chirurgicale primaire, le zygoma fracturé est désolidarisé du reste du massif facial et du crâne. Il est donc possiblement déplacé par rapport à la localisation qu'il avait lors de l'acquisition des données CT scanner, du fait de l'abord chirurgical ou de la mise en place de DZF par exemples. L'étape 12 (§ 4.1.4), assurant un recalage spécifique de DZF et du zygoma devient donc obligatoire. Il est évident qu'elle ne le serait pas en cas de traitement secondaire, dans lequel la continuité osseuse est respectée tant que les ostéotomies zygomatiques n'ont pas

été réalisées. Cependant, afin d'envisager l'ensemble des cas, primaires ou secondaires, dans la même application, elle est implémentée par défaut.

Le recalage du zygoma et de son modèle virtuel est d'évidence critique car la surface offerte par l'exposition chirurgicale, et zone possible de mise en correspondance, est régulièrement faible (figure 50) :

- Rebords orbitaires inférieur et latéral, sur les versants facial et orbitaire, par la voie palpébrale inférieure.
- Partie médiale de la face antérieure du corps zygomatique et le cintre maxillo-zygomatique par la voie endobuccale.

Si l'arcade zygomatique nécessite à être sectionnée afin de mobiliser le zygoma (dans les chirurgies secondaires), elle doit être chirurgicalement exposée et peut alors être également utilisée comme zone de recalage, améliorant évidemment la précision de celui-ci. Cependant, on souhaiterait, grâce à la navigation, se dispenser de la large et invasive voie d'abord coronale, pour réaliser plutôt une voie d'abord limitée, temporale.

La surface zygomatique accessible est par contre de géométrie tridimensionnelle complexe, présentant de faibles rayons de courbure et donc à priori très informative pour un recalage (figure 50).

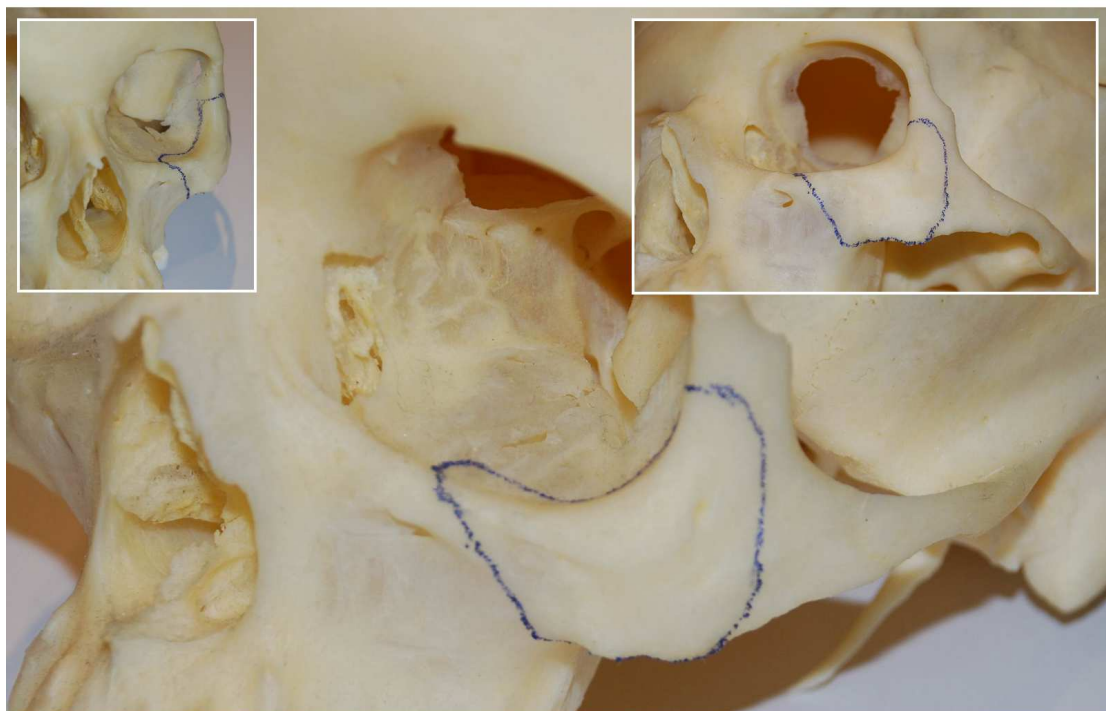


Figure 50 : région anatomique disponible pour le recalage du zygoma et de son modèle virtuel.



Le recalage du zygoma consiste donc à établir la matrice de passage  $H$  entre le référentiel intrinsèque du RB fixé sur le zygoma  $Ref_{RBzygoma}$  et le référentiel intrinsèque du zygoma lui-même  $Ref_{zygoma}$ . Un élément important de la précision d'un recalage est la position initiale des surfaces à mettre en correspondance. Même si nous avons dit que la position du zygoma après la mise en place de DZF peut ne pas être exactement identique à celle qu'elle avait au cours de l'acquisition CT scanner, on considèrera, par approximation, le contraire, et on enregistre la position du zygoma après mise en place de DZF, comme celle de sa position initiale (étape 11, § 4.1.4).

Etant donné la faible exposition chirurgicale et la difficulté d'accès à la surface zygomatique, nous avons choisi d'effectuer un recalage points-surface. La définition de la surface zygomatique à recaler est donc définie par un nombre relativement réduit de points, indiqués par l'extrémité du palpeur osseux au cours de l'étape 12 (§ 4.1.4).

Un point important de la validation de notre méthode sera donc de valider la précision de ce recalage points-surface zygomatique, issu des zones anatomiques réduites.

#### **4.2.3 Expression de la distance du zygoma à sa position cible**

On a vu que le système de navigation permettait de connaître la position courante du zygoma par rapport à sa position initiale sous forme de la matrice  $\Omega$ . Il est évident que cette information n'est pas exploitable directement par le praticien qui souhaite connaître la distance de la position courante du zygoma à sa position cible. Celle-ci est disponible sous forme d'une matrice  $\omega$  :

$$\omega = \Omega^{-1} \cdot R$$

Cependant, cette information doit être délivrée de façon intuitive pour libérer le praticien de tout calcul et ne pas perturber l'exécution de l'acte chirurgical. Nous avons donc proposé (§ 4.1.5) de présenter la position courante du zygoma par rapport à la position cible sous forme d'une carte de distance entre ces 2 positions, mise à jour en temps réel selon le déplacement du zygoma navigué.

La distance entre la surface du modèle zygoma repositionné, transférée avec la planification thérapeutique, et la surface du modèle zygoma navigué, disponible

grâce aux matrices précédentes, est calculée point à point, par la distance euclidienne tridimensionnelle entre les deux points correspondants de chacune des surfaces. La distance euclidienne  $D$  entre les points  $a$  et  $b$  s'écrit :

$$D(a,b) = \sqrt{(x_a - x_b)^2 + (y_a - y_b)^2 + (z_a - z_b)^2}$$

L'ensemble des distances euclidiennes et la carte de distance résultante entre les 2 surfaces sont calculés en temps réel. La représentation graphique de la carte de distance est obtenue en affectant à chaque distance la couleur définie arbitrairement dans une échelle distance-couleur et appliquée sur la vue tridimensionnelle de l'interface du logiciel de navigation (figure 47).

### 4.3 Validation

La validation de l'assistance chirurgicale s'est déroulée en trois étapes :

1. Dans un premier temps, nous avons évalué la précision du recalage du zygoma, tel qu'il a été décrit au paragraphe 4.2.2, sur crâne sec, afin de vérifier la pertinence de la méthode utilisée par rapport à la précision globale voulue pour l'application.
2. Nous avons ensuite mis en œuvre l'ensemble de la procédure sur pièces anatomiques, afin de vérifier la faisabilité chez le vivant.
3. Finalement, nous avons mis en œuvre une étude clinique chez le vivant, dans le cadre d'un protocole de Recherche, visant à évaluer l'intérêt de la méthode.

#### 4.3.1 Précision du recalage zygomatique

La partie innovante, implémentée par rapport à l'application commerciale CranialLogics™, est le guidage zygomatique, comprenant pour sa mise en œuvre deux étapes : le recalage et le *tracking* du zygoma.

Au-delà de sa modélisation (§ 4.2.1), le *tracking* fait appel à la technique fondamentale de la navigation assistée par ordinateur, de repérage et de suivi d'un Rigid Body par rapport à un autre. Nous ne nous sommes donc pas attaché à reproduire la validation de cette procédure. Nous admettons la précision intrinsèque du système de navigation tridimensionnel Praxim-Medivision™ de l'ordre de celle de l'ensemble des systèmes de navigation optique, soit 0,4 mm<sup>19,201,202</sup>. La précision

intrinsèque est à différencier de la précision obtenue lors de la mise en œuvre clinique d'un système de navigation tridimensionnel, comprenant les erreurs dues aux différentes étapes (notamment l'acquisition des images, le traitement des données d'imagerie, le recalage ou la navigation), et qui est alors de l'ordre de 1 à 1,5 mm <sup>19</sup>.

Par contre, nous avons vu que le recalage du zygoma et de son modèle virtuel pouvait être une étape limitante, car il s'agit d'un recalage points-surface, sur la base d'un nombre de points relativement réduit, pris sur une surface restreinte. Un élément favorable pour la précision de ce recalage est, par contre, le relief très marqué de cette même région. Une évaluation de la précision de ce recalage zygomatique nous semblait donc nécessaire.

#### **4.3.1.1 Méthode**

Il est difficile d'isoler spécifiquement l'erreur induite par la modalité de recalage choisie, indépendamment de tout autre facteur de la technique de navigation assistée par ordinateur. Nous proposons donc, comme élément d'appréciation de cette erreur, de mesurer la distance entre la surface zygomatique, recalée dans le référentiel zygomatique *RefRBzygoma* (correspondant à la transformation *H*), et la surface correspondante du crâne, recalée dans le *RefRBcrâne* (correspondant à la transformation *L*) (figure 49). Nous admettons alors comme postulat, que le recalage points-surface, réalisé sur l'ensemble des données anatomiques du crâne sec, correspondant par analogie à l'étape 6 de la procédure explicitée au paragraphe 4.1.4, est la méthode de référence. La distance mesurée, dans l'espace virtuel, entre les deux surfaces correspondant au même élément physique recalé dans deux modalités différentes, nous permet d'approcher l'erreur engendrée par le recalage sur un nombre de points plus faible et collectée sur une surface plus réduite.

La validation a été réalisée sur crâne sec. Des marqueurs ont été placés à sa surface, sous la forme de vis en titane de diamètre 1,2 mm. Ce crâne a ensuite fait l'objet d'un examen CT scanner. Grâce au logiciel de navigation décrit au paragraphe 3.3, les modèles surfaciques du crâne natif et du zygoma ont été construits et transférés dans le système de navigation.

Le crâne sec a été équipé d'un Rigid Body de référence, fixé au crâne, et d'un Rigid Body zygomatique, fixé au zygoma, avec des ancillaires comparables à ceux décrits au paragraphe 4.1.3 (figure 51). Le système de navigation Surgetics™ et l'application cranialLogics™ ont été mis en œuvre, selon une procédure analogue à celle décrite au paragraphe 4.1.4.



Figure 51 : évaluation de la précision du recalage points-surface du zygoma. Le crâne sec est équipé d'un Rigid Body crânien et d'un Rigid Body zygomatique.

Le recalage de l'ensemble du crâne sec est mené, dans le référentiel crânien *RefRBcrâne*, sur l'ensemble des données anatomiques du crâne sec, c'est-à-dire en utilisant, comme zones de recalage, la voûte crânienne, les arcades sourcilières et le front. La précision de ce recalage est vérifiée comme satisfaisante, de manière qualitative, en indiquant du pointeur osseux différents repères constitués par les vis intraosseuses et en vérifiant leur correspondance sur le modèle virtuel du crâne. Le zygoma est alors recalé dans le référentiel zygomatique *RefRBzygoma*, sur la base de points collectés dans la région anatomique indiquée sur la figure 50. Pour cette évaluation, nous nous sommes placés dans la situation d'exposition chirurgicale de la surface zygomatique la plus restreinte, excluant l'arcade zygomatique, comme expliqué au paragraphe 4.2.2.

Au terme de ces deux procédures de *matching*, les distances moyenne, maximale et minimale, ainsi que la déviation standard des distances, entre les surfaces zygomatiques recalées selon les deux modalités sont enregistrées.

La procédure a été renouvelée dix fois, sur le même montage, le même crâne et le même côté.

#### 4.3.1.2 Résultats

L'ensemble des résultats de mesure de distances entre les surfaces zygomatiques, recalées selon les deux modalités, est présenté dans le tableau 3. La moyennes des distances moyennes est de 1.09 mm, avec une déviation standard des distances moyennes de 0,53 mm. La moyenne des minima, des maxima et des déviations standard des distances sont respectivement de 0,99 mm, 1,20 mm et 0,04 mm.

Pour illustration, la correspondance des surfaces, lors de l'essai 10, selon l'interface graphique de navigation, est illustrée figure 52.

| Détermination       | Distance surfaces zygoma recalé - zygoma natif |         |         |                     |
|---------------------|------------------------------------------------|---------|---------|---------------------|
|                     | moyenne                                        | minimum | maximum | déviati on standard |
| 1                   | 0,82                                           | 0,82    | 0,82    | 0,00                |
| 2                   | 1,37                                           | 1,33    | 1,41    | 0,02                |
| 3                   | 0,07                                           | 0,07    | 0,07    | 0,00                |
| 4                   | 0,56                                           | 0,49    | 0,61    | 0,03                |
| 5                   | 1,49                                           | 1,47    | 1,53    | 0,01                |
| 6                   | 0,78                                           | 0,73    | 0,85    | 0,02                |
| 7                   | 1,59                                           | 1,46    | 1,72    | 0,05                |
| 8                   | 1,10                                           | 1,02    | 1,23    | 0,04                |
| 9                   | 1,83                                           | 1,39    | 2,44    | 0,21                |
| 10                  | 1,26                                           | 1,14    | 1,35    | 0,05                |
| Moyenne             | 1,09                                           | 0,99    | 1,20    | 0,04                |
| Déviati on standard | 0,53                                           | 0,46    | 0,66    | 0,06                |

Tableau 3 : résultats des mesures de distance entre les surfaces zygomatique recalées dans le *RefRBcrâne* d'une part (transformation *L*) et dans le *RefRBzygoma* d'autre part (transformation *H*).

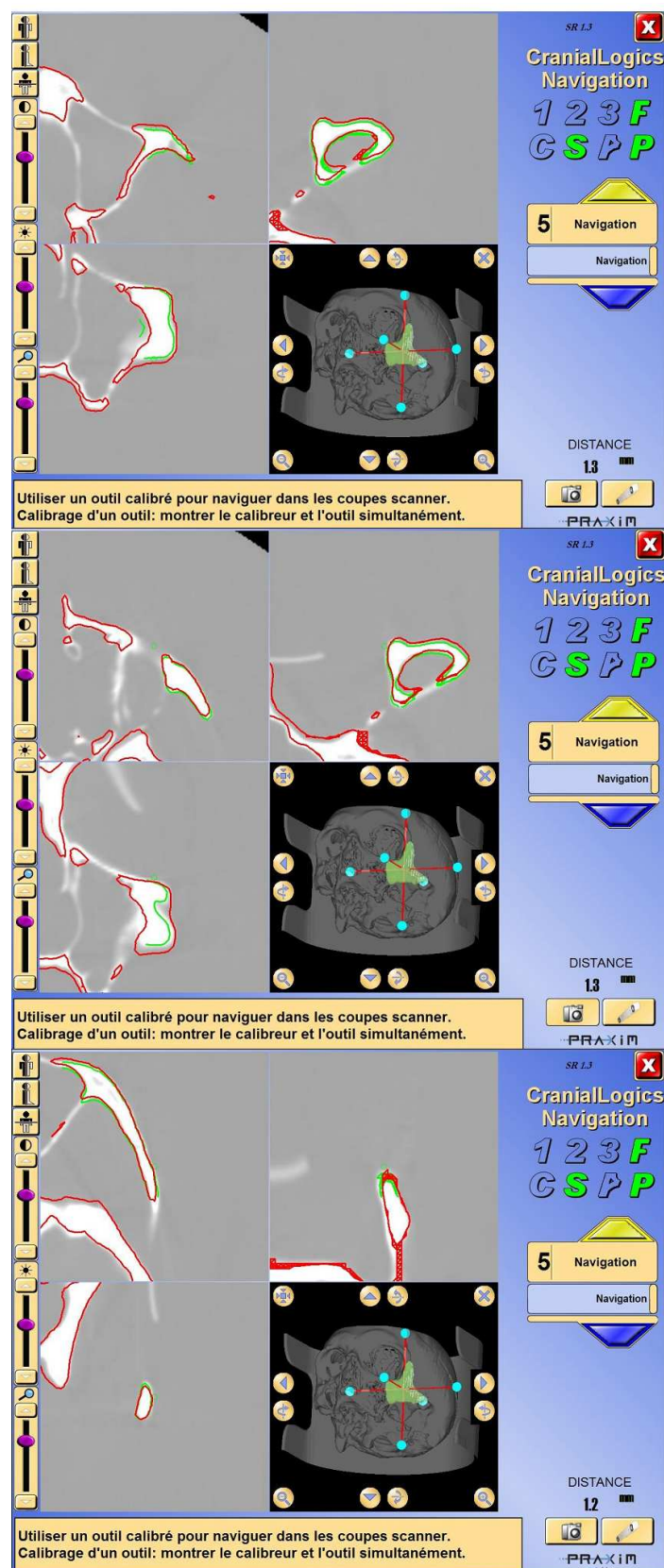


Figure 52 : correspondance graphique des deux surfaces zygomatiques, recalées dans le *RefRBcrâne* d'une part (transformation  $L$ ) et dans le *RefRBzygoma* d'autre part (transformation  $H$ ). En haut : vue centrée sur le pilier maxillo-zygomatique. Au centre : vue centrée sur le rebord orbitaire inférieur. En bas : vue centrée sur l'arcade zygomatique.

#### **4.3.1.3 Discussion**

La moyenne des distances moyennes est de 1,09 mm, alors que la valeur minimale, la valeur maximale et la déviation standard des distances moyennes sont respectivement de 0,07, 1,83 et 0,53 mm. Parallèlement, la moyenne des déviations standard des distances est de 0,04 mm.

Il nous semble donc licite de dire que la précision du recalage est régulièrement bonne, et qu'elle peut être très bonne. Par contre, d'une procédure à une autre, la précision est relativement variable. Quand on compare ces distances à la précision moyenne d'une navigation chirurgicale (1 à 1,5 mm), elles nous semblent cohérentes, et notre procédure de recalage du zygoma, utilisable. Une réserve nous semble cependant indispensable : le contrôle qualitatif de la précision du recalage zygomatique est nécessaire, par la vérification de la correspondance d'un point remarquable de son anatomie à son image dans le modèle virtuel. Si celle-ci ne paraît pas satisfaisante, il ne faut pas hésiter à recommencer la procédure de recalage zygomatique.

#### **4.3.2 Validation sur pièce anatomique**

Après la validation technique sur crâne sec, cette phase avait pour but de vérifier la faisabilité de l'application en situation opératoire. Le test sur pièce anatomique (figure 53) a été réalisé au Laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine de Grenoble, dirigé par le Professeur Chirossel.

La difficulté de cette procédure était de réaliser la chirurgie sur pièce cadavérique, la préparation de celle-ci entraînant une rigidité des Tissus Mous supérieure à celle rencontrée in vivo.

La pièce cadavérique a préalablement fait l'objet d'une acquisition CT scanner. Une planification thérapeutique a été réalisée selon les modalités décrites au paragraphe 3.3. Il était difficile de reproduire les conditions d'une fracture orbito-zygomatique sans détruire la pièce anatomique de façon gênante pour la suite de la manipulation. Aussi, la transformation  $R$ , correspondant au vecteur de repositionnement zygomatique, était nulle, sans que cela gêne la validation.

L'ancillaire chirurgical et l'application CranialLogics™ modifiée ont été mis en œuvre comme décrit au paragraphe 4.1. La fixation de DRF et DZF a été réalisée sans

difficulté. La stabilité de la fixation et la rigidité de l'ensemble de DRF et DZF a été vérifiée par traction manuelle raisonnée.



Figure 53 : essai chirurgical, en conditions thérapeutiques, sur pièce anatomique.

Compte tenu de la rigidité cadavérique, des voies d'abord élargies, intra-buccale, palpébrale inférieure, sourcilière et temporale, ont été réalisées. Une ostéotomie zygomatique a cependant pu être menée, permettant de désolidariser le zygoma du reste du squelette céphalique. Nous avons pu ainsi naviguer le zygoma et confronter la représentation graphique du guidage zygomatique avec l'alignement anatomique des piliers de la Face. La comparaison nous a semblé cohérente. L'ostéosynthèse nous semblait possible. La rigidité cadavérique étant une réelle limite à la reproduction des conditions thérapeutiques du vivant et les différentes étapes du guidage zygomatique ayant été testées, l'essai sur pièce anatomique a ainsi été soldé.

Nous avons donc vérifié au cours de cette manipulation :

- La faisabilité des différentes étapes de notre application de chirurgie orbito-zygomatique assistée par ordinateur, en conditions thérapeutiques.
- La pertinence de notre protocole qui a ainsi été validé.
- La stabilité et la rigidité de l'ancillaire chirurgical.



- L'ergonomie spatiale du système de navigation, les Rigid Body restant visibles par la caméra au cours des différentes étapes chirurgicales et ne gênant par leur déroulement.
- La cohérence des données graphiques du *tracking* du zygoma avec les données anatomiques.

Les résultats satisfaisants de l'essai sur pièce anatomique nous ont permis d'envisager la mise en pratique in vivo de l'application, dans le cadre d'un protocole de Recherche Clinique.

### **4.3.3 Validation clinique**

La validation clinique est le troisième volet de l'évaluation, après les tests techniques et sur pièce anatomique. Cette phase, réalisée sur le vivant, est la plus complexe en mise en œuvre.

En effet, toute utilisation et évaluation d'un nouveau traitement ou d'une nouvelle technique médico-chirurgicale est, fort logiquement, rigoureusement encadrée par la loi Huriet-Sérusclat n° 88-1138 du 20 décembre 1988. De la même façon, toute collection de données individuelles à titre de traitement doit, en accord avec la loi 94-548 du 1<sup>er</sup> Juillet 94, dite informatique et libertés, et avec la loi 2002-303 du 4 Mars 2002, relative au droit des malades, recevoir l'agrément des intéressés et faire l'objet d'une déclaration auprès de la CNIL (Commission Nationale Informatique et Libertés).

Ainsi, nous avons mis en place, avec l'aide de la Direction Régionale à la Recherche Clinique (DRRC) des Hôpitaux de Toulouse, un protocole de Recherche Clinique, permettant cette étude clinique.

#### **4.3.3.1 Protocole de Recherche Clinique**

Le Protocole de Recherche Clinique encadrant cet essai thérapeutique est fourni en annexe 1. Il a reçu :

- Un avis favorable du Comité Consultatif des Personnes qui Prêtent à des Recherches Biomédicales (CPPRB) de Toulouse II, en date du 01/12/05.

- L'autorisation de l'autorité compétente (AFSSAPS, Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé) en date du 24/01/06.
- A fait l'objet d'une déclaration à la Commission Nationale Informatique et Libertés (CNIL).

Il s'agissait d'une étude cas-témoin, randomisée, comprenant trois groupes d'évaluation : chirurgie orbitaire isolée / chirurgie zygomatique isolée / chirurgie orbito-zygomatique. Chaque groupe devait inclure vingt patients, dix patients bénéficiant du traitement avec assistance par ordinateur et dix patients recevant le traitement habituel de référence, soit un total de soixante patients pour l'étude.

L'étude n'entraînait pas de modification notable dans la prise en charge du patient, en dehors d'un examen CT scanner réalisé au sixième mois d'évolution post opératoire.

Les critères d'évaluation concernaient :

1. L'ergonomie des logiciels de planification et de navigation, jugée par les praticiens, de façon subjective, sur la base d'une échelle analogique.
2. Le temps dévolu à la planification thérapeutique.
3. Le temps dévolu à la chirurgie.
4. Le résultat thérapeutique.
  - a. Evaluation qualitative (ou subjective), sur la base d'une échelle analogique.
    - Par le patient.
    - Par un praticien différent de l'opérateur.
  - b. Evaluation quantitative (ou objective).
    - Ophtalmométrie de Hertel <sup>8</sup>.
    - Mesure de la distance de la position actuelle du zygoma à celle planifiée.
    - Mesure bilatérale et comparative des volumes orbitaires.

Les inclusions ont été débutées le 04/05/06 et ont été clôturées le 23/10/06. La mise en route de l'étude a été lente, du fait de difficultés organisationnelles. Durant cette période, quatre patients ont bénéficié d'un traitement chirurgical « navigué ». Les

---

<sup>8</sup> Ophtalmométrie de Hertel : système de mesure de la projection des pôles antérieurs des globes oculaires par rapport au rebords orbitaires externes. Il s'agit d'une mesure clinique qui, si elle constitue la mesure de référence, est contestable car elle manque de reproductibilité intra et inter observateur.

indications chirurgicales sont résumées dans le tableau 4. Le patient 1 était pris en charge pour une asymétrie de la région orbitaire isolée. Le patient 4 l'était pour une fracture zygomatique, mais une réfection du plancher orbitaire, par un implant alloplastique résorbable, a été réalisée après réduction du zygoma. Les patients 1, 2 et 3 relevaient d'un traitement secondaire, alors que le patient 4 était un traitement primaire.

| Patient | Reconstruction     | Etat préthérapeutique                                                                                           | Traitement | Indication                                                                                            |
|---------|--------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1       | Orbitaire          | Asymétrie osseuse du cadre orbitaire<br>Enophtalmie sur prothèse de reconstruction oculaire                     | Secondaire | Remodelage du cadre orbitaire<br>Reconstruction du plancher orbitaire (greffe osseuse)                |
| 2       | Orbito-zygomatique | Asymétrie faciale par défaut de projection de la pommette<br>Enophtalmie                                        | Secondaire | Ostéotomie zygomatique de valgisation<br>Reconstruction du plancher orbitaire (implant alloplastique) |
| 3       | Orbito-zygomatique | Asymétrie faciale par excès de projection de la pommette<br>Enophtalmie sur prothèse de reconstruction oculaire | Secondaire | Ostéotomie zygomatique de varisation<br>Reconstruction du plancher orbitaire (greffe osseuse)         |
| 4       | Zygomatique        | Asymétrie faciale par défaut de projection de la pommette                                                       | Primaire   | Réduction zygomatique<br>Reconstruction du plancher orbitaire (implant alloplastique)                 |

Tableau 4 : indications de prise en charge des patients inclus dans l'étude et « navigués ».

Ces quatre patients ont été suivis jusqu'au sixième mois post opératoire, comme initialement prévu dans le protocole de Recherche Clinique. Trois autres patients « non navigués », initialement inclus dans l'étude, en ont été sortis, afin de ne pas imposer l'irradiation relative à l'examen CT scanner de contrôle à six mois. En effet, l'étude a rapidement été suspendue, moins du fait de raisons scientifiques que de motifs circonstanciels, qui ne seront pas explicités ici.

Cependant, après cette première expérience de Recherche Clinique chez le Vivant, nous pouvons faire quelques critiques de notre protocole initial. D'abord sur le principe, nous aurions dû faire une étude de faisabilité plutôt qu'une étude pilote. Cette dernière n'aurait dû être envisagée que dans un second temps, dans le cadre d'une étude multicentrique, permettant un recrutement plus large. De plus, le cadre de l'étude de faisabilité ne nécessitait pas de groupe témoin. Finalement, la répartition en trois groupes orbitaire, zygomatique et orbito-zygomatique était artificiel, pour les raisons physiopathologiques indiquées au paragraphe 1.1. Ainsi, une étude de faisabilité menée sur dix cas de reconstruction orbito-zygomatique, primaire ou secondaire, aurait facilement été menée en quelques mois. Le défaut d'exemples de protocoles de Recherche Clinique pour l'évaluation de techniques chirurgicales, du fait de leur rareté, a probablement été préjudiciable.

#### **4.3.3.2 Méthode d'évaluation**

Au terme de l'étude prématurément arrêtée, nous n'avons retenu que quelques uns des critères d'évaluation initialement prévu dans le protocole de Recherche Clinique, afin de pouvoir discuter les premiers résultats, établir la méthode d'évaluation objective et dégager une conclusion et des perspectives.

##### **4.3.3.2.1 Evaluation qualitative (ou subjective)**

L'évaluation qualitative s'est faite sur l'observation des résultats cliniques des patients pris en charge de façon « naviguée ». Ceux-ci ont été jugés, d'une part par le patient, et d'autre part par le praticien.

Au terme de la période de suivi de 6 mois, il était ainsi demandé au patient de répondre, sur une échelle visuelle analogique, à deux questions :

- Comment jugeait-il la restitution de la symétrie faciale ?

Afin de le guider, l'échelle visuelle était ponctuée de cinq indications, régulièrement répartie d'une extrémité à l'autre :

- Asymétrie nette (0), perceptible par tous et socialement handicapante, pouvant justifier, à votre sens, un nouveau traitement.
- Asymétrie de moyenne importance (2,5), perceptible par tous mais socialement acceptable, ne justifiant pas, à votre sens, un nouveau traitement.
- Symétrie correcte (5), présentant des défauts légers, perceptibles par vous et immédiatement par votre entourage.
- Symétrie bonne (7,5), présentant des défauts minimes, perceptibles uniquement par vous ou par votre entourage averti de vos antécédents traumatiques.
- Symétrie parfaite (10), sans séquelle perceptible.

- Etait-il satisfait ?

L'échelle analogique était ici, plus simplement, ponctuée de trois indications, régulièrement répartie d'une extrémité à l'autre de l'échelle visuelle :

- Très insatisfait (0).
- Satisfait (5).
- Très satisfait (10).

Parallèlement, le praticien commentait le résultat morphologique. L'évaluation a malheureusement été menée par le praticien également co-concepteur et opérateur.

#### **4.3.3.2.2 Evaluation objective (ou quantitative)**

Les critères d'évaluation objective auraient dû être :

- L'ergonomie du logiciel de planification thérapeutique et de l'application d'assistance chirurgicale.
- Le temps nécessaire à la réalisation d'une planification thérapeutique.
- L'augmentation du temps chirurgical du fait du recours au système de navigation chirurgical.
- Pour la reconstruction orbitaire :
  - Ophtalmométrie de Hertel, bilatérale et comparative.
  - Mesure du volume orbitaire, bilatérale et comparative.
- Pour la reconstruction zygomatique :
  - Mesure de la distance entre la surface du zygoma effectivement repositionné au terme de la reconstruction et celle du zygoma tel qu'il aurait dû l'être selon la planification thérapeutique correspondante.

Finalement, la réalisation pratique de l'étude clinique a été menée, « par la force des choses », de façon unique, par le chirurgien opérateur, également co-concepteur et évaluateur. Certains critères d'évaluation, tels que l'ergonomie du système et le coût en temps, n'avaient donc plus de signification.

Les patients 1 et 3 avaient bénéficié, lors de temps chirurgicaux précédents, d'une reconstruction oculaire par une prothèse de globe oculaire. Pour des raisons que

nous discuterons ultérieurement, l'évaluation de la projection du pôle antérieur de la prothèse oculaire ou du volume orbitaire n'ont, dans ces cas, également plus d'intérêt. Les mesures relatives à la reconstruction orbitaire n'ont donc été réalisées que chez deux patients (2 et 4).

Finalement, la première patiente ne justifiait pas d'un temps de reconstruction zygomatique et a donc été évidemment exclue de l'évaluation relative à ce geste.

Au total, l'évaluation quantitative des quatre patients inclus dans l'Etude a comporté :

- Pour la reconstruction orbitaire :
  - Ophtalmométrie de Hertel, bilatérale et comparative.
  - Mesure du volume orbitaire, bilatérale et comparative.
  - Chez les patients 2 et 4.
- Pour la reconstruction zygomatique :
  - Mesure de la distance entre les surfaces zygomatiques en position effective et planifiée.
  - Chez les patients 2, 3 et 4.

L'ophtalmométrie de Hertel est réalisée à la dernière consultation de suivi post opératoire, à six mois d'évolution. Les mesures de volume orbitaire et de distance sont réalisées sur la base d'une imagerie CT scanner de contrôle, également réalisée à six mois d'évolution.

La mesure du volume orbitaire a été réalisée par segmentation semi-automatique de l'orbite, selon la méthode décrite au paragraphe 3.3.5. Pour permettre une comparaison des volumes de chaque côté, une uniformisation de la longueur du grand axe des volumes segmentés est réalisée entre les deux orbites.

La mesure de distance entre les surfaces étudiées a été faite par une cartographie tridimensionnelle, grâce au logiciel M.E.S.H (§ 3.4). Elle a nécessité de mettre préalablement en correspondance les imageries CT scanner pré et post opératoires, sur la base des régions anatomiques non modifiées par la chirurgie. La position du zygoma, telle que déterminée par la planification thérapeutique, a alors également été recalée de la même façon, afin de la comparer à la position effective du zygoma en fin de reconstruction. La zone d'intérêt, c'est-à-dire la face superficielle du zygoma, a été segmentée, afin de limiter la mesure de distance à celle-ci. Les distances moyenne, minimale et maximale, ainsi que l'écart-type des valeurs, ont été relevés dans chaque cas.

### **4.3.3.3 Résultats**

#### **4.3.3.3.1 Résultats qualitatifs**

Tous les patients auxquels la participation au protocole de Recherche Clinique a été proposée, ont accepté l'inclusion. Toutes les chirurgies « naviguées » ont été menées à leur terme, sans incident technique.

Le patient 1 (figure 54) présentait une asymétrie orbito-zygomatique, à la suite d'un traumatisme cranio-facial gauche. Plusieurs temps de reconstruction avaient été réalisés comprenant une reconstruction oculaire par prothèse, des greffes osseuses au niveau des rebords orbitaires supérieur et latéral, et une greffe adipocytaire autologue palpébrale. La planification thérapeutique indiquait de réaliser une soustraction des greffes osseuses périorbitaires et une reconstruction des parois inférieure et médiale de l'orbite. Il n'y avait pas d'asymétrie de projection zygomatique. Etant donnée l'importance de la réduction de volume orbitaire à réaliser, le choix de la reconstruction par greffe osseuse a été pris (le greffon a été prélevé aux dépens de l'aile iliaque). Une exérèse de la greffe d'adipocytes autologues a également été faite dans le même temps. Les voies coronale (reprenant une cicatrice existante) et palpébrale inférieure conjonctivale ont été utilisées.

Les notes attribuées par le patient concernant la symétrie et la satisfaction, était respectivement de 5 et 8. Elle commentait ces résultats par la difficulté de faire abstraction des séquelles traumatiques environnantes dans le jugement de la symétrie, mais une satisfaction due à la perception d'une nette amélioration cosmétique.

Le praticien jugeait quant à lui une amélioration de la symétrie des reliefs périorbitaires et de la dystopie de la prothèse oculaire, mais la persistance d'un défaut de projection de cette dernière.

Le patient 2 (figure 55) n'avait pas bénéficié de traitement chirurgical primaire, du fait d'un état neurologique initial engageant le pronostic vital. Il présentait une asymétrie orbito-zygomatique du fait du côté droit, associée à une énophtalmie homolatérale,

sur œil natif mais non fonctionnel, pour laquelle la planification thérapeutique diagnostiquait un cal vicieux zygomatique en varus et un abaissement du plancher orbitaire. Une ostéotomie et repositionnement zygomatique a été réalisée. Le resurfaçage de la paroi inférieure de l'orbite a été faite par un implant alloplastique ostéointégrable. Les voies d'abord temporale (reprenant une cicatrice existante), palpébrale supérieure, palpébrale inférieure conjonctivale et endobuccale ont été réalisées.

Les notes attribuées par le patient, quant à la symétrie et à la satisfaction, était dans les deux cas de 10.

La restitution de la symétrie faciale, jugée par le praticien, était également bonne. L'énophtalmie était améliorée et un strabisme de l'œil gauche était corrigé. Seules les cicatrices frontale et temporale des voies d'abord neurochirurgicales restaient visibles.

Le patient 3 (figure 56) présentait d'importantes séquelles d'un traumatisme facial majeur, avec fracture comminutive de l'ensemble du massif facial supérieur et moyen et une plaie oculaire droite. Il avait bénéficié, dans un autre centre hospitalier, d'un traitement primaire, dont il conservait une augmentation de la distance bizygomatique, une asymétrie faciale et une importante rétrusion de la prothèse de reconstruction oculaire droite. L'analyse des données d'imagerie CT scanner concluait à un cal vicieux zygomatique bilatéral, avec valgisation plus importante à droite qu'à gauche, et à un effondrement du plancher orbitaire. En accord avec le patient, une planification thérapeutique a été menée pour symétriser les structures osseuses sur la référence du côté gauche. Une ostéotomie et repositionnement zygomatique a été réalisée, associée à une reconstruction des parois orbitaires par greffe osseuse autologue (prélevée au niveau de la voûte du crâne). Les voies d'abord coronale (reprenant une cicatrice existante), palpébrale inférieure conjonctivale et endobuccale ont été réalisées. Au cours de la chirurgie, l'opérateur avouait ne pas avoir mené le déplacement médial du corps zygomatique aussi loin que le voulait le système de navigation.

Les notes attribuées par le patient, quant à la symétrie et à la satisfaction, était respectivement de 6 et 8. Il signalait en commentaire que, si la symétrie zygomatique était correcte, son visage restait plus large, au niveau de la distance bizygomatique, qu'auparavant le traumatisme. Il notait également une rétrusion persistante de la prothèse oculaire.



Ces remarques étaient confirmées par le praticien qui insistait également sur un valgus persistant du zygoma droit, alors qu'il avait hésité à suivre les indications du système de navigation dans le sens d'une varisation plus importante.

Le patient 4 (figure 57) relevait d'un traitement primaire qui a été réalisé quatre jours après le traumatisme. Il présentait un déplacement du corps zygomatique en varus, avec fracture comminutive du rebord orbitaire inférieur et du pilier maxillo-zygomatique. Il a bénéficié d'une réduction et ostéosynthèse interne rigide de deux piliers. Une réhabilitation du plancher de l'orbite a été réalisée après repositionnement zygomatique, par un implant alloplastique résorbable. Les voies d'abord palpébrale inférieure conjonctivale et endobuccale ont été utilisées.

Le patient jugeait la symétrie et la satisfaction à 10. Le praticien concluait également à un retour à l'état antérieur.

Finalement, aucun des patients ne retenait une quelconque séquelle cicatricielle à la mise en place des deux broches transcutanées utilisées pour la fixation de DZF au zygoma.



Figure 54 : patient 1. A gauche : vue pré opératoire. A droite : vue post opératoire.



Figure 55 : patient 2. A gauche : vues pré opératoires. A droite : vue post opératoires.



Figure 56 : patient 3. A gauche : vues pré opératoires. A droite : vues post opératoires.

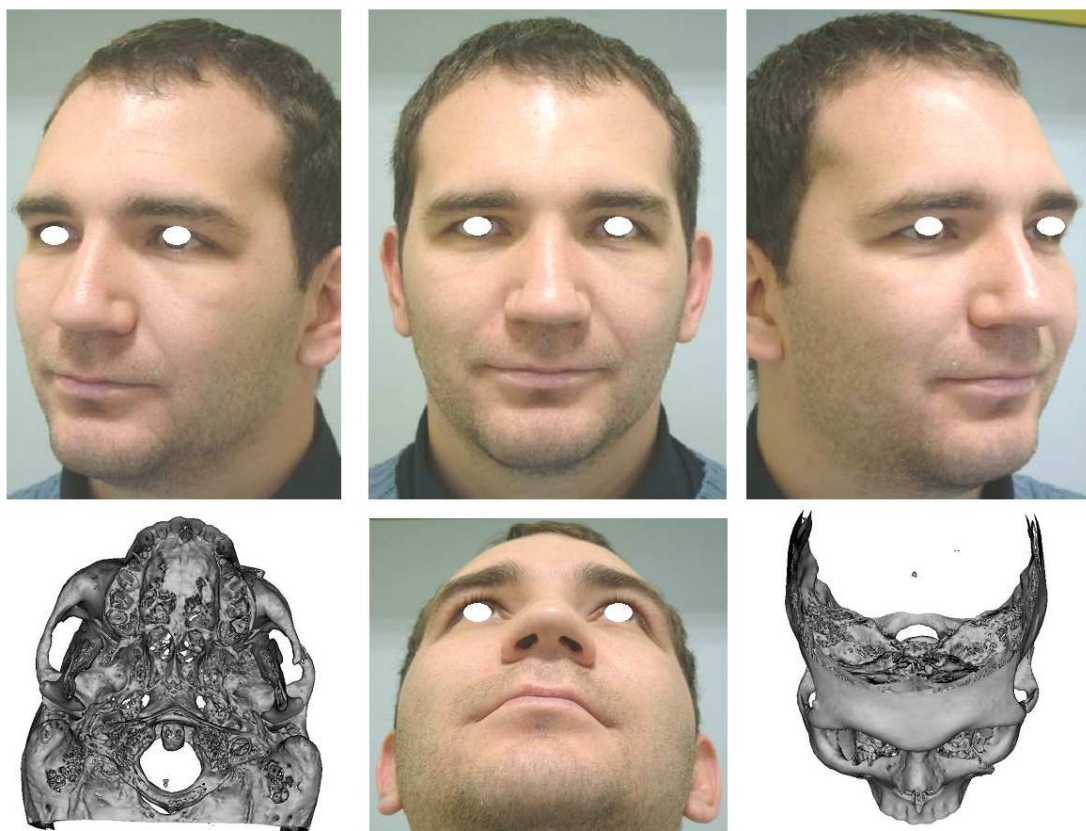


Figure 57 : patient 4. Vues post opératoires et reconstructions surfaciques tridimensionnelles de l'état pré opératoire.

#### 4.3.3.2 Résultats quantitatifs

L'augmentation du temps opératoire relatif à l'utilisation du système de navigation n'était pas évaluable du fait du faible nombre de chirurgies réalisées. Par contre, le praticien opérateur, certes particulièrement entraîné, réalisait les planifications thérapeutiques dans un temps de six à huit minutes.

Les résultats des ophtalmométries de Hertel, réalisées chez les patients 2 et 4, sont donnés dans le tableau 5.

| Patient | Droite (mm) | Gauche (mm) |
|---------|-------------|-------------|
| 2       | 14          | 16          |
| 4       | 17          | 17          |

Tableau 5 : résultats des ophtalmométries post opératoires de Hertel chez les patients 2 et 4.

La mesure des volumes orbitaires chez le patient 2 a été impossible, car une segmentation satisfaisante des orbites n'a pu être réalisée (figure 58), du fait des caractéristiques techniques de l'acquisition CT scanner post opératoire et des importantes séquelles post traumatiques des parois orbitaires. Le positionnement correct de l'implant a pourtant pu être vérifié par superposition des limites de l'objectif thérapeutique issu de la planification, dans le volume d'imagerie CT scanner post opératoire.

La mesure des volumes orbitaires chez le patient 4, du côté sain et du côté traumatisé, ont respectivement été mesurés à 19,7 cm<sup>3</sup> et 19,6 cm<sup>3</sup>.

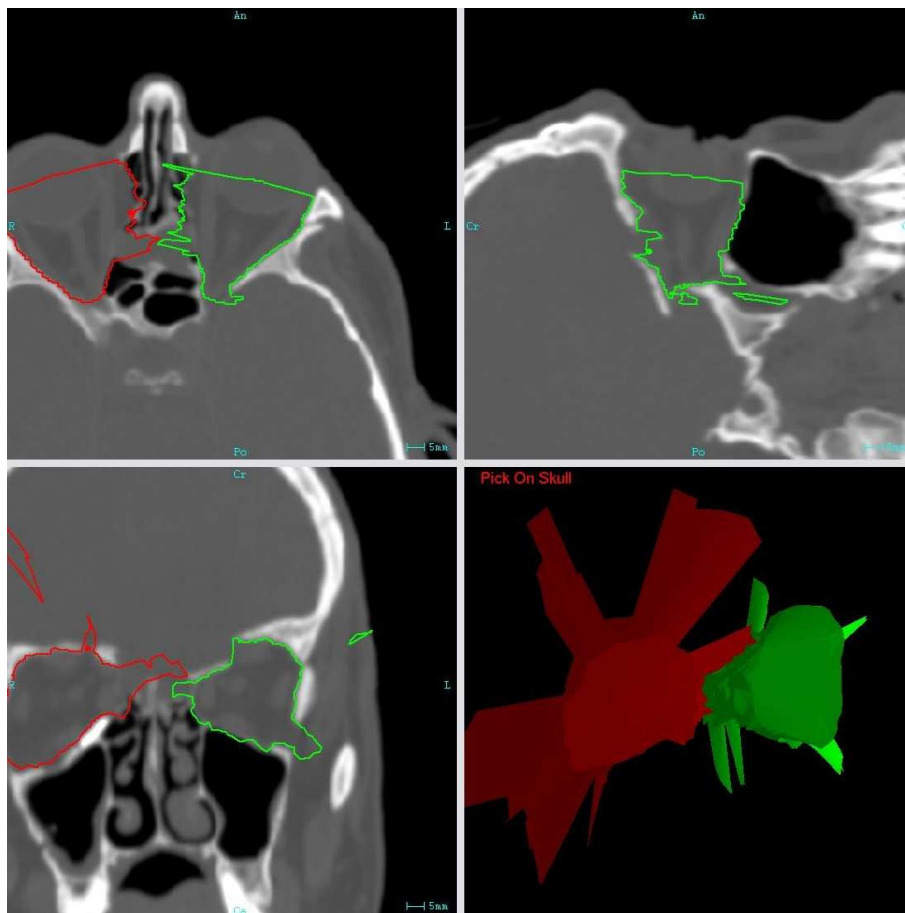


Figure 58 : résultat de la segmentation semi-automatique des orbites chez le patient 2.

Les résultats des mesures de distance entre la position effective du zygoma après reconstruction et celle préalablement planifiée, chez les patients 2, 3 et 4, sont présentés dans le tableau 5. Les distances moyennes sont respectivement de 1,64 mm, 1,44mm et 0,85 mm chez les trois patients.

Les positions relatives de la position cible du repositionnement zygomatique par rapport à la situation initiale et à la situation effective après chirurgie, ainsi que les cartographies tridimensionnelles de distances relatives aux résultats indiqués dans le tableau 6, sont illustrées dans les figures 59 (patient 2), 60 (patient 3) et 61 (patient 4).

| Patient | Distance position finale zygoma - position planifiée |         |         |            |
|---------|------------------------------------------------------|---------|---------|------------|
|         | Moyenne                                              | Minimum | Maximum | Ecart-type |
| 2       | 1,64                                                 | 0,00    | 8,60    | 1,67       |
| 3       | 1,44                                                 | 0,00    | 5,26    | 1,01       |
| 4       | 0,85                                                 | 0,00    | 3,65    | 0,68       |

Tableau 6 : distances moyenne, minimale et maximale, et écart-type des distances, entre la surface du zygoma effectivement repositionné et celle préalablement planifiée.



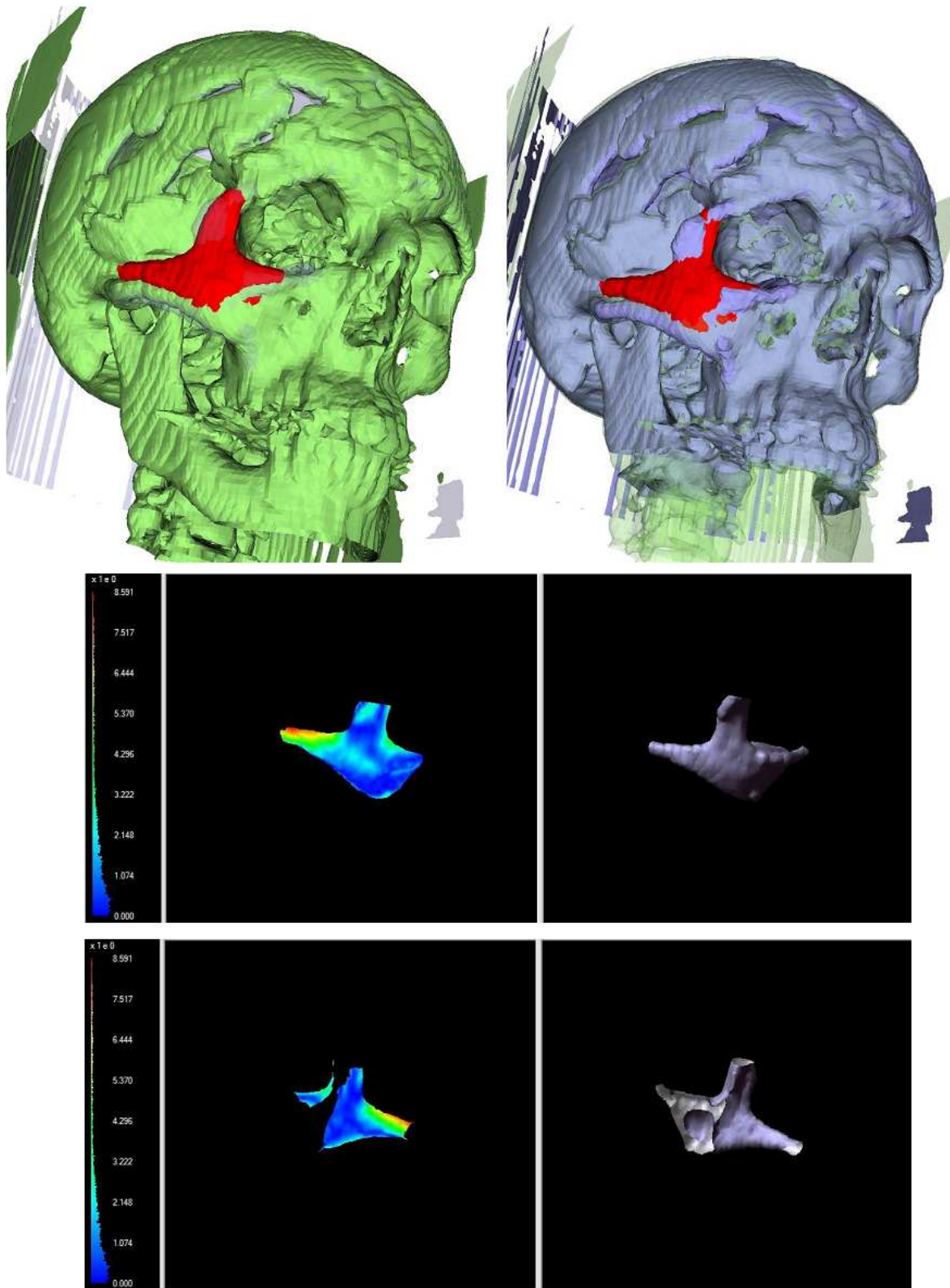


Figure 59 : repositionnement du zygoma chez le patient 2. En haut et à gauche : position relative de la cible thérapeutique (rouge) par rapport à la situation initiale (vert). En haut et à droite : position relative de la cible thérapeutique (rouge) par rapport au résultat chirurgical (violet). Au centre : carte de distance entre la position effective du zygoma au terme de la reconstruction et la position préalablement planifiée, en vue antérieure. En bas : carte de distance entre la position effective du zygoma au terme de la reconstruction et la position préalablement planifiée, en vue postérieure.

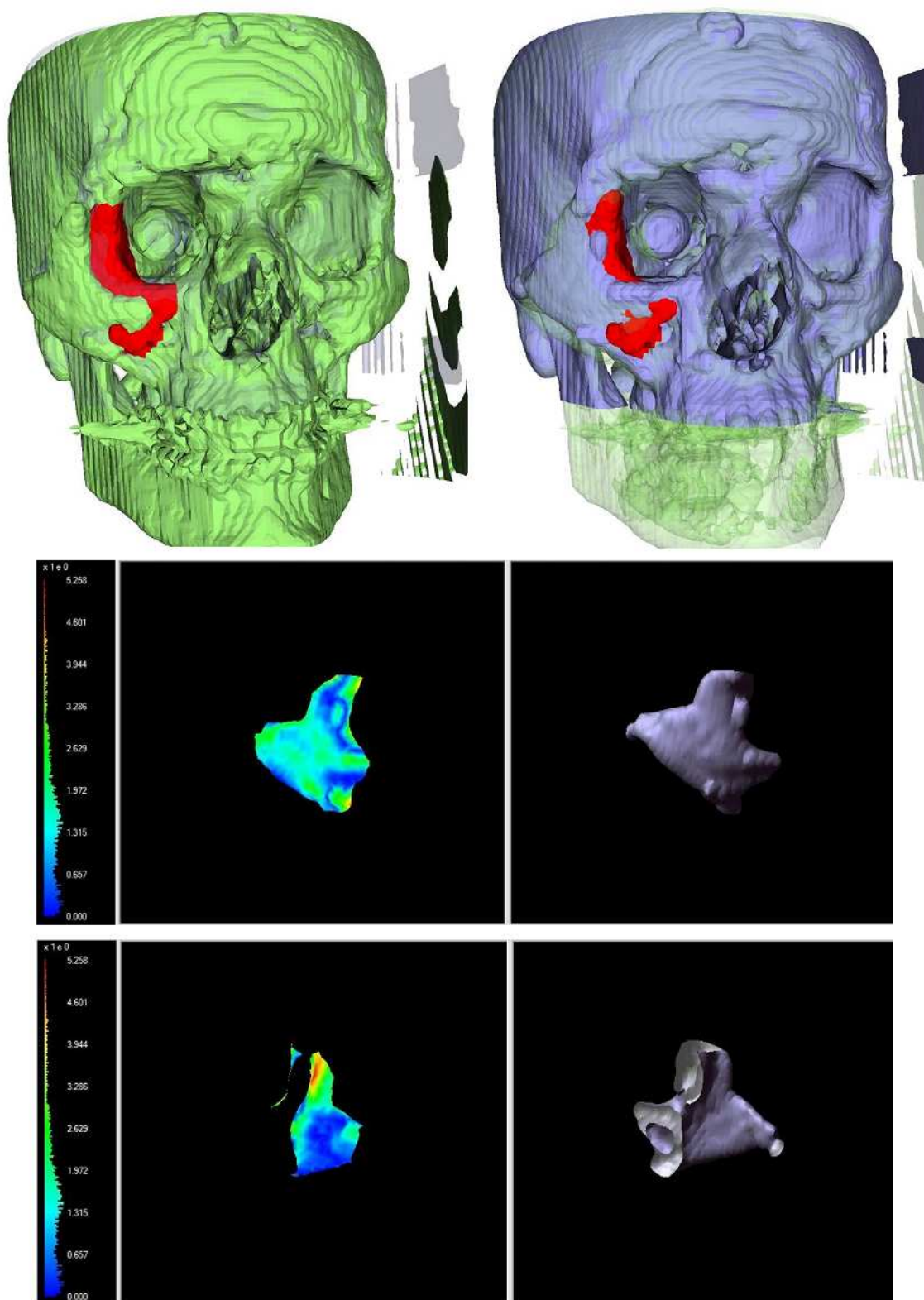


Figure 60 : repositionnement du zygoma chez le patient 3. En haut et à gauche : position relative de la cible thérapeutique (rouge) par rapport à la situation initiale (vert). En haut et à droite : position relative de la cible thérapeutique (rouge) par rapport au résultat chirurgical (violet). Au centre : carte de distance entre la position effective du zygoma au terme de la reconstruction et la position préalablement planifiée, en vue antérieure. En bas : carte de distance entre la position effective du zygoma au terme de la reconstruction et la position préalablement planifiée, en vue postérieure.

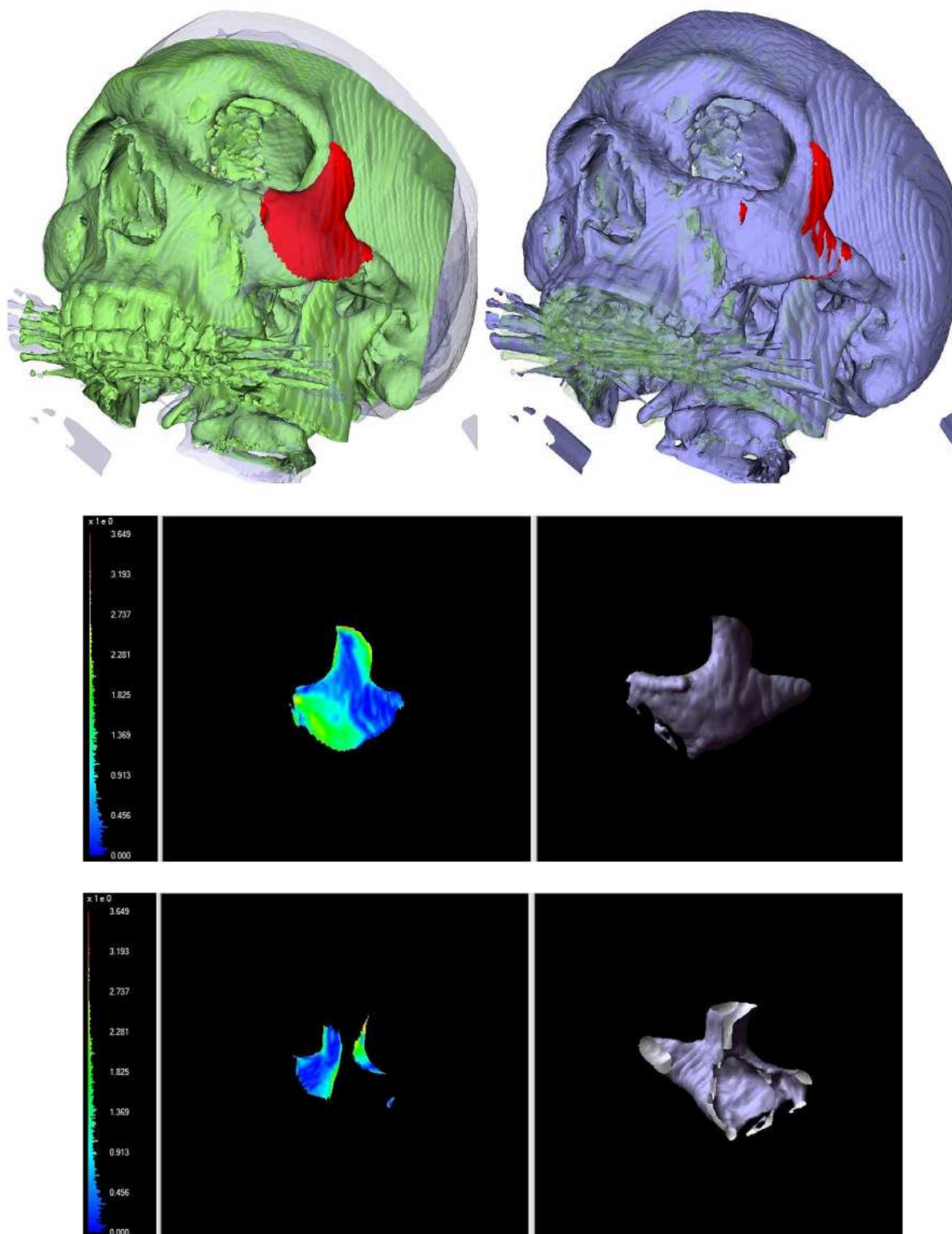


Figure 61 : repositionnement du zygoma chez le patient 4. En haut et à gauche : position relative de la cible thérapeutique (rouge) par rapport à la situation initiale (vert). En haut et à droite : position relative de la cible thérapeutique (rouge) par rapport au résultat chirurgical (violet). Au centre : carte de distance entre la position effective du zygoma au terme de la reconstruction et la position préalablement planifiée, en vue antérieure. En bas : carte de distance entre la position effective du zygoma au terme de la reconstruction et la position préalablement planifiée, en vue postérieure.



#### 4.3.3.4 Discussion

Avant toute chose, il est évident que, le nombre de chirurgies ayant bénéficié d'une planification et d'une assistance chirurgicale étant faible, il sera impossible de conclure de façon significative. Nous ne pouvons donc qu'essayer de dégager, de notre expérience, une orientation et quelques remarques.

Les résultats objectifs, relatifs au repositionnement zygomatique, donnés par les distances de la position effective du zygoma à la position préalablement planifiée, sont de l'ordre de 1,5 millimètres, valeur habituellement admise pour la précision clinique d'une application de Chirurgie Assistée par Ordinateur. Ce résultat brut nous semble donc encourageant.

La dispersion des valeurs est cependant importante, témoignant de zones où le repositionnement n'est pas conforme à la planification. Ainsi, si l'on observe les localisations relatives de la position cible par rapport à la position effective du repositionnement et les cartographies de distance correspondantes, on peut préciser ces zones. Pour le patient 2 (figure 58), on note un défaut de positionnement vertical de l'apophyse temporale de l'os zygomatique par rapport à la cible. Pour le patient 3, le corps zygomatique ne paraît pas suffisamment médialement positionné, dans son ensemble. Pour le patient 4, au contraire, la localisation zygomatique semble globalement bonne.

En confrontant ces résultats aux observations cliniques, on voit que pour le patient 3, les résultats quantitatifs correspondent aux commentaires du résultat cosmétique, à savoir un excès de largeur du visage au niveau zygomatique droit. L'opérateur est manifestement en cause dans cette imperfection, puisqu'il a hésité à suivre complètement les indications du système de navigation au cours de cette phase d'évaluation. Le défaut de positionnement de l'apophyse temporale de l'os zygomatique chez le patient 2 ne semble par contre pas impacter le résultat esthétique.

L'observation des résultats concernant la projection antérieure du globe oculaire doit d'emblée faire distinguer deux cas : ceux pour lesquels le patient conserve son œil et ceux pour lesquels le patient a bénéficié d'une reconstruction oculaire à la suite de la perte traumatique de son globe oculaire. Pour la compréhension du problème et schématiquement (figure 62), une reconstruction oculaire comprend deux parties : la restauration chirurgicale d'un volume en lieu et place de l'œil perdu, par un implant

sphérique inséré dans la cavité orbitaire, et la confection secondaire d'une lentille par le prothésiste oculaire, mise en place dans la cavité sous palpébrale, donnant l'aspect esthétique de la pupille et de la conjonctive. Le volume de la reconstruction oculaire est inférieur à celui de l'œil pour laisser la place à la lentille. De plus, le traumatisme peut être responsable d'une perte du volume de la graisse intra orbitaire. Au final, le prothésiste oculaire confectionne la lentille sur mesure, pour obtenir le meilleur résultat cosmétique possible, en fonction des contraintes anatomiques et des séquelles traumatiques. La projection antérieure de la lentille est cependant régulièrement inférieure à celle du pôle antérieur de l'œil controlatéral.

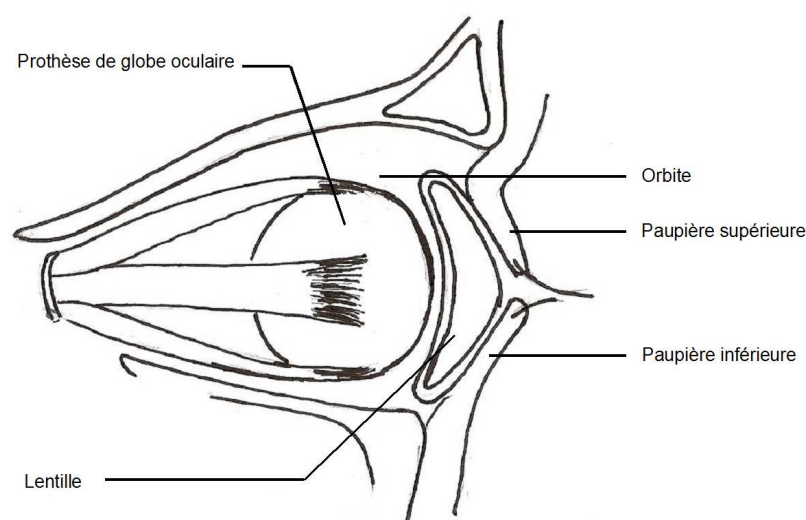


Figure 62 : principes de reconstruction oculaire.

Nous avons pris comme principe de reconstruction orbitaire, celui communément admis, c'est-à-dire la restitution des contours anatomiques pré traumatiques. Celui-ci a donné de bons résultats dans les deux cas pour lesquels les patients conservaient leur œil natif (patients 2 et 4), la restitution du volume orbitaire concordant avec une ophtalmométrie bilatérale et comparative symétrique. Par contre, quand les patients avaient bénéficié d'une reconstruction oculaire (patient 1 et 3), le résultat cosmétique s'est logiquement révélé insuffisant. En effet, les volumes des différents composants intra orbitaires n'étant plus les mêmes, restituer les contours pré traumatiques de la cavité orbitaire ne suffit pas à assurer la même projection finale du pôle antérieur de la lentille. Cependant, l'amélioration esthétique a toujours été nette, et surtout, le

prothésiste oculaire a souligné des conditions anatomiques d'appareillage plus favorables.

Nous constatons à l'occasion de cette validation, chez le patient 2, les limites de la méthode de segmentation semi-automatique orbitaire. En effet, les séquelles traumatiques induisant de nombreuses interruptions dans la continuité des parois orbitaires, la détection automatique des contours est prise en défaut. Notre méthode, si elle offre un gain de temps certain, demande à être améliorée pour palier à certaines situations limites.

La satisfaction des patients quant à la chirurgie était toujours bonne, du fait de l'importante amélioration esthétique. Cet indice de satisfaction élevé intégrait à la fois les situations dans lesquelles les patients étaient conscients que le retour à l'état pré traumatique était impossible, particulièrement quand des séquelles de lésions des Tissus Mous étaient présentes, et celles dans lesquelles ils montraient une grande difficulté à apprécier le seul résultat de ce temps de reconstruction, en faisant abstraction des autres séquelles morphologiques associées. Nous pensons, pour notre part, que les résultats morphologiques étaient plutôt bons et, dans les cas de traitements secondaires, très probablement supérieurs à ceux habituellement obtenus.

Nous pouvons ajouter que, dans l'ensemble des cas, l'opérateur, en situation opératoire, avait l'impression qu'il n'aurait pas fait le même repositionnement que celui que lui indiquait le système de navigation. Ceci l'a amené, dans le cas du patient 3, du fait de la nécessaire critique à conserver en permanence par rapport à l'assistance chirurgicale et de la situation particulière des premiers cas cliniques de l'essai chirurgical, à ne pas réaliser un déplacement aussi important que celui planifié, avec un impact sur la qualité du résultat. Par contre, dans le cas à priori simple et habituel du patient 4, il est intéressant de noter que, du fait de la fracture comminutive du rebord orbitaire et du pilier maxillo-zygomatique, l'opérateur n'aurait également pas effectué le même repositionnement. Cependant, à la lumière des chirurgies précédentes, il avait décidé, cette fois, de suivre complètement la planification thérapeutique, avec un bon résultat final.

Finalement, il faudrait discuter le coût de la procédure. Ce critère est très complexe car il faudrait envisager le coût direct, comprenant entre autres le temps dévolu par l'équipe médicale, l'amortissement du système de navigation ou les consommables utilisés à chaque intervention, et le bénéfice secondaire à l'utilisation de la Chirurgie

Assistée par Ordinateur, comme la diminution espérée des reprises chirurgicales. Cette problématique ne peut absolument pas être appréhendée dans ce travail et relève d'une étude de cohortes beaucoup plus importantes. Nous pouvons simplement dire que le temps dévolu, par l'opérateur, à la planification thérapeutique, semble être relativement faible. Par contre, l'augmentation de la durée de la procédure chirurgicale est certaine, par le principe même de la mise en œuvre du système de navigation. Cependant, à titre indicatif, nous avons régulièrement utilisé l'assistance chirurgicale, dans sa modalité passive, comme moyen d'orientation et de sécurisation du geste, dans le traitement des exophtalmies basedowiennes, réalisant une orbitoplastie d'agrandissement. Nous avons alors vu, qu'après la période d'apprentissage, l'aide apportée dans le temps « actif » de la chirurgie compensait le temps d'installation du système et que le temps total d'intervention augmentait finalement peu.

## **5 Conclusion**

Nous avons mené à bien les différentes étapes de notre application de Chirurgie Assistée par Ordinateur pour la reconstruction orbito-zygomatique primaire et secondaire, comprenant la planification thérapeutique, l'assistance chirurgicale à la réalisation de celle-ci et l'évaluation objective des résultats cliniques. Nous avons ainsi respecté le schéma de bonne utilisation de la technique de Chirurgie Assistée par Ordinateur. Jusqu'à ce jour, et à notre connaissance, ce travail n'avait jamais été réellement réalisé en chirurgie maxillo-faciale.

Le protocole de Recherche Clinique n'a malheureusement pu être conduit jusqu'à son terme. Cependant, les premiers résultats cliniques, confrontés à ceux des validations méthodologiques, peuvent nous permettre de dégager quelques conclusions.

Nous proposons une planification thérapeutique pour la reconstruction zygomatique, sur un principe déjà décrit, de détermination de l'état morphologique cible par symétrie du côté opposé, indemne de traumatisme, autour d'un plan sagittal médian manuellement défini. Nous introduisons cependant une procédure originale de double recalage, rigide puis élastique, du crâne symétrique et des structures

anatomiques du crâne natif entourant la zone d'intérêt. Cette étape assure manifestement la pertinence de la cible thérapeutique.

La planification de la reconstruction orbitaire est réalisée sur le même principe de symétrie par rapport au côté indemne. Nous proposons une méthode semi-automatique de segmentation du volume orbitaire sain, alors que les travaux antérieurs suggéraient une segmentation coupe après coupe <sup>140,145</sup>. Notre méthode n'est pourtant pas robuste pour la segmentation d'orbite traumatique et il est probable que, comme les autres auteurs, nous ne pourrions nous affranchir totalement d'éléments de correction manuelle, comme de simples outils graphiques de soustraction/addition de pixels.

La procédure de planification est le plus souvent automatisée, ne nécessite pas de connaissance informatique particulière et n'investit pas plus de dix minutes du temps du praticien. Elle paraît donc conforme à une utilisation clinique.

L'assistance chirurgicale pour assurer une reconstruction conforme à la planification est réalisée par un système de navigation, de façon semi-active pour la reconstruction zygomatique et passive pour la reconstruction orbitaire. Le recalage zygomatique est l'étape critique de sa navigation. Cependant, en respectant les bonnes pratiques d'utilisation d'un système de navigation, nous pouvons obtenir un guidage zygomatique de précision cohérente avec celle générale visée pour l'application.

Les résultats des premières utilisations cliniques du protocole de Chirurgie Assistée par Ordinateur pour la reconstruction orbito-zygomatique sont encourageants, probablement supérieurs à ceux habituellement obtenus avec une technique classique. L'intérêt pourrait être particulièrement important dans les cas de traitement secondaire ou de traitement primaire avec fracture comminutive des piliers de la Face, dans lesquels les repères anatomiques servant au repositionnement zygomatique sont absents. Notre proposition permet d'envisager ces cas, alors que celle de Westendorf & al. <sup>145</sup> l'éliminait de principe. Il est cependant évident que ces premiers résultats nécessiteraient une validation clinique plus ample.

Finalement, si nous envisageons classiquement la reconstruction orbito-zygomatique comme étant, en premier lieu, la restauration de la symétrie osseuse, nous sommes parfaitement conscients de l'implication des Tissus Mous de la Face dans les asymétries faciales séquellaires post traumatiques. Ainsi, la simulation thérapeutique devrait intégrer jusqu'à l'aspect morphologique final, c'est-à-dire la déformation des

Tissus Mous consécutive à la modification des structures osseuses sous-jacentes. L'intégration de modèles biomécaniques des Tissus Mous de la Face ou de l'orbite, développés au sein du laboratoire TIMC <sup>49-51</sup>, offrirait cette possibilité. Nous pourrions ainsi envisager de façon plus précise les cas complexes associant une perte du volume des Tissus Mous ou des reconstructions oculaires.

## **TROISIEME PARTIE : APPLICATION A LA CHIRURGIE ORTHOGNATIQUE**

# 1 Contexte et problématique clinique

Comme pour la traumatologie orbito-zygomatique, l'objectif de ce chapitre n'est évidemment pas de reproduire un manuel sur la chirurgie orthognatique, mais de donner les bases nosologiques et thérapeutiques des dysmorphoses dento-maxillaires, afin de permettre la compréhension du travail par les lecteurs non médecins. Le lecteur pourra se référer à un ouvrage de référence pour plus de détails<sup>203</sup>.

## 1.1 Chirurgie orthognatique

Les dysmorphoses dento-maxillaires, ou dento-faciales, sont des anomalies de l'occlusion dentaire par malposition des bases osseuses, mandibulaire ou maxillaire, qui sont décalées l'une par rapport à l'autre et parfois par rapport au crâne (figure 63). Elles ont des conséquences à la fois fonctionnelles et morphologiques. Les malocclusions peuvent être responsables de pertes dentaires précoces, de pathologies parodontales, de défaut de mastication, de troubles de l'articulation temporo-mandibulaire ou de mauvaise respiration nasale et pharyngée, avec leurs conséquences systémiques. Elles ont également parfois un retentissement morphologique psychologiquement invalidant. Elles sont classifiées en fonction :

- De la malocclusion, selon la classe dentaire d'Angle (figure 64).
- De la dysharmonie squelettique au niveau maxillaire et mandibulaire, dans les sens sagittal, vertical et transversal.
- De l'implication des troubles dento-squelettiques sur l'esthétique faciale.





Figure 63 : exemples de patients présentant une dysmorphose dento-maxillaire.

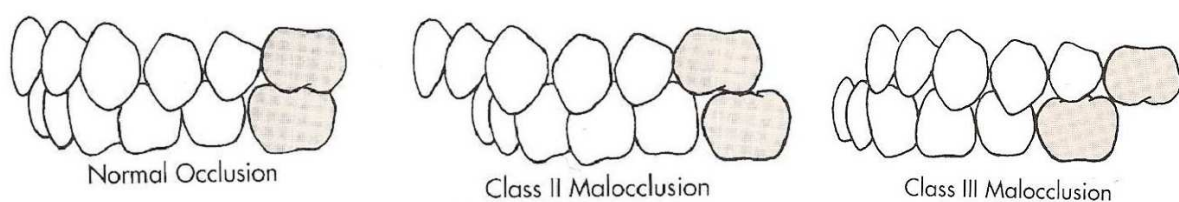
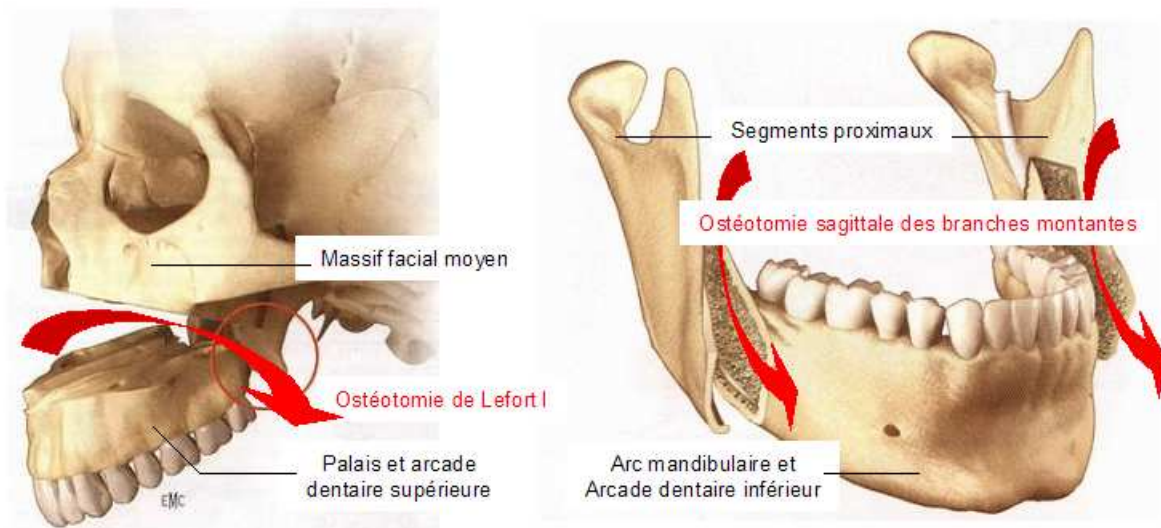


Figure 64 : classes dentaires selon Angle.

La chirurgie orthognatique est la chirurgie de réalignement des bases osseuses maxillaire et mandibulaire, dans les cas de dysmorphose dento-maxillaire. Il s'agit d'un moyen de prise en charge, complémentaire de l'orthodontie. Schématiquement, elle consiste à libérer les pièces osseuses portant les arcades dentaires du reste du massif facial, afin de les repositionner l'une par rapport à l'autre et dans l'espace. Les deux procédures chirurgicales les plus utilisées sont l'ostéotomie sagittale des

branches montantes pour la mandibule et l'ostéotomie de Lefort I pour le maxillaire (figure 65), qui peuvent être réalisées isolément ou en association. Quand une chirurgie bimaxillaire est décidée, l'ostéotomie et le repositionnement maxillaire est fait en premier.



Dans : Chirurgie correctrice des malformations ou dysmorphies maxillo-mandibulaires : approche diagnostique.  
Richter M., Mochaz C, Laurent F, Goudot P. Encyclopédie Médico-chirurgicale. Stomatologie. Fascicule 22-066-D-10.

Figure 65 : ostéotomies maxillaire (à gauche) et mandibulaire (à droite).

## 1.2 Planification thérapeutique et guidage chirurgical en pratique courante

Le repositionnement squelettique obéit évidemment à des règles. Si la bonne pratique établit, de façon à peu près consensuelle, une méthode de guidage chirurgical pour le respect de la planification thérapeutique, celle-ci est plus soumise à controverse.

### 1.2.1 Planification et simulation thérapeutique

La planification thérapeutique est établie par la correction nécessaire pour amener un patient de l'état de dysmorphose à un état considéré comme « normal ». Pour cela, il convient de caractériser la dysmorphose dento-maxillaire et de définir l'état

morphologique « idéal ». Une méthode de planification est donc sous-tendue par une philosophie et une méthode d'examen de la structure faciale.

La prise en charge des dysmorphoses dento-maxillaires au cours du XX<sup>ème</sup> siècle a vu successivement se développer, avec les progrès de la médecine moderne, une philosophie d'abord essentiellement orthodontique, puis, avec le développement des procédés chirurgicaux, orthognatique, et finalement, « orthomorphique ».

La philosophie orthognatique, forte dans les années 70 et 80, s'appuie sur une méthode d'analyse de la structure squelettique de la face et sur une norme. L'analyse squelettique de la Face est appelée céphalométrie. Une analyse céphalométrique est réalisée sur deux radiographies standards de l'extrémité céphalique, réalisées dans deux directions perpendiculaires, de face et de profil, selon des données techniques normalisées. Ces radiographies sont appelées téléradiographies de face et de profil. L'analyse céphalométrique est définie par des points radiographiques, une construction géométrique réalisée à partir de ces points et des mesures linéaires ou angulaires faites sur la précédente construction. Finalement, les mesures céphalométriques font référence à une norme, définie conjointement avec la méthode et dictant la correction à réaliser. Les analyses céphalométriques sont pléthore, reflétant peut-être le fait qu'aucune d'elle n'est satisfaisante. En France et dans les pays francophones, l'analyse céphalométrique de Delaire <sup>204</sup> est, ou a été, populaire. On peut également citer, comme régulièrement utilisée, une analyse américaine, dite de Sassouni <sup>205</sup>. Les méthodes orthognatiques ont régulièrement fait l'objet de critiques, sur le fond ou la forme. Fondamentalement, il a paru étrange de réduire l'analyse à celle du squelette et de définir l'anomalie du fait de l'écart par rapport à une norme numérique ou structurelle, le plus souvent arbitrairement définie, alors que la diversité morphologique naturelle paraît souvent équilibrée et fonctionnelle.

Ainsi, plus récemment, une philosophie orientée sur les Tissus Mous, que ce soit dans leur dimension fonctionnelle ou purement morphologique, a vu prendre un très grand essor, soutenue par les grandes Ecoles de chirurgie orthognatique européennes, anglo-saxonnes ou asiatiques. Nous l'appellerons « orthomorphique ». Si l'analyse de la structure squelettique de la Face reste évidemment présente comme un élément important du diagnostic et de la réflexion, l'objectif thérapeutique devient un équilibre fonctionnel, guidé par la réponse connue des Tissus Mous aux déplacements osseux. La planification thérapeutique fait alors plus appel à une

simulation de la chirurgie et de ses conséquences. L'analyse squelettique qui est réalisée est également souvent appelée, par analogie, céphalométrie, et elle est réalisée sur la téléradiographie de profil.

### 1.2.1.1 Analyse squelettique et céphalométrie

L'analyse squelettique, que ce soit dans les méthodes très codifiées, comme celles de Delaire ou de Sassouni (figure 66), ou dans celle plus libre de la logique orthomorphique, vise à caractériser la position des pièces squelettiques qui peuvent être impliquées dans la chirurgie orthognatique, par rapport aux structures qui resteront fixes, de la base du crâne ou du massif facial supérieur.

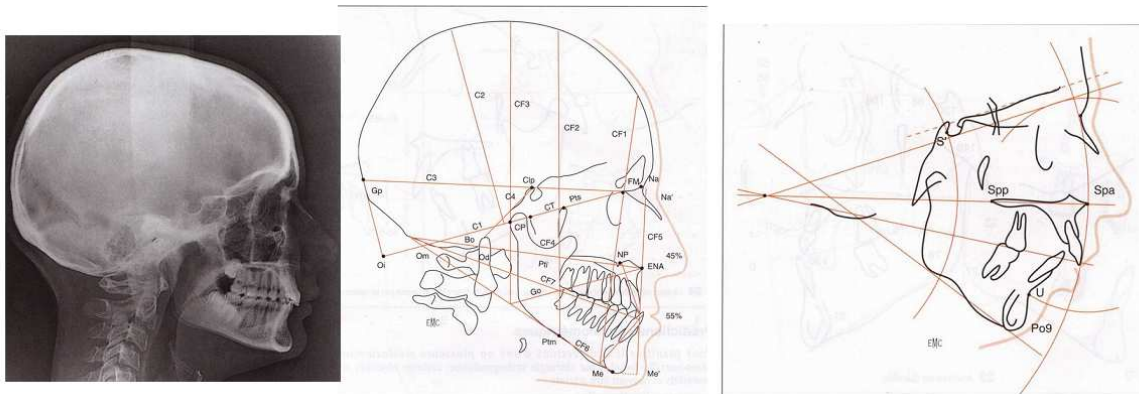


Figure 66 : téléradiographie de profil (à gauche) et analyses céphalométriques de Delaire (au centre) et de Sassouni (à droite).

Ainsi, l'analyse squelettique est réalisée sur une téléradiographie (le plus souvent de profil) et définit :

- Une référence, située à la base du crâne.
- La localisation de maxillaire par rapport à la référence précédente.
- La localisation de la mandibule par rapport à la référence crânienne ou au maxillaire, sachant que la mandibule est un os mobile par rapport à ces structures et que les mouvements mandibulaires sont permis par les articulations temporo-mandibulaires qui ont des caractéristiques biomécaniques complexes.
- Le menton.

La dimension dentaire de l'analyse de la dysmorphose dento-maxillaire ne doit jamais être perdue de vue, puisque l'objectif premier de la chirurgie est la restauration d'une occlusion fonctionnelle. Ainsi, l'analyse dentaire est toujours le corollaire indispensable à l'analyse squelettique. Malheureusement, sur les téléradiographies, seuls les axes dentaires, et essentiellement des incisives centrales, peuvent être étudiés. L'examen pratique de la relation occlusale des arcades dentaires, par le biais des moulages dentaires, reste actuellement l'élément incontournable de l'analyse dentaire.

### **1.2.1.2 Simulation chirurgicale**

La simulation chirurgicale est un élément plus spécifique à la méthode orthomorphique. Les déplacements osseux étant réalisés en partie en fonction de l'effet final souhaité sur les Tissus Mous, les déplacements osseux proposés, maxillaire, mandibulaire et/ou génien, sont simulés et la déformation des tissus mous calculée selon des critères de déformation déduits de l'étude de cas opérés.

Ce travail est réalisé sur des tracés manuels, à partir de la téléradiographie de profil (figure 67).

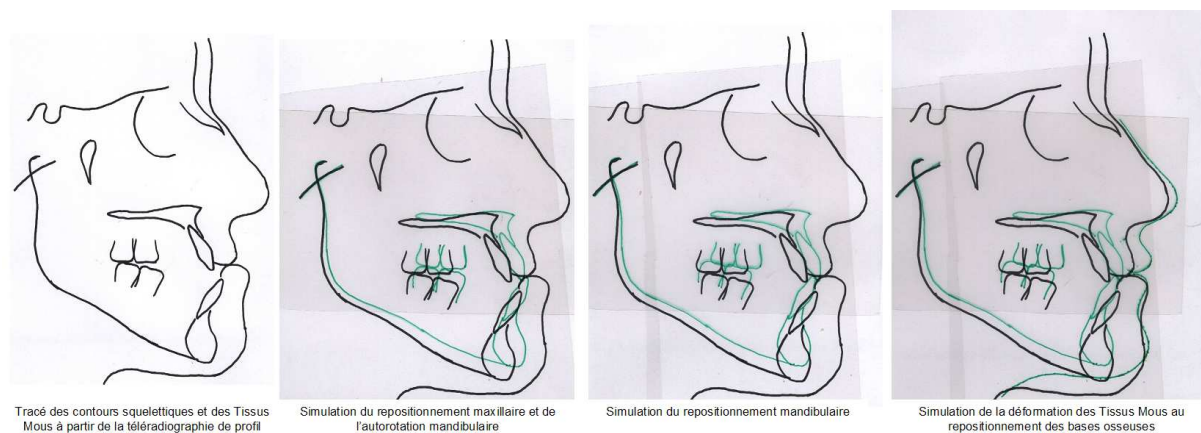


Figure 67 : Tracés sur claques de simulation d'une chirurgie bimaxillaire.

### **1.2.2 Guidage chirurgical**

Au terme de la planification thérapeutique, le chirurgien a déterminé un repositionnement maxillaire souhaité dans le sens vertical et sagittal et/ou un



repositionnement de la mandibule sur le maxillaire et/ou un repositionnement génien. Quand, au cours de l'opération, les segments maxillaire et mandibulaire sont désolidarisés du reste du squelette facial, leur repositionnement à vue, sans guidage et avec un objectif de précision de un millimètre, semble illusoire. Ceci est particulièrement vrai pour le repositionnement maxillaire, des repères anatomiques fiables au massif facial supérieur étant inaccessibles. Il est donc utilisé des guides chirurgicaux pour assurer le respect de la planification thérapeutique.

### 1.2.2.1 Préparation des guides de repositionnement maxillo-mandibulaires

La référence pour le repositionnement d'une arcade dentaire est donc l'arcade opposée. Ainsi, les guides de repositionnement sont des empreintes en négatif de la relation occlusale à chaque étape de la chirurgie. On peut ainsi avoir, en cas de chirurgie bimaxillaire, une gouttière intermédiaire pour le repositionnement du maxillaire par rapport à la mandibule et une gouttière finale pour le repositionnement de la mandibule par rapport au maxillaire.

La fabrication des gouttières obéit à un procédé assez standardisé (figure 68).

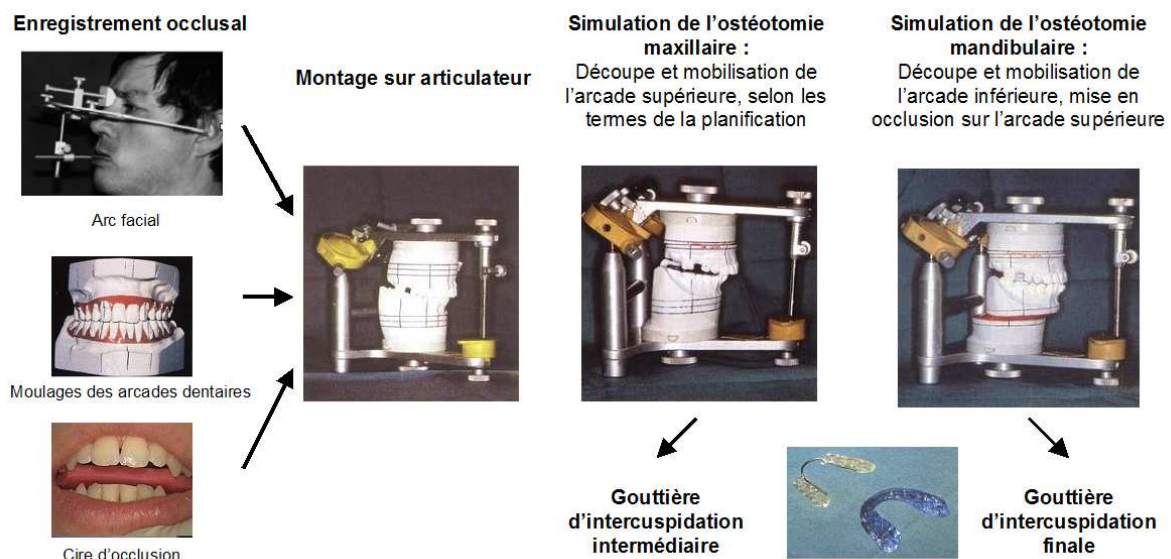


Figure 68 : étapes de la fabrication des guides chirurgicaux de positionnement maxillaire et mandibulaire (gouttières d'intercuspidation).

Un recueil des données occlusales est d'abord réalisé chez le patient. Un moulage des arcades dentaires est pratiqué, ainsi que l'enregistrement du plan occlusal maxillaire par rapport au plan de Francfort, grâce à un arc facial.

Les données occlusales sont reproduites par montage sur un articulateur semi-adaptable. La chirurgie est alors simulée par section des plâtres et déplacement selon la planification faite. La mobilisation de l'arcade dentaire supérieure est d'abord faite et l'empreinte négative de la relation occlusale est fabriquée en résine. La mobilisation de l'arcade dentaire inférieure est ensuite réalisée et la deuxième gouttière confectionnée selon le même principe.

#### **1.2.2.2 Repositionnement chirurgical**

Au cours de la chirurgie, le repositionnement maxillaire est le plus problématique. En effet, une fois l'ostéotomie de Lefort I et les soustractions osseuses permettant le déplacement squelettique réalisées, les repères anatomiques par rapport aux structures osseuses fixes sont perdus. La gouttière d'intercuspidation intermédiaire fournit un guide au repositionnement du maxillaire, par rapport à la mandibule, dans le sens sagittal. Le sens vertical est appréhendé par des repères osseux ménagés de part et d'autre du trait d'ostéotomie et/ou par des mesures réalisées directement sur les piliers de la Face ou entre les repères précédents.

Le repositionnement mandibulaire est, quant à lui, guidé par l'occlusion, l'objectif premier de la chirurgie orthognatique restant toujours la restauration d'une occlusion fonctionnelle. La gouttière d'intercuspidation finale n'est donc nécessaire que dans les cas dans lesquels la préparation orthodontique n'a pas produit une occlusion stable.

#### **1.2.3 Précision en planification et chirurgie orthognatique**

La précision revendiquée de la chirurgie orthognatique serait de l'ordre du millimètre, si l'on considère que les déplacements squelettiques sont exprimés dans cette unité de mesure.

On peut pointer de nombreuses sources d'erreur dans la méthode utilisée, tant pour la planification que pour le guidage chirurgical <sup>206</sup>.

Tout d'abord, il est évident que l'étude, sur des radiographies standards bidimensionnelles, d'une structure aussi complexe géométriquement que celle de la Face ne semble pas adaptée. Les téléradiographies, même standardisées, sont sources de magnification et de distorsion<sup>207 208,209</sup>. Ensuite, la localisation manuelle de points anatomiques sur les téléradiographies connaît une variabilité inter et intra observateur, malgré la minutie qui peut être apportée à leur détermination<sup>210-213</sup>.

La précision du repositionnement du maxillaire, si elle semble acceptable dans le sens sagittal, paraît plus aléatoire dans le sens vertical, particulièrement en postérieur<sup>214,215</sup>.

Si ce problème de précision est réel, ses conséquences sur le résultat fonctionnel sont discutables puisque, finalement, la chirurgie orthognatique comporte un taux de complication faible. Par contre, si le repositionnement qui a été effectivement fait ne correspond pas à celui qui a été planifié, le résultat thérapeutique en terme d'esthétique faciale ne peut être exactement conforme à celui planifié et présenté au patient.

### **1.3 Chirurgie orthognatique assistée par Ordinateur : état de l'Art**

Comme nous l'avons vu dans la première partie, la Chirurgie Assistée par Ordinateur est rapidement apparue comme un outil prometteur en chirurgie orthognatique, tant pour la planification thérapeutique que pour le guidage chirurgical. Cependant, la problématique dans ce domaine réside essentiellement dans la planification et la simulation, et nécessite d'importants développements, tant en sciences fondamentales qu'en outils informatiques. Il est également évident que toute proposition technique est sous-tendue par une philosophie qui restera probablement non consensuelle.

Différents éléments d'une séquence de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur ont été séparément décrits par différents auteurs. Nous allons, dans un premier temps, résumer ces principaux travaux, pour situer ensuite notre travail.



### **1.3.1 Planification et simulation thérapeutique assistée par ordinateur**

Les outils graphiques permettant la réalisation virtuelle d'ostéotomies et de déplacements osseux sur les modèles surfaciques tridimensionnels ont rapidement permis la simulation de chirurgies orthognatiques<sup>3,6-8,53,123,128-130,216</sup>. Cependant, s'il y a un intérêt certain à la simple appréhension de la troisième dimension comme aide à comprendre le geste à réaliser, les insuffisances à la réalisation d'une simulation réellement pertinente, relevant de développements fondamentaux, apparaissent immédiatement :

- La précision des modèles utilisés pour les simulations, au niveau des arcades dentaires, est souvent altérée par les matériaux dentaires.
- Les déplacements osseux sont faits « à vue » pour obtenir un résultat semblant satisfaisant, mais ne répondent pas à une règle établie, comme il en existait en deux dimensions avec la céphalométrie.
- Les Tissus Mous de la Face sont absents de la plupart des simulations proposées par les travaux cités ci-dessus, alors que la déformation de ceux-ci, secondaire au repositionnement des bases osseuses, est un des éléments du résultat recherché.
- L'articulation entre la mandibule et le crâne, responsable de l'autorotation mandibulaire quand le maxillaire est repositionné, n'est pas modélisée.
- Les contacts entre les arcades dentaires ne sont pas gérés, alors que le repositionnement de la mandibule sur le maxillaire est guidé par une relation d'intercuspidation maximale et que l'état occlusal final est l'objectif premier du traitement.

Nous avons relaté au paragraphe 2.1 (partie 1) les travaux relatifs<sup>44-48</sup> au traitement de l'image pour palier aux artéfacts radiologiques induits par les matériaux dentaires ou les brackets orthodontiques. Si les résultats sont intéressants, le passage par le moulage en plâtre des arcades dentaires reste obligatoire, alors que la réalisation de ceux-ci, avec le matériel d'orthodontie en place, est difficile et source d'erreur.

Concernant la méthode de planification des déplacements osseux à effectuer, les auteurs se répartissent en deux voies de Recherche. Certains conservent une céphalométrie bidimensionnelle classique et développent une méthode d'extension à

la troisième dimension <sup>129,217</sup> ou de transfert de l'articulateur semi-adaptable au domaine virtuel, par une station de navigation <sup>218</sup>. Les autres posent les bases d'une céphalométrie sur des données d'imagerie tridimensionnelle, que ce soit dans la philosophie de Delaire <sup>219,220</sup> ou orthomorphique <sup>131,221</sup>. On peut également citer les travaux de Treil et al. <sup>222</sup>, même si cette nouvelle méthode d'analyse n'a pas encore débouché sur une planification thérapeutique.

Plusieurs auteurs développent un modèle biomécanique des Tissus Mous de la Face pour compléter la simulation de la chirurgie squelettique, permettant la simulation de leurs déformations, secondairement aux déplacements maxillo-mandibulaires <sup>50,52,124,131,223-225</sup>. Certains de ces modèles ont commencé à être validés dans leur précision <sup>54,226,227</sup> et pointent les difficultés de modélisation dans certaines régions comme le nez ou les lèvres. Des propositions pour personnaliser des modèles génériques par l'image tridimensionnelle de l'individu ont par ailleurs été faites <sup>125</sup>.

Actuellement, et à notre connaissance, aucun travail scientifique ne se rapporte à la modélisation des rapports inter arcades dentaires, nécessitant à la fois l'intégration de la collision des modèles des deux arcades dentaires et de la biomécanique de l'articulation temporo-mandibulaire.

### **1.3.2 Guidage chirurgical assisté par ordinateur**

En reprenant le principe du guidage chirurgical tel qu'il est réalisé actuellement, certains auteurs ont proposé une assistance semi-active par gouttières de repositionnement fabriquées en CAD-CAM <sup>87,228,229</sup>, à partir des simulations thérapeutiques précédemment réalisées. Elles auraient le mérite de s'affranchir du montage sur articulateur et de la manipulation des plâtres, avec une précision apparemment identique <sup>229</sup>. On notera cependant que les propositions parallèlement faites pour obtenir des modèles virtuels d'arcades dentaires débarrassés des artéfacts induits par les brackets d'orthodontie requièrent toutes le passage par un moulage des arcades dentaires, conservant l'erreur faite lors de la prise des empreintes dentaires.

D'autres auteurs ont, quant à eux, suggéré une attitude plus novatrice sous la forme d'une assistance semi-active par un système de navigation permettant le repositionnement des segments osseux. A ce jour, et à notre connaissance, seul le

repositionnement assisté par ordinateur du fragment proximal (condyle mandibulaire) de l'ostéotomie mandibulaire a été réalisé <sup>132,230</sup>. On peut penser que ce choix a été guidé par l'absence de planification thérapeutique nécessaire pour ce geste, au contraire de ce qui serait requis pour le repositionnement maxillaire. En effet, la problématique est de conserver la même position au condyle mandibulaire lors de l'ostéosynthèse mandibulaire, alors que l'arc mandibulaire est déplacé.

### **1.3.3 Propositions commercialement disponibles**

Deux logiciels de simulation sont actuellement disponibles commercialement : Surgicase CMF™ (Materialise™) et Maxilim™ (Medicim™). S'ils ont le mérite de mettre à disposition les premiers éléments d'une planification thérapeutique, il faut bien comprendre qu'ils ne gèrent actuellement pas les principaux problèmes fondamentaux : collision des modèles d'arcades dentaires, autorotation mandibulaire dans le modèle squelettique ou contacts inter-labial ou labio-dentaire du modèle des Tissus Mous. La pertinence de ces logiciels reste donc toute relative et leur supériorité par rapport à la méthode conventionnelle correctement menée sujet à discussion, et en tout cas non étudiée.

Les deux offres assurent un transfert de la planification thérapeutique au champ chirurgical par des gouttières d'intercuspitation fabriquées en CAD-CAM, avec comme limites, la pertinence de la simulation qui a servi à les fabriquer et le principe des gouttières d'intercuspitation pour le contrôle du déplacement vertical.

## **2 Objectifs**

L'objectif final idéal serait de constituer une séquence complète de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur, selon les termes édictés de bonne pratique (§ 1, partie 1), comprenant le diagnostic de la dysmorphose dento-maxillaire, la planification et la simulation thérapeutique dans un espace virtuel, puis l'assistance au geste chirurgical pour sa réalisation conforme à la planification.

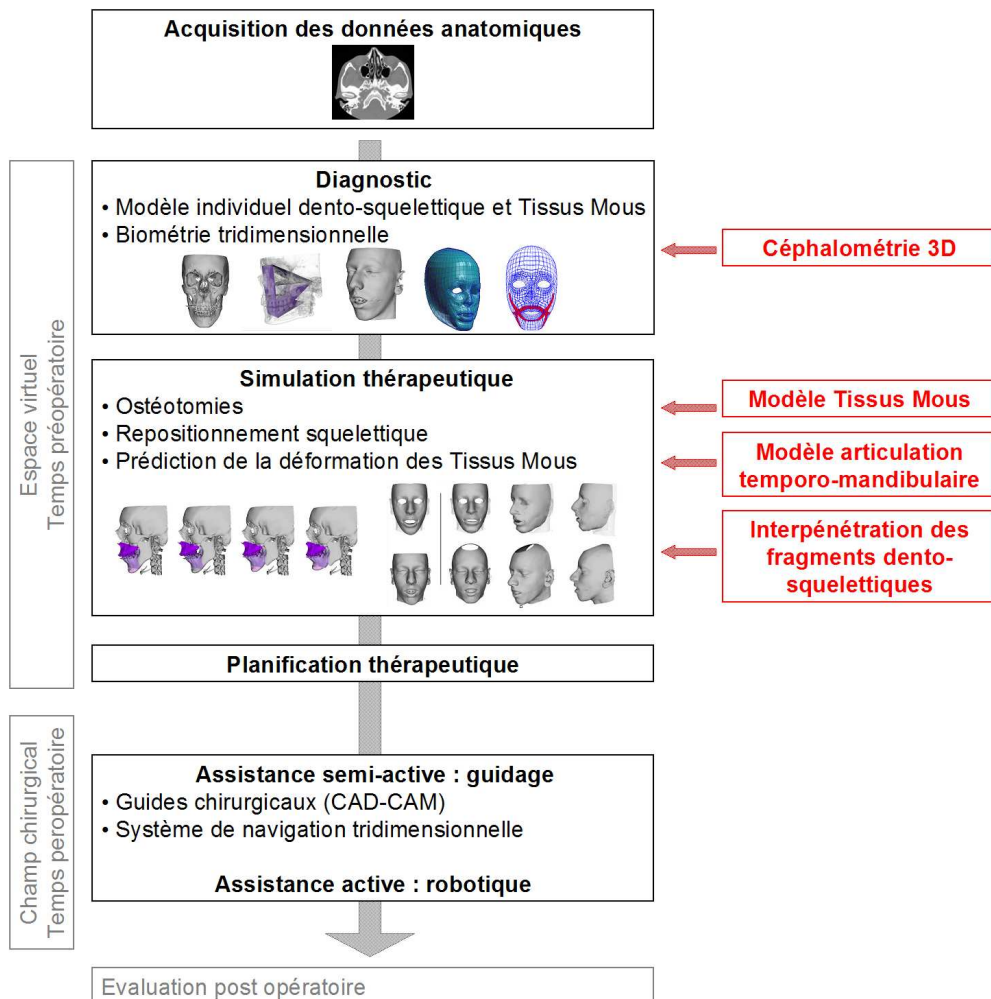


Figure 69 : principes de la chirurgie orthognathique assistée par ordinateur.

Le diagnostic, la planification et la simulation thérapeutique demanderaient le développement de nouveaux moyens (figure 69) :

- La constitution d'un modèle tridimensionnel individualisé de l'extrémité céphalique, comprenant les structures osseuses, les arcades dentaires et les Tissus Mous de la Face. Ce modèle devrait gérer la mobilité physiologique de la mandibule par rapport au crâne et au reste du massif facial, c'est-à-dire intégrer la biomécanique de l'articulation temporo-mandibulaire (au moins dans la partie passive que constitue l'auto-rotation mandibulaire) et le contact des arcades dentaires supérieure et inférieure. A l'heure actuelle, la méthode de référence en imagerie médicale pour l'acquisition des structures osseuses reste le CT scanner. L'évolution vers des protocoles d'acquisition en basse dose d'irradiation délivrée au patient ou l'émergence du cone beam CT

scanner confortent, pour l'instant, ces modalités comme références dans l'étude de l'extrémité céphalique. Il conviendrait idéalement de se passer de tout support physique, tels les moulages des arcades dentaires dont l'enregistrement est source d'erreur, dans la constitution du modèle virtuel.

- Une méthode d'analyse des structures squelettiques et dentaires du modèle précédemment constitué. Le développement d'une méthode d'analyse oblige à un parti pris fondamental, qu'il soit dans la mouvance orthognatique ou orthomorphique, ou original. Les outils graphiques nécessaires à l'étude restent cependant, à priori, les mêmes :
  - Orientation de l'extrémité céphalique dans un repère orthonormé dépendant de l'anatomie du patient.
  - Segmentation des éléments anatomiques servant à l'analyse.
  - Mesure de distance, d'angles, voire de surfaces et de volumes, permettant d'établir l'architecture squelettique de la Face.

Par analogie aux méthodes « classiques » bidimensionnelles, cette méthode d'analyse peut être appelée céphalométrie tridimensionnelle.

- Le développement d'outils graphiques permettant la manipulation virtuelle du modèle précédemment constitué, afin de simuler une option thérapeutique chirurgicale, telle qu'elle pourrait être effectivement menée. Pour cela, il conviendrait :
  - De segmenter les modèles de façon similaire aux ostéotomies maxillaire, mandibulaire ou génienne.
  - De mobiliser les fragments dans le volume de l'extrémité céphalique.
  - De gérer les interpénétrations des différents segments du modèle, que ce soit les fragments d'ostéotomies ou les arcades dentaires, pour établir les contraintes de déplacement.

La modélisation de la biomécanique de l'articulation temporo-mandibulaire est indispensable à cette étape, pour simuler l'adaptation de la position mandibulaire, après le repositionnement maxillaire et la modification des contacts dentaires.

- Le développement d'un modèle biomécanique des Tissus Mous de la Face, permettant d'appréhender leur déformation adaptative au

repositionnement des bases osseuses et des arcades dentaires. Un tel modèle pourrait envisager l'évolution d'éléments fonctionnels comme la compétence labiale de repos, l'adaptation de la position linguale ou la dimension de la filière aérienne, ou présenter une projection de l'aspect morphologique du patient.

L'assistance chirurgicale pourrait quant à elle être envisagée selon deux modalités :

- Par des guides chirurgicaux réalisés en CAD-CAM. Ils ont le mérite de la simplicité et de leur coût plus faible, mais le contrôle du repositionnement vertical de l'ostéotomie maxillaire ou dans les cas d'asymétrie faciale, reste aléatoire.
- Par un système de navigation tridimensionnelle. Comme nous l'avons dit précédemment (partie 2), la technologie reste, à l'heure actuelle, lourde et onéreuse, de façon peut-être inadaptée à la majorité des cas de dysmorphose dento-maxillaire.

L'assistance chirurgicale pourrait même s'imaginer sous la forme d'une robotisation du geste, selon le principe du robot Praxiteles™, développé par la société Praxim-Medivision™ pour une application de chirurgie prothétique du genou assistée par ordinateur, assurant la réalisation des ostéotomies et le repositionnement squelettique.

Le développement d'une telle séquence, concentrant la totalité de la problématique de la chirurgie cranio-maxillofaciale assistée par ordinateur, si elle est réalisée un jour, sera longue et demandera une acceptation par les chirurgiens puisqu'elle modifiera en profondeur la pratique actuelle.

Nous pensons que l'élément limitant est la planification et la simulation thérapeutique, puisqu'elle nécessite la solution de plusieurs problèmes fondamentaux non triviaux :

- Déterminer la méthode de biométrie ou céphalométrie tridimensionnelle.
- Définir et valider le modèle des Tissus Mous de la Face.
- Modéliser la biomécanique de l'articulation temporo-mandibulaire.
- Gérer l'interpénétration des modèles dento-squelettiques.

La technologie de guidage chirurgical est par ailleurs disponible et applicable au prix d'adaptation à cette indication médicale.

Dans le cadre de la thématique de Recherche du laboratoire TIMC-IMAG (équipe GMCAO) sur l'élaboration de modèles pour la simulation thérapeutique, le travail en chirurgie orthognatique assistée par ordinateur s'est focalisé sur la détermination d'une biométrie tridimensionnelle permettant l'étude de la structure squelettique de l'extrémité céphalique et sur la simulation des ostéotomies. Ce travail a essentiellement été fait en collaboration avec Franz Chouly<sup>231</sup> et Matthieu Chabanas<sup>232</sup>.

L'objectif secondaire était la validation du modèle biomécanique des Tissus Mous de la Face, développé par Matthieu Chabanas<sup>232</sup>.

### **3 Propositions pour une simulation thérapeutique**

Le modèle céphalométrique tridimensionnel proposé, s'inscrivant plutôt dans une philosophie orthomorphique, est développé en trois parties :

- Une construction tridimensionnelle pour une analyse synthétique de l'architecture faciale
- Une segmentation de régions morphologiquement ou fonctionnellement significatives permettant une analyse des bases osseuses
- Un modèle biomécanique des tissus mous pour l'étude de la morphologie faciale et de ses modifications chirurgicales.

Nous définissons également un référentiel orthonormé normalisé permettant l'orientation de l'extrémité céphalique.

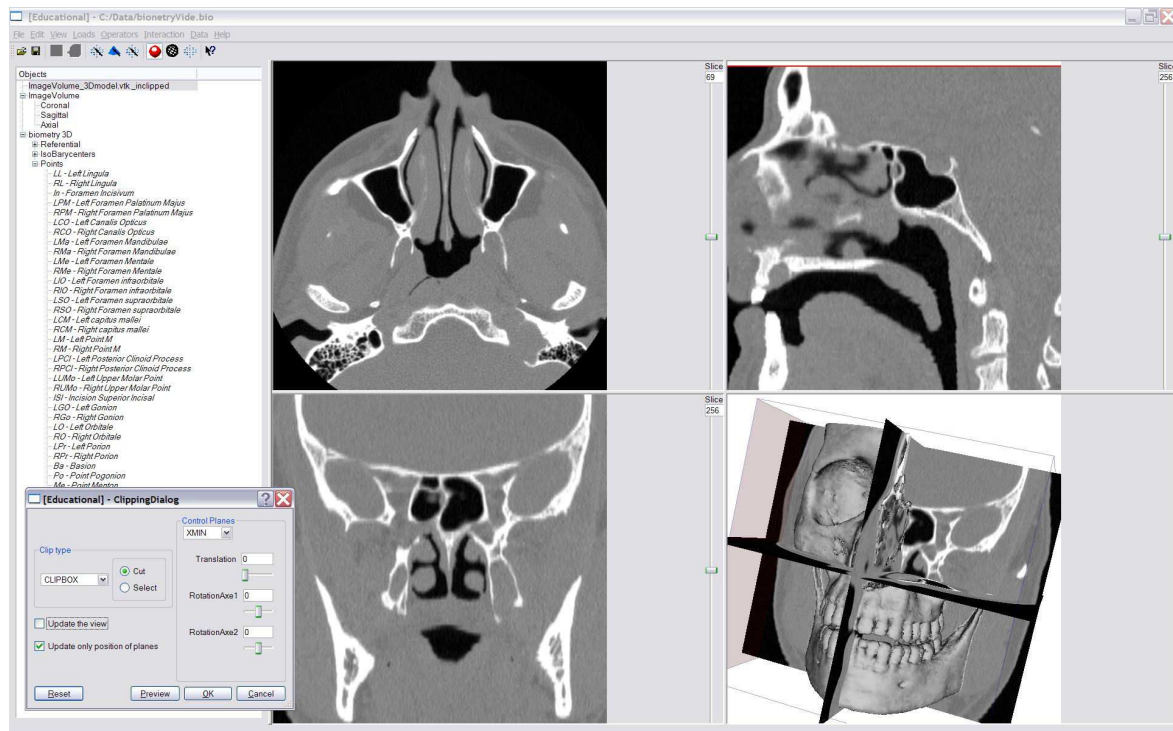


Figure 70 : Interface graphique du logiciel IMP

### 3.1 Acquisition et traitement des données

Le logiciel IMP© permettant la réalisation, sur une interface graphique tridimensionnelle, du diagnostic des malformations et des dysharmonies maxillofaciales, du planning et de la simulation chirurgicale a été développé au sein du laboratoire TIMC-IMAG (équipe GMCAO). Il utilise les librairies graphiques en libre service Qt et Vtk et le langage C++. Il est exploité par une plateforme MS/Windows ou Linux. Les données lues sont au format DICOM.

L'interface graphique (figure 70) offre des vues en coupes axiale, coronale et sagittale et une reconstruction surfacique tridimensionnelle qui sont des images anatomiques du patient. Il est possible de se déplacer dans ce modèle avec 6 Degrés De Libertés (DDL) et de focaliser sur une région anatomique.

Le logiciel est ouvert et permet de définir simplement une construction céphalométrique en utilisant les outils informatiques proposés :

- Détermination manuelle de points, sur les images CT en coupes ou sur la reconstruction surfacique tridimensionnelle.



- Mesures dans l'espace, métriques et angulaires, entre les points précédemment déterminés.
- Mesures planaires, métriques et angulaires, entre les points projetés des mêmes précédents points, sur un plan choisi.
- Segmentation de certaines régions anatomiques du modèle surfacique.

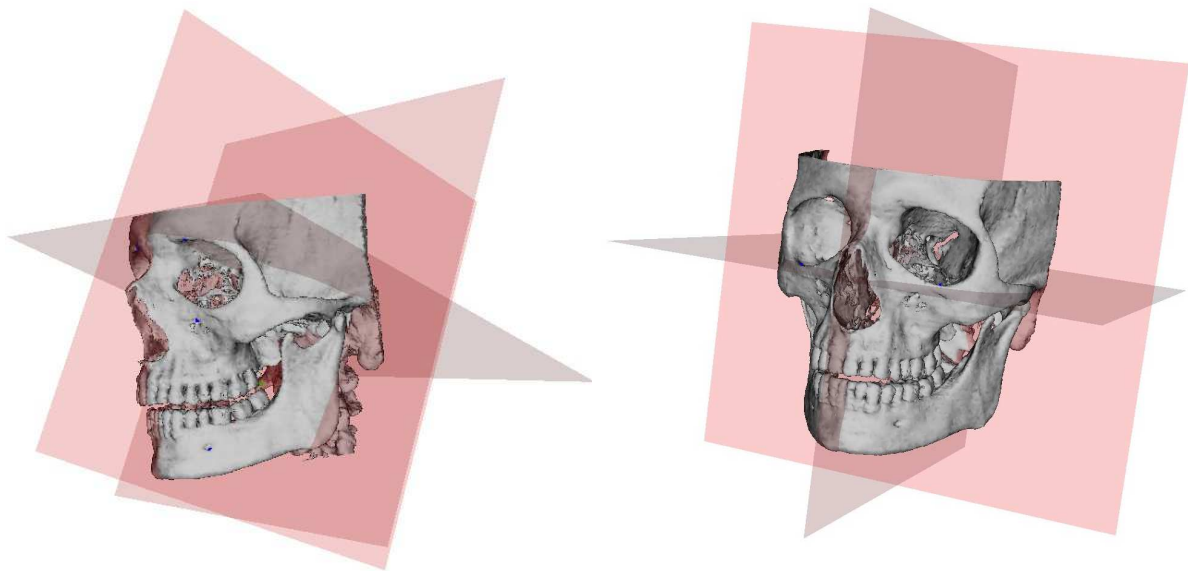


Figure 71 : Référentiels « Patient ». A gauche, le plan de référence horizontal est un plan de base du crâne. A droite, le plan de référence est proche de celui de Francfort.

### 3.2 Définition d'un référentiel « Patient »

Le volume scanner est constitué de la juxtaposition de volumes élémentaires (voxels) dont les coordonnées sont exprimées dans un référentiel propre à chaque examen. La comparaison inter-individuelle ou intra-individuelle au cours du temps, ainsi que la fusion de plusieurs modalités d'analyse chez un même patient, requièrent une mise en correspondance de ces données. Il convient donc de définir un référentiel, que nous appellerons « patient », dans lequel seront exprimés les coordonnées normalisées. Il répond idéalement à certaines conditions <sup>233</sup> :

- Etre reproductible et défini selon des critères anatomiques.
- Etre indépendant de la structure squelettique étudiée.
- Ne pas être modifié par la procédure chirurgicale.

Nous avons initialement proposé comme plan horizontal, un plan voisin du plan vestibulaire, correspondant au plan d'horizontalité physiologique de l'extrémité céphalique (figure 71). Le plan vestibulaire est défini par le plan des canaux semi-circulaires horizontaux de l'oreille moyenne et passe en avant dans la région glabellaire <sup>234</sup>. Nous l'avons déterminé par trois points :

- Têtes des marteaux droite et gauche : *Right et Left Capitus Mallei* (RCM et LCM).
- Le point milieu des foramen supraorbitaires droit et gauche : *Right et Left foramen Supra Orbitale* (RSO et LSO).

Le plan sagittal médian est perpendiculaire au segment de droite joignant les têtes des marteaux (RCM & LCM) et passe par son milieu. Le plan frontal est perpendiculaire aux plans sagittal et horizontal et passe par ce même point milieu.

L'inconvénient pratique de ce repère est que le massif facial est situé de part et d'autre du plan frontal. Ainsi, la distance entre certains points anatomiques dans le sens sagittal est moins directement appréhendable, puisqu'ils peuvent être affectés d'une valeur positive ou négative. Nous proposons donc un plan horizontal proche du plan de Francfort dont la définition était bidimensionnelle. Il est construit à partir de trois points :

- Têtes des marteaux droite et gauche : *Right et Left Capitus Mallei* (RCM et LCM).
- Le point milieu des points les plus inférieurs des rebords orbitaires inférieures droit et gauche : *Right et Left Orbitale* (RO et LO).

Les plans sagittal médian et frontal sont alors construits pour réaliser un repère orthonormé (figure 71).

### **3.3 Biométrie squelettique synthétique**

La biométrie tridimensionnelle de l'architecture faciale veut définir la localisation des fragments d'ostéotomie maxillaire et mandibulaire dans le repère orthonormé précédemment défini. Nous utilisons pour cela 7 points anatomiques (figure 72):

- *Foramen mentonniers droit et gauche : Right et Left foramen Mentale* (RMe et LMe).

- *Foramen Mandibulaires droit et gauche : Right et Left foramen Mandibulae* (RMa et LMa).
- *Foramen palatins droit et gauche : Right et Left foramen Palatinum Majus* (RPM et LPM).
- *Foramen incisive : Foramen incisivum* (In)

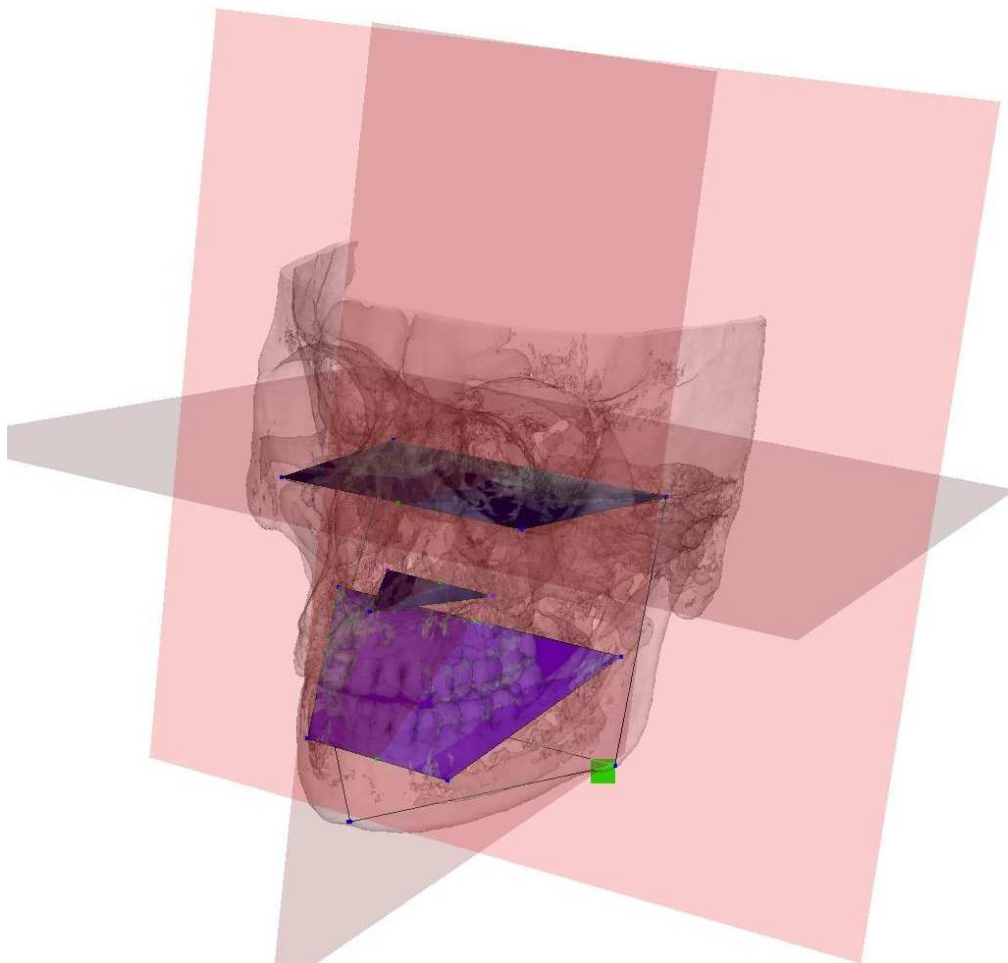


Figure 72 : Analyse biométrique de la face. Les surfaces {RPM,In,LPM} et {RMa,LMa,RMe,LMe}, ainsi que les segments de droite [RCM,RGo], [LCM,LGo], [RGo,Me] et [LGo,Me] sont présentés dans le référentiel patient.

Les points milieux des segments formés par les points bilatéraux sont calculés.

Des points supplémentaires peuvent être définis pour le besoin de mesures biométriques supplémentaires, comme :

- Les points *Gonions droit et gauche*, définis comme le point le plus inférieur de la région de l'angle mandibulaire de part et d'autre.

- Le point *Menton*, défini comme le point le plus inférieur de la symphyse mandibulaire.

Une construction géométrique peut finalement être stipulée sur la base des points anatomiques, comprenant plans, surfaces et segments de droite

Les mesures de distance angulaire ou métrique dans l'espace sont difficilement exploitables en pratique. La projection des points anatomiques étudiés sur les trois plans du repère orthonormé est donc effectuée et l'étude de distance et d'angle réalisée sur ces plans.

L'étude biométrique peut donc être réalisée sur :

- Les coordonnées en x, y et z des points anatomiques étudiés.
- Des mesures de distance et d'angle entre les projections orthogonales des points anatomiques sur les plans du repère orthonormé.

### **3.4 Analyse morphologique des bases osseuses**

L'imagerie tomodensitométrique en coupes ou en reconstruction surfacique tridimensionnelle permet une analyse morphologique osseuse très proche de l'expérience anatomique et chirurgicale. Nous proposons des outils informatiques permettant la segmentation de régions osseuses significatives (figure 73) d'un point de vue fonctionnel :

- L'articulation temporo-mandibulaire : condyle mandibulaire, condyle temporal, surface articulaire mandibulaire de l'os temporal
- Les bords postérieur et inférieur de la mandibule : bord postérieur de la branche montante, angle goniale, bord inférieur de la mandibule et menton.
- Les zygomas.

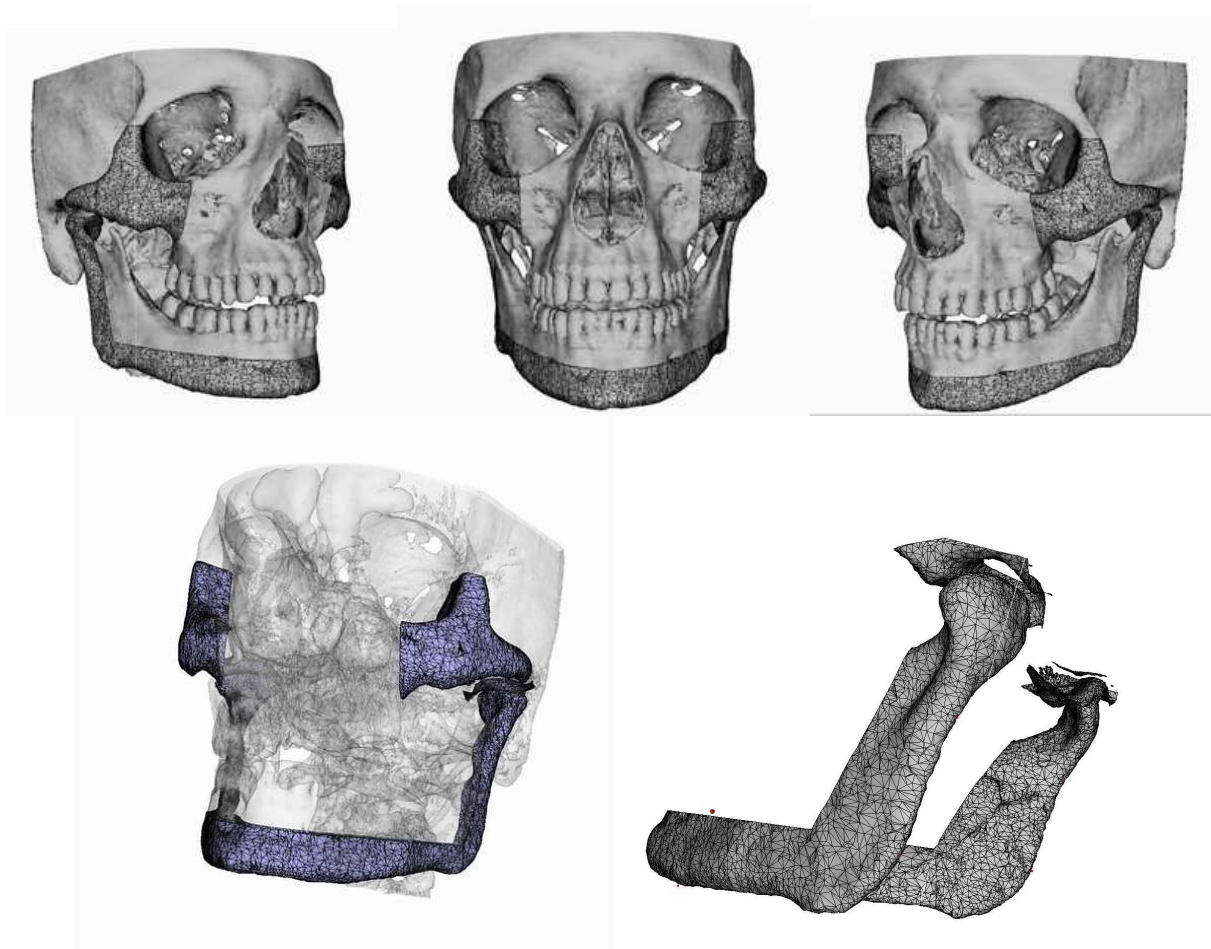


Figure 73 : Segmentation et analyse des bases osseuses

### 3.5 Analyse des Tissus Mous

Nous intégrons un modèle biomécanique des Tissus Mous de la Face développé par Matthieu Chabanas <sup>232</sup>, au sein du Laboratoire TIMC-IMAG (équipe GMCAO). Ce modèle ouvre une perspective à l'intégration des conséquences morphologiques du déplacement des bases osseuses dans la décision thérapeutique. Il s'agit d'un modèle aux Eléments Finis, constitué d'hexaèdres organisés en bicouche. Il intègre certains muscles périoraux de la mimique, permettant de réaliser une déformation dynamique de type sourire. L'originalité de la méthode est de définir, dans un souci d'économie de temps un modèle générique, une unique fois, qui est ensuite adapté à la morphologie individuelle du patient, segmentée de l'imagerie tomodensitométrique par une procédure de mise en correspondance (figure 74). Le modèle individuel est

alors disponible pour mener la simulation de déformation adaptative au déplacement des bases osseuses.

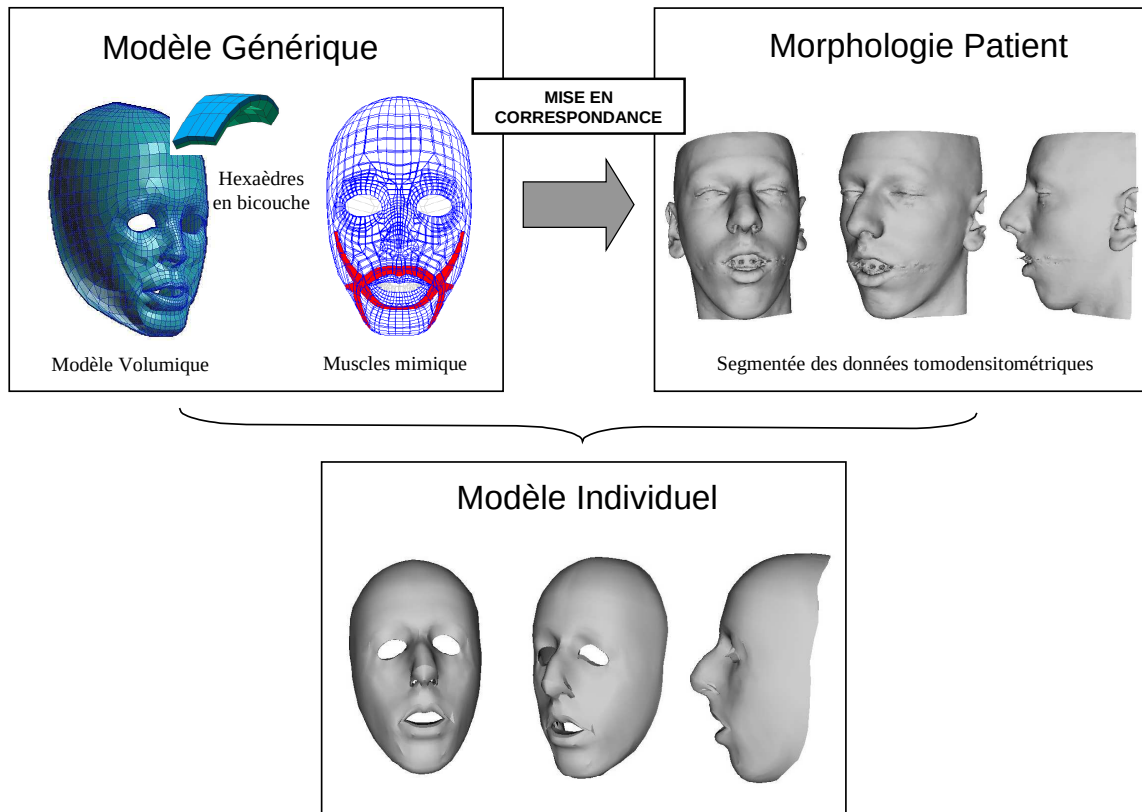


Figure 74 : Elaboration du modèle biomécanique individuel des tissus mous de la face

## 4 Simulation thérapeutique

La simulation de la procédure chirurgicale et de son résultat morphologique est réalisée en deux modules. L'interface graphique permet de réaliser le set up céphalométrique de façon virtuelle, sur le modèle surfacique tridimensionnel, selon la procédure chirurgicale envisagée. Les ostéotomies sont définies au niveau maxillaire ou mandibulaire et les segments osseux déplacés dans l'espace dans la mesure prévue par le planning thérapeutique (figure 75). La simulation peut être modifiée et répétée à loisir. Les déplacements osseux retenus sont traduits par le système

informatique en vecteur de transformation, associant translation et rotation, pour chacun des segments osseux.

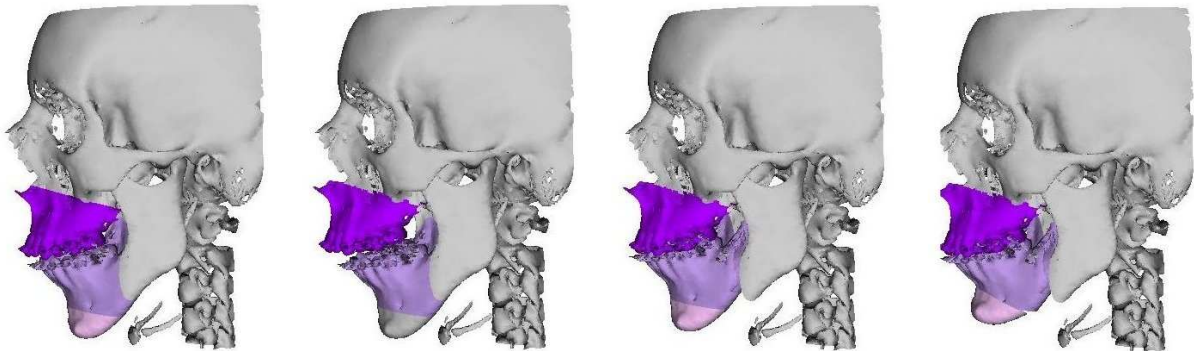


Figure 75 : Simulation d'une ostéotomie bimaxillaire (de gauche à droite) : détermination des ostéotomies, propulsion-impaction différentielle maxillaire, propulsion et adaptation mandibulaire, génioplastie.

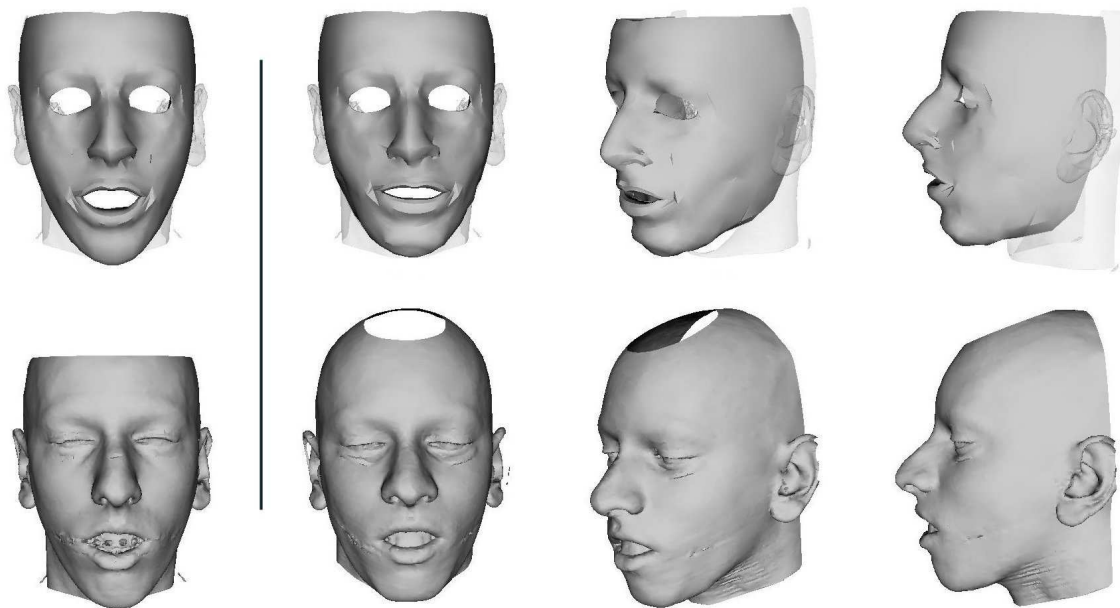


Figure 76 : Simulation du résultat morphologique : en haut, le modèle virtuel du patient ; en bas, la morphologie du patient segmentée du scanner ; de gauche à droite, état préopératoire, état post opératoire de face, de trois quart gauche et de profil.

Ces transformations sont introduites dans le module de simulation des tissus mous et chacune d'elle appliquée à la face interne du modèle des tissus mous accolée au segment osseux correspondant. La déformation adaptative du modèle biomécanique est calculée à l'aide du logiciel Eléments Finis Ansys™. L'observation de la surface



externe du modèle fournit le résultat morphologique post chirurgical attendu (figure 76).

## 5 Validation

Nous développerons ce paragraphe en deux points :

- La validation de la biométrie tridimensionnelle
- La validation ayant trait au modèle biomécanique, utilisant la biométrie tridimensionnelle, à laquelle nous avons participé.

### 5.1 Céphalométrie tridimensionnelle

La validation de la céphalométrie tridimensionnelle ne peut concerner que la méthodologie utilisée et, en particulier la reproductibilité de la localisation des points céphalométriques étudiés, sur une imagerie CT scanner. Nous ne discuterons pas la dimension clinique de la méthode présentée.

La pertinence des données d'imagerie tomodensitométrique pour une analyse céphalométrique a été peu rapportée dans la littérature <sup>235-237</sup>. Ces études avaient été réalisées sur crâne sec et avec l'implantation de marqueurs radio opaques. Elles sont maintenant anciennes au regard de l'évolution technologique des examens radiologiques et leur résultat devait être reconsidéré. L'objectif de cette étude est donc de valider la méthode de détermination manuelle de points céphalométriques sur une interface graphique tridimensionnelle, dans le but de définir une nouvelle céphalométrie 3D.

Un travail similaire, parallèle au nôtre, a été récemment publié <sup>221</sup>. La céphalométrie est développée dans un espace virtuel tridimensionnel (Maxilim™, Medicim™, Sint-Niklaas, Belgique).

Un repère orthonormé est défini et construit en 6 étapes :

- Etape 1 : Le modèle surfacique squelettique est orienté grâce à un plan sagittal médian et un plan d'horizontalité. Le plan sagittal médian est défini sur une vue de face du modèle surfacique, à l'aide de repères anatomiques bilatéraux (orbite, processus frontal de l'os maxillaire et



suture fronto-zygomatique), et le plan horizontal sur une vue de profil, selon les repères habituellement utilisés en deux dimensions (point Porion -point le plus haut situé du conduit auditif externe- et point orbitaire inférieur -point le plus bas situé du rebord orbitaire inférieur-).

- Etape 2 : Les images bidimensionnelles, correspondantes aux téléradiographies de face et de profil, sont reconstruites. Les points anatomiques sont par la suite localisés en utilisant les deux modalités que sont la représentation surfacique tridimensionnelle et les images téléradiographiques de face et de profil.
- Etape 3 : Détermination de deux points anatomiques, S (Selle turcique) et Na (Nasion) (tableau 7), dans l'espace tridimensionnel.
- Etape 4 : Le plan de base du crâne est construit, passant par S et Na et perpendiculaire au plan de la téléradiographie de profil.
- Etape 5 : Le plan horizontal (x) est le plan orienté 6° en dessous du plan de base du crâne.
- Etape 6 : Les plans sagittal (y) et frontal (z) sont construits.

Quatorze points anatomiques sont étudiés (ANS, A, PNS, B, Po, Me, Co -Condylion : point le plus postéro-supérieur du condyle mandibulaire-, Go, O, Zy -Zygion : point le plus latéral de l'arcade zygomatique-) (on se réfèrera au tableau 8 et à la figure 77 pour les définitions anatomiques). La reproductibilité intra et inter observateur des projections orthogonales sur les trois plans du repère orthonormé est étudiée par la méthode de Bland et Altman<sup>238</sup>.

La publication de cette étude est intervenue après la fin de notre travail. Nous comparerons nos résultats respectifs dans la discussion.

### **5.1.1 Matériel et méthode**

Douze examens tomodensitométriques explorant l'ensemble du squelette facial de sujets adultes ont été inclus. L'indication diagnostique ou pré thérapeutique de ces examens excluait les modifications morphologiques des structures osseuses étudiées. Aucune sélection préalable des patients n'a été réalisée sur des critères de morphotype facial.

Les explorations CT ont été réalisées sur un scanner GE Medical Systems, HiSpeed CT/i. Les modalités d'acquisition étaient standardisées et sont précisées dans le tableau 7.

|                   |            |                      |               |
|-------------------|------------|----------------------|---------------|
| Intensité (mAs)   | 160        | Epaisseur de coupe   | 1             |
| Voltage (kV)      | 120        | Taille de la matrice | 512×512       |
| Mode              | Hélicoïdal | Taille du pixel      | 0,3215×0,3215 |
| Pas d'hélice (mm) | 1          | Nombre de coupes     | 140-180       |

Tableau 7 : Modalités d'acquisition des données tomodensitométriques.

Les données ont été transférées en format DICOM et traitées sur une station graphique tridimensionnelle équipée du logiciel IMP© du laboratoire TIMC-GMCAO. Les points sont déterminés dans leurs positions, selon leurs définitions anatomiques. Le logiciel fournit la liste des coordonnées X, Y et Z des points déterminés, exprimées dans le référentiel scanner ou dans un référentiel appelé « patient », que nous avons défini, dépendant de l'anatomie individuelle du patient.

Le repère orthonormé direct « patient » permet la comparaison inter individuelle des coordonnées ainsi normalisées. Pour la validation, nous avons utilisé la détermination par les trois points :

- La tête des marteaux de chaque côté: Right et Left Capitus Mallei (RCM & LCM).
- Le point milieu des foramen supra orbitaires : Right et Left foramen Supra Orbitale (RSO & LSO).

L'axe X est alors défini comme l'axe latéro-latéral , l'axe Y postéro-antérieur et l'axe Z caudo-cranial.

Les points étudiés sont listés dans le tableau 8 et, pour ceux définis sur l'anatomie radiographique de face et de profil, illustrés sur la figure 77. Ils incluent :

- des points céphalométriques classiques, squelettiques ou dentaires
- des points définis dans l'analyse céphalométrique de Delaire ayant une réalité ou une possible traduction anatomique
- des repères anatomiques vrais introduits dans la définition des nouvelles céphalométries tridimensionnelles.

### Points céphalométriques squelettiques classiques

- Points médians :
  - o S : Selle turcique (Sella): Centre de la selle turcique.
  - o Na : Nasion : Point médian de la suture fronto-nasale.
  - o ANS: Epine nasale antérieure (Anterior Nasal Spine): pointe de l'épine nasale antérieure.
  - o PNS : Epine Nasale Postérieure (Posterior Nasal Spine): pointe de l'épine nasale postérieure.
  - o A : Point A : Point médian le plus postérieur du sulcus maxillaire supérieur.
  - o B : Point B : Point médian le plus postérieur du sulcus maxillaire inférieur.
  - o Me : Menton: Point médian le plus inférieur de la symphyse mentonnière.
  - o Po : Pogonion : Point médian le plus antérieur de la symphyse mentonnière.
  - o Ba : Basion : Point médian sur le bord antérieur du foramen occipitale.
- Points bilatéraux : Droit (R) et Gauche (L)
  - o Pr : Porion : Point le plus supérieur du Méat Auditif Externe.
  - o O : Orbital : Point le plus déclive du rebord orbitaire inférieur.
  - o Go : Gonion : Point équidistant entre le point le plus postérieur et le plus inférieur de la région angulaire, pris au sommet de la convexité du rebord mandibulaire.

### Points céphalométriques dentaires

- Point médian :
  - o SI : Point inter incisif supérieur (Superior Incisival).
- Points bilatéraux : Droit (R) et Gauche (L)
  - o UMo : Point molaire supérieur (Upper Molar): défini à la face vestibulaire de la première molaire, entre les cuspides latérales et au niveau du plan de morsure.

### Points céphalométriques de Delaire

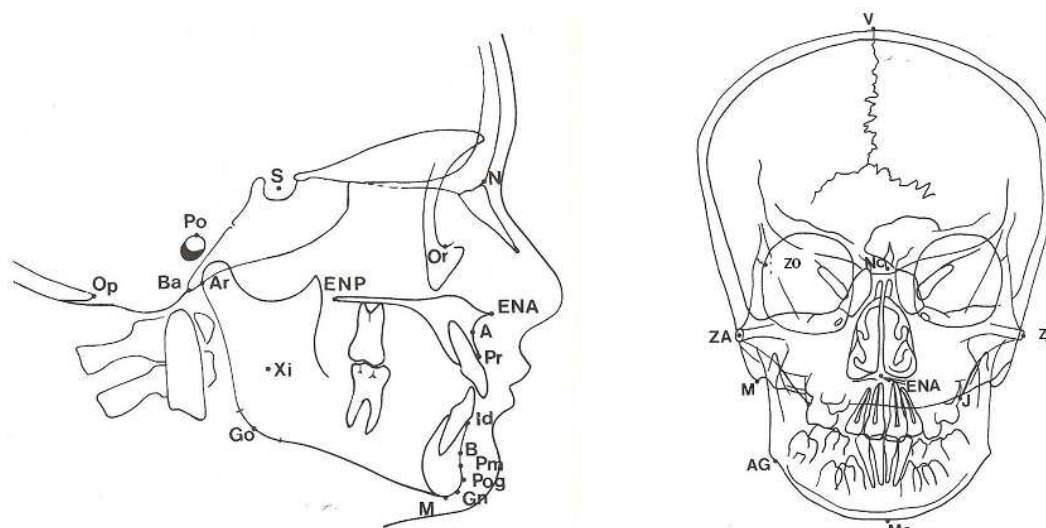
Points bilatéraux : Droit (R) et Gauche (L) :

- Clp : Point clinoidien postérieur (Posterior Clinoid Process): Apex du processus clinoidien postérieur.
- M : Point M : Jonction des sutures fronto-nasale, fronto-maxillaire et naso-maxillaire.

### Points céphalométriques introduits : repères anatomiques

- Points bilatéraux :
  - o CM : Capitus Mallei : Point central de la tête du marteau.
  - o SO : Foramen Supra Orbitale : Point le plus externe du foramen ou de l'encoche supra orbitaire.
  - o IO : Foramen Infra Orbitale : Point le plus supéro-interne du foramen infra orbitaire.
  - o Me : Foramen Mentale : Point le plus postéro-inférieur du foramen mentonnier.
  - o Ma : Foramen Mandibulae : Point le plus déclive du foramen mandibulaire
  - o L : Lingula : Sommet de la lingula.
  - o PM : Foramen Palatinus Magnus : orifice de sortie du canal palatin postérieur au niveau du palais osseux.
  - o CO : Canalis Opticus : Pôle inférieur de l'orifice de sortie du canal optique
- Point médian :
  - o In : Foramen Incisive : orifice d'entrée du canal incisif, au niveau du palais osseux.

Tableau 8 : liste des points céphalométriques étudiés.



S : selle turcique, centre de l'image de la selle turcique  
 N : nasion, point le plus antérieur et le plus supérieur de la suture naso-frontale  
 ENA : épine nasale antérieure  
 A : point sous-épineux, point le plus postérieur de la concavité située sous ENA  
 B : sus-mentonnier, point le plus postérieur de la concavité de la symphyse mandibulaire  
 Pg : pogonion, point le plus antérieur de la symphyse mentonnière  
 Gn : gnathion, point milieu entre Pg et Me sur la symphyse mandibulaire  
 Me : menton, point le plus antérieur de l'image de la symphyse mandibulaire  
 ENP : épine nasale postérieure  
 Go : gonion, point milieu entre le point le plus postérieur et le point le plus inférieur de la région de l'angle mandibulaire  
 Po : porion, point le plus supérieur du conduit auditif externe  
 ZO : zygomo-orbitaire, point sur le contour orbitaire, à la suture fronto-malaire  
 Zy : zygomatique, point le plus externe de l'image de l'arcade zygomatique

Figure 77 : illustration des principaux points céphalométriques, sur l'anatomie de face et de profil.

L'ensemble des points listés ont été déterminés 3 fois par 2 opérateurs différents, sur les 12 examens tomodensitométriques. La lecture des examens était aléatoire et distante d'au moins 5 jours pour le même examen et le même examinateur. Les 2 opérateurs étaient des chirurgiens maxillofaciaux.

Le schéma d'étude est un plan factoriel à 3 facteurs incluant deux effets fixes (l'observateur et le nombre de lectures faites pour chaque point) et un effet aléatoire (patients). Ce plan est équilibré, toutes les coordonnées en X, Y et Z des 39 points ayant fait l'objet de 3 lectures par chacun des 2 observateurs.

La reproductibilité de la localisation de chaque point a été estimée, ainsi que la dispersion des mesures, pour comparaison avec les données de la littérature.

La dispersion des localisations par point pour les 2 observateurs, les 3 déterminations et les 12 sujets est d'abord estimée, selon les 3 axes X, Y et Z, par la moyenne, l'écart-type et le maximum des différences entre les coordonnées correspondantes, exprimées dans le référentiel « patient ».

La reproductibilité des coordonnées des points a également été estimée d'après les valeurs exprimées dans le référentiel « patient ». Une décomposition complète de la variance de chacune des mesures (X, Y et Z) pour les 39 points étudiés a été effectuée. Cette décomposition tenait compte de la variabilité inter individuelle ( $\sigma_i^2$ ), de la variabilité inter observateur ( $\sigma_o^2$ ), de la variabilité liée au nombre de lectures faites ( $\sigma_{nbobs}^2$ ) et des interactions d'ordre 2 observateur  $\times$  nombre de lectures ( $\sigma_{o \times nbobs}^2$ ), individu  $\times$  observateur ( $\sigma_{i \times o}^2$ ), individu  $\times$  nombre d'observations ( $\sigma_{i \times nbobs}^2$ ). La variabilité résiduelle, non expliquée par les facteurs ci-dessus, était représentée par l'interaction d'ordre 3 ( $\sigma_{i \times o \times nbobs}^2$ ).

La reproductibilité de la mesure a été estimée par la méthode des G coefficients <sup>239</sup>. D'après cette méthode la reproductibilité intra observateur s'écrit :

$G_{intra-o} = \frac{\sigma_i^2 + \sigma_{i \times o}^2}{\sigma_i^2 + \sigma_{i \times o}^2 + \sigma_{i \times nbobs}^2 + \sigma_{i \times o \times nbobs}^2}$ , elle représente la reproductibilité de la mesure quand on tient compte de l'erreur faite par un observateur faisant plusieurs lectures du même point.

La reproductibilité inter observateur s'écrit :

$G_{inter-o} = \frac{\sigma_i^2 + \sigma_{i \times nbobs}^2}{\sigma_i^2 + \sigma_{i \times o}^2 + \sigma_{i \times nbobs}^2 + \sigma_{i \times o \times nbobs}^2}$ , elle représente la reproductibilité de la mesure quand on tient compte de l'erreur pouvant exister entre deux observateurs pour un même point.

La reproductibilité attendue quel que soit l'observateur et quelle que soit la lecture est :

$G_{1obs,1lecture} = \frac{\sigma_i^2}{\sigma_i^2 + \sigma_{i \times o}^2 + \sigma_{i \times nbobs}^2 + \sigma_{i \times o \times nbobs}^2}$ , elle représente la reproductibilité de la mesure faite par un observateur quel qu'il soit et quel que soit le nombre de lectures qu'il réalise.

Les mesures peuvent être considérées comme reproductibles pour des valeurs de ces coefficients supérieures à 0.80, moyennement reproductibles pour des valeurs comprises entre 0.6 et 0.8 et non reproductibles pour des valeurs inférieures à 0.6.

### 5.1.2 Résultats

La reproductibilité et la dispersion des mesures pour les 39 points étudiés sont présentées sur les tableaux 9, 10 et 11.

La reproductibilité intra observateur apparaît régulièrement bonne. Seuls les points Nasion (**Na<sub>z</sub>=0,46**), Porions (**RPr<sub>x</sub>=0,88 LPr<sub>x</sub>=0,62 RPr<sub>y</sub>=0,36 LPr<sub>y</sub>=0,60**) et M (**RM<sub>z</sub>=0,56 LM<sub>z</sub>=0,72**) sont non reproductibles pour un même observateur faisant plusieurs lectures du même examen CT. Les points Basion (**Ba<sub>x</sub>=0,78**), Molaires Supérieurs (**LUMo<sub>x</sub>=0,79 RUMo<sub>x</sub>=0,88**) et Canaux Optiques (**RCO<sub>x</sub>=0,91 LCO<sub>x</sub>=0,71**) sont moyennement reproductibles. Parmi les points reproductibles, des différences apparaissent. Les repères céphalométriques, classiques ou de Delaire, Selle turcique (**S<sub>x</sub>=0,85**), Epine Nasale Postérieure (**PNS<sub>x</sub>=0,82**), B (**B<sub>x</sub>=0,89**), Pogonion (**Po<sub>x</sub>=0,88**), Orbitaux (**RO<sub>x</sub>=0,83 LO<sub>x</sub>=0,88**) et Clinoïdiens postérieurs (**RPCI<sub>x</sub>=0,94 LPCI<sub>x</sub>=0,83**) apparaissent moins reproductibles selon l'axe X (reproductibilité inférieure à 0,9). De même, les points A (**A<sub>z</sub>=0,82**) et Orbitaux (**RO<sub>z</sub>=0,85 LO<sub>z</sub>=0,82**) sont moins reproductibles selon l'axe des Z.

L'étude de la reproductibilité inter observateur montre les mêmes points Porions (**RPr<sub>x</sub>=0,78 LPr<sub>x</sub>=0,58 RPr<sub>y</sub>=0,23 LPr<sub>y</sub>=0,49**) et M (**RM<sub>z</sub>=0,56 LM<sub>z</sub>=0,61**) non reproductibles, ainsi que la Selle turcique (**S<sub>x</sub>=0,59**). Les points Nasion (**Na<sub>z</sub>=0,65**), Epine Nasale Postérieure (**PNS<sub>x</sub>=0,74**), A (**A<sub>z</sub>=0,72**), Basion (**Ba<sub>x</sub>=0,79**), Orbitaux (**RO<sub>z</sub>=0,87 LO<sub>z</sub>=0,78**), Molaires Supérieurs (**LUMo<sub>x</sub>=0,78 RUMo<sub>x</sub>=0,86**) et Canaux Optiques (**RCO<sub>x</sub>=0,83 LCO<sub>x</sub>=0,67**) sont moyennement reproductibles. Parmi les points reproductibles, Menton (**Me<sub>x</sub>=0,88**), Pogonion (**Po<sub>x</sub>=0,88**), Clinoïdiens postérieurs (**RPCI<sub>x</sub>=0,86 LPCI<sub>x</sub>=0,81**) apparaissent moins reproductibles selon l'axe des X (reproductibilité inférieure à 0,9). De même, les points L (**RL<sub>y</sub>=0,81 LL<sub>y</sub>=0,91**) sont moins reproductibles selon l'axe des Y, et SO (**RSO<sub>z</sub>=0,83 LSO<sub>z</sub>=0,83**), PM (**RPM<sub>z</sub>=0,86 LPM<sub>z</sub>=0,88**) et L (**RL<sub>z</sub>=0,81 LL<sub>z</sub>=0,91**) selon l'axe des Z.

| Points céphalométriques |      | Reproductibilité |           |                 | Dispersion (mm) |         |            |
|-------------------------|------|------------------|-----------|-----------------|-----------------|---------|------------|
|                         |      | Intra Obs        | Inter Obs | 1 Obs 1 Lecture | Moyenne         | Etendue | Ecart-type |
| Squelettiques           | S    | 0,85             | 0,59      | 0,56            | 0,62            | 2,72    | 0,52       |
|                         | Na   | 0,89             | 0,84      | 0,84            | 0,83            | 6,25    | 0,99       |
|                         | ANS  | 0,93             | 0,92      | 0,92            | 0,52            | 1,99    | 0,39       |
|                         | PNS  | 0,82             | 0,74      | 0,73            | 0,49            | 2,66    | 0,43       |
|                         | A    | 0,93             | 0,90      | 0,90            | 0,59            | 1,92    | 0,43       |
|                         | B    | 0,89             | 0,90      | 0,88            | 0,77            | 3,14    | 0,60       |
|                         | Me   | 0,91             | 0,88      | 0,87            | 0,95            | 3,84    | 0,76       |
|                         | Po   | 0,88             | 0,87      | 0,87            | 0,97            | 3,42    | 0,71       |
|                         | Ba   | 0,78             | 0,79      | 0,78            | 0,49            | 1,50    | 0,33       |
|                         | RPr  | 0,88             | 0,78      | 0,78            | 2,53            | 11,20   | 2,07       |
|                         | LPr  | 0,62             | 0,58      | 0,58            | 2,76            | 10,14   | 2,33       |
|                         | RO   | 0,83             | 0,87      | 0,83            | 1,48            | 5,02    | 1,08       |
|                         | LO   | 0,88             | 0,83      | 0,83            | 1,36            | 4,46    | 0,99       |
|                         | RGo  | 0,98             | 0,98      | 0,98            | 0,74            | 3,32    | 0,64       |
|                         | LGo  | 0,98             | 0,97      | 0,97            | 0,72            | 2,57    | 0,56       |
| Dentaires               | SI   | 0,94             | 0,92      | 0,92            | 0,59            | 2,25    | 0,47       |
|                         | RUMo | 0,88             | 0,86      | 0,86            | 0,93            | 3,83    | 0,76       |
|                         | LUMo | 0,79             | 0,78      | 0,78            | 0,97            | 5,48    | 0,84       |
| Delaire                 | RPCI | 0,94             | 0,86      | 0,85            | 0,66            | 3,76    | 0,69       |
|                         | LPCI | 0,83             | 0,81      | 0,81            | 0,62            | 4,08    | 0,63       |
|                         | RM   | 0,88             | 0,86      | 0,86            | 0,80            | 3,52    | 0,76       |
|                         | LM   | 0,95             | 0,90      | 0,89            | 0,76            | 3,43    | 0,69       |
| Anatomiques             | RCM  | 0,99             | 0,99      | 0,99            | 0,17            | 0,75    | 0,16       |
|                         | LCM  | 0,95             | 0,92      | 0,92            | 0,17            | 0,75    | 0,16       |
|                         | RSO  | 0,92             | 0,92      | 0,92            | 1,12            | 4,65    | 1,08       |
|                         | LSO  | 0,99             | 0,98      | 0,98            | 1,04            | 5,16    | 0,87       |
|                         | RIO  | 0,95             | 0,95      | 0,95            | 0,69            | 2,64    | 0,55       |
|                         | LIO  | 0,98             | 0,97      | 0,97            | 0,80            | 2,62    | 0,63       |
|                         | RMe  | 0,92             | 0,91      | 0,91            | 0,96            | 3,34    | 0,68       |
|                         | LMe  | 0,96             | 0,93      | 0,93            | 1,01            | 3,55    | 0,74       |
|                         | RMa  | 0,98             | 0,97      | 0,97            | 0,51            | 1,57    | 0,37       |
|                         | LMa  | 0,97             | 0,97      | 0,97            | 0,43            | 1,53    | 0,37       |
|                         | RCO  | 0,91             | 0,83      | 0,83            | 1,00            | 3,68    | 0,93       |
|                         | LCO  | 0,71             | 0,67      | 0,65            | 1,15            | 3,53    | 0,98       |
|                         | RPM  | 0,97             | 0,95      | 0,95            | 0,50            | 1,71    | 0,36       |
|                         | LPM  | 0,98             | 0,98      | 0,97            | 0,49            | 1,59    | 0,34       |
|                         | In   | 0,96             | 0,94      | 0,94            | 0,45            | 1,62    | 0,39       |
|                         | RL   | 0,96             | 0,95      | 0,95            | 0,72            | 3,21    | 0,63       |
|                         | LL   | 0,97             | 0,96      | 0,96            | 0,50            | 1,52    | 0,35       |

Tableau 9 : Reproductibilité et dispersion des points selon l'axe des X.

La définition des points est donnée au tableau 2. La reproductibilité *Intra Obs* est celle pour un observateur faisant plusieurs lecture du même point, *Inter Obs* entre deux observateurs pour un même point, et *1 Obs 1 Lecture* pour un observateur quel qu'il soit et quel que soit le nombre de lecture. La dispersion par point est estimée par la moyenne, le maximum (étendue) et l'écart-type des différences (en mm) entre les mesures, pour l'ensemble des déterminations par les 2 observateurs et les 12 examens.

| Points céphalométriques |      | Reproductibilité |           |                 | Dispersion (mm) |         |            |
|-------------------------|------|------------------|-----------|-----------------|-----------------|---------|------------|
|                         |      | Intra Obs        | Inter Obs | 1 Obs 1 Lecture | Moyenne         | Etendue | Ecart-type |
| Squelettiques           | S    | 0,99             | 0,98      | 0,98            | 0,58            | 2,06    | 0,50       |
|                         | Na   | 0,97             | 0,96      | 0,96            | 0,66            | 5,53    | 0,88       |
|                         | ANS  | 0,99             | 0,99      | 0,99            | 0,79            | 2,85    | 0,61       |
|                         | PNS  | 0,97             | 0,97      | 0,97            | 0,47            | 2,25    | 0,44       |
|                         | A    | 0,98             | 0,96      | 0,96            | 0,84            | 6,34    | 0,95       |
|                         | B    | 0,98             | 0,98      | 0,98            | 0,79            | 2,99    | 0,67       |
|                         | Me   | 1,00             | 0,99      | 0,99            | 0,80            | 2,72    | 0,61       |
|                         | Po   | 1,00             | 0,95      | 0,95            | 1,24            | 6,75    | 1,38       |
|                         | Ba   | 0,95             | 0,94      | 0,94            | 0,42            | 1,83    | 0,34       |
|                         | RPr  | 0,36             | 0,23      | 0,23            | 1,70            | 8,00    | 1,61       |
|                         | LPr  | 0,60             | 0,49      | 0,42            | 1,52            | 7,89    | 1,52       |
|                         | RO   | 0,97             | 0,96      | 0,96            | 0,95            | 3,12    | 0,67       |
|                         | LO   | 0,98             | 0,96      | 0,96            | 0,84            | 3,35    | 0,65       |
|                         | RGo  | 0,97             | 0,93      | 0,93            | 0,84            | 4,75    | 0,88       |
|                         | LGo  | 0,99             | 0,98      | 0,98            | 0,49            | 3,01    | 0,46       |
| Dentaires               | SI   | 0,99             | 0,98      | 0,98            | 0,71            | 2,21    | 0,53       |
|                         | RUMo | 0,93             | 0,92      | 0,92            | 1,08            | 7,30    | 1,21       |
|                         | LUMo | 0,96             | 0,97      | 0,96            | 0,93            | 4,43    | 0,94       |
| Delaire                 | RPCI | 0,99             | 0,99      | 0,99            | 0,59            | 2,03    | 0,45       |
|                         | LPCI | 0,99             | 0,99      | 0,99            | 0,49            | 1,73    | 0,38       |
|                         | RM   | 0,91             | 0,91      | 0,91            | 1,02            | 6,45    | 1,10       |
|                         | LM   | 0,95             | 0,95      | 0,95            | 0,91            | 4,74    | 0,76       |
| Anatomiques             | RCM  | 1,00             | 1,00      | 1,00            | 0,00            | 0,00    | 0,00       |
|                         | LCM  | 1,00             | 1,00      | 1,00            | 0,00            | 0,00    | 0,00       |
|                         | RSO  | 0,98             | 0,97      | 0,97            | 1,35            | 4,10    | 0,99       |
|                         | LSO  | 0,99             | 0,98      | 0,98            | 1,04            | 3,21    | 0,84       |
|                         | RIO  | 0,99             | 0,98      | 0,98            | 0,62            | 2,50    | 0,53       |
|                         | LIO  | 0,99             | 0,98      | 0,98            | 0,56            | 2,58    | 0,48       |
|                         | RMe  | 0,99             | 0,99      | 0,99            | 0,58            | 3,46    | 0,57       |
|                         | LMe  | 1,00             | 0,99      | 0,99            | 0,69            | 3,10    | 0,59       |
|                         | RMa  | 0,98             | 0,96      | 0,96            | 0,52            | 3,07    | 0,53       |
|                         | LMa  | 0,96             | 0,93      | 0,92            | 0,56            | 3,61    | 0,60       |
|                         | RCO  | 0,95             | 0,93      | 0,93            | 0,91            | 4,22    | 0,88       |
|                         | LCO  | 0,93             | 0,93      | 0,93            | 1,01            | 3,85    | 0,89       |
|                         | RPM  | 0,97             | 0,95      | 0,94            | 0,60            | 3,36    | 0,54       |
|                         | LPM  | 0,98             | 0,97      | 0,97            | 0,61            | 2,37    | 0,45       |
|                         | In   | 0,99             | 0,98      | 0,98            | 0,52            | 3,68    | 0,58       |
|                         | RL   | 0,96             | 0,80      | 0,80            | 1,23            | 6,64    | 1,34       |
|                         | LL   | 0,97             | 0,88      | 0,87            | 0,87            | 4,75    | 0,90       |

Tableau 10 : Reproductibilité et dispersion des points selon l'axe des Y.

La définition des points est donnée au tableau 2. La reproductibilité *Intra Obs* est celle pour un observateur faisant plusieurs lecture du même point, *Inter Obs* entre deux observateurs pour un même point, et *1 Obs 1 Lecture* pour un observateur quel qu'il soit et quel que soit le nombre de lecture. La dispersion par point est estimée par la moyenne, le maximum (étendue) et l'écart-type des différences (en mm) entre les mesures, pour l'ensemble des déterminations par les 2 observateurs et les 12 examens.



| Points céphalométriques |      | Reproductibilité |           |                 | Dispersion (mm) |         |            |
|-------------------------|------|------------------|-----------|-----------------|-----------------|---------|------------|
|                         |      | Intra Obs        | Inter Obs | 1 Obs 1 Lecture | Moyenne         | Etendue | Ecart-type |
| Squelettiques           | S    | 0,98             | 0,96      | 0,96            | 0,44            | 1,59    | 0,39       |
|                         | Na   | 0,48             | 0,65      | 0,40            | 1,16            | 6,12    | 1,45       |
|                         | ANS  | 0,97             | 0,96      | 0,96            | 0,55            | 1,92    | 0,41       |
|                         | PNS  | 0,96             | 0,96      | 0,96            | 0,45            | 1,55    | 0,40       |
|                         | A    | 0,82             | 0,72      | 0,72            | 1,00            | 6,90    | 1,13       |
|                         | B    | 0,95             | 0,95      | 0,95            | 1,07            | 5,30    | 1,05       |
|                         | Me   | 1,00             | 1,00      | 1,00            | 0,33            | 1,40    | 0,30       |
|                         | Po   | 0,99             | 0,98      | 0,98            | 1,27            | 4,30    | 0,95       |
|                         | Ba   | 0,96             | 0,96      | 0,96            | 1,18            | 3,32    | 0,85       |
|                         | RPr  | 0,83             | 0,77      | 0,75            | 1,06            | 4,48    | 0,90       |
|                         | LPr  | 0,82             | 0,82      | 0,82            | 0,97            | 3,88    | 0,82       |
|                         | RO   | 0,85             | 0,87      | 0,85            | 0,66            | 2,50    | 0,51       |
|                         | LO   | 0,82             | 0,78      | 0,78            | 0,70            | 2,48    | 0,58       |
|                         | RGo  | 0,95             | 0,93      | 0,92            | 1,83            | 8,39    | 1,58       |
|                         | LGo  | 0,95             | 0,94      | 0,94            | 1,58            | 7,14    | 1,28       |
| Dentaires               | SI   | 0,99             | 0,98      | 0,98            | 0,54            | 2,41    | 0,48       |
|                         | RUMo | 0,95             | 0,96      | 0,94            | 0,92            | 6,82    | 1,00       |
|                         | LUMo | 0,96             | 0,94      | 0,94            | 0,84            | 4,43    | 0,89       |
| Delaire                 | RPCI | 0,96             | 0,96      | 0,95            | 0,69            | 2,78    | 0,66       |
|                         | LPCI | 0,96             | 0,97      | 0,96            | 0,60            | 2,46    | 0,55       |
|                         | RM   | 0,56             | 0,56      | 0,56            | 0,89            | 3,98    | 0,73       |
|                         | LM   | 0,72             | 0,61      | 0,60            | 1,11            | 4,56    | 1,02       |
| Anatomiques             | RCM  | 1,00             | 1,00      | 1,00            | 0,00            | 0,00    | 0,00       |
|                         | LCM  | 1,00             | 1,00      | 1,00            | 0,00            | 0,00    | 0,00       |
|                         | RSO  | 0,92             | 0,83      | 0,83            | 0,21            | 0,77    | 0,18       |
|                         | LSO  | 0,92             | 0,83      | 0,83            | 0,21            | 0,77    | 0,18       |
|                         | RIO  | 0,98             | 0,96      | 0,96            | 0,42            | 1,40    | 0,42       |
|                         | LIO  | 0,97             | 0,91      | 0,91            | 0,47            | 2,45    | 0,47       |
|                         | RMe  | 0,99             | 0,99      | 0,99            | 0,58            | 2,21    | 0,53       |
|                         | LMe  | 0,99             | 0,98      | 0,98            | 0,87            | 3,21    | 0,74       |
|                         | RMa  | 0,98             | 0,97      | 0,97            | 0,56            | 1,96    | 0,47       |
|                         | LMa  | 0,98             | 0,98      | 0,98            | 0,58            | 2,05    | 0,51       |
|                         | RCO  | 0,93             | 0,88      | 0,88            | 1,14            | 4,47    | 1,08       |
|                         | LCO  | 0,89             | 0,82      | 0,82            | 1,18            | 4,55    | 1,12       |
|                         | RPM  | 0,92             | 0,86      | 0,86            | 0,60            | 2,42    | 0,51       |
|                         | LPM  | 0,92             | 0,88      | 0,87            | 0,77            | 2,73    | 0,65       |
|                         | In   | 0,95             | 0,95      | 0,94            | 0,59            | 3,25    | 0,67       |
|                         | RL   | 0,96             | 0,81      | 0,81            | 1,07            | 5,17    | 1,10       |
|                         | LL   | 0,95             | 0,91      | 0,91            | 0,99            | 4,13    | 0,90       |

Tableau 11 : Reproductibilité et dispersion des points selon l'axe des Z.

La définition des points est donnée au tableau 2. La reproductibilité *Intra Obs* est celle pour un observateur faisant plusieurs lecture du même point, *Inter Obs* entre deux observateurs pour un même point, et *1 Obs 1 Lecture* pour un observateur quel qu'il soit et quel que soit le nombre de lecture. La dispersion par point est estimée par la moyenne, le maximum (étendue) et l'écart-type des différences (en mm) entre les mesures, pour l'ensemble des déterminations par les 2 observateurs et les 12 examens.

Enfin, l'étude de la reproductibilité quel que soit l'observateur et quel que soit le nombre de déterminations montre les points Selle turcique ( $S_x=0,56$ ), Nasion ( $Na_z=0,40$ ), Porions ( $RPr_x=0,78$   $LPr_x=0,58$   $RPr_y=0,23$   $LPr_y=0,42$ ) et M ( $RM_z=0,56$   $LM_z=0,61$ ) non reproductibles. Les points Epine Nasale Postérieure ( $PNS_x=0,73$ ), A ( $A_z=0,72$ ), Basion ( $Ba_x=0,78$ ), Orbitaux ( $RO_z=0,85$   $LO_z=0,78$ ), Molaires Supérieurs ( $LUMo_x=0,78$   $RUMo_x=0,86$ ) et Canaux Optiques ( $RCO_x=0,83$   $LCO_x=0,65$ ) sont moyennement reproductibles. Parmi les points reproductibles, B ( $B_x=0,89$ ), Pogonion ( $Po_x=0,88$ ), Menton ( $Me_x=0,88$ ) et Clinoïdiens postérieurs ( $RPCI_x=0,86$   $LPCI_x=0,81$ ) sont moins reproductibles selon l'axe X, L ( $RL_y=0,81$   $LL_y=0,91$ ) selon l'axe Y et SO ( $RSO_z=0,83$   $LSO_z=0,83$ ), PM ( $RPM_z=0,86$   $LPM_z=0,88$ ) et L ( $RL_z=0,81$   $LL_z=0,91$ ) selon l'axe Z.

La reproductibilité de RCM et LCM est constamment égale à 1,00 en Y et en Z du fait de l'utilisation des coordonnées exprimées dans le référentiel « patient » et de la construction du celui-ci.

La dispersion des points est comprise entre [Moy=0,17mm Ecart-type=0,16 mm Max=0,75 mm] et [Moy=1,35 mm Ecart-type=0,99 mm Max=4,10 mm] pour les repères anatomiques introduits reproductibles (respectivement  $RCM_x$  et  $RSO_y$ ) et [Moy=0,33 mm Ecart-type=0,30 mm Max=1,40 mm] et [Moy=1,83 mm Ecart-type=1,58 mm Max=8,39 mm] pour les repères céphalométriques classiques également reproductibles (respectivement  $Me_z$  et  $RGo_z$ ).

### 5.1.3 Discussion

L'imagerie tomodensitométrique semble d'un intérêt évident dans l'appréhension de la géométrie tridimensionnelle complexe de l'extrémité céphalique, proche de l'expérience chirurgicale, et s'impose immédiatement comme méthode de référence pour l'exploration des structures squelettiques. Cependant, elle n'est pas exempte d'inconvénients. Les artéfacts radiologiques dus aux amalgames dentaires, la résolution spatiale et les effets de volumes partiels peuvent diminuer la définition des images obtenues. L'image CT est constituée de volumes élémentaires (voxels) dont la taille dépend des modalités d'acquisition de l'examen : surface du pixel  $\times$  épaisseur de coupe ou pas d'hélice. La résolution spatiale est donc limitée, responsable d'une erreur systématique dans la détermination d'un point de ce

volume, égale au pixel en X et en Y, et à l'épaisseur de coupe en Z. L'ensemble du voxel est affecté d'une valeur traduisant sa densité radiologique moyenne et exprimée en Unité Hounsfield (HU). Les structures osseuses sont habituellement définies entre 1000 et 2000 HU, alors que les tissus mous le sont entre 0 et 400 HU. Le modèle surfacique tridimensionnel est calculé à l'aide d'un algorithme de *marching cubes*, calculant des surfaces triangulaires et connectives de densité constante. Les voxels inclus dans le calcul du modèle sont déterminés par segmentation automatique et compris dans un intervalle choisi de valeurs HU. Les structures osseuses minces, comme la paroi antérieure du sinus maxillaire ou le plancher de l'orbite, participent pour une partie seulement des voxels correspondants qui sont alors affectés d'une valeur faible. L'exclusion des voxels affectés d'une faible valeur HU génère des lacunes dans le modèle surfacique squelettique tridimensionnel, alors que l'extension de l'intervalle choisi pour l'algorithme de *marching cubes* surestime l'épaisseur de l'os par endroit et augmente les bruits des images. La définition et la précision du modèle surfacique tridimensionnel sont donc moindres que celles des images CT en coupe. L'utilisation de la seule reconstruction surfacique pour la détermination des points nous paraît insuffisante. Si la visualisation de ce modèle paraît significative et indispensable, l'effet graphique de visualisation et de manipulation rend la sélection des points délicate et imprécise sur le modèle 3D et n'assure pas leur appartenance à la surface présentée. De ce fait, la vérification de la localisation des repères choisis sur la structure osseuse par l'association des 3 plans de coupes axial, frontal et sagittal est toujours nécessaire. Pour permettre l'étude de la reproductibilité, les coordonnées des points déterminés sont exprimées dans le repère orthonormé direct « patient » que nous définissons. En effet, le référentiel de l'examen scanner est un référentiel aléatoire entraînant une variabilité inter examen importante. La reproductibilité d'une mesure étant le rapport de la variabilité inter individuelle rapportée sur la somme des autres facteurs de variabilité, l'absence de prise en compte du même référentiel pour tous les patients surestimait l'ensemble des coefficients estimés. Le référentiel « patient » est construit à partir de 4 points, eux-mêmes déterminés manuellement. Il existe ainsi une variabilité du référentiel entre les 3 déterminations pour un même sujet et la même acquisition radiologique, du fait de la variabilité de ces points. La méthode de mesure de la reproductibilité de la localisation des repères céphalométriques dissipe l'effet de

la variabilité du référentiel « patient ». La reproductibilité étudiée comprend la variabilité dans la localisation due :

- A la morphologie des structures squelettiques étudiées.
- Aux modalités et techniques d'acquisition radiologiques.
- Au traitement informatique et graphique des données.
- A l'intervention manuelle de l'opérateur, c'est-à-dire à l'interprétation faite de la définition des points étudiés.

Les différences observées entre les points résident donc dans la définition anatomique plus ou moins aisée des points et l'effet opérateur dépendant.

La dispersion des déterminations selon les axes X, Y et Z est estimée à partir des coordonnées exprimées dans le référentiel « patient » dans un souci de cohérence. Le transfert de coordonnées dans ce référentiel engendre une surestimation de ces valeurs, du fait de sa variabilité inter déterminations. La dispersion a été calculée pour information, en comparaison des données de la littérature.

Les données médicales choisies étaient volontairement semblables aux données cliniques, excluant le travail sur crâne sec, l'implantation de marqueurs radio-opaques ou l'utilisation de fantômes synthétiques. Seulement douze sujets ont été inclus du fait de la faible incidence d'exploration de l'ensemble du squelette facial. Ces examens tomodensitométriques ont été réalisés pour une indication médicale intercurrente, sans augmentation de la dose de radiations ionisantes délivrée au patient. Ces données ont suffi à l'estimation statistique de la reproductibilité.

Les points retenus dans cette étude sont des points céphalométriques classiques, des points définis dans l'analyse de Delaire pouvant trouver une traduction anatomique vraie et des repères anatomiques accessibles en CT et introduits pour de nouvelles analyses céphalométriques tridimensionnelles. Les deux premiers groupes ont été définis pour les méthodes céphalométriques bidimensionnelles et leur détermination sur téléradiographies. Leur reproductibilité selon ces modalités a été largement étudiée <sup>211-213,235</sup>. Elle apparaît variable selon la qualité des téléradiographies et la définition anatomique radiographique des points. Ainsi, la distribution de S, A, B, Na, Po, Go, M, FM (Delaire) et Ct (Condylén temporel, Delaire) selon l'axe cranio-caudal, ou de S, Me, Go, ENA et Pr selon l'axe antéro-postérieur, sur les téléradiographies de profil, est large. Les variations inter individuelles sont plus importantes que intra individuelles et montrent les différences dans l'interprétation personnelle faite des définitions de ces points.

L'intérêt de l'imagerie tomodensitométrique, qui permet d'appréhender directement l'anatomie tridimensionnelle et offre de larges possibilités de traitement de l'image, nous semble indiscutable. Valider son utilisation et le recours à la détermination manuelle des points céphalométriques pour réaliser une biométrie tridimensionnelle nécessite d'étudier :

- La précision des mesures en modalité CT,
- La reproductibilité de la localisation manuelle des repères anatomiques retenus.

La précision des mesures biométriques sur données CT a été montrée <sup>236,237</sup>. Cependant, ces données paraissent dépassées au regard de l'évolution de la technologie et demanderont à être réactualisées avec les caractéristiques techniques utilisées.

La dispersion de la localisation manuelle des points céphalométriques n'a été, à notre connaissance, rapportée qu'une fois <sup>235</sup>, sur crânes secs, dans un but de comparaison avec la méthode bidimensionnelle. Elle utilisait le seul modèle surfacique tridimensionnel et concluait à l'absence de supériorité évidente de la méthode céphalométrique tridimensionnelle CT sur la méthode conventionnelle. Là encore, l'état technologique et la méthodologie devaient faire rediscuter ces résultats et évaluer la reproductibilité de cette mesure qui n'avait jamais été estimée.

Les points S, Na, RPr, LPr, RM, LM, A, ENP, Ba, RO, LO, RUMo, LUMo, RCO et LCO ont été trouvés non reproductibles ou moyennement reproductibles. Parmi les points reproductibles, B, Po, Me, RPCI, LPCI, le sont moins selon l'axe X, RL et LL selon l'axe Y et Z, et RSO, LSO, RPM et LPM selon l'axe Z. ENA, RGo, LGo, SI, RCM, LCM, RIO, LIO, RMe, LMe, RMa, LMa et In sont bien reproductibles. Au total, la reproductibilité de la détermination manuelle de points sur une interface graphique tridimensionnelle, utilisant à la fois des vues en coupe axiale, sagittale et frontale et une reconstruction surfacique, peut être obtenue pour certains repères anatomiques : ENA, B, Po, Me, RGo, LGo, SI, RPCI, LPCI, RCM, LCM, RSO, LSO, RIO, LIO, RMe, LMe, RMa, LMa, RPM, LPM, In, RL et LL. Ces points nous semblent donc pouvoir être retenus pour la définition d'une céphalométrie tridimensionnelle.

Comme dans les études bidimensionnelles, la reproductibilité de la localisation manuelle d'un point céphalométrique est dépendante de sa définition anatomique et de la morphologie de la région étudiée. La définition anatomique des sutures osseuses est inconstante. Les points correspondants à un sommet d'une surface

convexe ou torique sont variables dans leurs localisations selon l'axe dans lequel le rayon de courbure de la surface augmente. Les points anatomiques définis sur des foramen nerveux ou vasculaires sont reproductibles si leur définition anatomique est constamment bonne et leurs dimensions faibles. Les artéfacts radiologiques dus au matériel de soins dentaires ou d'orthodontie peuvent considérablement gêner la détermination des points à proximité.

La reproductibilité de la détermination manuelle de points sur une interface graphique tridimensionnelle selon les modalités définies peut donc être obtenue pour certains repères anatomiques.

Des méthodes de localisation automatique ou semi-automatique peuvent être proposées <sup>240</sup>. Cependant, la supériorité de leur reproductibilité et de leur précision n'est pas acquise d'emblée et devra être également évaluée.

Les résultats obtenus par Swennen et al. <sup>221</sup> sont difficilement comparables du fait d'une méthode différente. Les auteurs concluent à une erreur intra-observateur de moins de 0,88 mm, 0,76 mm et 0,84 mm, respectivement pour les mesures orthogonales horizontale, verticale et transversale, et à une erreur inter-observateur de moins de 0,78 mm, 0,86 mm et 1,26 mm, respectivement pour les mesures orthogonales horizontale, verticale et transversale. La fiabilité intra et inter-observateur est qualifiée d'élevée. Les auteurs attribuent ces bons résultats à la confrontation des modalités radiologiques surfacique et bidimensionnelle pour expliquer ces résultats. Nous notons simplement que l'orientation première du crâne est réalisée par deux traits sur les vues de face et de profil de la scène tridimensionnelle et que cette orientation est ensuite utilisée pour générer les plans téléradiographies servant à la définition des points et du repère. Nos résultats semblent discordants pour A, RO et LO et concordants pour B, Me, Po et Go. Les points condyliens et zygiens, que nous n'avons pour notre part pas étudiés, sont les moins fiables dans leur étude. Une méthodologie commune et standard serait probablement intéressante pour la comparaison des résultats.

## **5.2 Modèle biomécanique des Tissus Mous**

La modélisation du comportement biomécanique des Tissus Mous de la Face est un processus complexe, ne comportant à priori pas de solution unique. Le

développement d'un modèle doit donc comporter l'évaluation des hypothèses ayant servi de base de travail.

Nous avons donc établi une méthode d'évaluation du modèle biomécanique des Tissus Mous de la Face développé au sein du Laboratoire TIMC <sup>232</sup>, s'appuyant sur la biométrie tridimensionnelle que nous avons proposée. Cette méthode a permis de définir les conditions limites du modèle pour la simulation thérapeutique et de comparer deux hypothèses de comportement biomécanique, selon un mode linéaire ou non linéaire.

### **5.2.1 Matériel et méthode**

La problématique d'évaluation de la simulation du résultat morphologique secondaire au repositionnement des bases osseuses est posée en plusieurs points :

- Il convient d'obtenir un échantillon de patients ayant bénéficié d'une chirurgie orthognatique et pour lesquels nous disposons de l'ensemble des données anatomiques, squelettiques et morphologiques, des états pré et post opératoires.
- Il faut réaliser pour chacun une simulation de la chirurgie de repositionnement strictement similaire à celle qui a été effectivement faite.
- Etablir une méthode de mesure de la distance entre la surface cutanée du résultat chirurgical et de celle de la simulation correspondante.

La modalité d'imagerie médicale nous ayant apparu la plus adaptée pour l'acquisition des données anatomiques, squelettiques et Tissus Mous, était le CT scanner. Si la réalisation d'un tel examen dans le bilan médical préopératoire devient, pour certains praticiens, de pratique courante, sa répétition à distance de l'intervention chirurgicale, dans un simple but de contrôle, n'est pas habituelle, en raison de l'augmentation de la dose d'irradiation délivrée au patient par rapport aux radiographies standards. En dehors d'un protocole de Recherche spécifique justifiant la collection de telles données, nous n'avons pu obtenir que trois jeux de données pré et post chirurgie orthognatique, chez trois patients ayant bénéficié d'une exploration CT scanner post opératoire pour une raison intercurrente. Nous n'avons pas eu, jusqu'à ce jour, accès

à un cone beam CT scanner qui permettrait probablement la constitution d'une base de données d'imagerie tridimensionnelle plus riche.

A partir de ces données CT scanner pré et post opératoires, le protocole d'évaluation que nous proposons a été développé en quatre étapes :

1. Quantifier les déplacements squelettiques effectivement réalisés au niveau maxillaire, mandibulaire et génien, par comparaison directe des données pré et post opératoires.
2. Simuler la chirurgie orthognatique sur le modèle squelettique, en appliquant au maxillaire, à la mandibule et au menton, les déplacements mesurés à l'étape précédente.
3. Simuler la déformation des Tissus Mous, secondaire au repositionnement des bases osseuses, selon le modèle biomécanique défini.
4. Mesurer la distance entre la surface peaucière externe de la simulation et la surface cutanée post opératoire.

#### **5.2.1.1 Quantification des déplacements squelettiques**

Dans un premier temps, les coordonnées spatiales des données d'imagerie CT scanner pré et post opératoire sont normalisées et exprimées dans le référentiel patient-dépendant (§ 3.2), afin de permettre la comparaison de la localisation de points anatomiques et la mesure du déplacements de certains d'entre eux entre les deux états.

L'outil de biométrie tridimensionnelle (§ 3.3) est utilisé pour réaliser une construction géométrique, témoin de l'architecture du squelette facial. Des points anatomiques, étudiés comme reproductibles dans leur détermination (§ 5.1) et non altérés par l'acte chirurgical, sont retenus et répartis en trois groupes :

- Des points situés au niveau de la base du crâne et du massif facial supérieur, non déplacés par la chirurgie.
- Trois points situés sur le maxillaire et déplacés avec l'ostéotomie de Lefort I : RPM, LPM et In.
- Trois points situés sur la mandibule et déplacés avec le corps mandibulaire : RMe, LMe et le point interincisif inférieur.



- Trois points situés sur le Menton et mobilisés avec l'ostéotomie génienne : Po et le point le plus antérieur du relief mentonnier paramédian, de part et d'autre.

La comparaison de la localisation des trois groupes de trois points mobilisés par la chirurgie orthognatique, permet de déduire les déplacements du maxillaire, de la mandibule et du menton, qui sont exprimés sous forme d'une translation et d'une rotation (figure 78).

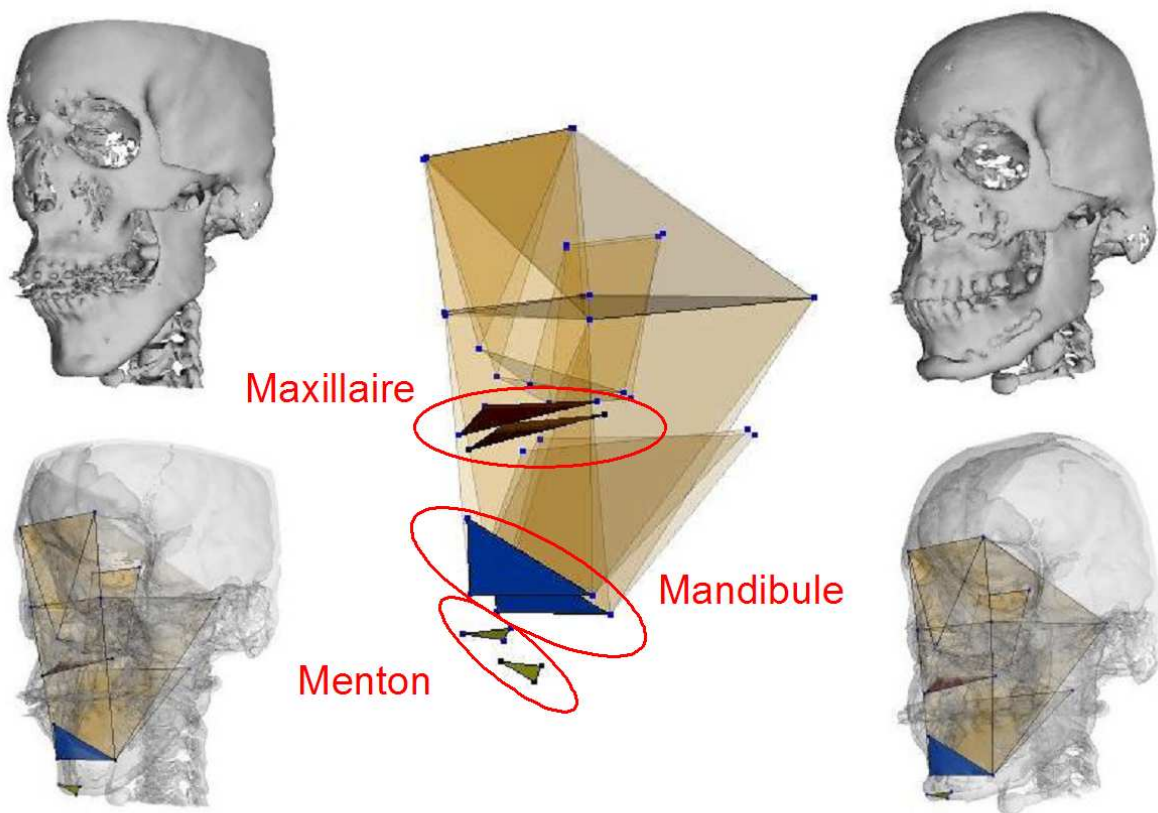


Figure 78 : mesure des repositionnements squelettiques maxillaire, mandibulaire et génien réalisés au cours de la chirurgie orthognatique. Les points anatomiques sont localisés dans le volume CT scanner pré opératoire (à gauche) et post opératoire (à droite). Les points supérieurs sont utilisés pour exprimer les ordonnées spatiales dans le même repère orthonormé. Le déplacement des groupes de points maxillaire, mandibulaire et génien, permet de déduire le déplacement des pièces osseuses correspondantes.

### **5.2.1.2 Simulation chirurgicale osseuse**

La chirurgie orthognatique est simulée sur le modèle squelettique tridimensionnel (§ 3.3) et les fragments maxillaire, mandibulaire ou génien déplacés selon les données mesurées à l'étape 1.

### **5.2.1.3 Simulation de la déformation du modèle des Tissus Mous**

Le résultat morphologique de la chirurgie orthognatique est simulé en utilisant le modèle biomécanique individuel (§ 3.4). Les conditions limites du modèles sont définies de sorte que :

- Les nœuds de la couche interne en contact avec les éléments squelettiques non déplacés par la chirurgie sont fixes.
- Les nœuds de la couche interne en contact avec les fragments maxillaire, mandibulaire ou génien déplacés, sont mobilisés de la même façon que les structures osseuses correspondantes.
- Les nœuds de la couche interne situés de part et d'autre des traits d'ostéotomie, ainsi que les autres nœuds du modèle, ne sont pas contraints et libres de se déplacer.

Plusieurs hypothèses de comportement biomécanique ont été testées :

- Linéaire élastique en petites déformations.
- Linéaire élastique en grandes déformations.
- Hyperélastique

### **5.2.1.4 Comparaison du résultat chirurgical et de la simulation thérapeutique**

L'évaluation de la pertinence du modèle biomécanique est faite par comparaison de la surface cutanée dans l'état post opératoire, segmentée à partir du CT scanner, et de la surface externe de la simulation correspondante réalisée. Une carte de distance entre les deux surfaces est établie avec le logiciel M.E.S.H.<sup>199</sup> (figure 79).

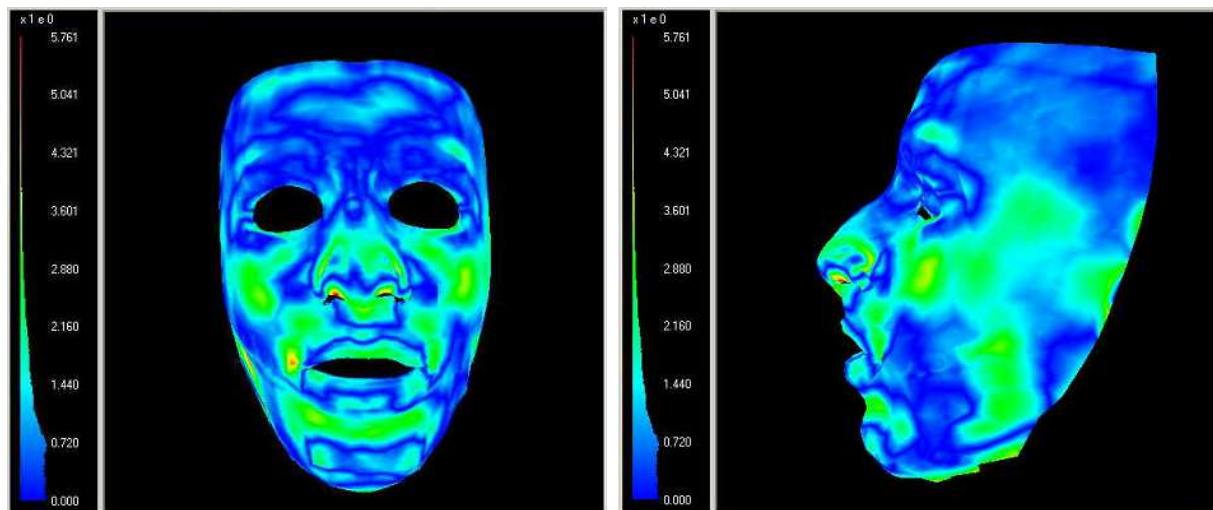


Figure 79 : carte de distance entre la surface cutanée post thérapeutique et celle de la simulation correspondante, au cours d'une chirurgie bimaxillaire et génioplastie.

## 5.2.2 Résultats

L'évaluation du modèle biomécanique, avec différentes hypothèses de conditions limites ou de comportement biomécanique, a pu être réalisée sur les trois jeux de données disponibles.

Comme nous l'avons dit, la modélisation des Tissus Mous de la Face est un travail spécifique au sein du laboratoire TIMC GMCAO. Nous ne développerons donc pas ici les résultats des simulations à proprement parler. Le lecteur pourra se rapporter aux références bibliographiques pour une connaissance plus approfondie de ce travail <sup>226,227</sup>. En résumé, nous pouvons dire que les premières simulations réalisées avec un modèle élastique linéaire montraient une distance au résultat thérapeutique comprise en moyenne entre 1 et 1.5 mm, avec des valeurs maximales de 3 à 6 mm. Les erreurs les plus importantes étaient localisées principalement dans les régions labiales et paranasales. La comparaison des différentes hypothèses de comportement biomécanique n'a pas montré, dans ces premiers résultats, de différence notable et le modèle élastique linéaire en petite déformation apparaissait acceptable (figure 80).

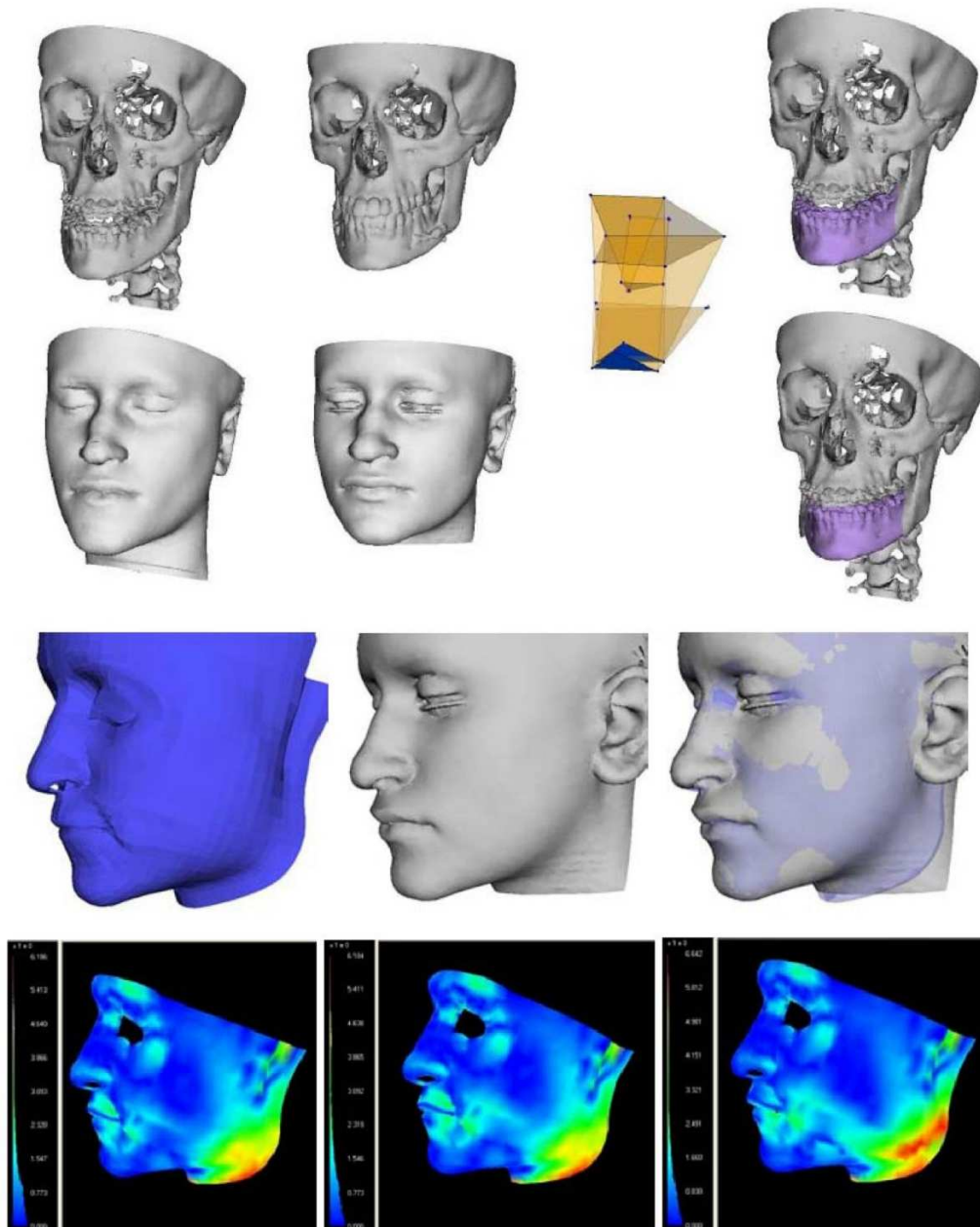


Figure 80 : simulation et évaluation d'une ostéotomie de recul mandibulaire. En haut : biométrie squelettique permettant de quantifier le déplacement mandibulaire. Au centre : évaluation qualitative de la simulation en déformation linéaire élastique, par comparaison de la simulation (au centre et à gauche) et du résultat thérapeutique (au centre), et superposition des deux surfaces (au centre et à droite). En bas : cartes de distance entre les surfaces du résultat thérapeutique et de la simulation, pour le modèle linéaire en petite déformation (en bas et à gauche), linéaire en grande déformation (en bas et au centre) et hyperélastique (en bas et à droite).

### 5.2.3 Discussion

Alors que plusieurs modèles biomécaniques des Tissus Mous de la Face ont été proposés, peu d'auteurs se sont intéressés à l'évaluation des résultats et à la validation des hypothèses avancées. Une publication récente par Mollemans et al.<sup>54</sup> établit également une méthode d'évaluation, en même temps que la proposition d'un modèle Masse Tenseur. Le principe utilisé est le même, s'appuyant sur la comparaison des données d'imagerie CT scanner pré et post opératoires, pour mesurer les déplacements osseux effectivement réalisés et mener une simulation thérapeutique conforme à ce geste. Une mesure de distance est finalement réalisée entre les surfaces cutanée post thérapeutique et de la simulation. Les auteurs ne précisent cependant pas la méthode de mesure des déplacements des différents segments squelettiques.

Notre proposition utilise une mesure des déplacements squelettiques à partir de la détermination manuelle de points anatomique, source évidente d'erreur. Cependant, l'étude de la reproductibilité de cette détermination, préalablement réalisée (§ 5.1), nous a semblé montré que l'erreur faite à ce niveau semble négligeable par rapport à celles commises par la modélisation des Tissus Mous elle-même.

Notre méthode de mesure de distance entre les deux surfaces utilise une distance de Hausdorff qui sous estime l'erreur effective, puisque la distance est calculée entre deux les plus proches de chaque surface et non entre des points appariés. Là encore, cette erreur nous semble négligeable en comparaison de celles commises par la modélisation des Tissus Mous.

Nous sommes conscients que modéliser le comportement des Tissus Mous de la Face en réponse à une chirurgie orthognatique est un objectif difficile. Les erreurs observées dans nos premiers résultats au niveau des lèvres étaient attendues, puisque le modèle élaboré ne gère pas les contacts dento-labial ou inter-labiaux. De la même façon, la modélisation de la déformation de l'angle cervico-mentonnier n'ayant pas été envisagé, l'erreur au niveau sous-mental pouvait être importante. On peut penser que ces types d'erreur peuvent être améliorés par de nouveaux développements sur le modèle. Cependant, on ne peut pas raisonnablement espérer une modélisation exacte de la complexe et hétérogène structure du visage, ou plus encore, de la réponse individuelle du tissu vivant au geste chirurgical.

Les premiers résultats quantitatifs de l'évaluation du modèle biomécanique des Tissus Mous de la Face étaient encourageants. De plus, l'évaluation qualitative, parallèlement menée auprès de chirurgiens, montrait le caractère cohérent et jugé bon de ces résultats <sup>232</sup>.

## **6 Conclusion et perspectives de travail**

Dans cette deuxième partie de nos travaux, nous avons initié une séquence de chirurgie orthognatique assistée par ordinateur, sous-tendue par une vision fonctionnelle et morphologique de la prise en charge des dysmorphoses dento-maxillaires.

Les outils graphiques permettant le développement d'une chirurgie cranio-faciale virtuelle ont été développés. Ils permettent l'exploration des données d'imagerie CT scanner de l'extrémité céphalique, la réalisation d'ostéotomies ou la mobilisation des différents segments osseux.

Un repère orthonormé, basé sur des repères anatomiques, est proposé. Il permet :

- Une orientation tridimensionnelle standardisée de l'extrémité céphalique.
- La normalisation des coordonnées spatiales des éléments anatomiques étudiés.
- La comparaison intra individuelle au cours du temps ou inter individuelle de données d'imagerie CT scanner
- L'orientation et la quantification des déplacements de segments d'ostéotomies.

Les bases d'une biométrie tridimensionnelle pour aider au diagnostic et à la planification thérapeutique ont été posées. La pertinence des points anatomiques pouvant être utilisés pour l'étude architecturale squelettique a été étudiée.

Finalement, nous avons inclus à la simulation thérapeutique un modèle biomécanique des Tissus Mous de la Face, développé au sein du Laboratoire TIMC, pour intégrer le résultat morphologique de la chirurgie orthognatique à la planification thérapeutique. Une méthode d'évaluation de ce modèle aux Eléments Finis, utilisant la biométrie tridimensionnelle, a été élaborée pour mener à bien les premières validations des hypothèses de développement.

Il est évident que ces éléments à eux seuls ne permettent pas de compléter une planification pertinente d'une chirurgie orthognatique et on pourrait aviser que :

- Les modèles soient complétés par ceux des arcades dentaires et des articulations temporo-mandibulaires, afin de simuler les relations maxillo-mandibulaires. Si des modèles dentaires sont à l'étude ou exploités commercialement pour la planification orthodontique, aucun travail, à notre connaissance, ne s'intéresse à la modélisation de la biomécanique de l'articulation temporo-mandibulaire, et à fortiori, à l'interaction des deux.
- La biométrie tridimensionnelle soit enrichie pour l'étude de l'architecture mandibulaire et s'organise dans une réflexion collégiale.
- Finalement, le modèle aux Eléments Finis des Tissus Mous de la Face soit amélioré et, dans un premier temps, gère les contacts lèvres-dents et lèvre supérieure-lèvre inférieure.

Lorsqu'une planification cohérente sera à portée, nous pourrons envisager le transfert de celle-ci vers le champs opératoire et le guidage du geste chirurgical. L'assistance opératoire peut probablement être envisagée dans la plupart des cas de dysmorphose sagittale par une gouttière de positionnement réalisée en CAD-CAM. Les repositionnements osseux dans des cas plus complexes, comme les dysmorphoses verticales ou les asymétries faciales, peuvent être utilement imaginés aidés par un système de navigation tridimensionnel, comme il l'a été fait pour le zygoma (partie 2).

## CONCLUSION



Nous avons présenté dans ce rapport de Thèse l'état de nos travaux en Chirurgie Assistée par Ordinateur, développés selon deux thématiques : la chirurgie de reconstruction orbito-zygomatique et la chirurgie orthognatique.

Nous avons mené à son terme le développement d'un protocole pour le repositionnement zygomatique et la reconstruction des parois orbitaires, selon les termes de bonne pratique indiqués dans la littérature, comprenant l'aide au diagnostic, la planification thérapeutique et l'assistance opératoire, par un système de navigation tridimensionnel, à la réalisation d'un geste chirurgical conforme à la planification préalablement faite. Nous définissons la cible thérapeutique par l'hémicrâne symétrique, autour du plan sagittal médian, du côté choisi comme référence, et nous avons introduit une méthode pour assurer la concordance de cet hémicrâne symétrique avec les structures indemnes environnantes, par une procédure de recalage. L'assistance chirurgicale au repositionnement zygomatique a été envisagée selon une modalité semi-active, assurant un *tracking* du segment osseux et un guidage par une carte de distance mise à jour en temps réel. Au-delà des développements techniques, nous avons réalisés les validations méthodologiques et mis en place une méthode d'évaluation des résultats thérapeutiques. Les premiers essais cliniques nous paraissent encourageants et mériteraient, à notre avis, de plus amples investigations.

Nous avons parallèlement enrichi les travaux de Recherche pour une Chirurgie Orthognatique Assistée par Ordinateur, réalisés au sein du Laboratoire TIMC-IMAG (équipe GMCAO), d'outils biométriques pour l'étude de l'architecture squelettique de l'extrémité céphalique, d'outils pour la planification et la simulation de chirurgie de repositionnement des bases osseuses dans les dysmorphoses dento-maxillaires et participé à la définition d'une méthode d'évaluation d'un modèle biomécanique des Tissus Mous de la Face pour la prédiction du résultat morphologique d'une telle chirurgie.

Les méthodes et techniques développées dans ces travaux, tant dans le domaine de la planification thérapeutique que de l'assistance chirurgicale, synthétisant nombre des problématiques trouvées en chirurgie cranio-maxillofaciale, permettraient d'envisager de façon plus larges d'autres indications pathologiques. D'importants travaux de Recherche et de validation sont cependant encore nécessaires pour produire des outils thérapeutiques performants, pouvant convaincre la communauté médicale de modifier profondément ses pratiques afin d'y intégrer ces techniques.

## **ANNEXE 1**

## CAHIER D'OBSERVATION

**Etude pilote d'évaluation du bénéfice de la chirurgie maxillo-faciale assistée par ordinateur en comparaison de la chirurgie conventionnelle en traumatologie orbito-zygomatique aigue et séquellaire**

Groupe du patient (cocher)

**Fracture zygomatique isolée**

**Fracture orbitaire isolée**

**Fracture orbito zygomatique**

**Investigateur principal :**

**Professeur Franck BOUTAULT**

Service de Chirurgie Maxillo-faciale et Plastique de la Face

Hôpital Purpan

Place Baylac - TSA 40031

31 059 TOULOUSE Cedex 9

Tel : 05 61 77 23 97 / Fax : 05 61 77 91 23

E-mail: boutault.f@chu-toulouse.fr

**Promoteur :**

**CHU de TOULOUSE**

Hôtel Dieu

2, rue Viguerie - TSA 80035

31 059 TOULOUSE Cedex 9

Tel : 05 61 77 86 03 / Fax : 05 61 77 84 11

## CONSULTATION 1: DIAGNOSTIQUE ET PRE THERAPEUTIQUE

Date : \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

| PATIENT                                                                                                          |                            |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------|
| Initiales du patient : ____/____/____/ ____/____/<br>(3 premières lettres du nom, 2 premières lettres du prénom) | Numéro du patient ____ _ _ |
| Date de naissance : ____/____/____/<br>(JJ MM AA)                                                                |                            |
| Sexe : M      F                                                                                                  |                            |

| CHIRURGIEN (Opérateur) |
|------------------------|
| NOM : .....            |
| Prénom : .....         |

### VERIFICATION DES CRITERES D'INCLUSION

Les patients présentant l'un ou l'autre de ces critères seront considérés comme éligibles:

- Fracture déplacée isolée du zygoma.
- Déplacement zygomatique séquellaire post traumatique.
- Fracture isolée des parois de l'orbite (paroi inférieure ou médiale).
- Enophtalmie séquellaire par fracture des parois de l'orbite.
- Fractures orbitaire et zygomatique associées.

### VERIFICATION DES CRITERES D'EXCLUSION

Les patients répondant à l'un ou à l'autre de ces critères seront exclus de l'étude:

- Polytraumatisme.
- Fracture occluso-faciale associée.
- Fracture isolée de l'arcade zygomatique, de la paroi externe ou du rebord inférieur de l'orbite.
- Mineur (<18 ans)
- Refus de participer à l'étude et de signer le consentement.
- Absence de couverture sociale.
- Participation à une autre étude clinique.
- Patient sous sauvegarde de justice , sous curatelle ou tutelle.
- Traitement esthétique utilisant des produits de comblement à visée volumateur dans la région malaire au cours de l'année précédente

| NATURE DE LA FRACTURE                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                |                       |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|-----------------------|
| Date du traumatisme : / ____ / ____ / ____ /<br><div style="text-align: center; font-size: small;">(JJ MM AA)</div>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                |                       |
| Caractère (cocher)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | aigu (<1 mois) | séquellaire (>1 mois) |
| Mécanisme du traumatisme (cocher)<br><div style="margin-left: 20px;">             Accident de la Voie Publique<br/>             Agression<br/>             Sport<br/>             Autre (préciser) : .....           </div>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |                |                       |
| Type de fracture (cocher)<br><div style="margin-left: 20px;">             Fracture déplacée du corps du zygoma<br/>             Fracture de l'orbite<br/> <div style="display: flex; justify-content: space-between; width: 80%;"> <span>préciser :</span> <span>Plancher    ET/OU    Paroi médiale</span> </div>             Fracture associée du massif facial<br/> <div style="margin-left: 20px;">               préciser :<br/>               Fracture de la mandibule<br/>               Autres (préciser) : .....             </div> </div> |                |                       |
| Co-morbidité associée (cocher)<br><div style="margin-left: 20px;">             Autres (préciser) : .....           </div>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |                |                       |

| BILAN PRE THERAPEUTIQUE                                                                                              |     |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|-----|
| Date de consultation : / ____ / ____ / ____ /<br><div style="text-align: center; font-size: small;">(JJ MM AA)</div> |     |     |
| Radiographie standard (incidence de Louisette) :                                                                     | OUI | NON |
| TDM orbitozygomatique :                                                                                              | OUI | NON |
| Test de Lancaster (en cas de Fracture de l'orbite) :                                                                 | OUI | NON |
| Autres (préciser) : .....                                                                                            | OUI | NON |
| <i>Si oui, joindre les compte rendus des examens</i>                                                                 |     |     |

## PLANNING PRE THERAPEUTIQUE

### PLANNING CAS

#### Fracture zygomatique

Distance du zygoma fracturé à sa position théorique :

| Distance en mm | Détermination 1 | Détermination 2 |
|----------------|-----------------|-----------------|
| Moyenne        |                 |                 |
| Maximum        |                 |                 |

#### Fracture de l'orbite

Augmentation de volume orbitaire :

| Volume orbite en cm <sup>3</sup> | Détermination 1 | Détermination 2 |
|----------------------------------|-----------------|-----------------|
| Fracturée                        |                 |                 |
| Controlatérale                   |                 |                 |
| Augmentation                     |                 |                 |

Temps nécessaire à la réalisation du planning informatique : \_ \_ \_ min

Comment jugeriez vous l'ergonomie du Système en phase de planning :

- Impraticable
- Mauvaise
- Acceptable
- Bonne
- Excellente

La formation reçue concernant l'utilisation du logiciel vous semble-t-elle suffisante ?(cocher) :

OUI

NON

Si vous avez rencontré un problème particulier dans l'utilisation du logiciel, celui-ci était de quel ordre (préciser) ?

.....

.....

### PLANNING CONVENTIONNEL

Indication chirurgicale formelle (préciser le geste) : .....

.....

## CONSULTATION 2: POST OPERATOIRE IMMEDIATE (J1)

Date : \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

### CHIRURGIEN (Opérateur)

NOM : .....

Prénom : .....

### PROCEDURE CHIRURGICALE

Date d'intervention : \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ (JJ MM AA)

Voies d'abord (*cocher*) :

Endobuccale, vestibulaire supérieure

Sous-ciliaire

Sourcilière

Autre (*préciser*) : .....

Durée de l'acte chirurgical (y compris installation de la station de navigation) : \_\_\_\_ \_\_\_\_ min

Ostéosynthèse réalisée

Pilier fronto-zygomatique

Pilier maxillo-zygomatique

Rebord orbitaire inférieur

Arcade zygomatique

Remarques concernant le déroulement de la chirurgie : .....  
.....  
.....

Comment jugeriez vous l'ergonomie du Système en phase de navigation :

Impraticable

Mauvaise

Acceptable

Bonne

Excellente

### EVALUATION POST THERAPEUTIQUE

Date de consultation (J1):     \_\_ / \_\_ / \_\_

Radiographie standard (incidence de Louisette) :           OUI           NON

Si oui, joindre le compte rendu radiographique

Autres examens (*préciser*) : .....



### CONSULTATION 3: POST OPERATOIRE A 1 MOIS

Date : \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

Initiales du patient :     / \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_/ \_\_\_\_/\_\_\_\_/  
(3 premières lettres du nom, 2 premières lettres du prénom )

#### CHIRURGIEN (Différent de l'opérateur)

NOM : .....

Prénom : .....

#### EVALUATION POST THERAPEUTIQUE

Test de Lancaster (en cas de Fracture de l'orbite) :                   OUI                   NON

Si oui, joindre le compte rendu

Autres (préciser) : .....

Ophtalmométrie de Hertel :

| Droite (en mm) | Gauche (en mm) |
|----------------|----------------|
|                |                |

Evaluation subjective de la symétrie faciale post opératoire :

Par le chirurgien : la symétrie droite-gauche vous semble être :

- Symétrie parfaitement obtenue (pas de défaut visible)
- Symétrie bonne (défaut minime non perceptible par l'entourage)
- Symétrie correcte (défaut minime perceptible par l'entourage)
- Asymétrie minime (qui n'est pas suffisante pour vous inciter à une reprise chirurgicale)
- Asymétrie nette (qui pourrait vous décider à une reprise chirurgicale)

Par le patient :

La symétrie droite-gauche de votre visage vous semble être :

Symétrie parfaitement obtenue (pas de défaut visible)

Symétrie bonne (défaut minime non perceptible par l'entourage)

Symétrie correcte (défaut minime perceptible par l'entourage)

Asymétrie minime (qui n'est pas suffisante pour vous inciter à une reprise chirurgicale)

Asymétrie nette (qui pourrait vous décider à une reprise chirurgicale)

Si vous deviez juger sur une échelle de 0 à 10 le retour de votre visage à l'état précédent votre accident, vous donneriez : \_\_ :

---

Non obtenue

Mauvaise

Acceptable

Bonne

Excellente

## CONSULTATION 4: POST OPERATOIRE A 6 MOIS

Date : \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

|                                              |
|----------------------------------------------|
| <b>CHIRURGIEN (Différent de l'opérateur)</b> |
| NOM : .....                                  |
| Prénom : .....                               |

| EVALUATION POST THERAPEUTIQUE                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |                 |                 |                 |                |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                |                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                |  |  |            |  |  |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|--|--|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|-----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------|-----------------|-----------------|-------------|--|--|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------|-----------------|-----------------|-------------|--|--|----------------|--|--|------------|--|--|
| <p>LE patient a-t-il depuis la chirurgie</p> <p style="margin-left: 40px;">Subit un nouvel accident du massif facial : OUI - NON</p> <p style="margin-left: 40px;">Beneficié d'un traitement esthétique : OUI - NON</p> <p>TDM orbitozygomatique :</p> <p>Test de Lancaster (en cas de Fracture de l'orbite) :</p> <p>Autres (préciser) : .....</p> <p>Ophtalmométrie de Hertel :</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; margin-top: 10px;"> <tr> <th style="width: 50%; text-align: center; padding: 5px;">Droite (en mm)</th> <th style="width: 50%; text-align: center; padding: 5px;">Gauche (en mm)</th> </tr> <tr> <td style="height: 30px;"></td> <td></td> </tr> </table> <p>Evaluation objective de la restauration osseuse :</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; margin-top: 10px;"> <tr> <td style="width: 50%; vertical-align: top; padding: 10px;"> <p><b>Fracture zygomatique</b></p> <p>Distance du zygoma réduit à la position Théorique :</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; margin-top: 10px;"> <tr> <th style="width: 33%;">Distance en mm</th> <th style="width: 33%;">Détermination 1</th> <th style="width: 33%;">Détermination 2</th> </tr> <tr> <td>Moyenne</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Maximum</td> <td></td> <td></td> </tr> </table> </td> <td style="width: 50%; vertical-align: top; padding: 10px;"> <p><b>Fracture de l'orbite</b></p> <p>Volume orbitaire :</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; margin-top: 10px;"> <tr> <th style="width: 33%;">Volume orbitaire en cm<sup>3</sup></th> <th style="width: 33%;">Détermination 1</th> <th style="width: 33%;">Détermination 2</th> </tr> <tr> <td>Réhabilitéé</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Controlatérale</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Différence</td> <td></td> <td></td> </tr> </table> </td> </tr> </table> |                 |                 | Droite (en mm)  | Gauche (en mm) |  |  | <p><b>Fracture zygomatique</b></p> <p>Distance du zygoma réduit à la position Théorique :</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; margin-top: 10px;"> <tr> <th style="width: 33%;">Distance en mm</th> <th style="width: 33%;">Détermination 1</th> <th style="width: 33%;">Détermination 2</th> </tr> <tr> <td>Moyenne</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Maximum</td> <td></td> <td></td> </tr> </table> | Distance en mm | Détermination 1 | Détermination 2                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | Moyenne                             |                 |                 | Maximum     |  |  | <p><b>Fracture de l'orbite</b></p> <p>Volume orbitaire :</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; margin-top: 10px;"> <tr> <th style="width: 33%;">Volume orbitaire en cm<sup>3</sup></th> <th style="width: 33%;">Détermination 1</th> <th style="width: 33%;">Détermination 2</th> </tr> <tr> <td>Réhabilitéé</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Controlatérale</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Différence</td> <td></td> <td></td> </tr> </table> | Volume orbitaire en cm <sup>3</sup> | Détermination 1 | Détermination 2 | Réhabilitéé |  |  | Controlatérale |  |  | Différence |  |  |
| Droite (en mm)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | Gauche (en mm)  |                 |                 |                |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                |                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                |  |  |            |  |  |
|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |                 |                 |                 |                |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                |                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                |  |  |            |  |  |
| <p><b>Fracture zygomatique</b></p> <p>Distance du zygoma réduit à la position Théorique :</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; margin-top: 10px;"> <tr> <th style="width: 33%;">Distance en mm</th> <th style="width: 33%;">Détermination 1</th> <th style="width: 33%;">Détermination 2</th> </tr> <tr> <td>Moyenne</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Maximum</td> <td></td> <td></td> </tr> </table>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | Distance en mm  | Détermination 1 | Détermination 2 | Moyenne        |  |  | Maximum                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |                |                 | <p><b>Fracture de l'orbite</b></p> <p>Volume orbitaire :</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; margin-top: 10px;"> <tr> <th style="width: 33%;">Volume orbitaire en cm<sup>3</sup></th> <th style="width: 33%;">Détermination 1</th> <th style="width: 33%;">Détermination 2</th> </tr> <tr> <td>Réhabilitéé</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Controlatérale</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Différence</td> <td></td> <td></td> </tr> </table> | Volume orbitaire en cm <sup>3</sup> | Détermination 1 | Détermination 2 | Réhabilitéé |  |  | Controlatérale                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                     |                 | Différence      |             |  |  |                |  |  |            |  |  |
| Distance en mm                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | Détermination 1 | Détermination 2 |                 |                |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                |                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                |  |  |            |  |  |
| Moyenne                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |                 |                 |                 |                |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                |                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                |  |  |            |  |  |
| Maximum                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |                 |                 |                 |                |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                |                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                |  |  |            |  |  |
| Volume orbitaire en cm <sup>3</sup>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | Détermination 1 | Détermination 2 |                 |                |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                |                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                |  |  |            |  |  |
| Réhabilitéé                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |                 |                 |                 |                |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                |                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                |  |  |            |  |  |
| Controlatérale                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |                 |                 |                 |                |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                |                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                |  |  |            |  |  |
| Différence                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |                 |                 |                 |                |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                |                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                     |                 |                 |             |  |  |                |  |  |            |  |  |

Evaluation objective de la symétrie post opératoire :

| Carte de distance<br>Droite/Gauche | Déter. 1 | Déter. 2 |
|------------------------------------|----------|----------|
| Moyenne                            |          |          |
| Maximum                            |          |          |
| Minimum                            |          |          |

Complications :

Diplopie : oui - non

Limitation ouverture buccale : oui - non

Dyesthésie territoire nerf infra orbital : oui - non

Enophtalmie : oui - non

Cal vicieux : oui - non

Evaluation subjective de la symétrie post opératoire :

Par le chirurgien : la symétrie droite-gauche vous semble être :

Symétrie parfaitement obtenue (pas de défaut visible)

Symétrie bonne (défaut minime non perceptible par l'entourage)

Symétrie correcte (défaut minime perceptible par l'entourage)

Asymétrie minime (qui n'est pas suffisante pour vous inciter à une reprise chirurgicale)

Asymétrie nette (qui pourrait vous décider à une reprise chirurgicale)

Par le patient :

La symétrie droite-gauche de votre visage vous semble être :

Symétrie parfaitement obtenue (pas de défaut visible)

Symétrie bonne (défaut minime non perceptible par l'entourage)

Symétrie correcte (défaut minime perceptible par l'entourage)

Asymétrie minime (qui n'est pas suffisante pour vous inciter à une reprise chirurgicale)

Asymétrie nette (qui pourrait vous décider à une reprise chirurgicale)

Si vous deviez juger sur une échelle de 1 à 10 le retour de votre visage à l'état précédent votre accident, vous donneriez : \_ \_

---

Non obtenue

Mauvaise

Acceptable

Bonne

Excellente

## LETTRE D'INFORMATION AU PATIENT

Titre de l'étude : **ETUDE PILOTE D'EVALUATION DU BENEFICE DE LA CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE ASSISTEE PAR ORDINATEUR EN COMPARAISON DE LA CHIRURGIE CONVENTIONNELLE EN TRAUMATOLOGIE ORBITO-ZYGOMATIQUE AIGUE ET SEQUELLAIRE**

Investigateur Principal :

Professeur Franck BOUTAULT, Chef de Service,  
Chirurgie Maxillo Faciale et Plastique de la Face, Hôpital Purpan, CHU Toulouse,  
Place Baylac, 31 059 Toulouse Cedex 9.

Référent médical :

Docteur Christophe Marécaux,  
Chirurgie Maxillo Faciale et Plastique de la Face, Hôpital Purpan, CHU Toulouse,  
Place Baylac, 31 059 Toulouse Cedex,  
Tel: 05 61 77 23 97 (secrétariat), 05 61 77 23 87 (hospitalisation-urgences)  
E-mail: marecaux.c@chu-toulouse.fr

Lieu de Recherche :

Service de Chirurgie Maxillo Faciale et Plastique de la Face,  
Hôpital Purpan, CHU Toulouse  
Place Baylac, 31 059 Toulouse Cedex

Promoteur :

CHU de TOULOUSE  
Hôtel Dieu  
2, rue Viguerie - TSA 80035  
31059 TOULOUSE Cedex 9

Numéro de protocole: PHRC 03 029 08

Madame, Monsieur,

Vous présentez une fracture du massif facial, atteignant la région de l'orbite et/ou du malaire (figure 1). Cette lésion relève d'un traitement chirurgical pour des raisons fonctionnelles (vision double et/ou limitation de l'ouverture buccale, troubles de la sensibilité des lèvres et de la joue) et morphologiques (énophtalmie -position normale du globe oculaire qui se trouve situé dans l'orbite plus profondément qu'il ne l'est à l'état normal et/ou effacement de la pommette). La procédure chirurgicale consiste à exposer les fractures par voie endobuccale et/ou cutanée et à restaurer les reliefs osseux au plus proche de leur état antérieur (par un implant résorbable pour l'orbite et/ou des plaques miniaturisées vissées pour le malaire).

Afin d'améliorer encore la précision du geste chirurgical, sa sécurité et le résultat final pour le patient, nous étudions une nouvelle technologie, dite de Chirurgie Assistée par Ordinateur. Il

s'agit de guider le chirurgien par l'utilisation d'un système informatique, afin de réaliser le geste optimal. Ce système "regarde" le chirurgien au cours de l'intervention pour lui signaler s'il réalise bien le geste préalablement défini comme optimal. Le chirurgien conserve en permanence la direction de l'intervention et il n'est pas fait usage de robot chirurgical.

Nous proposons dans cette étude d'adapter cette technologie à la pathologie dont vous êtes victime et de réaliser une première évaluation de son efficacité. Nous espérons une amélioration du résultat chirurgical avec une meilleure restitution de l'état pré traumatique et une diminution des résultats imparfaits, tant fonctionnellement que esthétiquement.

Cet essai a reçu un avis favorable du Comité Consultatif des Personnes qui Prêtent à des recherches Biomédicales (CPPRB) de Toulouse II en date du 01/12/05 a reçu l'autorisation de l'autorité compétente en date du 24/01/06 et a fait l'objet d'une déclaration à la Commission Nationale Informatique et Libertés (CNIL).

## **PARTICIPATION A L'ESSAI**

Votre participation à cette étude est entièrement volontaire. La décision de participer ou non à l'essai n'affectera pas votre prise en charge médicale. Vous bénéficierez de tous les examens diagnostiques et de tous les traitements qui pourraient vous être profitables. Vous pouvez décider d'interrompre votre participation à l'essai à tout moment sans pénalité ou perte de bénéfice pour votre prise en charge médicale. De plus, votre accord ne portera pas atteinte à vos droits légaux. Si au cours de l'essai de nouvelles informations significatives surviennent, vous en serez informé(e) par le médecin responsable ou ses collaborateurs. Vous ne recevrez aucune rémunération pour votre participation à l'étude.

## **DESCRIPTION DE L'ETUDE**

Dans cette étude, il est prévu d'inclure 60 patients dans le Service de Chirurgie Maxillo Faciale et Plastique de la Face de l'Hôpital Purpan du CHU Toulouse . 30 seront opérés selon la technique classique et 30 avec l'assistance du système informatique. Si vous acceptez de participer à cette étude, le choix de la technique sera effectué par tirage au sort pour ne pas influencer les résultats de l'étude. Vous aurez autant de chance de bénéficier de la technique classique que de la technique assistée par ordinateur. Il n'est pas possible de revenir sur le résultat de ce tirage au sort et vous ne serez pas informé de son résultat avant la fin de l'étude.

L'utilisation de l'assistance informatique ne modifie pas les modalités d'anesthésie générale.

L'utilisation de l'assistance informatique modifie peu la procédure chirurgicale. Les cicatrices cutanées ne seront pas plus importantes, hormis 2 incisions punctiformes de 2 mm réalisées au niveau de la pommette. Une telle incision est par ailleurs réalisée habituellement dans d'autres équipes chirurgicales et elle est régulièrement non remarquable par un observateur non averti.

L'assistance informatique est déjà utilisée pour d'autres types de chirurgie (ORL, Neurochirurgie, Orthopédie), sans complications rapportées.

Le suivi médical dont vous bénéficierez est identique à celui habituellement réalisé et comporte des consultations à 1 mois et 6 mois. Le bilan pré opératoire comportera un scanner du massif facial habituellement réalisé dans cette indication. Un examen supplémentaire imposé par votre

participation à cette étude sera réalisé lors de la consultations de contrôle au 6<sup>ème</sup> mois. Il s'agira d'un scanner post opératoire, réalisé en lieu et place des radiographies standards habituelles.

Cet examen est indolore. Il vous sera demandé à chaque consultation de répondre aux questions relatives à l'évaluation du résultat de la chirurgie.

## **CONFIDENTIALITE**

Les informations obtenues à partir de cette recherche feront l'objet d'un traitement informatique sous un numéro protégeant votre anonymat en conformité avec les recommandations de la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés. A tout moment vous disposerez d'un droit d'accès et de rectification prévu par la loi du 6 Janvier 1978 modifiée par la loi 94 - 548 du 1<sup>er</sup> Juillet 94 dite informatique et libertés et par la loi du 4 Mars 2002 relative au droit des malades : « lorsque l'exercice du droit d'accès s'applique à des données de santé à caractère personnel, celles-ci peuvent être communiquées à la personne concernée, selon son choix, directement ou par l'intermédiaire d'un médecin qu'elle désigne à cet effet, dans le respect des dispositions de l'article L1111-7 du code de la santé publique ».

## **TRAITEMENT ET COMPENSATION DE DOMMAGES**

Conformément à la loi française, le promoteur de l'essai à souscrit une assurance auprès de la Compagnie GERLING, N° de contrat (1680)90671.

Vous serez informé(e) par courrier des résultats globaux de la recherche à la fin de l'étude (*Loi du 4 mars 2002 relative aux Droits des malades*).

Le chirurgien investigateur (Dr MARECAUX, Tél : 0561772387) est à votre disposition pour vous apporter toutes les précisions complémentaires que vous souhaitez.

**Après un délai de réflexion que vous jugerez suffisant, vous pourrez librement signer la feuille de consentement en double exemplaire, dont vous conserverez un exemplaire.**

Nous vous remercions d'avoir pris le temps de lire cette note d'information.

.



## FORMULAIRE DE RECUEIL DE CONSENTEMENT ECLAIRE

Participation à une Recherche Biomédicale Sans Bénéfice Individuel Direct

Consentement de Participation

de M., Mme, Mlle,

Nom,.....

Prénom, .....

Adresse,.....

Le Docteur (Nom, prénom) :.....

Service de Chirurgie Maxillo Faciale et Plastique de la Face, Hôpital Purpan, CHU Toulouse  
Place Baylac, 31 059 Toulouse Cedex

médecin investigateur m'a proposé de participer à une recherche intitulée « **ETUDE PILOTE  
D'EVALUATION DU BENEFICE DE LA CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE ASSISTEE PAR  
ORDINATEUR EN COMPARAISON DE LA CHIRURGIE CONVENTIONNELLE EN  
TRAUMATOLOGIE ORBITO-ZYGOMATIQUE AIGUE ET SEQUILLAIRE** » et organisée

par le Professeur Franck BOUTAULT, Chef de Service, Chirurgie Maxillo Faciale et Plastique de la Face, Hôpital Purpan, CHU Toulouse, Place Baylac, 31 059 Toulouse Cedex

Il m'a clairement précisé que je suis libre d'accepter ou de refuser de participer à cette recherche. J'ai reçu une note d'information écrite précisant les modalités de déroulement de cette étude clinique et exposant les éléments suivants : le but de la Recherche, sa méthodologie, sa durée, les bénéfices attendus, ses contraintes et les risques possibles.

J'ai eu la possibilité de poser toutes les questions qui me paraissaient utiles pour la bonne compréhension de la note d'information et de recevoir des réponses claires et précises.

J'ai disposé d'un délai de réflexion suffisant avant de prendre ma décision. J'accepte librement et volontairement de participer à cette recherche écrite dans les conditions ci-dessus. Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités et je conserve tous mes droits garantis par la loi. Je suis conscient que je peux arrêter à tout moment ma participation à cette recherche sans supporter aucune responsabilité et sans que cela porte atteinte à la qualité des soins qui me sont dispensés. J'en informerai alors le Docteur Christophe MARECAUX qui me proposera, si je le souhaite, un autre traitement.

J'ai été informé que, conformément à la réglementation sur les études cliniques, le CCPPRB de Toulouse II a rendu un AVIS FAVORABLE pour la réalisation de cette recherche, en date du 01/12/05.

J'ai pris connaissance de mon droit d'accès et de rectification des informations nominatives me concernant et qui sont traitées de manière automatisée. Toutes les données et informations qui me concernent resteront **STRICTEMENT CONFIDENTIELLES**. Je n'autorise leur consultation que par les personnes autorisées pour cette étude et éventuellement par un représentant des autorités de santé.

Je pourrai à tout moment demander toute information complémentaire au référent médical désigné aux coordonnées suivantes :

Docteur Christophe Marécaux,  
Chirurgie Maxillo Faciale et Plastique de la Face, Hôpital Purpan, CHU Toulouse,  
Place Baylac, 31 059 Toulouse Cedex,  
Tel: 05 61 77 23 97 (secrétariat), 05 61 77 23 87 (hospitalisation-urgences)  
E-mail: marecaux.c@chu-toulouse.fr

***J'accepte librement et volontairement de participer à cette recherche dans les conditions précisées dans la notice d'information. Je déclare ne pas être sous sauvegarde de justice, curatelle ou tutelle.***

Fait à .....  
le .....

Fait à .....  
le .....

Signature du médecin investigateur

Signature de la personne précédée de  
la mention « Lu et approuvé »

## **BIBLIOGRAPHIE**

1. Troccaz J, Lavallée SCinquin P: Computer Augmented Surgery. *Human Movement Science* 15: 445, 1996.
2. Marsh JLVannier MW: The "Third" Dimension in Craniofacial Surgery. *Plast Reconstr Surg* 71: 759, 1983.
3. Vannier MW, Marsh JLVarren JO: Three Dimensional Computer Graphics for Craniofacial Surgical Planning and Evaluation. *Comput Graph* 17: 263, 1983.
4. Marsh JL, Vannier MW, Stevens WG, et al.: Computerized Imaging for Soft Tissue and Osseous Reconstruction in the Head and Neck. *Clin Plast Surg* 1985: 279, 1985.
5. Marsh JL, Vannier MW, Bresina S, et al.: Applications of Computer Graphics in Cranofacial Surgery. *Clin Plast Surg* 13: 441, 1986.
6. Altobelli DE, Kikinis R, Mulliken JB, et al.: Computer-Assisted Three-Dimensional Planning in Craniofacial Surgery. *Plast Reconstr Surg* 92: 576, 1993.
7. Lo LJ, Marsh JL, Vannier MW, et al.: Craniofacial Computer-Assisted Surgical Planning and Simulation. *Clin Plast Surg* 21: 501, 1994.
8. Vannier MWMarsh JL: Three-Dimensional Imaging, Surgical Planning and Image-Guided Therapy. *Rad Clin North Am* 34: 545, 1996.
9. Marsh JLVannier MW: Computer-Assisted Three-Dimensional Planning in Craniofacial Surgery, Discussion. *Plast Reconstr Surg* 92: 586, 1993.
10. Kermer C, Lindner A, Friede I, et al.: Preoperative stereolithographic model planning for primary reconstruction in craniomaxillofacial trauma surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 26: 136, 1998.
11. D'Urso PS, Barker TM, Earwaker WJ, et al.: Stereolithographic biomodelling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective trial. *J Craniomaxillofac Surg* 27: 30, 1999.
12. Sailer HF, Haers PE, Zollikofer CP, et al.: The value of stereolithographic models for preoperative diagnosis of craniofacial deformities and planning of surgical corrections. *Int J Oral Maxillofac Surg* 27: 327, 1998.
13. Hassfeld S, Muehling J, Wirtz CR, et al.: Intraoperative guidance in maxillofacial and craniofacial surgery. *Proc Inst Mech Eng [H]* 211: 277, 1997.
14. Hassfeld SMuhling J: Navigation in maxillofacial and craniofacial surgery. *Comput Aided Surg* 3: 183, 1998.
15. Hassfeld S, Muhling JZoller J: Intraoperative navigation in oral and maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 24: 111, 1995.
16. Hassfeld S, Zoller J, Albert FK, et al.: Preoperative planning and intraoperative navigation in skull base surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 26: 220, 1998.
17. Enislidis G, Wagner A, Ploder O, et al.: Computed intraoperative navigation guidance--a preliminary report on a new technique. *Br J Oral Maxillofac Surg* 35: 271, 1997.
18. Watanabe E, Watanabe T, Manaka S, et al.: Three-dimensional digitizer (Neuronavigator) : new equipment for computed tomography-guided stereotaxic surgery. *Surg Neurol* 27: 543, 1987.
19. Hassfeld SMuhling J: Computer assisted oral and maxillofacial surgery--a review and an assessment of technology. *Int J Oral Maxillofac Surg* 30: 2, 2001.
20. Heiland M, Habermann CRSchmelzle R: Indications and limitations of intraoperative navigation in maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 62: 1059, 2004.
21. Ewers R, Schicho K, Undt G, et al.: Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 34: 1, 2005.
22. Hoffmann J, Dammann FREinert S: Initial experience with intraoperative computed tomography in maxillofacial surgery. *Biomed Tech (Berl)* 47 Suppl 1 Pt 1: 470, 2002.
23. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, et al.: Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 31: 126, 2002.
24. Yamamoto K, Ueno K, Seo K, et al.: Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. *Orthod Craniofac Res* 6 Suppl 1: 160, 2003.
25. Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, et al.: Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 31: 322, 2002.
26. Heiland M, Schulze D, Rother U, et al.: Postoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using digital volume tomography. *J Oral Maxillofac Surg* 62: 1387, 2004.
27. Heiland M, Schmelzle R, Hebecker A, et al.: Intraoperative 3D imaging of the facial skeleton using the SIREMOBIL Iso-C3D. *Dentomaxillofac Radiol* 33: 130, 2004.
28. Heiland M, Schulze D, Blake F, et al.: Intraoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using a 3D C-arm system. *Int J Oral Maxillofac Surg* 34: 369, 2005.
29. Mischkowski RA, Zinser MJ, Ritter L, et al.: Intraoperative navigation in the maxillofacial area based on 3D imaging obtained by a cone-beam device. *Int J Oral Maxillofac Surg* 36: 687, 2007.

30. Pohlenz P, Blessmann M, Blake F, et al.: Clinical indications and perspectives for intraoperative cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 103: 412, 2007.
31. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, et al.: Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 35: 219, 2006.
32. Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, et al.: Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol* 56: 413, 2005.
33. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, et al.: State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig* 10: 1, 2006.
34. Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, et al.: Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007.
35. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, et al.: Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 35: 410, 2006.
36. Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, et al.: Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *J Oral Sci* 48: 27, 2006.
37. Schulze D, Heiland M, Blake F, et al.: Evaluation of quality of reformatted images from two cone-beam computed tomographic systems. *J Craniomaxillofac Surg* 33: 19, 2005.
38. Marmulla R, Wortche R, Muhling J, et al.: Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 34: 28, 2005.
39. Lascala CA, Panella J, Marques MM: Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 33: 291, 2004.
40. Hell B, Walter FA, Schreiber S, et al.: Three-dimensional ultrasonography in maxillofacial surgery. A new diagnostic tool. *Int J Oral Maxillofac Surg* 22: 173, 1993.
41. Schimming R, Juengling FD, Lauer G, et al.: Computer-aided 3-D 99mTc-DPD-SPECT reconstruction to assess mandibular invasion by intraoral squamous cell carcinoma: diagnostic improvement or not? *J Craniomaxillofac Surg* 28: 325, 2000.
42. Lopez R, Payoux P, Gantet P, et al.: Multimodal image registration for localization of sentinel nodes in head and neck squamous cell carcinoma. *J Oral Maxillofac Surg* 62: 1497, 2004.
43. Feichtinger M, Aigner RM, Santler G, et al.: Case report: fusion of positron emission tomography (PET) and computed tomography (CT) images for image-guided endoscopic navigation in maxillofacial surgery: clinical application of a new technique. *J Craniomaxillofac Surg* 35: 322, 2007.
44. Nkenke E, Vairaktaris E, Neukam FW, et al.: State of the art of fusion of computed tomography data and optical 3D images. *Int J Comput Dent* 10: 11, 2007.
45. Nkenke E, Zachow S, Benz M, et al.: Fusion of computed tomography data and optical 3D images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 33: 226, 2004.
46. Schutyser F, Swennen GS, Suetens P: Robust visualization of the dental occlusion by a double scan procedure. *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv* 8: 368, 2005.
47. Swennen GR, Barth EL, Eulzer C, et al.: The use of a new 3D splint and double CT scan procedure to obtain an accurate anatomic virtual augmented model of the skull. *Int J Oral Maxillofac Surg* 36: 146, 2007.
48. Swennen GR, Mommaerts MY, Abeloos J, et al.: The use of a wax bite wafer and a double computed tomography scan procedure to obtain a three-dimensional augmented virtual skull model. *J Craniofac Surg* 18: 533, 2007.
49. Payan Y, Chabanas M, Pelorson X, et al.: Biomechanical models to simulate consequences of maxillofacial surgery. *C R Biol* 325: 407, 2002.
50. Chabanas M, Luboz V, Payan Y: Patient specific finite element model of the face soft tissues for computer-assisted maxillofacial surgery. *Med Image Anal* 7: 131, 2003.
51. Luboz V, Chabanas M, Swider P, et al.: Orbital and maxillofacial computer aided surgery: patient-specific finite element models to predict surgical outcomes. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 8: 259, 2005.
52. Keeve E, Girod S, Kikinis R, et al.: Deformable modeling of facial tissue for craniofacial surgery simulation. *Comput Aided Surg* 3: 228, 1998.
53. Troulis MJ, Everett P, Seldin EB, et al.: Development of a three-dimensional treatment planning system based on computed tomographic data. *Int J Oral Maxillofac Surg* 31: 349, 2002.
54. Mollemans W, Schutyser F, Nadjmi N, et al.: Predicting soft tissue deformations for a maxillofacial surgery planning system: from computational strategies to a complete clinical validation. *Med Image Anal* 11: 282, 2007.

55. Alcaniz M, Grau V, Monserrat C, et al.: A system for the simulation and planning of orthodontic treatment using a low cost 3D laser scanner for dental anatomy capturing. *Stud Health Technol Inform* 62: 8, 1999.
56. Alcaniz M, Montserrat C, Grau V, et al.: An advanced system for the simulation and planning of orthodontic treatment. *Med Image Anal* 2: 61, 1998.
57. Hajeer MY, Ayoub AF, Millett DT, et al.: Three-dimensional imaging in orthognathic surgery: the clinical application of a new method. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 17: 318, 2002.
58. Khambay B, Nebel JC, Bowman J, et al.: 3D stereophotogrammetric image superimposition onto 3D CT scan images: the future of orthognathic surgery. A pilot study. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 17: 331, 2002.
59. Hoffmann J, Schwaderer EDammann F: The use of hybrid stereolithographic models for the planning of complex craniofacial procedures. *Biomed Tech (Berl)* 47 Suppl 1 Pt 1: 278, 2002.
60. Winder JBibb R: Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 63: 1006, 2005.
61. Sinn DP, Cillo JE, Jr.Miles BA: Stereolithography for craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* 17: 869, 2006.
62. Hoelzle F, Klein M, Schwerdtner O, et al.: Intraoperative computed tomography with the mobile CT Tomoscan M during surgical treatment of orbital fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 30: 26, 2001.
63. Mankovich N, Cheeseman AStoker A: The display of three-dimensional anatomy with stereolithography models. *J Digit Imaging* 3: 200, 1990.
64. Schicho K, Figl M, Seemann R, et al.: Accuracy of treatment planning based on stereolithography in computer assisted surgery. *Med Phys* 33: 3408, 2006.
65. Klug C, Schicho K, Ploder O, et al.: Point-to-point computer-assisted navigation for precise transfer of planned zygoma osteotomies from the stereolithographic model into reality. *J Oral Maxillofac Surg* 64: 550, 2006.
66. Wagner A, Ploder O, Enislidis G, et al.: Image-guided surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 25: 147, 1996.
67. Wagner A, Rasse M, Millesi W, et al.: Virtual reality for orthognathic surgery: the augmented reality environment concept. *J Oral Maxillofac Surg* 55: 456, 1997.
68. Watzinger F, Wanschitz F, Rasse M, et al.: Computer-aided surgery in distraction osteogenesis of the maxilla and mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg* 28: 171, 1999.
69. Gateno J, Teichgraeber JFAguilar E: Computer planning for distraction osteogenesis. *Plast Reconstr Surg* 105: 873, 2000.
70. Gateno J, Teichgraeber JFAguilar E: Distraction osteogenesis: a new surgical technique for use with the multiplanar mandibular distractor. *Plast Reconstr Surg* 105: 883, 2000.
71. Gateno J, Allen ME, Teichgraeber JF, et al.: An in vitro study of the accuracy of a new protocol for planning distraction osteogenesis of the mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 58: 985, 2000.
72. d'Hauthuille C, Taha F, Devauchelle B, et al.: Comparison of two computer-assisted surgery techniques to guide a mandibular distraction osteogenesis procedure. Technical note. *Int J Oral Maxillofac Surg* 34: 197, 2005.
73. Kofod T, Pedersen TK, Norholt SE, et al.: Stereolithographic models for simulation and transfer of vector in vertical distraction of the mandibular ramus: a technical note. *J Craniofac Surg* 16: 608, 2005.
74. Robiony M, Salvo I, Costa F, et al.: Virtual reality surgical planning for maxillofacial distraction osteogenesis: the role of reverse engineering rapid prototyping and cooperative work. *J Oral Maxillofac Surg* 65: 1198, 2007.
75. Poukens J, Haex JRiediger D: The use of rapid prototyping in the preoperative planning of distraction osteogenesis of the cranio-maxillofacial skeleton. *Comput Aided Surg* 8: 146, 2003.
76. Eckardt ASwennen GR: Virtual planning of composite mandibular reconstruction with free fibula bone graft. *J Craniofac Surg* 16: 1137, 2005.
77. Kernan BTWimsatt JA, 3rd: Use of a stereolithography model for accurate, preoperative adaptation of a reconstruction plate. *J Oral Maxillofac Surg* 58: 349, 2000.
78. Wong TY, Fang JJ, Chung CH, et al.: Comparison of 2 methods of making surgical models for correction of facial asymmetry. *J Oral Maxillofac Surg* 63: 200, 2005.
79. Yeung RW, Samman N, Cheung LK, et al.: Stereomodel-assisted fibula flap harvest and mandibular reconstruction. *J Oral Maxillofac Surg* 65: 1128, 2007.
80. Hannen EJ: Recreating the original contour in tumor deformed mandibles for plate adapting. *Int J Oral Maxillofac Surg* 35: 183, 2006.
81. Valentini V, Agrillo A, Battisti A, et al.: Surgical planning in reconstruction of mandibular defect with fibula free flap: 15 patients. *J Craniofac Surg* 16: 601, 2005.

82. Eufinger H, Wehmoller M: Microsurgical tissue transfer and individual computer-aided designed and manufactured prefabricated titanium implants for complex craniofacial reconstruction. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 36: 326, 2002.
83. Burghart CR, Neukirch K, Hassfeld S, et al.: Computer aided planning device for preoperative bending of osteosynthesis plates. *Stud Health Technol Inform* 70: 46, 2000.
84. Eufinger H, Wehmoller M, Machtens E: Individual prostheses and resection templates for mandibular resection and reconstruction. *Br J Oral Maxillofac Surg* 35: 413, 1997.
85. Weihe S, Wehmoller M, Schliephake H, et al.: Synthesis of CAD/CAM, robotics and biomaterial implant fabrication: single-step reconstruction in computer-aided frontotemporal bone resection. *Int J Oral Maxillofac Surg* 29: 384, 2000.
86. Westendorff C, Kaminsky J, Ernemann U, et al.: Image-guided sphenoid wing meningioma resection and simultaneous computer-assisted cranio-orbital reconstruction: technical case report. *Neurosurgery* 60: ONSE173, 2007.
87. Gateno J, Xia JJ, Teichgraber JF, et al.: Clinical feasibility of computer-aided surgical simulation (CASS) in the treatment of complex cranio-maxillofacial deformities. *J Oral Maxillofac Surg* 65: 728, 2007.
88. Klein M, Glatzer C: Individual CAD/CAM fabricated glass-bioceramic implants in reconstructive surgery of the bony orbital floor. *Plast Reconstr Surg* 117: 565, 2006.
89. Eufinger H, Saylor B: Computer-assisted prefabrication of individual craniofacial implants. *Aorn J* 74: 648, 2001.
90. Joffe J, Harris M, Kahugu F, et al.: A prospective study of computer-aided design and manufacture of titanium plate for cranioplasty and its clinical outcome. *Br J Neurosurg* 13: 576, 1999.
91. Eufinger H, Wehmoller M, Scholz M, et al.: Reconstruction of an extreme frontal and frontobasal defect by microvascular tissue transfer and a prefabricated titanium implant. *Plast Reconstr Surg* 104: 198, 1999.
92. Eufinger H, Wittkamp AR, Wehmoller M, et al.: Single-step fronto-orbital resection and reconstruction with individual resection template and corresponding titanium implant: a new method of computer-aided surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 26: 373, 1998.
93. Eufinger H, Wehmoller M: Individual prefabricated titanium implants in reconstructive craniofacial surgery: clinical and technical aspects of the first 22 cases. *Plast Reconstr Surg* 102: 300, 1998.
94. Wehmoller M, Eufinger H, Kruse D, et al.: CAD by processing of computed tomography data and CAM of individually designed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Surg* 24: 90, 1995.
95. Eufinger H, Wehmoller M, Machtens E, et al.: Reconstruction of craniofacial bone defects with individual alloplastic implants based on CAD/CAM-manipulated CT-data. *J Craniomaxillofac Surg* 23: 175, 1995.
96. Eufinger H, Wehmoller M, Harders A, et al.: Prefabricated prostheses for the reconstruction of skull defects. *Int J Oral Maxillofac Surg* 24: 104, 1995.
97. Keith DA: Custom-made total temporomandibular joint prostheses. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 13: 83, 2005.
98. Mercuri LG, Wolford LM, Sanders B, et al.: Long-term follow-up of the CAD/CAM patient fitted total temporomandibular joint reconstruction system. *J Oral Maxillofac Surg* 60: 1440, 2002.
99. Cleary K, Nguyen C: State of the art in surgical robotics: clinical applications and technology challenges. *Comput Aided Surg* 6: 312, 2001.
100. Eggers G, Wirtz C, Korb W, et al.: Robot-assisted craniotomy. *Minim Invasive Neurosurg* 48: 154, 2005.
101. Korb W, Engel D, Boesecke R, et al.: Development and first patient trial of a surgical robot for complex trajectory milling. *Comput Aided Surg* 8: 247, 2003.
102. Korb W, Marmulla R, Raczowsky J, et al.: Robots in the operating theatre--chances and challenges. *Int J Oral Maxillofac Surg* 33: 721, 2004.
103. Troulis MJ, Ward BB, Zuniga JA: Emerging technologies: findings of the 2005 AAOMS Research Summit. *J Oral Maxillofac Surg* 63: 1436, 2005.
104. Watzinger F, Birkfellner W, Wanschitz F, et al.: Positioning of dental implants using computer-aided navigation and an optical tracking system: case report and presentation of a new method. *J Craniomaxillofac Surg* 27: 77, 1999.
105. Watzinger F, Birkfellner W, Wanschitz F, et al.: Placement of endosteal implants in the zygoma after maxillectomy: a Cadaver study using surgical navigation. *Plast Reconstr Surg* 107: 659, 2001.
106. Wagner A, Wanschitz F, Birkfellner W, et al.: Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: assessment of accuracy. *Clin Oral Implants Res* 14: 340, 2003.

107. Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F, et al.: Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 13: 59, 2002.
108. Gaggl A, Schultes GK, Karcher H: Navigational precision of drilling tools preventing damage to the mandibular canal. *J Craniomaxillofac Surg* 29: 271, 2001.
109. Gaggl A, Schultes G: Assessment of accuracy of navigated implant placement in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17: 263, 2002.
110. Fortin T, Bosson JL, Coudert JL, et al.: Reliability of preoperative planning of an image-guided system for oral implant placement based on 3-dimensional images: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18: 886, 2003.
111. Fortin T, Champeboux G, Bianchi S, et al.: Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-scan images through a robotic drilling machine. *Clin. Oral Implan. Res.* 13: 651, 2002.
112. Fortin T, Isidori M, Blanchet E, et al.: An image-guided system-drilled surgical template and trephine guide pin to make treatment of completely edentulous patients easier: a clinical report on immediate loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 6: 111, 2004.
113. Vrielinck L, Politis C, Schepers S, et al.: Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 32: 7, 2003.
114. Parel SM, Triplett RG: Interactive imaging for implant planning, placement, and prosthesis construction. *J Oral Maxillofac Surg* 62: 41, 2004.
115. Meyer U, Wiesmann HP, Runte C, et al.: Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prosthetic treatment by computer-aided navigation in minipigs. *Br J Oral Maxillofac Surg* 41: 102, 2003.
116. Brief J, Edinger D, Hassfeld S, et al.: Accuracy of image-guided implantology. *Clin Oral Implants Res* 16: 495, 2005.
117. Miller RJ, Bier J: Surgical navigation in oral implantology. *Implant Dent* 15: 41, 2006.
118. Chiu WK, Luk WK, Cheung LK: Three-dimensional accuracy of implant placement in a computer-assisted navigation system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21: 465, 2006.
119. Casap N, Wexler A, Persky N, et al.: Navigation surgery for dental implants: assessment of accuracy of the image guided implantology system. *J Oral Maxillofac Surg* 62: 116, 2004.
120. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, et al.: Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. *Clin Oral Implants Res* 16: 609, 2005.
121. Hoffmann J, Westendorff C, Schneider M, et al.: Accuracy assessment of image-guided implant surgery: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20: 382, 2005.
122. Siessegger M, Schneider BT, Mischkowski RA, et al.: Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites. *J Craniomaxillofac Surg* 29: 276, 2001.
123. Xia J, Ip HH, Samman N, et al.: Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D virtual osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 29: 11, 2000.
124. Xia J, Samman N, Yeung RW, et al.: Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation. 3D soft tissue planning and prediction. *Int J Oral Maxillofac Surg* 29: 250, 2000.
125. Xia J, Wang D, Samman N, et al.: Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D color facial model generation. *Int J Oral Maxillofac Surg* 29: 2, 2000.
126. Xia J, Ip HH, Samman N, et al.: Three-dimensional virtual-reality surgical planning and soft-tissue prediction for orthognathic surgery. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 5: 97, 2001.
127. Xia JJ, Gateno J, Teichgraber JF: Three-dimensional computer-aided surgical simulation for maxillofacial surgery. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 13: 25, 2005.
128. Westermarck A, Zachow SE, Ppley BL: Three-dimensional osteotomy planning in maxillofacial surgery including soft tissue prediction. *J Craniofac Surg* 16: 100, 2005.
129. Bettega G, Payan Y, Mollard B, et al.: A simulator for maxillofacial surgery integrating 3D cephalometry and orthodontia. *Comput Aided Surg* 5: 156, 2000.
130. Zachow S, Gladiilin E, Zeilhofer H, et al.: Improved 3D osteotomy planning in cranio-maxillofacial surgery. *Lecture Notes in Computer Science* 2208: 473, 2001.
131. Chabanas M, Marecaux C, Payan Y, et al.: Models for Planning and Simulation in Computer Assisted Orthognathic Surgery. *Lecture Notes in Computer Science* 2489: 315, 2002.
132. Bettega G, Cinquin P, Lebeau J, et al.: Computer-assisted orthognathic surgery: clinical evaluation of a mandibular condyle repositioning system. *J Oral Maxillofac Surg* 60: 27, 2002.



133. Wenghoefer M, Martini M, Nadjmi N, et al.: Trans-sinusoidal maxillary distraction in three cleft patients. *Int J Oral Maxillofac Surg* 35: 954, 2006.
134. Yeshwant KC, Seldin EB, Kikinis R, et al.: A computer-assisted approach to planning multidimensional distraction osteogenesis. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 13: 1, 2005
135. Schramm A, Gellrich NC, Gutwald R, et al.: Indications for computer-assisted treatment of cranio-maxillofacial tumors. *Comput Aided Surg* 5: 343, 2000.
136. Schmelzeisen R, Gellrich NC, Schramm A, et al.: Navigation-guided resection of temporomandibular joint ankylosis promotes safety in skull base surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 60: 1275, 2002.
137. Schultes G, Karcher H, Gaggl A, et al.: Computer assisted tumour resection of the skull base: case report. *J Craniomaxillofac Surg* 29: 326, 2001.
138. Nijmeh AD, Goodger NM, Hawkes D, et al.: Image-guided navigation in oral and maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg* 43: 294, 2005.
139. Hohlweg-Majert B, Schon R, Schmelzeisen R, et al.: Navigational maxillofacial surgery using virtual models. *World J Surg* 29: 1530, 2005.
140. Gellrich NC, Schramm A, Hammer B, et al.: Computer-assisted secondary reconstruction of unilateral posttraumatic orbital deformity. *Plast Reconstr Surg* 110: 1417, 2002.
141. Lauer G, Pradel W, Schneider M, et al.: Efficacy of computer-assited surgery in secondary orbital reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg* 34: 299, 2006.
142. Marmulla RNiederdelmann H: Computer-assisted bone segment navigation. *J Craniomaxillofac Surg* 26: 347, 1998.
143. Schmelzeisen R, Gellrich NC, Schoen R, et al.: Navigation-aided reconstruction of medial orbital wall and floor contour in cranio-maxillofacial reconstruction. *Injury* 35: 955, 2004.
144. Watzinger F, Wanschitz F, Wagner A, et al.: Computer-aided navigation in secondary reconstruction of post-traumatic deformities of the zygoma. *J Craniomaxillofac Surg* 25: 198, 1997.
145. Westendorff C, Gulicher D, Dammann F, et al.: Computer-assisted surgical treatment of orbitozygomatic fractures. *J Craniofac Surg* 17: 837, 2006.
146. Siessegger M, Mischkowski RA, Schneider BT, et al.: Image guided surgical navigation for removal of foreign bodies in the head and neck. *J Craniomaxillofac Surg* 29: 321, 2001.
147. Feichtinger M, Zemmann WKarcher H: Removal of a pellet from the left orbital cavity by image-guided endoscopic navigation. *Int J Oral Maxillofac Surg* 36: 358, 2007.
148. Eggers G, Haag CHassfeld S: Image-guided removal of foreign bodies. *Br J Oral Maxillofac Surg* 43: 404, 2005.
149. Schultes G, Zimmermann V, Feichtinger M, et al.: Removal of osteosynthesis material by minimally invasive surgery based on 3-dimensional computed tomography-guided navigation. *J Oral Maxillofac Surg* 61: 401, 2003.
150. Casap N, Kreiner B, Wexler A, et al.: Flapless approach for removal of bone graft fixing screws and placement of dental implants using computerized navigation: a technique and case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21: 314, 2006.
151. Wagner A, Undt G, Watzinger F, et al.: Principles of computer-assisted arthroscopy of the temporomandibular joint with optoelectronic tracking technology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 92: 30, 2001.
152. Yeung RW, Xia JJSamman N: Image-guided minimally invasive surgical access to the temporomandibular joint: A preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 64: 1546, 2006.
153. Xia JJ, Phillips CV, Gateno J, et al.: Cost-effectiveness analysis for computer-aided surgical simulation in complex cranio-maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 64: 1780, 2006.
154. Gassner R, Tuli T, Hachl O, et al.: Cranio-maxillofacial trauma: a 10 year review of 9,543 cases with 21,067 injuries. *J Craniomaxillofac Surg* 31: 51, 2003.
155. Hogg NJ, Stewart TC, Armstrong JE, et al.: Epidemiology of maxillofacial injuries at trauma hospitals in Ontario, Canada, between 1992 and 1997. *J Trauma* 49: 425, 2000.
156. van Beek GJMerckx CA: Changes in the pattern of fractures of the maxillofacial skeleton. *Int J Oral Maxillofac Surg* 28: 424, 1999.
157. Gomes PP, Passeri LABarbosa JR: A 5-year retrospective study of zygomatico-orbital complex and zygomatic arch fractures in Sao Paulo State, Brazil. *J Oral Maxillofac Surg* 64: 63, 2006.
158. Ellis E, 3rd, el-Attar AMoos KF: An analysis of 2,067 cases of zygomatico-orbital fracture. *J Oral Maxillofac Surg* 43: 417, 1985.
159. Iida S, Kogo M, Sugiura T, et al.: Retrospective analysis of 1502 patients with facial fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 30: 286, 2001.
160. Covington DS, Wainwright DJ, Teichgraeber JF, et al.: Changing patterns in the epidemiology and treatment of zygoma fractures: 10-year review. *J Trauma* 37: 243, 1994.

161. Zingg M, Laedrach K, Chen J, et al.: Classification and treatment of zygomatic fractures: a review of 1,025 cases. *J Oral Maxillofac Surg* 50: 778, 1992.
162. Patel BCHoffmann J: Management of complex orbital fractures. *Facial Plast Surg* 14: 83, 1998.
163. Hollier LH, Thornton J, Pazmino P, et al.: The management of orbitozygomatic fractures. *Plast Reconstr Surg* 111: 2386, 2003.
164. Tanrikulu RErol B: Comparison of computed tomography with conventional radiography for midfacial fractures. *Dentomaxillofac Radiol* 30: 141, 2001.
165. Dos Santos DT, Costa e Silva AP, Vannier MW, et al.: Validity of multislice computerized tomography for diagnosis of maxillofacial fractures using an independent workstation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 98: 715, 2004.
166. Rohrich RJ, Hollier LHWatumull D: Optimizing the management of orbitozygomatic fractures. *Clinics in Plastic Surgery* 19: 149, 1992.
167. Makowski GJJ.E. VS: Evaluation of results with three-point vizualisation of zygomaticomaxillary complex fractures. *Oral Surgery Oral Medecine Oral Pathology* 80: 624, 1995.
168. Strong BESykes JM: Zygoma complex fractures. *Facial Plastic Surgery* 14: 105, 1998.
169. Ellis E, 3rdKittidumkerng W: Analysis of treatment for isolated zygomaticomaxillary complex fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 54: 386, 1996.
170. Zachariades N, Mezitis MAnagnostopoulos D: Changing trends in the treatment of zygomaticomaxillary complex fractures: a 12-year evaluation of methods used. *J Oral Maxillofac Surg* 56: 1152, 1998.
171. Czerwinski M, Martin MLee C: Quantitative comparison of open reduction and internal fixation versus the Gillies method in the treatment of orbitozygomatic complex fractures. *Plast Reconstr Surg* 115: 1848, 2005.
172. Carinci F, Zollino I, Brunelli G, et al.: Orbital Fractures: A New Classification and Staging of 190 Patients. *J Craniofac Surg* 17: 1040, 2006.
173. Manolidis S, Weeks BH, Kirby M, et al.: Classification and surgical management of orbital fractures: experience with 111 orbital reconstructions. *J Craniofac Surg* 13: 726, 2002.
174. Longaker MKawamoto H: Evolving thoughts on correcting posttraumatic enophthalmos. *Plast Reconstr Surg* 101: 899, 1998.
175. Suga H, Sugawara Y, Uda H, et al.: The transconjunctival approach for orbital bony surgery: in which cases should it be used? *J Craniofac Surg* 15: 454, 2004.
176. Manganello-Souza LCRodrigues de Freitas R: Transconjunctival approach to zygomatic and orbital floor fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 26: 31, 1997.
177. Ellis E, 3rdReddy L: Status of the internal orbit after reduction of zygomaticomaxillary complex fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 62: 275, 2004.
178. Gruss JS, Van Wyck L, Phillips JH, et al.: The importance of the zygomatic arch in complex midfacial fracture repair and correction of posttraumatic orbitozygomatic deformities. *Plast Reconstr Surg* 85: 878, 1990.
179. Rohner D, Tay A, Meng CS, et al.: The sphenozygomatic suture as a key site for osteosynthesis of the orbitozygomatic complex in panfacial fractures: a biomechanical study in human cadavers based on clinical practice. *Plast Reconstr Surg* 110: 1463, 2002.
180. Cohen SRKawamoto HK, Jr.: Analysis and results of treatment of established posttraumatic facial deformities. *Plast Reconstr Surg* 90: 574, 1992.
181. Becelli R, Carboni A, Cerulli G, et al.: Delayed and inadequately treated malar fractures : evolution in the treatment, presentation of 77 cases, and review of the Literature. *Aesthetic Plastic Surgery* 26: 134, 2002.
182. Carr RMMathog RH: Early and delayed repair of orbitozygomatic complex fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 55: 253, 1997.
183. Folkestad LGranstrom G: A prospective study of orbital fracture sequelae after change of surgical routines. *J Oral Maxillofac Surg* 61: 1038, 2003.
184. Whitaker LAYaremchuk MJ: Secondary reconstruction of posttraumatic orbital deformities. *Ann Plast Surg* 25: 440, 1990.
185. Roncevic RStajic Z: Surgical treatment of posttraumatic enophthalmos: a study of 72 patients. *Ann Plast Surg* 32: 288, 1994.
186. Yaremchuk MJ: Changing concepts in the management of secondary orbital deformities. *Clin Plast Surg* 19: 113, 1992.
187. Yaremchuk MJ: Orbital deformity after craniofacial fracture repair: avoidance and treatment. *J Craniomaxillofac Trauma* 5: 7, 1999.
188. Hammer BPrein J: Correction of post-traumatic orbital deformities: operative techniques and review of 26 patients. *J Craniomaxillofac Surg* 23: 81, 1995.

189. Freihofer HP: Effectiveness of secondary post-traumatic periorbital reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg* 23: 143, 1995.
190. Baumann A, Schicho K, Klug C, et al.: Computer-assisted navigational surgery in oral and maxillofacial surgery. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 13: 41, 2005.
191. Lavallée S: Registration for Computer-Integrated Surgery: Methodology, State of Art. *Computer Integrated Surgery*, Cambridge, Massachussets: The MIT Press. 77, 1997.
192. Maintz AViergever M: A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis* 2: 1, 1998.
193. Szeliski RLavallée S: Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines. *Int. J. of Computer Vision* 18: 171, 1996
- 194.
195. Lorensen WCline H: Marching Cubes : a high resolution 3D surface construction algorithm. *Comput Graph* 21: 163, 1987.
196. Czerwinski M, Martin MLee C: Quantitative topographical evaluation of the orbitozygomatic complex. *Plastic and Reconstructive Surgery* 115: 1858, 2005.
197. Zide MEpker B: Systematic aesthetic evaluation of cheeks for cosmetic surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2: 351, 1990.
198. De Momi E, Chapuis J, Pappas I, et al.: Automatic extraction of the mid-facial plane for cranio-maxillofacial surgery planning. *Int J Oral Maxillofac Surg* 35: 636, 2006.
199. Aspert N, Santa-Cruz DEbrahimi T: MESH: Measuring Error between Surfaces using the Hausdorff distance. *Proceedings of the IEEE International Conference on Multimedia and Expo 2002 (ICME) vol. I: 705, 2002.*
200. Bettega G: La chirurgie orthognathique assistée par ordinateur : de la planification à la réalisation. Thèse d'Etat en Sciences, spécialité Génie Biologique et Médical 1997.
201. Khadem R, Yeh CSadeghi-Tehrani M: Comparative tracking error analysis of five different optical tracking system. *Computer Aided Surgery* 6: 98, 2000.
202. Schmerber SCHassat F: Accuracy evaluation of a CAS system: laboratory protocol and results with 6D localizers, and clinical experiences in otorhinolaryngology. *Computer Aided Surgery* 6: 1, 2001.
203. Proffit WR, White RPSarver DM: Contemporary treatment of dentofacial deformity. 2003.
204. Delaire J: L'analyse architecturale et structurale cranio-faciale (de profil). *Principes théoriques. Quelques exemples d'emploi en chirurgie maxillo-faciale. Revue de stomatologie* 1, 1978.
205. Sassouni V: Diagnosis and treatment planning via roentgenographic cephalometry. *American Journal of orthodontics* 44: 433, 1958.
206. Olszewski RReychler H: Les limites de la chirurgie des modèles : implications théoriques et pratiques. *Revue de stomatologie et chirurgie maxillo-faciale* 105: 2005.
207. Gravely JFBenzies PM: The clinical significance of tracing error in cephalometry. *Br J Orthod* 1: 95, 1974.
208. Cohen AM: Uncertainty in cephalometrics. *Br J Orthod* 11: 44, 1984.
209. Muller L: Céphalométrie et orthodontie. SNPM Editeur Paris 1983.
210. Houston WJ, Maher RE, McElroy D, et al.: Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. *Eur J Orthod* 8: 149, 1986.
211. Broch J, Slagsvold O Rosler M: Error in landmark identification in lateral radiographic headplates. *Eur J Orthod* 3: 9, 1981.
212. Stabrun AEDanielsen K: Precision in cephalometric landmark identification. *Eur J Orthod* 4: 185, 1982.
213. Haynes SChau MN: Inter- and intra-observer identification of landmarks used in the Delaire analysis. *Eur J Orthod* 15: 79, 1993.
214. Kwon TG, Mori Y, Minami K, et al.: Reproducibility of maxillary positioning in Le Fort I osteotomy: a 3-dimensional evaluation. *J Oral Maxillofac Surg* 60: 287, 2002.
215. Jacobson RSarver DM: The predictability of maxillary repositioning in LeFort I orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122: 142, 2002.
216. Cutting C, Grayson B, Bookstein F, et al.: Computer-aided planning and evaluation of facial and orthognathic surgery. *Clin Plast Surg* 13: 449, 1986.
217. Noguchi N, Tsuji M, Shigematsu M, et al.: An orthognathic simulation system integrating teeth, jaw and face data using 3D cephalometry. *Int J Oral Maxillofac Surg* 36: 640, 2007.
218. Tsuji M, Noguchi N, Shigematsu M, et al.: A new navigation system based on cephalograms and dental casts for oral and maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 35: 828, 2006.
219. Olszewski R, Cosnard G, Macq B, et al.: 3D CT-based cephalometric analysis: 3D cephalometric theoretical concept and software. *Neuroradiology* 48: 853, 2006.

220. Olszewski R, Zech F, Cosnard G, et al.: Three-dimensional computed tomography cephalometric craniofacial analysis: experimental validation in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg* 36: 828, 2007.
221. Swennen GR, Schutyser F, Barth EL, et al.: A new method of 3-D cephalometry Part I: the anatomic Cartesian 3-D reference system. *J Craniofac Surg* 17: 314, 2006.
222. Treil J, Casteigt J, Borianne P, et al.: [The architectural balance of the face: a 3D cephalometric concept]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 100: 111, 1999.
223. Teschner M, Girod SG, Girod B: Optimization approaches for soft-tissue prediction in craniofacial surgery simulation. 2nd Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'99, in *Lecture Notes in Computer Science* 1679: 1183, 1999.
224. Zachow S, Gladilin E, Hege HC, et al.: Finite Element simulation for soft-tissue prediction. *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS'00* 23, 2000.
225. Schutyser F, Van Cleynenbreugel J, Ferrant M, et al.: Image-based 3D planning of maxillofacial distraction procedures including soft tissue implications. 3rd Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, MICCAI'00 1935: 999, 2000.
226. Chabanas M, Marecaux C, Chouly F, et al.: Evaluating soft tissue simulation in maxillofacial surgery using pre and post-operative CT scan. *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS'04* 2004.
227. Chabanas M, Payan Y, Marecaux C, et al.: Comparison of linear and non-linear soft tissue models with post-operative CT scan in maxillofacial surgery. *Lecture Notes in Computer Science* 3078: 19, 2004.
228. Metzger MC, Hohlweg-Majert B, Schwarz U, et al.: Manufacturing splints for orthognathic surgery using a three-dimensional printer. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 105: e1, 2008.
229. Gateno J, Xia J, Teichgraber JF, et al.: The precision of computer-generated surgical splints. *J Oral Maxillofac Surg* 61: 814, 2003.
230. Marmulla RM, Muhling J: Computer-assisted condyle positioning in orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 65: 1963, 2007.
231. Chouly F: Quantification des déplacements osseux et mesure d'erreurs sur un modèle de tissus mous en chirurgie maxillofaciale. DEA IVR 2002.
232. Chabanas M: Modélisation des Tissus Mous de la Face pour la chirurgie orthognatique assistée par ordinateur. Thèse MIMB 2002.
233. Bettega G, Chenin M, Sadek H, et al.: Three-dimensional fetal cephalometry. *Cleft Palate Craniofac J* 33: 463, 1996.
234. Cousin R: L'orientation vestibulaire du crâne. *Orthodontie Française* 38: 545, 1967.
235. Kragsskov J, Bosch C, Gyldensted C, et al.: Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans. *Cleft Palate Craniofac J* 34: 111, 1997.
236. Hildebolt CF, Vannier MW, Knapp RH: Validation study of skull three-dimensional computerized tomography measurements. *Am J Phys Anthropol* 82: 283, 1990.
237. Waitzman AA, Posnick JC, Armstrong DC, et al.: Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: Part I. Accuracy and reproducibility. *Cleft Palate Craniofac J* 29: 112, 1992.
238. Bland JM, Altman DG: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1: 307, 1986.
239. Streiner D, Norman G: *Health Measurement Scales - A Practical Guide to Their Development and Use*. 1996.
240. Romaniuk B, Desvignes M, Revenu M, et al.: Linear and non-linear model for statistical localization of landmarks. *Proceedings of the 17th International Conference on Pattern Recognition (ICPR 2002)* 2002.