



**HAL**  
open science

# Reconstructions faciales à partir d'images tridimensionnelles de crânes humains par recalage et modèle déformable pour l'identification de personnes

Adel Kermi

► **To cite this version:**

Adel Kermi. Reconstructions faciales à partir d'images tridimensionnelles de crânes humains par recalage et modèle déformable pour l'identification de personnes. Mathematics [math]. Télécom ParisTech, 2008. English. NNT : . pastel-00004311

**HAL Id: pastel-00004311**

**<https://pastel.hal.science/pastel-00004311>**

Submitted on 10 Apr 2009

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

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



**Thèse**  
présentée par

**Adel KERMI**

Pour l'obtention du  
**GRADE DE DOCTEUR**

de l'École Nationale Supérieure des Télécommunications de Paris  
et de l'université Badji-Mokhtar d'Annaba

Ecole Doctorale : **Informatique, Télécommunications et Electronique**

Spécialité : **Signal et Images**

**Reconstructions faciales à partir d'images  
tridimensionnelles de crânes humains par  
recalage et modèle déformable pour  
l'identification de personnes**

Soutenue le 13 octobre 2008 devant le jury composé de :

Mme Fatima OULEBSIR-BOUMGHAR (Professeur, LRPE, USTHB, Alger)	Présidente
M. Michel DESVIGNES (Professeur, LIS, INPG - ENSERG, Grenoble)	Rapporteurs
M. Mahmoud BOUFAIDA (Professeur, LIRE, Université de Constantine)	
M. Yves ROZENHOLC (Maître de conférences, MAP5, Université Paris Descartes)	Examineur
Mme Isabelle BLOCH (Professeur, TSI, ENST, Paris)	Directeurs de thèse
M. Mohamed Tayeb LASKRI (Professeur, LRI, Université d'Annaba)	





**Thèse**  
présentée par

**Adel KERMI**

Pour l'obtention du  
**GRADE DE DOCTEUR**

de l'École Nationale Supérieure des Télécommunications de Paris  
et de l'université Badji-Mokhtar d'Annaba

Ecole Doctorale : **Informatique, Télécommunications et Electronique**

Spécialité : **Signal et Images**

**Reconstructions faciales à partir d'images  
tridimensionnelles de crânes humains par  
recalage et modèle déformable pour  
l'identification de personnes**

Soutenue le 13 octobre 2008 devant le jury composé de :

Mme Fatima OULEBSIR-BOUMGHAR (Professeur, LRPE, USTHB, Alger)	Présidente
M. Michel DESVIGNES (Professeur, LIS, INPG - ENSERG, Grenoble)	Rapporteurs
M. Mahmoud BOUFAIDA (Professeur, LIRE, Université de Constantine)	
M. Yves ROZENHOLC (Maître de conférences, MAP5, Université Paris Descartes)	Examineur
Mme Isabelle BLOCH (Professeur, TSI, ENST, Paris)	Directeurs de thèse
M. Mohamed Tayeb LASKRI (Professeur, LRI, Université d'Annaba)	



## Résumé

La reconstruction faciale à partir d'un squelette crânien est une technique importante dans plusieurs domaines scientifiques, en particulier dans les sciences médico-légales, l'archéologie et la paléontologie pour l'identification de crânes et la reconnaissance de personnes. Elle fait partie des méthodes d'identification reconstructive et est utilisée le plus souvent en dernier recours, lorsqu'aucune autre technique ne permet de présumer l'identité inconnue de la personne.

Cette thèse aborde la problématique de la reconstruction faciale à partir d'images tridimensionnelles (3D) de crânes humains considérés comme étant inconnus. Nous présentons une méthode de reconstruction faciale 3D informatisée reposant sur des techniques récentes d'imagerie médicale avec comme principaux objectifs la rapidité du traitement et l'élimination de la subjectivité en s'appuyant en particulier sur des critères mathématiques pour évaluer les résultats.

Notre méthode est fondée sur une approche par modèle déformable contraint par la connaissance des épaisseurs des tissus mous en un certain nombre de points de repère caractéristiques. Elle utilise, pour chaque reconstruction faciale, une image 3D d'une tête de référence dont nous extrayons la peau et le crâne, et une image 3D du crâne d'une tête inconnue dont nous voulons reconstruire la peau. La procédure de la reconstruction faciale est divisée en deux principales étapes. Une étape d'initialisation du modèle déformable est fondée sur une technique de recalage non linéaire guidé par un modèle de déformations de forme libre (FFD) à base de B-splines. Nous proposons donc une initialisation automatique, réalisée uniquement à partir d'un ensemble crâne et peau de référence et du crâne inconnu. Nous calculons, dans un premier temps, une transformation de l'image 3D d'un crâne de référence vers celle du crâne inconnu. Ensuite, nous appliquons la même transformation pour déformer l'image de la peau de référence vers une nouvelle peau que nous considérons proche de la peau inconnue et qui servira d'initialisation à la reconstruction faciale finale. Dans une seconde étape, la peau initiale, résultant de la transformation calculée précédemment, est raffinée à l'aide d'un modèle déformable 3D à base de maillages simplexes qui est attiré par un ensemble des points de repère caractéristiques préalablement calculés par un calcul des courbures moyenne et gaussienne, et fixés selon les positions des repères anthropologiques de Rhine et Campbell [Rhine et Campbell, 1980]. L'évolution de notre modèle déformable est effectuée suivant différentes forces internes et externes dont la force de champ de vecteurs de gradients (GVF) et une force de pression.

Cette méthode a été testée sur treize ensembles de données crâne/peau issus d'IRM-3D de têtes d'individus enfants et adultes. Pour chaque reconstruction faciale, deux ensembles crâne/peau correspondant à une tête de référence et à une tête dont la peau est à reconstruire sont sélectionnés selon des caractéristiques anthropologiques similaires. Par cette méthode, nous obtenons des résultats encourageants. Les formes reconstruites restent des visages, visiblement acceptables, et sont relativement proches des visages réels.

**Mots clefs** — Reconstruction faciale 3D informatisée, crâne, peau, IRM-3D, recalage non linéaire, FFD, modèle déformable 3D, contraintes anthropométriques.



## Abstract

Facial reconstruction from a cranial skeleton is an important technique in several scientific areas, especially in forensic sciences, archaeology, and palaeontology. It is used for skull identification and recognition of people. It can be classified, among reconstructive identification methods. It is most often used as a last resort, when all other techniques fail to produce a person presumed identity.

This thesis addresses the facial reconstruction problem from three-dimensional (3D) images of human skulls, considered as unknown. We present a 3D computerized facial reconstruction method based on recent techniques of medical imaging, where the main objectives are the processing speed and the elimination of the subjectivity by leaning particularly on mathematical criteria for evaluating the results.

Our method is based on a model deformable approach constrained by the knowledge of soft tissues thicknesses, at a certain number of characteristic landmarks. It uses, for each facial reconstruction, a 3D image of a reference head from which skull and skin are extracted, and a 3D image of the skull of the unknown head for which the skin should be reconstructed. The facial reconstruction process is divided into two main stages. An initialization step of the deformable model, based on a non-linear registration technique guided by B-Spline Free-Form Deformations (FFD) model. We therefore, propose an automatic initialization that is achieved only from a reference skull and skin set as well as an unknown skull. At first, a transformation of the reference skull image into the unknown skull image is computed. Then, we apply the same transformation to deform the reference skin image in order to obtain a new skin, which is considered close to the unknown skin and that will be used as initialization of the final facial reconstruction. In the second step, the initial skin, resulting from the transformation computed previously, is refined by means of a 3D deformable model based on simplexes meshes that is attracted by some characteristic landmarks previously computed by a calculation of Mean and Gaussian curvatures. The landmarks are fixed according the positions of the anthropological landmarks of Rhine and Campbell [Rhine and Campbell, 1980]. The evolution of our deformable model is done according to different internal and external forces among which the Gradient Vectors Flow force (GVF) and a balloon force.

This method has been tested on thirteen sets of skull/skin data, extracted from 3D-MRI of individual heads of children and adults. For each facial reconstruction, two skull/skin sets corresponding to a reference head and a head with unknown skin are selected according to similar anthropological characteristics. By this method, encouraging results are obtained. The reconstructed shapes remain faces, visibly acceptable, and are relatively close to the real faces.

**Key words** — 3D computerized facial reconstruction, skull, skin, 3D-MRI, non-linear registration, FFD, 3D deformable model, anthropometrical constraints.



## Remerciements

En premier lieu, je tiens à remercier mes deux directeurs de thèse, Madame Isabelle BLOCH, Professeur à l'École Nationale Supérieure des Télécommunications de Paris, et Monsieur Mohamed Tayeb LASKRI, Professeur des universités à l'université Badji Mokhtar d'Annaba, pour avoir initié et guidé ce travail. Ils ont formé, au cours de cette thèse, de par leur entente parfaite et leur complémentarité, un cadre de travail idéal à tous points de vue que je souhaite à tout doctorant. Leur aide amicale et leurs conseils judicieux et constructifs, ainsi que leur disponibilité permanente m'ont permis de mener à bien ce travail et m'ont beaucoup apporté sur les plans scientifique et humain. Par-dessus tout, j'ai apprécié l'accueil chaleureux d'Isabelle BLOCH au sein du département TSI de l'ENST de Paris, sa gentillesse, sa disponibilité, son enthousiasme et ses grandes qualités humaines.

Je tiens à adresser tous mes remerciements à, Monsieur Michel DESVIGNES, Professeur au LIS de l'INPG-ENSERG de Grenoble, Monsieur Mahmoud BOUFAIDA, Professeur au LIRE de l'université de Constantine, Madame Fatima OULEBSIR-BOUMGHAR, Professeur au LRPE de l'USTHB d'Alger, et Monsieur Yves ROZENHOLC, Maître de conférences au MAP5 de l'université Paris Descartes, d'avoir bien voulu examiner mes travaux de thèse en acceptant de faire partie du jury de ma soutenance.

Je tiens aussi à remercier l'Agence Universitaire de la Francophonie (AUF) de m'avoir attribué une bourse de mobilité de formation à la recherche.

Je remercie également tous les membres du département TSI, qu'ils soient permanents, doctorants, post-doctorants ou stagiaires, scientifiques ou administratifs, qui par leur gentillesse ont contribué à créer une ambiance de travail agréable au sein du laboratoire. Je pense particulièrement à Francis, Elsa, Patricia, Henry, Sophie-Charlotte, Bahman, Hassan, Najib et Antonio.

Finalement, c'est le moment d'exprimer mes remerciements à ma femme, à toute ma famille et à mes amis, pour leur soutien moral très précieux et inestimable tout au long de ces années, même pendant les moments difficiles.

Je ne pourrais pas citer toutes les personnes que je voudrais remercier ici, mais j'espère qu'elles se reconnaîtront.



---

# Table des matières

<b>1 Introduction</b>	<b>17</b>
1.1 Contexte et motivations . . . . .	19
1.2 Objectifs principaux des travaux . . . . .	20
1.3 Contributions . . . . .	20
1.4 Organisation du manuscrit . . . . .	20
<b>2 La reconstruction faciale</b>	<b>23</b>
2.1 Introduction . . . . .	25
2.2 Définitions et buts de la reconstruction faciale . . . . .	26
2.3 Historique de la reconstruction faciale . . . . .	28
2.4 Fondements de la reconstruction faciale . . . . .	29
2.5 Epaisseurs des tissus mous et techniques de mesure . . . . .	32
2.6 Taxonomie des techniques de reconstruction faciale . . . . .	34
2.6.1 Reconstructions faciales manuelles . . . . .	37
2.6.1.1 La superposition faciale. . . . .	37
2.6.1.2 La reconstruction faciale artistique bidimensionnelle . . . . .	38
2.6.1.3 La reconstruction faciale tridimensionnelle . . . . .	39
2.6.2 Limites des techniques traditionnelles et besoins de l'informatique . . . . .	40
2.6.3 Reconstructions faciales informatisées . . . . .	41
2.6.3.1 Techniques s'appuyant sur la morphométrie . . . . .	41
2.6.3.2 Techniques s'appuyant sur le recalage et la déformation volumique . . . . .	42
2.6.3.3 Techniques s'appuyant sur la morphologie et l'anatomie . . . . .	46
2.7 Discussion . . . . .	47
<b>3 Description générale de la méthode de reconstruction faciale</b>	<b>49</b>
3.1 Introduction . . . . .	51

## Table des matières

---

3.2	Schéma général de la méthode de reconstruction faciale . . . . .	51
3.3	Collecte de données nécessaires pour la méthode . . . . .	53
3.3.1	Images par résonance magnétique vs. images tomographiques . . . . .	53
3.3.2	Description de la base de données et caractéristiques des images . . . . .	55
3.3.3	Segmentation du crâne et de la peau dans les IRM-3D et leur représentation 3D . . . . .	56
3.4	Méthodes de validation de la reconstruction faciale . . . . .	61
3.4.1	Méthodes existantes . . . . .	61
3.4.2	Méthodes de validation proposées . . . . .	62
3.5	Conclusion . . . . .	62
<b>4</b>	<b>Recalage non linéaire utilisant des déformations de forme libre pour la reconstruction faciale tridimensionnelle</b>	<b>65</b>
4.1	Introduction . . . . .	67
4.2	Le problème du recalage d'images . . . . .	67
4.2.1	Critères caractéristiques d'une méthode de recalage . . . . .	68
4.2.2	Formalisation du problème de recalage . . . . .	69
4.2.3	Choix de la transformation non linéaire . . . . .	70
4.3	Recalage non linéaire utilisant des FFD pour la reconstruction faciale tridimensionnelle . . . . .	70
4.3.1	Description générale . . . . .	70
4.3.2	Processus de la reconstruction faciale initiale . . . . .	71
4.3.3	Modèle de déformation . . . . .	72
4.3.3.1	Transformation globale affine . . . . .	73
4.3.3.2	Transformation locale : déformations de forme libre (FFD) . . . . .	74
4.3.4	Fonction de coût . . . . .	76
4.3.4.1	Critère de dissimilarité . . . . .	76
4.3.4.2	Critère de régularisation . . . . .	77
4.3.5	Méthode d'optimisation . . . . .	78
4.4	Résultats et validation de la reconstruction faciale initiale . . . . .	81
4.4.1	Evaluation qualitative . . . . .	87
4.4.2	Evaluation quantitative . . . . .	88
4.4.3	Choix des paramètres de transformation et leur influence . . . . .	92
4.5	Conclusion et discussion . . . . .	94

<b>5 Raffinement de la reconstruction faciale initiale par un modèle déformable tridimensionnel</b>	<b>97</b>
5.1 Introduction . . . . .	99
5.2 Les modèles déformables . . . . .	99
5.2.1 Définition des modèles déformables . . . . .	100
5.2.2 Évolution des modèles déformables . . . . .	101
5.2.2.1 Equations d'évolution . . . . .	101
5.2.2.2 Forces externes . . . . .	104
5.3 Un modèle déformable 3D contraint par la connaissance des épaisseurs des tissus mous pour le raffinement de la reconstruction faciale initiale . . . . .	109
5.3.1 Initialisation du modèle déformable . . . . .	109
5.3.2 Maillages simplexes pour la représentation du modèle déformable . . . . .	110
5.3.3 Détection de repères caractéristiques . . . . .	113
5.3.3.1 Choix des repères caractéristiques . . . . .	113
5.3.3.2 Définition anatomique des points de repère . . . . .	113
5.3.3.3 Méthode automatique de détection de points de repère fondée sur les courbures moyenne et gaussienne . . . . .	114
5.3.4 Projection des points de repère de la peau initiale vers le crâne inconnu . . . . .	119
5.3.5 Sélection de points de repère et ajout de contraintes d'épaisseur . . . . .	121
5.3.6 Evolution du modèle déformable . . . . .	121
5.3.6.1 Force interne . . . . .	122
5.3.6.2 Forces externes . . . . .	122
5.3.7 Exemple d'évolution . . . . .	123
5.3.8 Résultats . . . . .	126
5.4 Discussion . . . . .	130
<b>6 Conclusion et perspectives</b>	<b>133</b>
6.1 Conclusion . . . . .	135
6.2 Perspectives . . . . .	136
<b>Bibliographie personnelle</b>	<b>139</b>
<b>Bibliographie</b>	<b>141</b>
<b>Index des citations</b>	<b>155</b>



# Liste des figures

2.1	Position des points de repère anthropologiques sur le crâne selon Rhine et Campbell . . . . .	30
2.2	Table de référence utilisée pour la reconstruction faciale (Table fournissant les épaisseurs moyennes de tissus faciaux en certains points caractéristiques du crâne en fonction de critères d'âge, de sexe et groupe ethnique) . . . . .	31
2.3	Table de référence utilisée pour la reconstruction faciale (Table fournissant les épaisseurs moyennes de tissus faciaux en certains points caractéristiques du crâne en fonction de critères d'âge, de sexe et états pondéraux) . . . . .	31
2.4	Technique de l'aiguille pour les mesures des épaisseurs des tissus mous d'une tête de cadavre . . . . .	32
2.5	Tableau récapitulatif des différents travaux et techniques de mesure des épaisseurs des tissus mous . . . . .	33
2.6	Taxonomie des techniques de reconstruction faciale . . . . .	34
2.7	Reconstruction faciale tridimensionnelle utilisant la méthode des épaisseurs des tissus mous . . . . .	35
2.8	Exemple de reconstruction faciale tridimensionnelle combinant « anatomie » et « épaisseurs de tissus mous » . . . . .	36
2.9	Exemple de superposition faciale appliquée pour le cas d'Isabelle Ruxton. . . . .	38
2.10	Exemple de reconstruction faciale 2D appliquée pour le cas de P.K. Tucker. . . . .	39
2.11	Exemple de reconstruction faciale 3D appliquée pour le cas de P.K. Tucker. . . . .	40
2.12	Lignes de crêtes sur un crâne . . . . .	43
2.13	Ensemble de champs de disques de contrôle . . . . .	43
2.14	Processus de reconstruction faciale selon la méthode de Jones . . . . .	44
2.15	Reconstruction d'un visage à partir d'un crâne . . . . .	46
3.1	Schéma décrivant les deux étapes de la méthode de reconstruction faciale . . . . .	52
3.2	Exemple d'images médicales IRM et CT de la tête . . . . .	54
3.3	Exemple de segmentation du crâne dans une image CT . . . . .	55
3.4	Un exemple de résultats de la segmentation du crâne et de la peau à partir du volume $\mathcal{D}$ . . . . .	58

## Liste des figures

---

3.5	Un exemple de résultats de la segmentation du crâne et de la peau à partir du volume $\mathcal{K}$ .	59
3.6	Visualisation 3D de la surface du crâne et de la surface de la peau issues du volume $\mathcal{D}$ .	60
3.7	Visualisation 3D de la surface du crâne et de la surface de la peau issues du volume $\mathcal{K}$ .	60
4.1	Principe général du recalage de l'image source $\mathcal{I}_s$ sur l'image cible $\mathcal{I}_c$ .	69
4.2	Processus de reconstruction faciale initiale.	71
4.3	Six surfaces de crânes de têtes d'individus différents.	72
4.4	Illustration 1D des transformations globale et locale.	73
4.5	Un exemple d'une grille de points de contrôle dans une image 2D avec un espacement uniforme $\delta$ .	74
4.6	Un exemple de déformation d'un objet 3D avec un modèle FFD.	76
4.7	L'estimation du gradient fondée sur les différences locales sur la grille des points de contrôle.	78
4.8	Résultats du recalage entre les deux crânes d'enfants $\mathcal{C}$ et $\mathcal{D}$ .	81
4.9	Résultats du recalage entre les deux crânes d'adultes $\mathcal{J}$ et $\mathcal{K}$ .	82
4.10	Coupes sagittales, axiales et coronales des résultats du recalage entre les deux crânes d'enfants $\mathcal{C}$ et $\mathcal{D}$ .	83
4.11	Coupes sagittales, axiales et coronales des résultats du recalage entre les deux crânes d'adultes $\mathcal{J}$ et $\mathcal{K}$ .	84
4.12	Coupes sagittales, axiales et coronales des résultats de l'application de la transformation, calculée entre les deux crânes d'enfants $\mathcal{C}$ et $\mathcal{D}$ , sur la peau de référence $P_r$ (issu de l'IRM $\mathcal{C}$ ).	85
4.13	Coupes sagittales, axiales et coronales des résultats de l'application de la transformation, calculée entre les deux crânes d'enfants $\mathcal{J}$ et $\mathcal{K}$ sur la peau de référence $P_r$ (issu de l'IRM $\mathcal{J}$ ).	86
4.14	Vues de face et de profil des résultats de la reconstruction faciale du sujet $\mathcal{D}$ .	87
4.15	Vues de face et de profil des résultats de la reconstruction faciale du sujet $\mathcal{K}$ .	88
4.16	Histogrammes de distances pour la reconstruction faciale du sujet enfant $\mathcal{D}$ .	89
4.17	Histogrammes de distances pour la reconstruction faciale du sujet adulte $\mathcal{K}$ .	90
4.18	Trois résultats de reconstruction faciale initiale obtenus pour le sujet $\mathcal{D}$ en sélectionnant le sujet $\mathcal{C}$ comme référence et en modifiant le nombre de points de contrôle.	93

---

4.19 Deux résultats de reconstruction faciale initiale obtenus pour le sujet $\mathcal{D}$ en choisissant le sujet $\mathcal{H}$ comme référence (en haut) et en choisissant le sujet $I$ comme référence (en bas). . . . .	94
5.1 Illustration du mouvement du contour actif à travers le domaine de l'image vers le bord de la structure recherchée . . . . .	100
5.2 Quelques forces externes d'attache aux données . . . . .	107
5.3 Vues de face et de profil des surfaces de la peau reconstruite initiale $P^*$ pour le crâne inconnu du sujet $\mathcal{D}$ en choisissant le sujet $\mathcal{C}$ comme référence . . . . .	111
5.4 Vues de face et de profil des surfaces de la partie de la face de la peau reconstruite initiale $P^*$ pour le crâne inconnu du sujet $\mathcal{D}$ en choisissant le sujet $\mathcal{H}$ comme référence. . . . .	112
5.5 Détection des points de repère sur la surface de la partie de la face de la peau initiale $P^*$ obtenue pour le sujet adulte $\mathcal{K}$ en choisissant le sujet $\mathcal{J}$ comme référence . . . . .	117
5.6 Détection des points de repère sur la surface entière de la peau initiale $P^*$ pour le sujet enfant $\mathcal{D}$ en choisissant le sujet $\mathcal{H}$ comme référence . . . . .	118
5.7 Quelques points de repère sur la peau et leur projection sur le crâne . . . . .	119
5.8 Exemples de projection de points de repère . . . . .	120
5.9 Calcul des coordonnées du point de repère $v_{L_i}^{(P^{**})}$ selon la connaissance de l'épaisseur tissulaire . . . . .	121
5.10 Processus d'évolution du modèle déformable . . . . .	122
5.11 Exemple d'évolution du modèle déformable . . . . .	124
5.12 Exemple d'évolution du modèle déformable . . . . .	125
5.13 Vues de face et de profil des résultats de la reconstruction faciale pour le sujet $\mathcal{D}$ en choisissant le sujet $\mathcal{H}$ comme référence . . . . .	126
5.14 Vues de face et de profil des résultats de la reconstruction faciale pour le sujet $\mathcal{K}$ en choisissant le sujet $\mathcal{J}$ comme référence . . . . .	127
5.15 Histogrammes de distances entre les peaux pour le sujet $\mathcal{D}$ en choisissant le sujet $\mathcal{H}$ comme référence . . . . .	128
5.16 Histogrammes de distances entre les peaux pour le sujet $\mathcal{K}$ en choisissant le sujet $\mathcal{J}$ comme référence . . . . .	128
5.17 Exemple de résultat d'évolution du modèle déformable pour le raffinement de la reconstruction faciale pour le sujet $\mathcal{D}$ en choisissant le sujet $\mathcal{H}$ comme référence. . .	130



# CHAPITRE 1

## Introduction

### Sommaire

---

1.1	Contexte et motivations . . . . .	19
1.2	Objectifs principaux des travaux . . . . .	20
1.3	Contributions . . . . .	20
1.4	Organisation du manuscrit . . . . .	20

---



Dans ce chapitre, nous donnons une vision globale de l'ensemble des travaux développés durant cette thèse, en présentant le contexte dans lequel se sont déroulées ces recherches, les motivations ainsi que leur intérêt pour la communauté des médecins légistes, des archéologues et des anthropologues. Nous présentons ensuite les problèmes majeurs à résoudre et les contributions apportées par nos travaux.

## **1.1 Contexte et motivations**

En sciences médico-légales, en archéologie, ou en paléontologie, le crâne est souvent la seule source d'informations sur la physionomie inconnue de l'individu. Dans ces situations, il est intéressant de pouvoir reconstruire le visage à partir du crâne. La reconstruction faciale apparaît donc comme un outil d'importance croissante et est souvent une solution ultime, lorsque toutes les autres techniques d'identification d'un squelette humain ont échoué. Elle est une méthode qui tente une approximation de la forme du visage à partir du squelette crânien dont la finalité est d'aider l'identification et la reconnaissance des personnes. Pour y parvenir, les spécialistes ont souvent recours à diverses techniques traditionnelles qui restent essentiellement manuelles, subjectives, assez fastidieuses, longues à réaliser, et ne peuvent aboutir qu'à une seule représentation à la fois (dessin ou sculpture). De plus, le taux de succès d'identification des visages reconstruits par les méthodes manuelles est de l'ordre de 50% seulement [Archer, 1997], [Iscan, 1993]. Ce faible taux est dû d'une part à la difficulté de déterminer l'aspect des traits faciaux tels que le nez, les yeux et les lèvres, et d'autre part à la variabilité des interprétations des spécialistes du domaine de la reconstruction faciale : différents experts ou artistes médico-légaux peuvent produire différents visages à partir d'un même crâne et réciproquement, un même expert peut créer plusieurs visages semblables à partir de crânes complètement différents. La reconstruction faciale est d'autant plus difficile qu'il existe de nombreuses variations faciales, particulièrement liées à l'état nutritionnel de l'individu et aux différents stades de vieillissement. De plus, les détails du nez, des yeux, des oreilles, des lèvres, du menton ne peuvent être déduits précisément à partir de caractéristiques crâniennes. L'évolution des techniques logicielles et matérielles informatiques ainsi que l'apparition des nouvelles sources d'images numériques de haute définition (radiographie numérique, imagerie par résonance magnétique, tomographie à rayons X ou scanner, ultrasonore) relancent depuis quelques années ce domaine à des fins judiciaires pour aider à l'identification de crânes et la recherche de personnes. Un autre domaine important est celui des applications historiques soit pour voir à quoi ressemblaient les hommes fossiles préhistoriques, il y a quelques centaines de milliers d'années, soit pour savoir si les restes crâniens correspondent bien aux identités présumées des personnages célèbres, en comparant par exemple les visages reconstruits avec les représentations de l'époque de leur vivant telles que les peintures et les sculptures.

Toutes ces raisons justifient la tendance actuelle en matière de reconstruction faciale, qui est le développement de méthodes informatisées, avec les avantages de la simplicité, de la rapidité et de la réduction de la subjectivité (une des critiques les plus fréquentes pour la reconstruction faciale). De plus, l'utilisation d'une méthode de reconstruction faciale ayant recours à l'informatique permet de produire plusieurs (voire de nombreuses) versions de visages, à partir d'un même crâne en fonction de différentes hypothèses sur la morphologie, l'âge, le sexe et l'origine ethnique de la personne.

### 1.2 Objectifs principaux des travaux

La thèse porte ainsi sur la reconstruction de visages humains à partir d'images tridimensionnelles de crânes considérés inconnus pour un but d'identification. Le but de nos travaux de recherche est de développer une méthode de reconstruction faciale tridimensionnelle faisant appel à des techniques d'imagerie médicale avec comme principaux objectifs la rapidité du traitement et l'élimination de la subjectivité en s'appuyant en particulier sur des critères mathématiques pour évaluer les résultats.

Nous nous intéressons principalement aux modèles déformables. Ces modèles connaissent un large succès en particulier dans le domaine du traitement d'images médicales pour la segmentation et la représentation géométrique des structures anatomiques. Nous étudions, dans un premier temps, les différents types de modèles déformables proposés dans la littérature. Ensuite, nous construisons un modèle déformable tridimensionnel et nous l'appliquons pour notre approche dont l'intérêt résidera tout d'abord dans le gain de temps pour obtenir la reconstruction d'un modèle facial. De plus, la rapidité de la méthode devra permettre de générer différents visages possibles, en partant de différents modèles de référence et ainsi de multiplier les chances d'identification.

### 1.3 Contributions

Nos travaux ont consisté, dans un premier temps, à effectuer une étude bibliographique et un état de l'art sur les différents travaux réalisés dans le domaine de la reconstruction faciale ainsi que les thèmes associés. Nous avons ainsi dressé une taxonomie des différentes techniques de reconstruction faciale existant dans la littérature, qu'elles soient bidimensionnelles, tridimensionnelles, manuelles ou informatisées, et nous avons situé la méthode que nous avons développée dans cette taxonomie. Nous avons aussi discuté les avantages et limitations de chaque technique.

Nous avons proposé une méthode de reconstruction faciale tridimensionnelle faisant intervenir des techniques récentes d'imagerie médicale. Elle est fondée sur une approche par modèle déformable tridimensionnel intégrant deux principales étapes. Une étape d'initialisation du modèle déformable est fondée sur une technique de recalage non linéaire guidé par des déformations de forme libre à base de B-splines. Nous proposons donc une initialisation automatique originale, réalisée uniquement à partir d'un ensemble crâne et peau de référence et du crâne inconnu. Nous obtenons ainsi une peau initiale suffisamment proche de celle recherchée. Dans une seconde étape, la peau résultant de la transformation calculée précédemment est raffinée à l'aide d'un modèle déformable à base de maillages simplex qui est attiré par un ensemble de points de repère caractéristiques préalablement calculés (par un calcul de courbure moyenne et gaussienne) et fixés. L'ajout de l'information sur les épaisseurs de tissus mous est la principale contribution de cette étape et vise à obtenir des reconstructions faciales plus réalistes, en utilisant des connaissances anthropométriques.

### 1.4 Organisation du manuscrit

La suite de ce manuscrit est organisée comme suit :

Le **chapitre 2** est essentiellement bibliographique. Il est consacré à une introduction au

domaine de la reconstruction faciale. Nous présentons son historique, ses définitions, ses buts, ses fondements et ses domaines d'applications. Nous présentons aussi un état de l'art sur les différentes techniques de reconstruction faciale existant dans la littérature et nous discutons leurs limites.

Dans le **chapitre 3**, nous présentons une description générale de la méthode de reconstruction faciale tridimensionnelle que nous avons développée tout au long de cette thèse. Nous discutons la légitimité du choix de la séparation du processus de reconstruction faciale en deux principales étapes : une étape de recalage non linéaire et une étape de raffinement par un modèle déformable. Nous décrivons aussi les données nécessaires pour la méthode et leur obtention ainsi que les méthodes de validation des résultats de la reconstruction faciale.

Le **chapitre 4** détaille la première étape du schéma général de notre méthode de reconstruction faciale. Elle s'appuie sur une technique de recalage non linéaire guidé par les déformations de forme libre pour l'élaboration d'une reconstruction faciale initiale grossière servant d'initialisation au modèle déformable. Ensuite, nous montrons de manière qualitative et quantitative que les résultats obtenus à l'issue de cette étape sont relativement proches des résultats souhaités.

Dans le **chapitre 5**, nous décrivons la deuxième étape de raffinement de la reconstruction faciale initiale à l'aide d'un modèle déformable tridimensionnel à base de maillages simplexes qui est attiré par un certain nombre de points de repère caractéristiques préalablement calculés et sélectionnés. L'ajout de l'information sur les épaisseurs des tissus mous est la contribution principale de cette partie et vise à obtenir des reconstructions faciales plus réalistes, en utilisant des connaissances anthropométriques.

Finalement, nous dressons une conclusion sur les différents travaux que nous avons présentés dans ce manuscrit. Après avoir rappelé les grandes lignes de notre approche, nous présentons les améliorations possibles ainsi que les pistes qu'il nous semble intéressant de suivre comme perspectives de ce travail.



# CHAPITRE 2

## La reconstruction faciale

### Sommaire

---

2.1	Introduction . . . . .	25
2.2	Définitions et buts de la reconstruction faciale . . . . .	26
2.3	Historique de la reconstruction faciale . . . . .	28
2.4	Fondements de la reconstruction faciale . . . . .	29
2.5	Epaisseurs des tissus mous et techniques de mesure . . . . .	32
2.6	Taxonomie des techniques de reconstruction faciale . . . . .	34
2.6.1	Reconstructions faciales manuelles . . . . .	37
2.6.1.1	La superposition faciale . . . . .	37
2.6.1.2	La reconstruction faciale artistique bidimensionnelle . . . . .	38
2.6.1.3	La reconstruction faciale tridimensionnelle . . . . .	39
2.6.2	Limites des techniques traditionnelles et besoins de l'informatique . . . . .	40
2.6.3	Reconstructions faciales informatisées. . . . .	41
2.6.3.1	Techniques s'appuyant sur la morphométrie . . . . .	41
2.6.3.2	Techniques s'appuyant sur le recalage et la déformation volumique . . . . .	42
2.6.3.3	Techniques s'appuyant sur la morphologie et l'anatomie . . . . .	46
2.7	Discussion . . . . .	47

---



## 2.1 Introduction

Les archéologues, les paléontologues et les anthropologues médico-légaux ont longtemps étudié les restes squelettiques humains pour une variété de buts, incluant des applications dans des problèmes médico-légaux, la recherche des origines de l'homme, la compréhension de populations archéologiques et l'identification de personnes dans des enquêtes judiciaires.

Le but d'une investigation médico-légale est l'identification d'un squelette humain découvert. Le processus d'identification commence par l'analyse des restes squelettiques afin de répondre à un ensemble de questions concernant entre autres les causes et les circonstances de la mort, l'âge, le sexe, le groupe biologique ou ethnique, les traits morphologiques, l'état nutritionnel et les pathologies propres du vivant de la personne [Iskan, 1993]. L'étape suivante consiste à rechercher les particularités du squelette qui pourraient, par la suite, permettre de distinguer cet individu d'autres personnes ou d'essayer de trouver une ressemblance avec une personne disparue.

L'identification médico-légale fait appel à de nombreuses méthodes qui sont simples ou complexes. Il est habituel de distinguer les méthodes comparatives, lorsqu'une comparaison est possible entre des éléments ante-mortem et post-mortem, et les méthodes reconstructives dans toutes les autres situations, où aucune donnée ne permet de présumer l'identité du cadavre [Quatrehomme, 2000], [Sapanet et Rocher, 1997], [Vignal, 1999]. Les méthodes comparatives reposent sur des documents ante-mortem tels que des empreintes digitales, des radiographies, des portraits, des photographies et des renseignements dentaires qui vont être comparés avec les constatations effectuées sur les restes retrouvés. Les méthodes reconstructives mettent en œuvre des techniques qui permettent la recherche d'éléments aussi divers que la taille, le sexe, l'âge, les habitudes fonctionnelles, etc. La reconstruction faciale fait partie des méthodes d'identification reconstructive. Elle est une discipline cherchant à reconstruire la forme la plus probable du visage à partir d'éléments crâniens. Cette opposition entre identification comparative et reconstructive n'est pas absolue. En effet, les méthodes reconstructives ont besoin des éléments de l'identification comparative pour confirmer définitivement l'identité du cadavre.

En fait, le terme « identification » est consacré aux identifications positives, dites aussi certaines ou absolues. La reconnaissance d'un sujet par un proche, le fait de retrouver des papiers d'identité sur une victime, une cicatrice, un antécédent de fracture ou un tatouage ne sont pas des éléments d'identification certaine. Ils ne permettent qu'une présomption d'identité. L'identification positive n'est réalisée qu'avec des techniques comparatives permettant d'affirmer avec certitude une identité radiologique par comparaisons radiologiques ou odontologiques, ou une identité biologique utilisant des techniques d'empreintes digitales ou génétiques. En conséquence, les réponses apportées par les différentes techniques d'identification médico-légale sont résumées par les quatre possibilités suivantes [Quatrehomme, 2000] :

1. Identification certaine (positive ou absolue) : comparaisons radiologiques, empreintes digitales, empreintes génétiques.
2. Identité probable : papiers d'identité, tatouage, formule dentaire compatible.
3. Identité possible : antécédents pathologiques, cicatrices.

4. Identité exclue (exclusion absolue de l'identité) : formule dentaire incompatible, antécédent de fracture incompatible.

Dans les deux cas d'identification probable ou possible, il est nécessaire d'utiliser d'autres méthodes pour aboutir à une identité certaine ou une exclusion absolue d'identité. Les circonstances conduisant à la perte d'identité sont variables. Chez un sujet décédé, la perte d'identité peut être due à un événement péri-mortem (corps traumatisé), ou post-mortem (corps décomposé, carbonisé, ou réduit à l'état de squelette).

Lorsqu'un squelette humain est découvert, les restes osseux sont souvent incomplets. Cela rend difficile de fournir des réponses à toutes les questions citées précédemment. Cependant, le crâne est la seule source d'informations sur la physionomie inconnue de l'individu et est souvent utilisé pour l'identification [Archer, 1997], [Grüner, 1993], [Iscan, 1993], [Quatrehomme, 2000], [Taylor, 2001]. Le crâne nous renseigne sur l'âge, le sexe, le groupe ethnique et les traits morphologiques du vivant de la personne.

Quand tous les efforts pour conduire à l'identification positive d'une personne ont échoué, une tentative de reconstruction du visage est envisagée. Cependant, la reconstruction faciale à partir d'un crâne demeure l'ultime moyen. Elle est utilisée le plus souvent en dernier recours, lorsque l'enquête judiciaire n'a pu proposer une identité présumée pour un corps très dégradé ou réduit à l'état squelettique. Cela constitue le domaine de l'anthropologie médico-légale et il s'agit d'une nécessité absolue et d'une très difficile mais importante tâche. En effet, la reconstruction faciale est une nécessité culturelle, sociale et juridique. Il est humainement indispensable pour la famille de la victime ou du disparu de pouvoir faire son deuil, il faut donc lui certifier le décès de son proche. En droit civil, l'identification de la personne défunte permet d'ouvrir les droits de succession, de remariage, etc. En droit pénal, la connaissance de l'identité de la victime permet souvent aux enquêteurs de remonter jusqu'au coupable.

La reconstruction faciale peut aussi être employée sur des populations paléontologiques ou archéologiques [Abate et al., 2004], [Attardi et al., 1999], [Sapanet et Rocher, 1997], [Tyrrell et al., 1997]. Quand des crânes sont retrouvés, soit sous des formes fossilisées, soit dans des sépultures, la reconstruction faciale est utilisée soit pour voir à quoi ressemblaient les hommes fossiles préhistoriques, il y a quelques centaines de milliers d'années, soit pour savoir si ces squelettes crâniens correspondent bien aux identités présumées des personnages célèbres (connaître les visages véritables des personnages célèbres), en comparant par exemple les visages reconstruits avec les représentations de l'époque de leur vivant telles que les peintures et les sculptures.

## 2.2 Définitions et buts de la reconstruction faciale

La terminologie de la reconstruction faciale est assez ambiguë. Dans la littérature, de nombreux auteurs ont proposé de définir des termes appropriés au domaine de la reconstruction faciale.

Archer [Archer, 1997], Brown et al. [Brown et al., 2005], Krogman et Iscan [Krogman et Iscan, 1986], Quatrehomme [Quatrehomme, 2000] et Iscan [Iscan, 1993] englobent, sous le terme générique de « reconstruction craniofaciale » ou « approximation faciale », des procédés variés ayant généralement en commun l'utilisation, à un moment donné ou un autre de la procédure de reconstruction faciale, des épaisseurs tissulaires

moyennes en certains points anthropologiques. Ils considèrent que la reconstruction faciale, quelle que soit la méthode utilisée, est une aide, un stimulus, un guide vers d'autres méthodes d'identification, quand toutes les autres méthodes d'identification ont échoué, habituellement pour l'identification d'un corps réduit à l'état de squelette ou parfois décomposé. En général, il ne s'agit pas d'une identification positive, mais d'un simple guide vers une proposition d'identité. Quand une ou plusieurs propositions d'identité sont réalisées, il faut ensuite utiliser des méthodes classiques d'identification positive, c'est-à-dire des techniques d'identification comparatives. Il ne peut s'agir que d'une approximation du visage pour un type de crâne défini, puisqu'une moyenne statistique d'épaisseur de tissus mous est utilisée.

Rhine [Rhine, 1990] se propose de définir le terme de « reproduction faciale » qui lui semble le mieux adapté à la technique de reconstruction faciale et qui n'est pas adopté dans le monde judiciaire, anthropologique ou médical. Il est en accord avec le dictionnaire qui stipule que la reproduction est une copie, une imitation de l'original. Rhine [Rhine, 1990] considère qu'une reproduction faciale conduit seulement à une piste de recherche et non à une identification positive. Pour lui, le terme de reconstruction est généralement utilisé en anthropologie pour faire référence au processus de réassemblage d'un crâne ou d'autres pièces squelettiques. « Restauration » est un terme souvent employé en dentisterie faisant référence par exemple à la mise en place d'un amalgame. Le terme de « reconstruction » est employé pour décrire l'injection ou l'immersion, ou les deux, d'une solution dans un corps desséché dans le but de le réhydrater.

Selon George [George, 1987], le terme de reconstruction est le mieux approprié, plutôt que reproduction et restauration. Pour lui, le terme de reproduction implique une parfaite reproduction ce qui n'est jamais le cas et le terme de restauration est plus approprié à la réparation de tissus mous. Cependant, il préfère l'emploi du mot approximation qui peut être le mieux adapté à la procédure utilisée, mais son usage n'est pas généralisé.

Pour Vignal [Vignal, 1999] et Tilotta [Tilotta, 2008], c'est le terme de « reconstitution faciale » qui semble le plus significatif pour des personnes étrangères à l'anthropologie physique (magistrats, enquêteurs, médias, public, etc.). Ils rappellent que le terme de reconstitution faciale représente aux yeux d'un public non spécialiste la finalité première de la technique, soit reconstituer la forme d'un visage sur son crâne sec. La reconstitution faciale a pour objectif de proposer au public la représentation de la caricature du visage d'un individu en vue de son identification par diffusion d'une circulaire de recherche. La reconstitution faciale consiste ainsi à créer une approximation, la plus juste possible du visage, et qui ne représente pas l'aspect réel du visage de la personne inconnue. Son rôle est seulement de restituer sans trop dénaturer la forme et les proportions d'un visage afin de parvenir à l'identification de la personne.

Dans notre cas, nous retenons le terme de *reconstruction faciale* qui s'adresse à un crâne totalement « squelettisé ». Il s'agit donc de reconstruire un visage à partir d'images tridimensionnelles d'un squelette crânien en tentant une approximation de la forme du visage, à des fins judiciaires pour aider à l'identification de crânes et la recherche de personnes ou historiques, ou pour la reconstruction des visages en Egypte ancienne à partir de momies. Il nous semble préférable d'éviter le terme de reconstitution faciale qui devrait être utilisé comme synonyme de restauration faciale, concernant des visages traumatisés, altérés par divers processus pathologiques médico-légaux, péri-mortem ou post-mortem, et qu'on tente de restaurer ou reconstituer.

### 2.3 Historique de la reconstruction faciale

L'histoire de la reconstruction faciale remonte au début du XIX<sup>ème</sup> siècle. Les disciplines de l'archéologie, de la paléontologie et de l'anthropologie médico-légale ont été principalement responsables des nombreuses explorations détaillées dans ce domaine plutôt macabre.

Paul Broca (1824-1880), un anthropologue français, est considéré par beaucoup d'auteurs comme étant le premier à avoir entrepris des recherches sur les relations existant entre les structures osseuses du crâne et les tissus mous qui forment l'apparence du visage [Fedosyntkin et Nains, 1993], [Quatrehomme et Subsol, 2005], [Vignal, 1999]. Il fut l'un des premiers à considérer scientifiquement l'individualité du visage humain.

Les premières reconstructions faciales furent développées par des anatomistes et anthropologues allemands pour identifier des personnages historiques célèbres [Grüner, 1993], [Quatrehomme et Subsol, 2005], [Nelson et Michael, 1998]. Welcker (1822-1897), cité dans [Quatrehomme, 2000], [Sapanet et Rocher, 1997], [Tyrrell *et al.*, 1997] et [Vignal, 1999], s'est intéressé également aux relations entre les reliefs du crâne et l'aspect des tissus mous sus-jacents. Pour ce faire, il étudia l'épaisseur des tissus mous sur 13 cadavres de sexe masculin et ce sur 9 points de repère situés dans le plan médian du visage. Il mesurait l'épaisseur des tissus mous à l'aide d'une lame de couteau qu'il enfonçait en regard des points choisis.

La première technique de modelage a été réalisée par His en 1895 à la suite de ses recherches sur Jean-Sébastien Bach [Iscan, 1993], [Nelson, 1998], [Sapanet et Rocher, 1997], [Vignal, 1999]. Pour réaliser ce modelage, His prit un échantillon de 28 sujets et s'intéressa en plus des points médians à des points latéraux. Il mesurait l'épaisseur de tissu à l'aide d'une aiguille sur laquelle coulissait un disque en gomme, matérialisant ainsi la profondeur tissulaire existante. Dans une seconde étude, His démontra qu'il existait des différences d'épaisseur en fonction de la corpulence du sujet. Son échantillon se composait de 24 hommes de corpulence normale et de 9 hommes de corpulence maigre. Pour modeler ces visages, His positionnait des repères en plâtre aux endroits correspondant à ses mesures (points médians et latéraux), puis il les reliait par de l'argile afin d'obtenir la forme du visage.

La fin du XIX<sup>ème</sup> siècle fut marquée par des recherches sur l'homme préhistorique. La première approche était tentée par Kollmann et Buchly [Iscan, 1993], [Vignal, 1999]. Ils poursuivirent et approfondirent les travaux de His en établissant des mesures plus précises de l'épaisseur des tissus mous et en les interprétant par des études statistiques. Ainsi, ils ajoutèrent trois points supplémentaires à ceux de His. Pour relever les épaisseurs de tissus mous, ils utilisèrent une aiguille passée à la flamme d'une chandelle. En pénétrant dans les tissus mous, la partie noircie était alors effacée sur toute la profondeur. Leur échantillon, associé à ceux de His et de Welcker, a porté le nombre total de sujets à 45 hommes et 4 femmes. À la même époque, Merkel, en utilisant une autre méthode reconstruisit le visage d'un individu en partant des insertions musculaires [Sapanet et Rocher, 1997], [Vignal, 1999]. Il imagina alors la forme des muscles et l'épaisseur probable des tissus mous. Il fut le premier à utiliser pour le modelage un nouveau matériau, la plastiline<sup>1</sup> qui allait remplacer l'argile.

---

<sup>1</sup> Pâte à modeler (parfois appelée plasticine, une marque britannique).

Au début du XX<sup>ème</sup> siècle, des reconstructions faciales furent réalisées surtout pour les musées. L'anthropologue russe Gerasimov, cité par Archer [Archer, 1997], Grüner [Grüner, 1993], Sapanet et Rocher [Sapanet et Rocher, 1997], Tyrrell et al. [Tyrrell et al., 1997], Vignal [Vignal, 1999] et Quatrehomme et Subsol [Quatrehomme et Subsol, 2005], fournit le plus de travaux dans ce domaine. Il est considéré comme le père de la reconstruction faciale tridimensionnelle. Il développa sa méthode et l'a utilisée sur des spécimens paléontologiques (crânes Néanderthaliens et de Cro-Magnon), puis dans des affaires médico-légales. Dans sa méthode, Gerasimov introduisait l'étape de dessin. Après avoir reproduit le crâne au dioptrigraphe, il dessinait le contour du visage. Ces dessins allaient servir de base pour la sculpture qui était réalisée en cire modelable. Dès 1939, cette méthode connut de bons résultats, ses travaux étaient les premiers à servir l'institution judiciaire.

Plus tard, les américains s'intéressèrent à la reconstruction faciale. Ils reprirent les travaux des allemands Kollmann et Buchly puis ceux de Gerasimov. Rhine, Moore et Campbell effectuèrent des recherches sur les épaisseurs de tissus mous chez les blancs américains [Rhine et Campbell, 1980] et les noirs américains [Rhine et Moore, 1982]. Leur méthode se différencie de celle de Gerasimov par l'absence de dessin, des plots (ou des marqueurs) en cire matérialisant les épaisseurs standard sont directement appliqués sur le crâne, puis sont reliés par de la plastiline. Depuis, cette discipline connaît un grand essor aux Etats-Unis où de nombreuses reconstructions ont été faites.

Ensuite, diverses techniques de reconstruction faciale ont été proposées et décrites dans la littérature et sont actuellement utilisées en pratique, qu'elles soient bidimensionnelles, tridimensionnelles, manuelles ou informatisées. Une revue générale de ces différentes méthodes a été effectuée dans des ouvrages d'anthropologie médico-légale de référence [Krogram, 1986], [Iscan, 1993] et plus récemment dans [Aulsebrook et al., 1995], [Brown et al. 2005], [Clement et Marks, 2005], [DeGreef, 2005], [Nelson et Michael, 1998], [Taylor, 2001], [Tyrrell et al., 1997], [Vignal, 1999], [Wilkinson, 2004].

Certaines techniques manuelles traditionnelles de reconstruction faciale seront brièvement présentées dans la section 2.6.1. Grâce à l'introduction de l'informatique et des techniques d'imagerie numérique, il est possible d'automatiser certaines étapes du processus de la reconstruction afin de les rendre plus rapides et ainsi de pouvoir modifier certaines caractéristiques faciales plus rapidement qu'avec les techniques manuelles classiques. Plusieurs méthodes ayant recours à l'outil informatique ont été proposées et seront récapitulées dans la section 2.6.3. La tendance actuelle vise à éliminer au maximum la subjectivité, en s'appuyant en particulier sur des critères mathématiques pour évaluer les résultats et comparer différentes méthodes. Cependant, l'automatisation complète du processus de reconstruction faciale demeure un défi.

## 2.4 Fondements de la reconstruction faciale

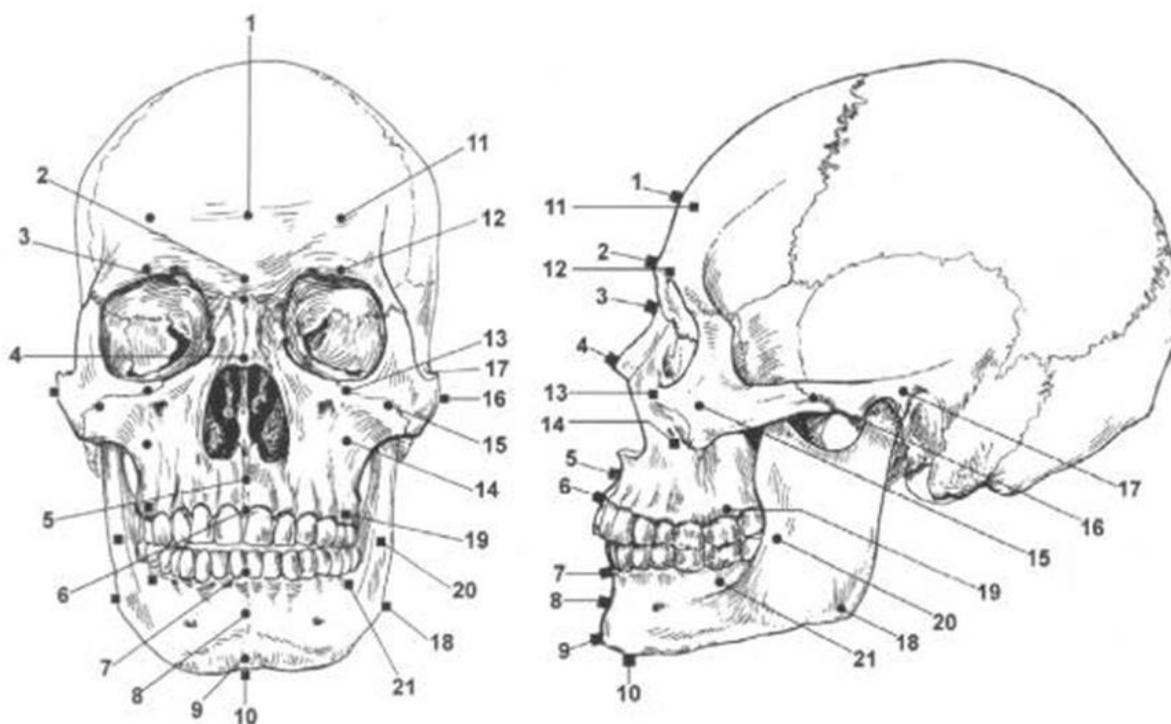
Dans la majorité des techniques de reconstruction faciale rencontrées dans la littérature, le processus est fondé d'une part sur la structure et la forme du crâne en effectuant une analyse anthropologique descriptive et métrique rigoureuse, à partir des mensurations anthropologiques classiques effectuées au niveau du squelette crâniofacial [Krogram, 1986], [Iscan, 1993], et de données céphalométriques radiologiques [Quatrehomme, 2000]. Cela permet d'appréhender certains caractères morphologiques spécifiques à chaque cas, et un

## La reconstruction faciale

certain nombre d'hypothèses sur la forme du crâne et du visage peuvent être proposées. Les informations les plus essentielles et nécessaires pour la reconstruction faciale sont l'âge, le sexe et le groupe ethnique de l'individu qui peuvent être obtenues à partir des caractéristiques du crâne [Archer, 1997], [Vignal, 1999]. L'âge est indiqué par les sutures du crâne et la dentition. Les formes des arêtes du front et du menton sont utiles pour déterminer le sexe et la forme de la mandibule permet d'identifier le groupe ethnique.

D'autre part, la reconstruction s'appuie sur la connaissance des épaisseurs moyennes de tissus mous, au niveau d'un certain nombre de points de repères anthropologiques, qui sont publiés dans la littérature [Aulsebrook et al., 1995], [Aulsebrook et al., 1996], [Brown et al., 2004], [Crains, 2000], [Farkas, 1994], [Rhine et Campbell, 1980], [Rhine et Moore, 1982], [Taylor, 2001] pour diverses populations et divers états pondéraux (maigre, normal et obèse). Par exemple, la figure 2.1 montre les positions des 32 points anthropologiques (10 points médians et 11 points latéraux sur chaque côté du crâne) utilisés par [Rhine et Campbell, 1980]. Des sources pour de telles données sont les tables de Rhine et Campbell [Rhine et Campbell, 1980] et celles de Rhine et Moore [Rhine et Moore, 1982] (figures 2.2 et 2.3).

Enfin, la reconstruction faciale est fondée sur l'expérience clinique et radiologique, par exemple pour la position des yeux, la forme du nez, la taille des oreilles, etc.



**Figure 2.1** : Position des points de repères anthropologiques sur le crâne d'après Rhine et Campbell [Rhine et Campbell, 1980].

Généralement, les techniques de reconstruction faciale supposent que l'apparence du visage d'un individu est influencée par (i) la structure ou la forme du crâne, (ii) les épaisseurs des tissus mous et (iii) les relations entre les traits faciaux en terme de proportion tels que le nez, les oreilles, les lèvres, et les yeux. Les variations de (i), (ii) et (iii) conduisent à l'obtention de visages différents et permettent de distinguer et de reconnaître les individus.

Location	Black		White		Japanese	
	Male	Female	Male	Female	Male	Female
<b>Midline</b>						
1. Supraglabella	4.75	4.50	3.75	3.50	3.00	2.00
2. Glabella	6.25	6.25	4.75	4.25	3.80	3.20
3. Nasion	6.00	5.75	5.00	4.50	4.10	3.40
4. End of nasal	3.75	3.75	2.00	2.00	2.20	1.60
5. Mid-philtrum	12.25	11.25	11.50	10.00	—	—
6. Upper lip margin	14.00	13.00	9.50	8.25	—	—
7. Lower lip margin	15.00	15.50	—	—	—	—
8. Chin-lip fold	12.00	12.00	10.00	10.00	10.50	8.50
9. Mental eminence	12.25	12.25	10.25	10.00	6.20	5.30
10. Beneath chin	8.00	7.75	6.00	6.25	4.80	2.80
<b>Lateral</b>						
11. Frontal eminence, left	8.25	8.00	—	—	—	—
Frontal eminence, right	8.75	8.00	—	—	—	—
12. Supraorbital, left	4.75	4.50	5.75	5.25	—	—
Supraorbital, right	4.75	4.50	—	—	4.50	3.60
13. Suborbital, left	7.50	8.50	4.25	4.50	—	—
Suborbital, right	7.75	8.25	—	—	3.70	3.00
14. Inferior malar, left	16.25	17.25	—	—	—	—
Inferior malar, right	17.00	17.75	—	—	—	—
15. Lateral orbits, left	13.00	14.25	6.75	7.75	—	—
Lateral orbits, right	13.25	12.75	—	—	5.40	4.70
16. Zygomatic arch, left	8.75	9.25	4.25	5.25	—	—
Zygomatic arch, right	8.50	9.00	—	—	4.40	2.90
17. Supraglenoid, left	11.75	12.00	6.75	7.00	—	—
Supraglenoid, right	11.75	12.25	—	—	—	—
18. Occlusal line, left	19.50	18.25	—	—	—	—
Occlusal line, right	19.00	19.25	—	—	—	—
19. Gonion, left	14.25	14.25	10.50	9.50	—	—
Gonion, right	14.75	14.25	—	—	6.80	4.00
20. Sub-M, left	15.75	16.75	—	—	—	—
Sub-M, right	16.50	17.25	—	—	10.20	9.70
21. Supra-M, left	22.25	20.75	—	—	—	—
Supra-M, right	22.00	21.25	—	—	14.50	12.30

**Figure 2.2** : Table de référence utilisée pour la reconstruction faciale. Cette table donne les épaisseurs moyennes de tissus faciaux en certains points caractéristiques du crâne en fonction de critères d'âge, de sexe et groupe ethnique [Rhine et Campbell, 1980].

Measurement	Emaciated		Normal		Obese	
	Male (3)	Female (3)	Male (67)	Female (19)	Male (8)	Female (3)
<b>Midline</b>						
Supraglabella	2.50	2.50	4.25	3.50	5.50	4.25
Glabella	3.00	4.00	5.25	4.75	7.50	7.50
Nasion	4.25	5.25	6.50	5.50	7.50	7.00
End of Nasals	3.00	2.25	3.00	2.75	3.50	4.25
Mid Philtrum	7.75	5.00	10.00	8.50	11.00	9.00
Upper Lip Margin	7.25	6.25	9.75	8.50	11.00	11.00
Lower Lip Margin	8.25	8.50	11.00	10.00	12.75	12.25
Chin-Lip Fold	10.00	9.25	10.75	9.50	12.25	13.75
Mental Eminence	8.25	8.50	11.25	10.00	14.00	14.25
Beneath Chin	5.0	3.75	7.25	5.75	10.75	9.00
<b>Bilateral</b>						
Frontal Eminence	3.25	2.75	4.25	3.50	5.50	5.00
Supraorbital	6.50	5.25	8.25	6.75	10.25	10.00
Suborbital	4.50	4.00	5.75	5.75	8.25	8.50
Inferior Malar	8.50	7.00	13.50	12.50	15.25	14.00
Lateral Orbit	6.75	6.00	9.75	10.50	13.75	13.25
Zygomatic Arch, midway	3.50	3.50	7.00	7.00	11.75	9.50
Supraglenoid	5.00	4.25	8.25	7.75	11.25	8.25
Gonion	6.50	5.00	11.00	9.75	17.50	17.50
Supra M <sup>2</sup>	8.50	12.00	18.50	17.75	25.00	23.75
Occlusal Line	9.25	11.00	17.75	17.00	23.50	20.25
Sub M <sub>2</sub>	7.00	8.50	15.25	15.25	19.75	18.75

**Figure 2.3** : Table de référence utilisée pour la reconstruction faciale. Cette table donne les épaisseurs moyennes de tissus faciaux en certains points caractéristiques du crâne en fonction de critères d'âge, de sexe et états pondéraux [Rhine et Moore, 1982].

### 2.5 Épaisseurs des tissus mous et techniques de mesure

L'épaisseur des tissus mous, ou parties molles, est un paramètre très important à considérer dans le domaine de la reconstruction faciale. Plusieurs méthodes permettant de mesurer les épaisseurs tissulaires moyennes, en un certain nombre de points anthropologiques prédéterminés, ont été utilisées sur des têtes de cadavres (mesures directes, rarement des mesures ultrasoniques, radiologiques, ou tomodensitométriques) ou in-vivo sur des patients ou des volontaires sains (mesures ultrasoniques, radiologiques, tomodensitométriques, ou par résonance magnétique nucléaire). La figure 2.5, tirée de [El-Mehallawi et Soliman, 2001], représente un tableau de synthèse de ces différents travaux.

La principale technique, utilisée depuis le début du XIX<sup>ème</sup> siècle par Welcker, His, Kollmann et Büchly (cités dans [El-Mehallawi et Soliman, 2001], [Grüner, 1993], [Quatrehomme, 2000], [Nelson et Michael, 1998], [Sapanet et Rocher, 1997], [Taylor, 2001], [Tyrrell et al., 1997] et [Vignal, 1999]), consiste à utiliser une aiguille passée à la flamme ou assortie d'un disque en caoutchouc pour mesurer la profondeur tissulaire en des points anthropologiques sur des têtes de cadavres (voir figure 2.4). Les mesures les plus récentes utilisant la technique de l'aiguille ont été effectuées sur des cadavres de différentes origines ethniques. Nous pouvons citer les travaux de Rhine et Campbell [Rhine et Campbell, 1980] sur des noirs américains, Aulsebrook [Aulsebrook et al., 1996] sur des Zoulous, Rhine, Moore et Weston [Rhine et Moore, 1982] sur des blancs américains et Domaracki et Stephan [Domaracki et Stephan, 2006] sur des adultes australiens.



**Figure 2.4 :** Technique de l'aiguille pour les mesures des épaisseurs des tissus mous d'une tête de cadavre (image tirée de [Kim et al., 2005]).

L'exactitude des mesures obtenues par cette technique est contestable en raison de plusieurs facteurs tels que la difformité de la surface pendant la prise des mesures, les altérations cadavériques (notamment la déshydratation, la rigidité, et les effets de la pesanteur modifient les épaisseurs mesurées sur le cadavre, et leur corrélation avec les épaisseurs mesurées sur le vivant ne sont pas connues), l'habileté de l'expert pour déterminer la position des points de repère et les angles d'insertion de l'aiguille, et la difficulté d'obtenir un grand nombre de spécimens représentant une population spécifique ou un groupe ethnique particulier [Quatrehomme, 2000], [Sapanet et Rocher, 1997].

Ces difficultés ont conduit à des mesures d'épaisseurs tissulaires sur des cadavres à partir de documents ultrasoniques ou radiologiques. Cela permet d'éliminer le problème de la

localisation des points de repère. Cependant les autres difficultés persistent, sans parler de l'aspect pratique, qui soulève d'importantes difficultés techniques et éthiques. Pour ces différentes raisons, la tendance actuelle est la mesure in-vivo.

Reference	Date	Number of points	Male	Female	Total	White	Mongoloid	Black	Egyptian	Zulu	Mixed	Methods
Welcker [15]	1883	9	13	-	13	13	-	-	-	-	-	Tissue puncture by using needle
His [16]	1895	15	24	4	28	28	-	-	-	-	-	Tissue puncture by using needle
Kollmann and Buchly [17]	1898	18	21	4	25	25	-	-	-	-	-	Tissue puncture by using needle
Birkner [18]	1905	18	6	-	6	-	6	-	-	-	-	Tissue puncture by using needle
Fischer [19]	1905	18	2	-	2	-	2	-	-	-	-	Tissue puncture by using needle
Von Eggeling [20]	1909	18	3	-	3	-	-	3	-	-	-	Tissue puncture by using needle
Stadtmuller [21]	1923-25	20	15	3	18	2	14	2	-	-	-	Tissue puncture by using needle
Suzuki [22]	1948	23	48	7	55	-	55	-	-	-	-	Tissue puncture by using needle
Rhine and Campbell [5]	1980	31	68	23	91	32	-	59	-	-	-	Tissue puncture by using needle
Aulsebrook et al. [3]	1996	LR16 <sup>a</sup> OR20 <sup>b</sup> US18 <sup>c</sup>	55	-	55	-	-	-	-	55	-	Lateral, oblique cephalometry ultrasound
Phillips and Smuts [6]	1996	21	16	16	32	-	-	-	-	-	32	Computerized tomography
Present study	1998	17	120	84	204	-	-	-	204	-	-	Ultrasound
Totals	-	-	391	141	532	100	77	64	204	55	32	-

<sup>a</sup> LR: lateral cephalometric radiographs.  
<sup>b</sup> OR: oblique cephalometric radiographs.  
<sup>c</sup> US: ultrasonic landmarks.

**Figure 2.5 :** Tableau récapitulatif des différents travaux et techniques de mesure des épaisseurs des tissus mous (tiré de [El-Mehallawi, 2001]).

D'autres approches, plus nouvelles, ont utilisé des mesures tomодensitométriques (CT) [Kim et al., 2005], [Phillips et Smuts, 1996] et ultrasoniques [Aulsebrook et al., 1996], [DeGreef et al., 2006], [El-Mehallawi et Soliman, 2001] sur des sujets vivants (in-vivo) pour mesurer plus correctement les profondeurs des tissus mous. Cela permet d'obtenir des données statistiques sur l'épaisseur de différentes parties du visage d'hommes et de femmes de différents groupes ethniques, d'âges variés et d'étudier les corrélations entre l'os et les parties molles du visage.

Les mesures ultrasoniques présentent un certain nombre d'avantages. Ces techniques, simples et non invasives, permettent des études sur de larges populations, sans mettre en danger la santé des sujets. L'appareillage utilisé est mobile et facilement transportable. Aulsebrook et al. [Aulsebrook et al., 1996] ont utilisé des mesures radiologiques latérales et obliques et des mesures ultrasoniques en 16 points anthropologiques sur 55 Zoulous de sexe masculin âgés de 20 à 35 ans. El-Mehallawi et Soliman [El-Mehallawi et Soliman, 2001] ont utilisé également une technique ultrasonique pour mesurer les épaisseurs tissulaires de 204 sujets égyptiens. Plus récemment, Ultsuno et al. [Ultsuno et al., 2005] ont utilisé des mesures céphalométriques obtenues par scannographies à rayons X en 12 points anthropologiques sur des enfants japonais.

Les techniques de mesure ultrasoniques et radiologiques souffrent aussi d'un deuxième inconvénient. Les données sont rassemblées seulement en un nombre limité de points de repère (généralement autour de 16 à 32).

## 2.6 Taxonomie des techniques de reconstruction faciale

Il existe une variété de techniques de reconstruction faciale. Elles peuvent être réparties en trois principales branches selon la quantité d'informations disponibles sur les tissus mous. La figure 2.6 représente une taxonomie des différentes techniques rencontrées dans la littérature. La branche de gauche représente les techniques de restauration faciale qui s'adressent à des sujets victimes de pathologies médico-légales (traumatisme crânio-facial, décomposition, etc.) où le visage présente une altération des tissus mous. Dans ces cas, l'expert médico-légal restaure les tissus mous endommagés et une reconstruction faciale complète n'est pas nécessaire [Archer, 1997], [Grüner, 1993], [Iscan, 1993], [Quatrehomme, 2000], [Taylor, 2001]. Les techniques de restauration faciale ne seront pas développées dans ce chapitre.

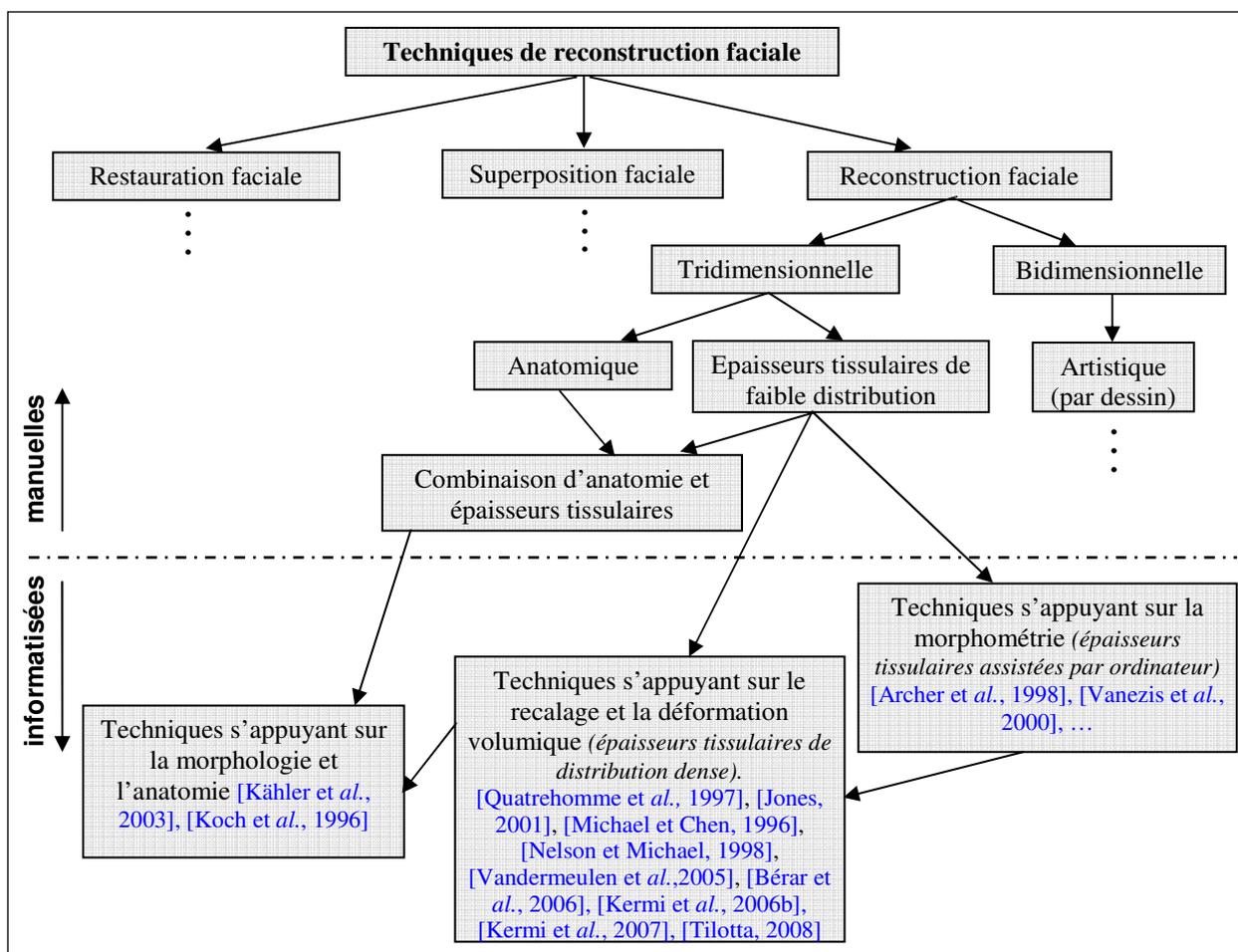


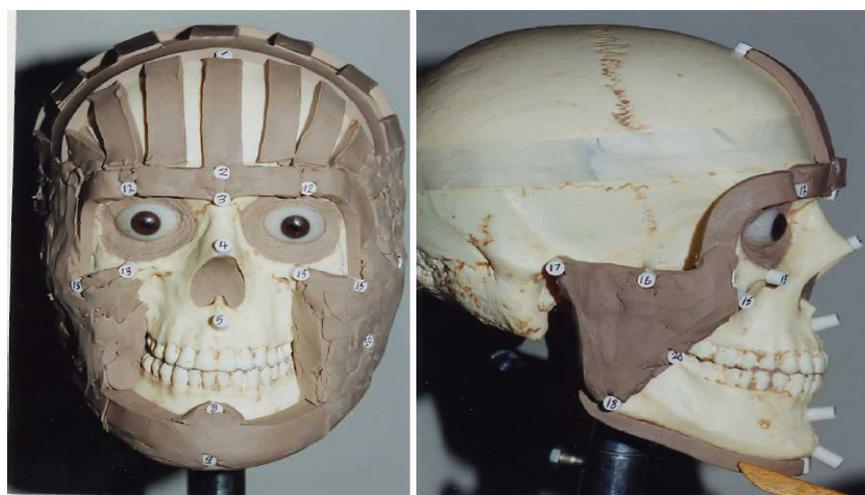
Figure 2.6 : Taxonomie des techniques de reconstruction faciale.

La branche centrale représente les cas où les tissus mous sont insuffisants pour restaurer l'apparence de l'individu, mais où d'autres indices peuvent limiter l'identité de la personne à quelques candidats. Dans ces situations, la superposition des photographies de personnes

disparues sur la photographie du crâne est préférable à une reconstruction faciale complète [Aulsebrook *et al.*, 1995], [Grüner, 1993], [Krogram, 1986], [Sapanet et Rocher, 1997].

La branche de droite concerne les cas où le squelette crânien est la seule source d'informations sur la physionomie de l'individu qui est inconnue. Dans ces cas, il est essentiel de reconstruire le visage à partir du crâne. Cette branche de la taxonomie se divise à son tour selon la dimension (2D ou 3D) et selon les techniques de reconstruction faciale, qui se fondent soit sur une approche « anatomique » soit sur une approche utilisant « les épaisseurs des tissus mous » [Iscan, 1993], [Kähler *et al.*, 2003], [Nelson et Michael, 1998], [Taylor, 2001].

La technique de reconstruction faciale artistique 2D consiste généralement en un dessin d'artiste réalisé d'après des photographies frontales et latérales du crâne [Aulsebrook *et al.*, 1995], [Iscan, 1993], [Krogram, 1986]. L'approche anatomique, dite méthode russe, tente de reconstruire le visage en sculptant, couche par couche, les muscles, les glandes et le cartilage sur le crâne. Cette technique est la plus utilisée pour la reconstruction de visages des hommes fossiles où aucune donnée statistique sur les tissus mous n'existe sur la population préhistorique. L'approche anatomique est considérée comme étant très longue à réaliser, nécessitant plusieurs centaines d'heures de travail, puisque chaque muscle doit être modelé séparément et doit être placé correctement sur le crâne [Nelson et Michael, 1998], [Taylor, 2001]. Elle exige aussi des connaissances détaillées et de grandes compétences dans le domaine de l'anatomie. Par conséquent, la méthode représentée dans la figure 2.6 par le bloc « épaisseurs tissulaires de faible distribution », dite aussi méthode américaine, est devenue la technique la plus populaire et la plus utilisée dans les investigations médico-légales [Archer, 1997], [Iscan, 1993], [Taylor, 2001]. Comme nous l'avons évoqué précédemment dans la section 2.4, cette méthode s'appuie sur des ensembles standard de mesures statistiques sur les épaisseurs des tissus mous, au niveau d'un nombre limité de points anthropologiques spécifiques sur le crâne. Chaque mesure représente la distance totale entre la surface de la peau et le crâne, incluant les couches de la graisse et des muscles (voir la figure 2.7). Cette méthode est plus rapide que la méthode anatomique et n'exige pas beaucoup de connaissances en anatomie. En revanche, l'expert médico-légal doit avoir de fortes qualifications artistiques.



**Figure 2.7 :** Reconstruction faciale tridimensionnelle utilisant la méthode des épaisseurs des tissus mous (reproduite avec l'autorisation de [Taylor, 2001]).

## La reconstruction faciale

Les deux approches, « anatomique » et « épaisseurs des tissus mous », ne sont pas mutuellement exclusives ou contradictoires. Une méthode combinant les deux approches, dite méthode de Manchester, est utilisée par certains experts, profitant ainsi des meilleurs aspects de chaque méthode [Kähler et al., 2003], [Taylor, 2001], [Wilkinson, 2004]. En utilisant l'information statistique disponible sur les tissus mous, des chevilles (ou marqueurs) représentant les épaisseurs moyennes des tissus mous sont placés sur une copie du crâne découvert et sont utilisés comme guide pour délimiter les contours du visage. Après examen des attachements musculaires évidents, les muscles sont sculptés un par un sur le crâne. Ensuite, des bandes d'argiles sont mises sur la surface des muscles pour simuler les couches de la peau et des tissus sous-cutanés, tout en respectant la hauteur des marqueurs. La figure 2.8 montre un exemple de reconstruction faciale utilisant cette méthode.



**Figure 2.8** : Exemple de reconstruction faciale tridimensionnelle combinant « anatomie » et « épaisseurs de tissus mous ». De gauche à droite : moulage du crâne avec marqueurs ; vue latérale des muscles et des marqueurs sur le crâne ; vue frontale ; application de bandes d'argile ; reconstruction faciale finale.

(<http://www.Medicine.manchester.ac.uk/artinmed/reconstruction/technique/>)

Les trois blocs en-dessous de la ligne en pointillé, dans la figure 2.6, représentent une tentative de classification des principaux développements de reconstructions faciales informatisées 3D décrites dans la littérature durant les quinze dernières années. Le bloc de droite concerne les techniques reposant sur la morphométrie, encore appelées techniques des épaisseurs des tissus mous assistées par ordinateur. Ces méthodes imitent étroitement les techniques manuelles 3D utilisant un certain nombre de marqueurs représentant les épaisseurs des tissus mous. En général, ces méthodes consistent à placer un modèle générique de surface d'une tête autour d'un modèle polyédrique du crâne inconnu. Ensuite, le modèle de surface de la tête est ajusté ou est interpolé à travers les marqueurs virtuels préalablement placés sur la surface du crâne permettant ainsi d'obtenir un visage candidat pour le crâne inconnu. Cela est effectué en appliquant des transformations 3D telles que les fonctions B-splines [Archer, 1997], [Archer et al., 1998] et des fonctions de base radiales [Vanezis et al., 2000].

D'autres méthodes plus récentes, représentées par le bloc du milieu « épaisseurs tissulaires de distribution dense », font appel aux techniques de recalage et de déformation volumique. Généralement, ces techniques se fondent sur des approches de déformation d'une tête de référence vers le crâne inconnu en s'appuyant sur les lignes de crêtes [Quatrehomme et al., 1997], [Subsol et Quatrehomme, 2005], les champs de disques [Chen et al., 1996], [Michael et Chen, 1996], [Nelson et Michael, 1998], les points caractéristiques [Jones, 2001], les cartes de distance euclidienne signée

[Vandermeulen *et al.*, 2005], ou les points semi-caractéristiques (ou semi-landmarks) [Bérar *et al.*, 2006]. La tête de référence est souvent sélectionnée selon la similarité des caractéristiques morphologiques (sexe, âge et groupe ethnique).

La méthode de reconstruction faciale 3D que nous présentons dans cette thèse s'inscrit dans cette catégorie de méthodes.

Cette catégorie de méthodes peut être vue comme une extension logique des méthodes manuelles fondées sur les épaisseurs de tissus mous de faible distribution. Au lieu de l'utilisation d'un nombre limité de points de repère anthropologiques et l'application subjective de l'argile ou de la plastiline, ces méthodes emploient un placement dense de l'épaisseur des tissus mous. Les données des tables des épaisseurs tissulaires sont remplacées par des données tomodensitométriques (TDM ou CT), et la taille de la population est déterminée par le nombre d'images CT utilisées comme référence dans le processus de la reconstruction faciale. Dans un certain sens, ces méthodes reviennent à prendre un masque en caoutchouc de tissus mous et à l'étirer au-dessus du crâne inconnu.

Le bloc de gauche concerne les techniques fondées sur la morphologie et l'anatomie de la tête humaine. La morphologie du visage est obtenue en incluant les muscles et la graisse, avant de terminer la reconstruction par la couche de la peau. Wilhelms et Van Gelder [Wilhelms et Van Gelder, 1997] ont présenté des algorithmes d'infographie pour modeler les os, les muscles et la peau sous-jacente. L'approche de Kähler et al. [Kähler *et al.*, 2003] consiste à apparier un modèle de tête virtuelle à base d'anatomie, incluant la peau et les muscles, à la surface du crâne inconnu tout en utilisant des données statistiques sur les épaisseurs des tissus mous. Une méthode similaire a été aussi développée par [Koch *et al.*, 1996] pour simuler ou planifier la chirurgie faciale.

Certaines méthodes de reconstruction faciale informatisées seront discutées plus en détail dans la section 2.6.3.

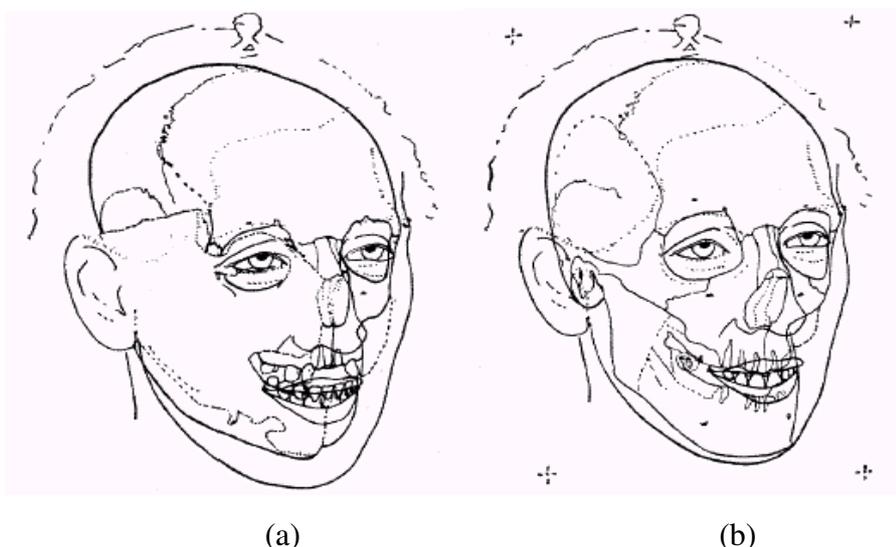
### 2.6.1 Reconstructions faciales manuelles

#### 2.6.1.1 La superposition faciale

La superposition faciale peut aider à l'identification d'une personne disparue en comparant, par un procédé photographique, le squelette crânio-facial avec le portrait ou la photographie de la personne disparue [Aulsebrook *et al.*, 1995], [Krogram, 1986], [Quatrehomme, 2000]. L'expert superpose manuellement une photographie de la tête d'une personne disparue sur celle du crâne prise sous un même angle afin de mettre en évidence une possible compatibilité d'identité. En général, les photographies du disparu et du crâne sont agrandies puis comparées par transparence. Le procédé de superposition comprend une superposition des négatifs et/ou le dessin des contours du visage, et sa superposition sur le crâne. La figure 2.9 montre les résultats de la superposition pour la résolution du meurtre d'Isabella Ruxon [Archer, 1997]. La figure (2.9.a) montre un des crânes des victimes superposé sur le contour du visage de la photographie d'Isabella Ruxon. Le crâne n'est pas compatible avec le contour du visage. Au contraire, la figure (2.9.b) représente la compatibilité du crâne d'une autre victime superposé sur le même dessin du contour.

Les problèmes posés par cette technique sont nombreux [Quatrehomme, 2000]. Le coefficient d'agrandissement des photographies de l'individu et du crâne doit être déterminé avec précision, ce qui est difficile à réaliser sans disposer d'informations supplémentaires

(distance focale, éléments de comparaison sur la photographie, etc). La distance à laquelle a été prise la photographie est évaluée indirectement, en se servant par exemple de la taille des objets visibles sur l'arrière plan, la distance interpupillaire, la largeur bizygomatique, etc. Un autre problème est celui de la position exacte du crâne par rapport à celle de la photographie, le visage étant presque toujours dans une position intermédiaire (rachis cervical en flexion, extension, rotation ou inclinaisons variées). Sur la photographie fournie par la famille du disparu, les positions standardisées (face, profils ou trois-quarts) sont très rares en pratique.



**Figure 2.9** : Exemple de superposition faciale appliquée pour le cas d'Isabella Ruxton [Archer, 1997].

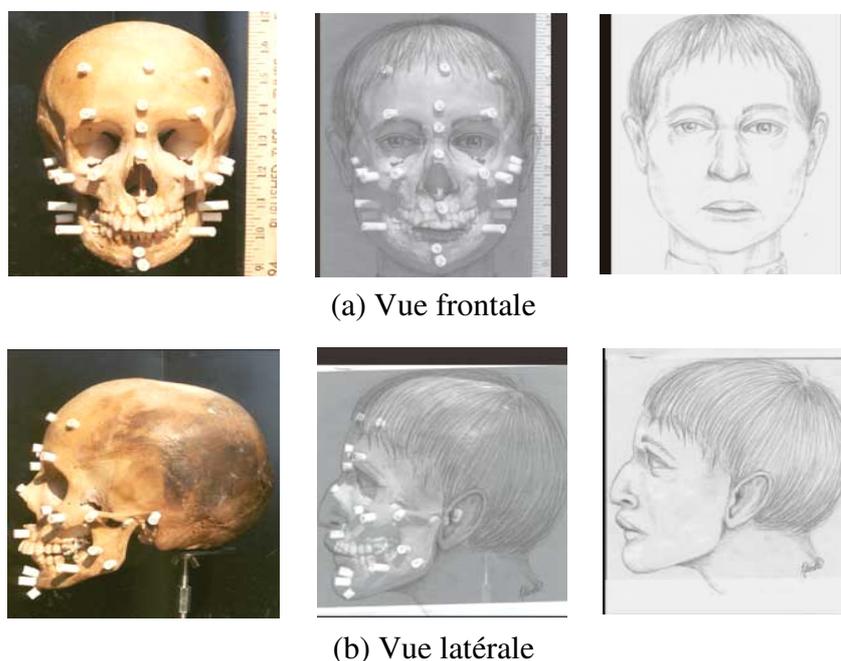
Actuellement, la superposition faciale est facilitée par des techniques vidéo [Archer, 1997], [Iten, 1987], [Kumari et Sekharan, 1992]. Ces techniques sont utilisées pour projeter simultanément sur un écran des images vidéo du crâne et de la photographie de la personne disparue. Une image vidéo peut être simplement superposée sur une autre, en utilisant deux caméras et en ajustant les intensités des deux images afin que la photographie de la personne et le crâne sur lequel elle est superposée soient toutes les deux visibles. Ce procédé élimine une partie des problèmes qui étaient associés aux méthodes précédentes, en particulier la taille des deux images (l'agrandissement ou la réduction de l'image est obtenue instantanément par un zoom au lieu de multiples agrandissements ou réductions de photographies), ou l'orientation dans les différents plans (plan horizontal, plan vertical, plan sagittal).

### 2.6.1.2 La reconstruction faciale artistique bidimensionnelle

La technique de reconstruction faciale bidimensionnelle (2D) est plus fiable que la superposition [Iscan, 1993], [Taylor, 2001]. Elle consiste généralement en un dessin d'artiste réalisé d'après des photographies frontales et latérales du crâne. Cette technique comprend plusieurs étapes. Dans un premier temps, un ensemble de marqueurs (petites tiges métalliques), dont la hauteur correspond à l'épaisseur moyenne du tissu facial en cet endroit (figure 2.1), sont collés sur la boîte crânienne à des points de repères prédéterminés. L'épaisseur moyenne en un point donné du crâne est décrite dans des tables telles que celles

présentées précédemment dans les figures 2.2 et 2.3. Le crâne est placé horizontalement sur un support. Ensuite, il est photographié, en utilisant une règle de référence placée à son côté, en deux prises de vue frontale et latérale et à une échelle réelle 1:1. Les photographies sont alors agrandies à une dimension de grandeur réelle, puis elles sont attachées horizontalement l'une à côté de l'autre sur deux planches séparées. Ensuite, les photographies sont couvertes par du papier transparent. En utilisant les épaisseurs tissulaires comme directives et en suivant le contour du crâne, l'artiste commence à dessiner un croquis du visage et à tracer la bouche, le nez et les yeux. Enfin, les informations anthropologiques sur l'âge, le sexe et le groupe ethnique sont utilisées pour représenter le style des cheveux (figure 2.10).

Cette technique est simple, rapide et appropriée pour donner une identité approximative à partir de restes squelettiques d'un cadavre humain pour un but d'identification judiciaire.



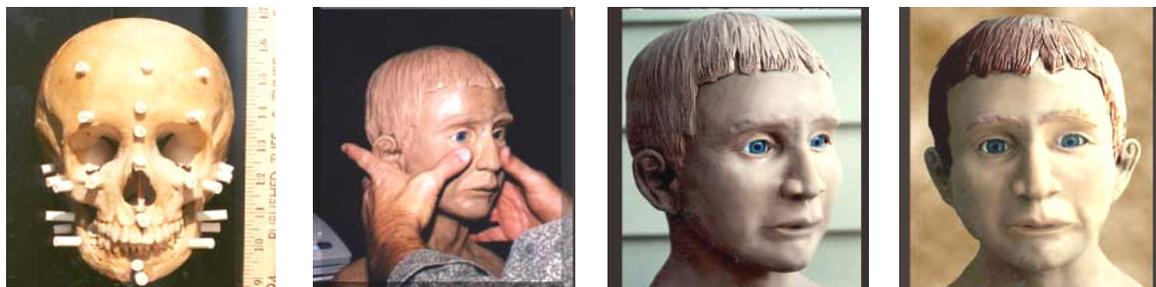
**Figure 2.10 :** Exemple de reconstruction faciale 2D appliquée pour le cas de P.K. Tucker. De gauche à droite : photographie du crâne avec marqueurs, contours correspondants aux marqueurs et résultat final.

(The Historical Exhumation Project - <http://www.Forensicartist.com/reconstruction.html>)

### 2.6.1.3 La reconstruction faciale tridimensionnelle

Comme la reconstruction faciale 2D, la reconstruction faciale tridimensionnelle (3D) est à la fois un travail scientifique et artistique [Taylor, 2001], [Quatrehomme, 2000], [Iscan, 1993]. Elle consiste à travailler sur le crâne lui-même ou sur un moulage du crâne. Le processus de reconstruction commence en plaçant le crâne horizontalement sur un support, selon le plan de Francfort, où le crâne peut être facilement incliné et tourné dans toutes les directions. En utilisant les données des épaisseurs tissulaires adéquates à partir de l'âge, du sexe et du groupe ethnique du sujet, l'expert positionne sur le crâne, en des points caractéristiques, un ensemble de marqueurs (ou plots). Ensuite, un ensemble de pièces

d'argile est appliqué sur le crâne avec la contrainte que l'épaisseur d'argile soit égale à la hauteur des marqueurs, puis extrapolée à partir de ceux-ci dans les zones où il n'y a pas de marqueur (figure 2.11).



**Figure 2.11** : Exemple de reconstruction faciale 3D appliquée pour le cas de P.K. Tucker. (The Historical Exhumation Project - <http://www.Forensicartist.com/reconstruction.html>)

### 2.6.2 Limites des techniques traditionnelles et besoins de l'informatique

Les techniques de reconstruction faciale traditionnelles exigent de bonnes compétences dans les domaines de l'anatomie, de l'anthropologie, des sciences légales et de l'art. Ces techniques sont manuelles, subjectives, assez fastidieuses, longues à réaliser, et ne peuvent aboutir qu'à une seule représentation à la fois (dessin ou sculpture) [Kähler *et al.*, 2003], [Quatrehomme *et al.*, 1997]. De plus, le taux de succès d'identification des méthodes manuelles est de l'ordre de 50% seulement [Archer, 1997], [Iskan, 1993]. Ce faible taux est dû d'une part à la difficulté de déterminer l'aspect des traits faciaux tels que le nez, les yeux et les lèvres, et d'autre part à la variabilité des interprétations des artistes du monde médico-légal : différents artistes peuvent produire différents visages à partir d'un même crâne et réciproquement, un même artiste peut créer plusieurs visages semblables à partir de crânes complètement différents. Ces variations ont été précédemment analysées par Aulsebrook *et al.* [Aulsebrook *et al.*, 1995] et montrent bien l'importance des connaissances et de l'expérience de l'expert médico-légal dans la phase de reconstruction. Ces différences s'expliquent aussi par le faible nombre de points caractéristiques sur le crâne servant de mesure des distances entre crâne et peau. Seules les mesures en ces points sont fiables, les valeurs en d'autres endroits étant extrapolées à partir de ces valeurs en faisant appel aux connaissances de l'expert médico-légal. La reconstruction faciale est d'autant plus difficile qu'il existe de nombreuses variations faciales, particulièrement liées à l'état nutritionnel de l'individu et aux différents stades de vieillissement. De plus, les détails du nez, des yeux, des oreilles, des lèvres, du menton ne peuvent être déduits précisément à partir de caractéristiques crâniennes.

Pour toutes ces raisons, l'utilisation d'une technique de reconstruction faciale ayant recours à l'informatique pourrait apporter une aide précieuse aux anthropologues médico-légaux. En effet, la reconstruction faciale 3D par ordinateur présente plusieurs avantages. Premièrement, la procédure de reconstruction en elle-même se trouve simplifiée. En plus, le gain de temps pourrait être important. Il est clair que les techniques actuelles d'imagerie médicales 3D peuvent considérablement réduire le temps passé par l'anthropologue médico-

légal pour proposer un modèle facial. Un autre avantage réside dans la possibilité de reconstruire plusieurs modèles de visages à partir d'un même crâne en fonction de différents paramètres (hypothèses sur la morphologie, l'âge ou le sexe de la personne). Cela permet ainsi d'augmenter les chances d'identification.

## **2.6.3 Reconstructions faciales informatisées**

### **2.6.3.1 Techniques s'appuyant sur la morphométrie**

La possibilité d'une reconstruction faciale assistée par ordinateur a été étudiée par plusieurs auteurs. Perper et al. [Perper et al., 1988] ont développé un système de « morphographie » faciale permettant la détermination de caractéristiques faciales en s'appuyant sur des mesures céphalométriques précises obtenues par scannographies à rayons X. Le reste de la méthode continue à faire appel aux techniques manuelles habituelles. Vanezis [Vanezis, 1989] a appliqué une technique d'infographie 3D pour la reconstruction faciale et a effectué la comparaison avec des techniques par sculpture. Après l'estimation anthropologique du crâne, l'acquisition de données du crâne inconnu est faite avec un système de balayage par laser (laser scanning system). Sur l'image 3D numérisée du crâne, 40 repères sont localisés et la profondeur de tissu mou est représentée comme des lignes projetant de ces repères, comme les chevilles utilisées dans la reconstruction faciale manuelle classique. Le logiciel utilisé permet la modification à la fois des localisations de ces repères et de l'épaisseur tissulaire attribuée à chaque repère. La deuxième étape consiste à choisir un modèle facial en s'appuyant sur les propriétés anthropologiques du crâne. Ce modèle contient à son tour des repères. Le logiciel fait coïncider les repères de l'image numérisée du crâne avec ceux du modèle facial. Ensuite, les traits individuels comme les yeux, les oreilles, les lèvres et le nez peuvent être choisis et ajoutés [Vanezis et al., 2000]. Miyasaka et al. [Miyasaka et al., 1995] ont développé une méthode de reconstruction faciale assistée par ordinateur utilisant la même voie méthodologique que la technique de dessin 2D classique. Sa conclusion est que les images obtenues constituent une grande avancée par rapport aux images résultant de méthodes conventionnelles, aussi bien sur l'aspect opérationnel que dans la flexibilité à créer des variations multiples sur la base d'un premier résultat.

Shahrom et al. [Shahrom et al., 1996] présentent un système d'infographie 3D pour la reconstruction faciale à partir d'un crâne. Après avoir sélectionné l'épaisseur des tissus mous selon le type facial (normal, mince, obèse), 44 marqueurs sont placés sur l'image du crâne. Un « visage moyen » correspondant aux caractéristiques anthropologiques du crâne inconnu est sélectionné dans une base de données de visages scannés et avec 44 marqueurs similaires. Après alignement des images du crâne et du visage, celles-ci sont superposées. La reconstruction faciale est obtenue après un recalage manuel des marqueurs entre les deux images.

Le premier prototype de reconstruction faciale 3D a été développé par Archer [Archer, 1997], [Archer et al., 1998]. Son programme simule étroitement le processus manuel de la reconstruction faciale 3D qui se fonde sur l'approche « épaisseurs des tissus mous ». D'abord, le crâne est numérisé en utilisant l'une des modalités d'acquisition d'images médicales 3D (scanner CT ou IRM) permettant d'obtenir un modèle polyédrique 3D du crâne. Ensuite, des marqueurs virtuels représentant les épaisseurs tissulaires sont placés en des points de repères appropriés sur le modèle du crâne et sont orientés de façon

interactive par l'utilisateur (l'artiste médico-légal). Un modèle générique de surface d'une tête est placé autour du modèle polyédrique du crâne. Ensuite, le modèle de surface de la tête est interpolé à travers les marqueurs virtuels placés sur la surface du crâne permettant ainsi d'obtenir un visage candidat pour le crâne inconnu. Cela est effectué par une technique d'interpolation B-Splines hiérarchique avec la possibilité de calculer l'approximation de l'orientation du plan tangent au point d'interpolation. Pour le même modèle crânien, l'orientation et la position des marqueurs peuvent être modifiées de manière interactive. Cela permet d'obtenir assez rapidement plusieurs modèles de visages. Bien qu'il s'agisse d'un outil de reconstruction faciale complètement informatisé et simulant un processus déjà familier à l'artiste médico-légal, il exige beaucoup d'interactions de l'utilisateur. De plus, le processus d'interpolation est délicat et nécessite un certain niveau d'habileté et d'attention afin de créer un modèle de référence pour le processus de reconstruction.

Andersson et Valfridsson [Andersson et Valfridsson, 2005] utilisent aussi des marqueurs virtuels en des points caractéristiques pour définir la distance entre le crâne et la peau. Tous les sommets d'un maillage de référence arbitrairement choisi, correspondant aux marqueurs des épaisseurs tissulaires, sont projetés sur l'image CT de l'os crânien. Des traits faciaux peuvent être choisis dans une bibliothèque et peuvent être manipulés lors d'une étape de post-traitement. Afin de rendre le modèle plus réaliste, des textures peuvent être appliquées avant le rendu. L'inconvénient de cette approche est que l'utilisateur doit manipuler manuellement le maillage afin d'insérer ou de contrôler les traits faciaux : par exemple l'utilisateur doit identifier tous les sommets définissant le contour de la cavité pour introduire les yeux dans le maillage. Généralement, les visages résultants semblent légèrement artificiels.

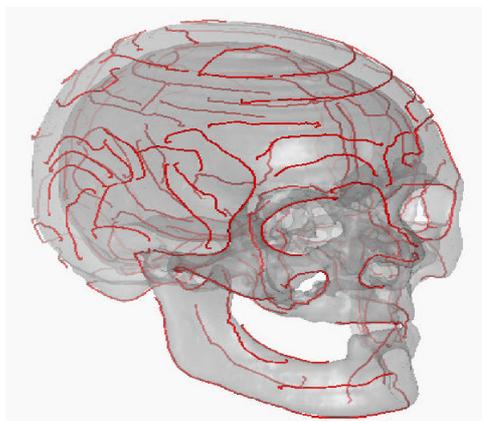
### 2.6.3.2 Techniques s'appuyant sur le recalage et la déformation volumique

La technique de recalage est très présente dans beaucoup d'applications de traitement d'images médicales pour mettre en correspondance un ensemble de données sur un autre en s'appuyant sur une certaine correspondance entre ces ensembles. Ainsi, il est aussi d'actualité d'utiliser des approches fondées sur le recalage pour la reconstruction faciale. Subsol et Quatrehomme [Subsol et Quatrehomme, 2005] affirment que les approches fondées sur le recalage sont les plus prometteuses.

Quatrehomme et al. [Quatrehomme et al., 1997], Subsol et al. [Subsol et Quatrehomme, 2005] présentent une méthode de transformation paramétrique globale, fondée sur des lignes de crêtes (crest lines), d'un crâne de référence vers le crâne inconnu. Ensuite, la même transformation est appliquée pour déformer le visage de référence vers un nouveau visage considéré proche du visage inconnu. Dans [Quatrehomme et al., 1997], deux moulages de visage correspondants à deux sujets décédés (ayant des caractéristiques morphologiques à peu près similaires) ont été manuellement créés et les deux crânes correspondants ont été disséqués et squelettisés. Ensuite, ces deux paires crâne/visage ont été numérisées avec un scanner CT. A partir des images volumiques ainsi obtenues, l'algorithme d'extraction d'iso-surface « Marching Cubes » [Lorensen et Cline, 1987] est appliqué pour générer des modèles géométriques 3D distincts des crânes secs et des moulages de visage correspondants.

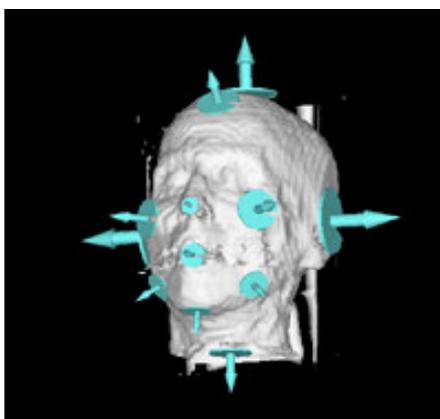
Dans cette méthode, la déformation consiste à appliquer itérativement un ensemble de transformations (rigides, affines et non rigides), fondées sur une mise en correspondance de type *Iterative Closest Point* afin de superposer l'ensemble des lignes de crêtes du crâne de

référence sur celles du crâne inconnu. Mathématiquement, les lignes de crêtes sont définies comme des lignes de courbure principale maximale. Sur un crâne, ces lignes correspondent par exemple aux contours de la mandibule, des orbites, des pommettes ou des tempes (figure 2.12).



**Figure 2.12** : Lignes de crêtes sur un crâne [Quatrehomme et al., 1997]

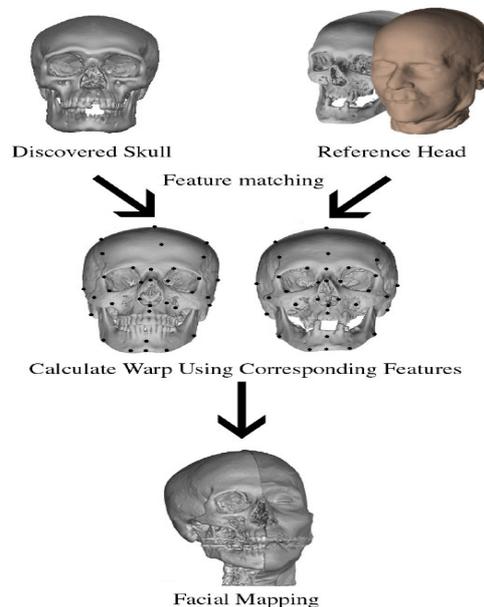
Contrairement aux méthodes traditionnelles, l'approche proposée par Quatrehomme ne repose pas sur un calcul de distances cranio-faciales mais uniquement sur l'homologie entre les deux ensembles de données crâne/visage. Par cette méthode, il est possible d'obtenir une reconstruction faciale 3D qui est relativement proche du visage réel. La validation des résultats reste cependant difficile à effectuer étant donné que le processus d'identification d'une personne n'est pas facilement modélisable. L'intérêt de cette méthode repose également sur sa rapidité et sur la possibilité de générer différents ensembles de résultats en modifiant certains paramètres tels que l'utilisation de différents modèles de référence et la modification des critères de la transformation. Cette méthode pose quelques problèmes comme le recalage précis entre le crâne et le modèle facial ou le positionnement précis et invariable de la mandibule.



**Figure 2.13** : Ensemble de champs de disques de contrôle [Chen et al., 1996]

Michael et Chen [Michael et Chen, 1996] et Nelson et Michael [Nelson et Michael, 1998] ont travaillé directement à partir de données volumiques. Un modèle d'une tête source (connue) incluant le crâne sous-jacent est déformé en utilisant une fonction de déformation volumique de telle sorte que le crâne source déformé corresponde approximativement au crâne cible (inconnu). Leur fonction de déformation est définie comme un champ de déformation qui est fondé sur l'utilisation de 14 paires de champs de disques qui sont placés manuellement autour du crâne. La figure 2.13 montre l'ensemble des champs de disques de contrôle. L'idée de base est de diffuser des champs circulaires, définis par un point du centre, une normale et un rayon, à travers les données autour des traits d'intérêt (les détails ne sont pas donnés sur le placement de ces champs de disques). Les champs circulaires placés sur le crâne cible (inconnu) sont associés aux champs semblables sur le crâne source (connu). Les points de centre, le rayon ainsi que l'orientation et l'amplitude des vecteurs normaux, relatifs aux champs de disques associés, définissent une déformation du crâne source vers le crâne cible. Une fois que les correspondances sont déterminées et les disques définis, le volume de la tête est déformé comme une entité complète, ce qui entraîne en conséquence la déformation des tissus mous avec le crâne.

Mark Jones [Jones, 2001] a aussi utilisé une technique de déformation volumique pour le processus de reconstruction faciale. Sa méthode consiste à comparer les données volumiques du crâne découvert, acquises par un scanner CT, avec celles d'une tête de référence. Cette méthode utilise des épaisseurs tissulaires originales à partir de données volumiques plutôt que des données issues des tables de référence telles que celles de Rhine et Campbell [Rhine et Campbell, 1980] mentionnées dans les sections précédentes. La figure 2.14 montre les principales étapes du processus de la méthode proposée.



**Figure 2.14 :** Processus de reconstruction faciale selon la méthode de Jones [Jones, 2001]

Dans un premier temps, un crâne de référence ayant les mêmes caractéristiques morphologiques d'âge, de sexe et de groupe ethnique que le crâne inconnu est choisi. Ensuite, une mise en correspondance est calculée entre les deux crânes (inconnu et référence)

en utilisant une technique de corrélation. Cette transformation consiste à mettre en correspondance chaque point caractéristique du crâne de référence sur le crâne découvert. L'algorithme de corrélation utilisé permet de détecter automatiquement 34 points caractéristiques sur le crâne découvert. Cette correspondance de points caractéristiques guide la transformation entre les deux crânes. Pour chaque point sur le crâne découvert, une déformation détermine un point correspondant sur le crâne de référence. Il est possible de calculer l'épaisseur du tissu en ce point en utilisant un algorithme de calcul de champ de distance et d'apparier ensuite cette épaisseur sur le crâne découvert. Les tissus mous de la tête de référence sont alors appariés sur le crâne découvert donnant ainsi un visage candidat pour la personne inconnue. Le temps de calcul de champ de distance est assez important et la reconstruction faciale complète n'a pas été encore testée. La corrélation est fondée seulement sur des vues 2D frontales. Cela induit des erreurs dans la reconstruction des traits faciaux tels que les oreilles. De plus, il est supposé que les images des deux crânes sont pré-recalées.

L'approche présentée par Bérar et al. [Bérar et al., 2006] est similaire à celles proposées par [Quatrehomme et al., 1997] et [Jones, 2001] selon la modalité d'acquisition utilisée. Cependant, un modèle statistique conjoint de forme de crâne et de visage est utilisé pour le processus de reconstruction faciale plutôt qu'une extrapolation de champ de déformation. Le modèle statistique est calculé par l'analyse en composantes principales (ACP). À partir des images CT de têtes, une base de données fournissant différentes surfaces de crânes associées avec leurs surfaces de peaux correspondantes est établie. Une série de transformations 3D est appliquée afin de recalibrer les différentes données dans un système de référence commun à tous les individus (*subject-shared reference system*). Cela permet d'obtenir une base de données composée de maillages de crânes et de visages partageant la même topologie, c'est-à-dire le même nombre de sommets et les mêmes liaisons entre ces sommets. Chacun de ces sommets, appelé point semi-caractéristique ou semi-landmark, représente par hypothèse le même lieu sur chaque individu. Ainsi, une relation statistique directe entre le crâne et le visage, incluse dans le modèle statistique, est calculée et est utilisée par la suite pour la reconstruction du visage de la personne inconnue à partir de l'image CT du crâne inconnu.

Claes et al. [Claes et al., 2005] proposent une approche de reconstruction faciale fondée sur un modèle facial statistique incluant les épaisseurs des tissus mous et la surface du visage. Le modèle facial est calculé à partir de différents visages d'individus vivants afin de produire un visage moyen le moins biaisé possible. Ensuite, ce modèle est adapté sur l'image CT du crâne inconnu en s'appuyant sur un ensemble de 52 paires de points de repère. Cette transformation est effectuée en appariant chaque point de repère du modèle facial sur le point de repère correspondant sur la surface du crâne inconnu. Cela est fondé sur la technique de déformation à base de splines de plaque mince (Thin-Plate Spline ou TPS). Dans la méthode de [Claes et al., 2005], une base de données de 118 visages munis de points de repère caractéristiques est construite en utilisant des méthodes non invasives (scanners externes, sondes à ultrasons).

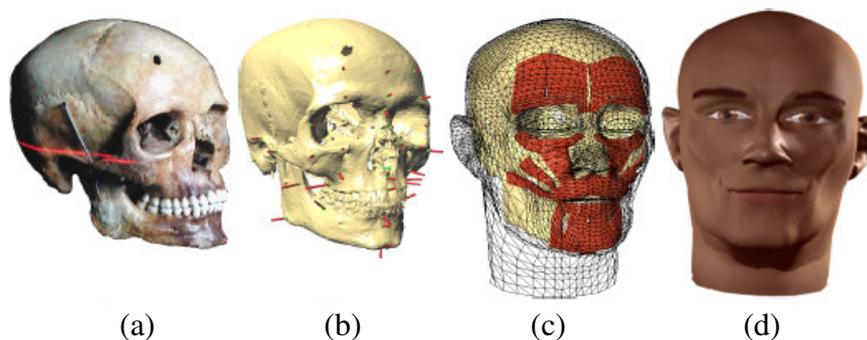
Comme dans [Quatrehomme et al., 1997] et [Jones, 2001], la méthode proposée par Vandermeulen et al. [Vandermeulen et al., 2005] est fondée sur une approche de déformation volumique. Cette méthode utilise une base de données d'images CT de têtes de référence. Pour chaque image CT dans la base de données, les volumes du crâne et de la peau sont automatiquement segmentés et sont transformés ensuite en des cartes de distances (signed Distance Transform (sDT) maps), représentant pour chaque voxel dans l'image la distance euclidienne au point le plus proche de la surface du crâne et de la peau. Ces distances sont respectivement nulles pour des voxels sur la surface, positives (ou négatives) pour des voxels

à l'intérieur (ou à l'extérieur) du crâne ou de la peau. La reconstruction faciale est obtenue en déformant toutes les images des cartes de distances des crânes de référence vers la carte de distances du crâne inconnu cible. Ces déformations sont par la suite appliquées aux cartes de distances des peaux de référence associées aux crânes de référence. Finalement, l'ensemble de niveau zéro de la moyenne arithmétique de toutes les cartes sDT des peaux déformées est définie comme étant la surface de la peau reconstruite pour le crâne inconnu.

### 2.6.3.3 Techniques s'appuyant sur la morphologie et l'anatomie

Kähler et al. [Kähler et al., 2003] proposent une approche de reconstruction faciale 3D qui consiste à transformer un modèle déformable de tête virtuelle à base d'anatomie pour l'apparier au modèle de crâne inconnu en utilisant, comme contraintes, les épaisseurs tissulaires crâne/peau en 40 points de repère prédéterminés. Le modèle de tête comprend une surface de peau, des muscles virtuels, un système masses/ressorts et des points de repères. La surface de peau est un maillage triangulaire se composant de 8164 triangles. Les muscles virtuels sont utilisés pour contrôler les diverses expressions faciales. Le modèle se compose de 24 muscles, chaque muscle contient une série de fibres qui peuvent se contracter en mode linéaire ou circulaire. La forme du muscle est calculée automatiquement pour s'adapter sous la peau. Le système masses/ressorts est ajouté après que le visage est apparié au crâne. Ce système relie la peau et les muscles au crâne. La plupart des points de repères sur la surface de peau correspondent à ceux du crâne.

Une fois que les données tridimensionnelles du crâne sont acquises, un maillage triangulaire du modèle de crâne contenant environ 50000 à 250000 polygones est généré en utilisant des techniques de décimation de maillage. Au début, des points de repères sont placés et orientés de manière interactive sur la surface du crâne. En chaque point de repère, l'épaisseur tissulaire locale est automatiquement mesurée. Une fois que le modèle du crâne est étiqueté avec des points de repères, le modèle déformable de tête, incluant une surface de peau et des muscles en-dessous, est déformé pour correspondre au modèle du crâne. Cette déformation consiste en une interpolation qui apparie les points de repère de la surface de peau aux points de repère du modèle crânien en appliquant une fonction radiale de base.



**Figure 2.15** : Reconstruction d'un visage à partir d'un crâne [Kähler et al., 2003]: (a) numérisation du crâne ; (b) modèle du crâne étiqueté de points de repère ; (c) maillage de la peau avec les muscles appariés au crâne ; (d) maillage de la peau avec texture et expression faciale.

Le système proposé par Kähler et al. [Kähler et al., 2003] a beaucoup d'avantages par rapport aux techniques manuelles et automatiques discutées précédemment. La reconstruction faciale complète dure seulement une heure environ et le modèle de visage peut être facilement modifié. L'intégration de l'animation faciale expressive dans le processus de la reconstruction faciale n'a pas été abordée précédemment par les autres approches rencontrées dans la littérature. Des visages expressifs (tristes ou joyeux) sont produits en utilisant une couche de muscles virtuels en-dessous de la couche de peau sur un modèle déformable de tête fondé sur l'anatomie (figure 2.15). Cela pourrait augmenter les chances d'identification de la personne inconnue en changeant l'expression du visage reconstruit par un sourire ou un froncement des sourcils.

## 2.7 Discussion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une introduction au domaine de la reconstruction faciale à travers son historique, ses buts, ses domaines d'application et ses fondements. Les différentes techniques de reconstruction faciale rencontrées dans la littérature sont présentées. Les méthodes manuelles, qu'elles soient fondées sur l'approche anatomique ou sur l'approche utilisant les épaisseurs de tissus mous, ont plusieurs limites. Elles sont subjectives, assez fastidieuses et longues à réaliser. De plus, elles exigent de grandes compétences en anatomie, en anthropologie et en art.

Les premières tentatives de reconstructions faciales informatisées sont très similaires aux méthodes manuelles. Bien qu'elles simulent un processus déjà familier aux artistes médico-légaux, ces méthodes exigent beaucoup d'interactions de l'utilisateur. Le processus de reconstruction est aussi délicat et nécessite un certain niveau d'habileté et d'attention afin de créer un modèle de référence pour le processus de reconstruction. De plus, aucune évaluation, ni qualitative, ni quantitative, n'a été réalisée sur les reconstructions faciales résultantes.

La tendance actuelle dans le domaine de la reconstruction faciale est aux développements de nouvelles méthodes avec comme principaux objectifs la rapidité du processus de la reconstruction faciale et l'élimination de la subjectivité en s'appuyant en particulier sur des critères mathématiques pour évaluer les résultats et comparer différentes méthodes. Nous avons vu que la majorité des méthodes récentes de reconstruction faciale informatisées, [Bérar et al., 2006], [Quatrehomme et al., 1997], [Subsol et Quatrehomme, 2005], [Vandermeulen et al., 2005], [Nelson et Michael, 1998], [Jones, 2001], utilisent des techniques de recalage et de déformation volumique. Elles sont fondées sur une approche de déformation volumique d'un visage de référence pour l'élaboration d'un visage pour le crâne de la personne inconnue. Ces méthodes fournissent généralement des résultats prometteurs. L'inconvénient majeur dont souffrent ces méthodes est qu'elles utilisent des images tomographiques ou tomodensitométriques (CT ou TDM) pour obtenir l'information nécessaire des tissus mous et pour constituer une base de données satisfaisante de têtes de référence. Généralement, le nombre de têtes de références est limité à quelques sujets. En effet, il est assez difficile de réaliser les scanners sur des sujets vivants en raison de la quantité importante de radiations reçues par le sujet. D'un autre côté, réaliser un scanner de la tête d'un cadavre peut engendrer certains problèmes, particulièrement au niveau technique (artefacts dus aux matériaux métalliques dentaires) mais aussi éthique. La tendance actuelle est de collecter ces données de référence à partir d'images par résonance magnétique (IRM) de têtes plutôt que des images CT. C'est dans cette optique que nous nous sommes orientés

afin de constituer une base de données de modèles de référence couvrant différents types morphologiques nécessaires pour expérimenter et évaluer notre méthode de reconstruction faciale. Ainsi, des ensembles de données crânes et peaux ont été segmentés à partir d'IRM-3D de têtes d'individus par des méthodes de morphologie mathématique et de contraintes topologiques.

La méthode présentée par [Quatrehomme et al., 1997] souffre d'un autre inconvénient. L'image du visage de référence et l'image du visage inconnu ne se trouvent pas dans le même référentiel que les images des crânes correspondants. Cela est dû au fait que le crâne et le visage ont été scannés séparément. Par conséquent, il est nécessaire d'avoir recours à une étape supplémentaire permettant de recalibrer l'image du crâne avec l'image du visage correspondant. Étant donné la différence relativement importante qui existe entre les images de crâne et de visage, il est difficile de trouver suffisamment de points communs pour obtenir un recalibrage correct et suffisamment précis pour le processus de reconstruction. Essayant de pallier ce problème, Quatrehomme et son équipe [Quatrehomme et al., 1997] ont utilisé une interface graphique pour manipuler les représentations surfaciques du crâne et du visage afin de positionner manuellement l'une par rapport à l'autre. Le recalibrage est jugé correct lorsque l'épaisseur de tissus mous en chaque point caractéristique correspond aux valeurs moyennes définies dans les tables de référence telles que celles représentées dans les tables 2.1 et 2.2.

Une autre limite de la méthode proposée par [Kähler et al., 2003] vient du nombre limité de points de repère utilisés dans le processus de reconstruction, entraînant que la déformation calculée n'aligne pas correctement la peau avec le crâne dans tous les endroits. Par conséquent, des paires de points de repère supplémentaires sont calculées automatiquement par interpolation entre les points de repère existants.

La méthode de reconstruction faciale que nous avons développée tout au long de cette thèse est 3D. Elle est fondée sur des techniques d'imagerie médicale. Le processus de reconstruction est fondé sur une approche par modèle déformable 3D intégrant deux étapes principales. Une étape d'initialisation du modèle déformable. Elle utilise un recalibrage non linéaire, guidé par des déformations de forme libre à base de B-splines, d'un crâne de référence vers le crâne inconnu [Kermi et al., 2006a], [Kermi et al., 2007], [Kermi et al., 2008]. Cette déformation est ensuite extrapolée spatialement et est appliquée pour transformer la peau associée au crâne de référence pour l'élaboration d'une peau considérée proche de celle de la personne inconnue. La deuxième étape consiste à raffiner la peau initiale, obtenue lors de la première étape, à l'aide d'un modèle déformable 3D qui est attiré par un ensemble de points de repère caractéristiques [Kermi et al., 2006b]. Contrairement aux méthodes précédentes rencontrées dans la littérature, notre approche, dans sa première étape, ne s'appuie pas sur le calcul de distances cranio-faciales mais uniquement sur l'homologie morphologique entre deux ensembles de données (crâne/peau) issus d'IRM-3D de têtes d'individus. Nous proposons, dans la deuxième étape, l'ajout de l'information sur les épaisseurs des tissus mous en un certain nombre de points de repère caractéristiques préalablement calculés et sélectionnés selon un critère de fortes courbures afin de permettre au modèle déformable d'être attiré vers la peau recherchée.

# CHAPITRE 3

## Description générale de la méthode de reconstruction faciale

### Sommaire

---

3.1	Introduction . . . . .	51
3.2	Schéma général de la méthode de reconstruction faciale . . . . .	51
3.3	Collecte de données nécessaires pour la méthode . . . . .	53
3.3.1	Images par résonance magnétique vs. images tomographiques . . . . .	53
3.3.2	Description de la base de données et caractéristiques des images . . . . .	55
3.3.3	Segmentation du crâne et de la peau dans les IRM-3D et leur représentation 3D . . . . .	56
3.4	Méthodes de validation de la reconstruction faciale . . . . .	61
3.4.1	Méthodes existantes . . . . .	61
3.4.2	Méthodes de validation proposées . . . . .	62
3.5	Conclusion . . . . .	62

---



### 3.1 Introduction

Ce chapitre présente de manière générale le schéma de notre méthode de reconstruction faciale 3D. Elle est fondée sur une approche par modèle déformable intégrant deux étapes : une étape d'initialisation du modèle déformable utilisant un recalage non linéaire guidé par des déformations de forme libre et une étape d'affinement de la transformation calculée précédemment à l'aide d'un modèle déformable évoluant en 3D qui est attiré vers un ensemble de points de repère caractéristiques.

Dans la section 3.2, nous présentons le schéma général de la méthode et nous discutons la légitimité du choix de la séparation du processus de reconstruction en deux étapes. Les données nécessaires pour la méthode et leur obtention sont décrites dans la section 3.3. Nous présentons dans la section 3.4 les méthodes de validation des résultats de la reconstruction faciale existantes ainsi que notre méthode de validation.

### 3.2 Schéma général de la méthode de reconstruction faciale

Nous proposons une méthode de reconstruction faciale 3D faisant intervenir des techniques récentes d'imagerie médicale. Elle utilise, pour chaque reconstruction faciale, deux ensembles de données crâne/peau, extraits à partir de la base de données d'images par résonance magnétique 3D (IRM-3D) de têtes d'individus. Ces deux ensembles sont choisis selon la similarité des caractéristiques morphologiques (sexe, âge et groupe ethnique).

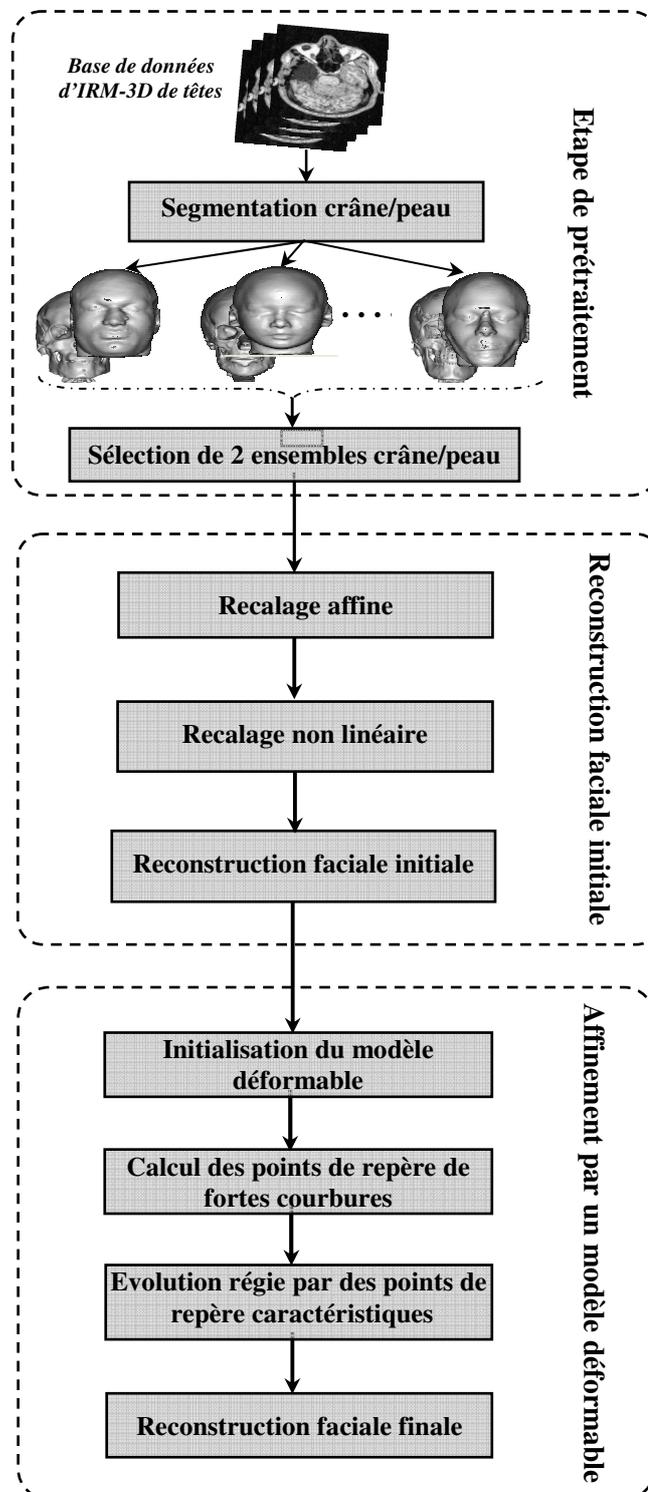
Le processus de la reconstruction faciale est séquentiel. La reconstruction faciale est obtenue en deux principales étapes. La première que nous avons développée et présentée dans [Kermi et al., 2006a], [Kermi et al., 2007] et [Kermi et al., 2008] consiste en une reconstruction faciale grossière qui servira d'initialisation au modèle déformable. Cette étape est fondée sur une approche de déformation volumique globale de l'image 3D d'un crâne de référence vers celle d'un crâne qualifié d'«inconnu». Ensuite, la même transformation est appliquée pour déformer la peau de référence vers une nouvelle peau qui est considérée comme étant proche de la peau inconnue. Du point de vue du traitement d'images, le problème s'exprime essentiellement comme un problème de recalage entre deux images. Pour calculer cette transformation, nous calculons, dans un premier temps, une transformation affine composée d'un mouvement rigide pour les différences d'orientation et de positions, suivie d'une mise à l'échelle pour les différences de taille. Ensuite, nous utilisons un recalage non linéaire guidé par des Déformations de Forme Libre (FFD) à base de B-splines (introduites dans [Sederberg et Parry, 1986]) pour les différences locales et complexes.

Dans une seconde phase, la peau résultant de la transformation calculée précédemment est raffinée à l'aide d'un modèle déformable à base de maillages simplexes qui est attiré par un ensemble de points de repère anthropologiques préalablement calculés et fixés. Le schéma général de la méthode de reconstruction faciale est présenté dans la figure 3.1. Dans les chapitres suivants (4 et 5), les deux étapes de la méthode sont présentées en détail.

Les points de repère anthropologiques se révèlent difficiles à localiser et sont limités à un nombre limité. En général, ces repères sont des points relevés manuellement sous la supervision d'un expert du domaine (anthropologue ou artiste médico-légal). De ce fait, ils sont souvent en petit nombre (quelques dizaines) et sont rassemblés sur des axes ou des plans privilégiés comme le plan inter-hémisphérique pour un crâne, comme nous l'avons présenté

## Description générale de la méthode de reconstruction faciale

dans la figure 2.1 du chapitre 2. Or, pour pleinement appréhender la forme complexe d'un crâne en 3D, il est intéressant et il faut être capable de recueillir un très grand nombre de repères (plusieurs centaines, voire plusieurs milliers), répartis sur toute la structure et cela ne peut être effectué que par un processus automatique.



**Figure 3.1 :** Schéma décrivant les deux étapes de la méthode de reconstruction faciale.

Les repères envisagés doivent donc avoir une définition mathématique pour être extraits automatiquement dans des images 3D et une signification anatomique afin d'être caractéristiques de la structure étudiée. Contrairement au nombre limité de points de repère anthropologiques utilisés dans les méthodes de reconstruction faciale précédentes, nous avons développé une méthode qui nous permet d'obtenir un nombre suffisant de points de repère selon des critères de saillance et de forte courbure. Cela est effectué en s'appuyant sur le calcul des courbures moyenne et gaussienne.

En général, l'utilisation des modèles déformables pose une difficulté majeure à résoudre qui est l'initialisation du modèle déformable. Dans la plupart des applications rencontrées dans la littérature, le modèle déformable est initialisé manuellement à travers une interface utilisateur par exemple. Cependant, l'initialisation manuelle dans notre cas semble très difficile à réaliser pour deux raisons : la première est que l'initialisation doit être réalisée en 3D, ce qui n'est pas en principe une tâche facile pour l'utilisateur, et la deuxième raison est la complexité structurelle de la tête (ou plus exactement la peau) qui complique davantage l'initialisation manuelle du modèle. Il est donc nécessaire que cette initialisation soit automatique et la plus proche que possible du résultat souhaité. Pour ces raisons, nous avons opté pour une méthode fondée sur un modèle déformable séparée en deux phases. Une phase de recalage non linéaire pour obtenir une bonne initialisation du modèle déformable et une phase d'affinement par un modèle déformable 3D. Nous proposons donc une initialisation automatique originale, réalisée uniquement à partir d'un ensemble crâne et peau de référence et du crâne inconnu. Nous obtenons ainsi une peau initiale suffisamment proche de celle recherchée. Cette peau est prise comme initialisation du modèle déformable qui est ensuite attiré vers un ensemble de points de repère caractéristiques suivant différentes forces internes et externes adaptées au problème. Une telle initialisation nous permet donc d'assurer une meilleure convergence du modèle déformable et de réduire le temps de calcul.

### 3.3 Collecte de données nécessaires pour la méthode

Dans un premier temps, nous devons collecter une base de données d'images médicales 3D de têtes de différents sujets. Nous appliquons ensuite un prétraitement pour segmenter les structures anatomiques qui nous intéressent, le crâne et la peau, et qui sont nécessaires pour tester et évaluer notre méthode de reconstruction faciale.

#### 3.3.1 Images par résonance magnétique vs. images tomographiques

Les images 3D sont aujourd'hui très répandues, notamment dans le domaine médical où de nombreux appareils d'acquisition 3D existent. Parmi les différentes modalités d'imagerie médicale, nous nous sommes appuyés sur des données issues d'IRM-3D de têtes d'individus plutôt que des images tomographiques ou tomodensitométriques (Computer Tomography ou CT). Pourtant, le scanner X est le mieux adapté à la segmentation du crâne. En effet, les os absorbent particulièrement bien les rayons X et apparaissent avec une grande intensité dans les images CT. La figure 3.2 montre, en coupes sagittale et axiale, un exemple d'acquisition IRM et scanner X de la tête.

Dans les images CT, le crâne est souvent segmenté par un simple seuillage sur l'intensité, et des étapes, souvent morphologiques, de post-traitement sont éventuellement utilisées [Subsol, 1995], [Rifai et al., 1999]. En choisissant un seuil  $S_{os}$  sur l'intensité de

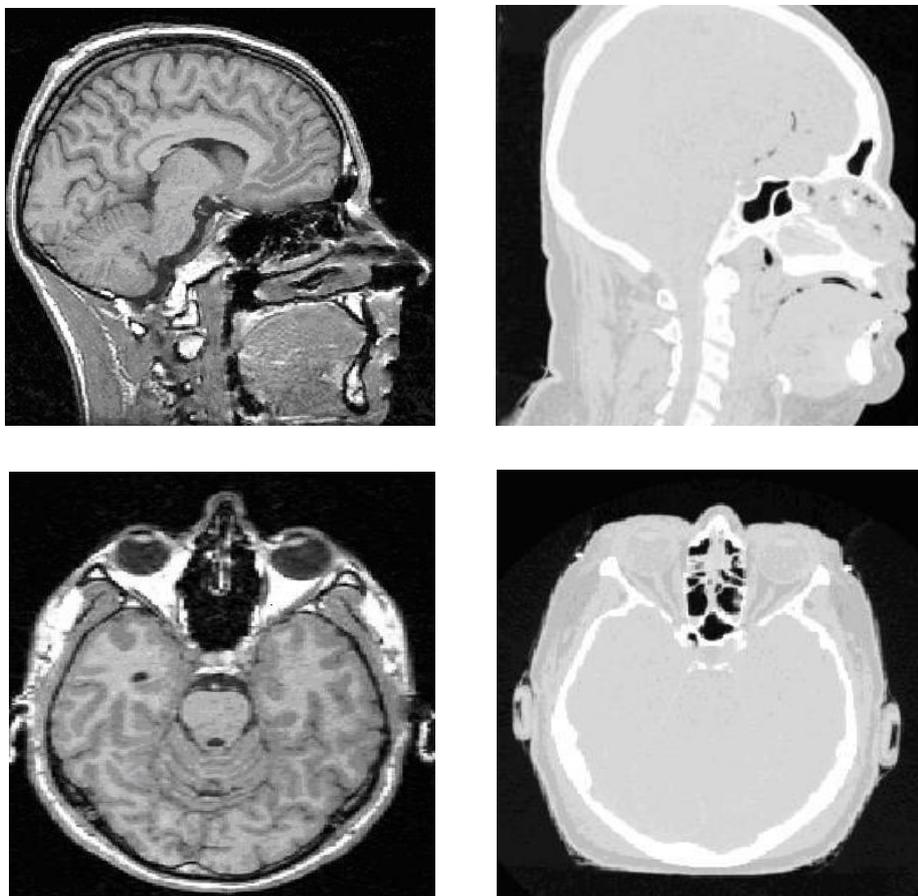
## Description générale de la méthode de reconstruction faciale

---

l'image  $I(x, y, z)$ , nous pouvons aisément segmenter la partie osseuse  $OS$  correspondant au crâne (voir figure 3.3) :

$$OS = \{(x, y, z) / I(x, y, z) \geq S_{OS}\} \quad (3.1)$$

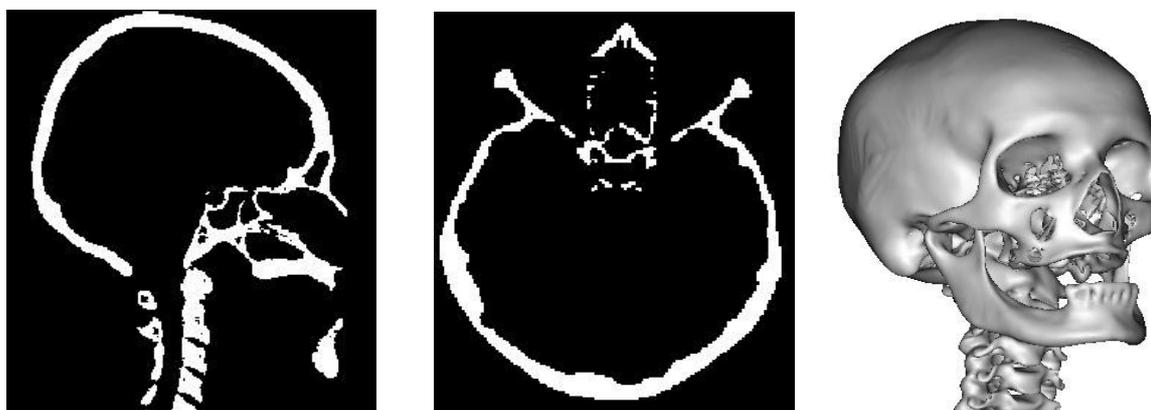
Par contre dans les images IRM, la segmentation du crâne est une tâche particulièrement difficile à réaliser. Cela est dû principalement à la similarité entre les niveaux de gris des os du crâne, des voies aériennes (orifices nasaux, conduits auditifs), et aussi le LCR (Liquide Céphalo-Rachidien dans lequel baigne le cerveau). En plus, l'os du crâne et le LCR sont deux zones adjacentes, ce qui fait que, lors de la segmentation, une partie du LCR risque de se voir considérée comme partie de l'os [Dogdas et al., 2005], [Rifai, 1999], [Wehrli et al., 1988].



**Figure 3.2 :** Exemple d'images médicales IRM et CT de la tête. A gauche : deux coupes (sagittale et axiale) d'une image obtenue par IRM. A droite : deux coupes (sagittale et axiale) d'une image de la tête d'une femme obtenue par scannographie de *Visible Human Project*. Nous distinguons sur ces coupes les différences de contraste au niveau des tissus mous et osseux. Les tissus mous sont mieux visualisés avec l'IRM, mais les structures osseuses apparaissent plus nettement au scanner.

Malgré cette difficulté, nous avons choisi de segmenter le crâne et la peau à partir d'IRM-3D de têtes d'individus. Ce choix est motivé par trois principales raisons :

- Nous n'avions à notre disposition que des images IRM-3D de têtes. Les seules images CT dont nous disposons se limitent à deux images de têtes d'un homme et d'une femme du *Visible Human Project*<sup>2</sup> de la *National Library of Medicine*<sup>3</sup> américaine, et d'une image CT d'un crâne d'une personne inconnue qui a fait l'objet d'une étude comparative de reconstructions faciales d'un cas réel lors de la *RSFP'05*<sup>4</sup>.
- L'examen IRM n'est pas nocif en comparaison avec le scanner X [Dogdas et al., 2002], [Rifai et al., 2000], [Wehrli et al., 1988]. Cela facilite l'acquisition des volumes complets et de haute résolution de la tête sans courir le risque d'exposition à des fortes doses de radiation comme c'est le cas pour le scanner X.
- De plus, réaliser un scanner de la tête d'un cadavre peut engendrer certains problèmes, particulièrement au niveau technique (artefacts dus aux matériaux métalliques dentaires) [Spoor et al., 2000], mais aussi les altérations cadavériques, notamment la déshydratation, la rigidité et les effets de la pesanteur, modifient l'apparence faciale du sujet [Quatrehomme, 2000].



**Figure 3.3 :** Exemple de segmentation du crâne dans une image CT : en seuillant l'intensité de l'image CT dont nous voyons deux coupes à droite de la figure 2.3, nous pouvons facilement extraire la partie osseuse.

### 3.3.2 Description de la base de données et caractéristiques des images

Nous n'avions pas à notre disposition un grand nombre d'images (la contrainte étant d'avoir la tête complète). Notre base de données est constituée de 9 images IRM-3D pondérées en T1 de têtes d'enfants<sup>5</sup> dont les âges sont compris entre 4 et 13 ans (volumes : *A*, *B*, *C*, *D*, *E*, *F*, *G*, *H* et *I*), et de 4 images IRM-3D pondérées en T1 de têtes

<sup>2</sup> [http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)

<sup>3</sup> <http://www.nlm.nih.gov/>

<sup>4</sup> 2<sup>nd</sup> International Conference on Reconstruction of Soft Facial Parts, RheinAhrCampus, Remagen, Germany, March 17-18, 2005. <http://www.rheinahrcampus.de/rsfp2005>

<sup>5</sup> Volumes IRM fournies par le CHU de Nîmes et l'hôpital de Cochin à Paris, dans le cadre du projet ADONIS, Analyse dosimétrique des systèmes de téléphonie mobile de troisième génération. <http://www.tsi.enst.fr/adonis/>

d'adultes<sup>6</sup> (volumes :  $\mathcal{J}$ ,  $\mathcal{K}$ ,  $\mathcal{L}$  et  $\mathcal{M}$ ). Les volumes IRM collectés ont des résolutions différentes (voir tableau 3.1).

	$nx$	$ny$	$nz$	$dx$	$dy$	$dz$
Volume $\mathcal{A}$	256	256	170	1.09	1.09	1.3
Volume $\mathcal{B}$	256	256	170	1.01	1.01	1.15
Volume $\mathcal{C}$	256	256	130	1.05	1.05	1.15
Volume $\mathcal{D}$	256	256	130	1.01	1.01	1.3
Volume $\mathcal{E}$	260	256	256	0.9	0.98	0.98
Volume $\mathcal{F}$	208	256	256	1.2	0.98	0.98
Volume $\mathcal{G}$	256	256	130	1.01	1.01	1.3
Volume $\mathcal{H}$	256	256	170	1.01	1.01	1.3
Volume $\mathcal{I}$	256	256	130	1.17	1.17	1.3
Volume $\mathcal{J}$	256	256	183	0.94	0.94	0.94
Volume $\mathcal{K}$	261	256	178	1	1	1
Volume $\mathcal{L}$	256	256	176	0.98	0.98	0.98
Volume $\mathcal{M}$	124	256	256	1.5	0.94	0.94

**Tableau 3.1 :** Résolutions des 13 volumes IRM-3D :  $nx$ ,  $ny$  et  $nz$  sont les nombres de pixels dans les directions axiale, coronale et sagittale respectivement.  $dx$ ,  $dy$  et  $dz$  sont les dimensions en millimètres des voxels dans les directions  $x$ ,  $y$  et  $z$ .

### 3.3.3 Segmentation du crâne et de la peau dans les IRM-3D et leur représentation 3D

La segmentation des structures anatomiques, notamment le crâne et la peau, dans les IRM-3D de têtes d'individus a donné lieu à de nombreuses publications (voir, entre autres, [Burguet et al., 2004], [Dogdas et al., 2005], [Dokladal et al., 2003], [Heinonen et al., 1997], [Held et al., 1997], [Rifai et al., 2000], [Studholm et al., 1996], et [Yoo et al., 1997]). Investir dans ce domaine dépasse le cadre de cette thèse. Néanmoins, nous présentons brièvement les méthodes que nous avons utilisées pour segmenter nos ensembles de données.

Ainsi, nous avons extrait des ensembles crâne/peau à partir de notre base de données d'IRM-3D de têtes par des méthodes développées essentiellement dans [Dokladal et al., 2003], [Rifai, 1999], et [Rifai et al., 2000]. Ces méthodes utilisent la combinaison de plusieurs techniques de traitement d'images telles que le seuillage, la morphologie mathématique, et les contraintes topologiques. L'approche de segmentation est séquentielle

<sup>6</sup> Volumes IRM fournies par l'hôpital de la Pitié Salpêtrière de Paris, dans le cadre des travaux de thèse de [Rifai, 1999].

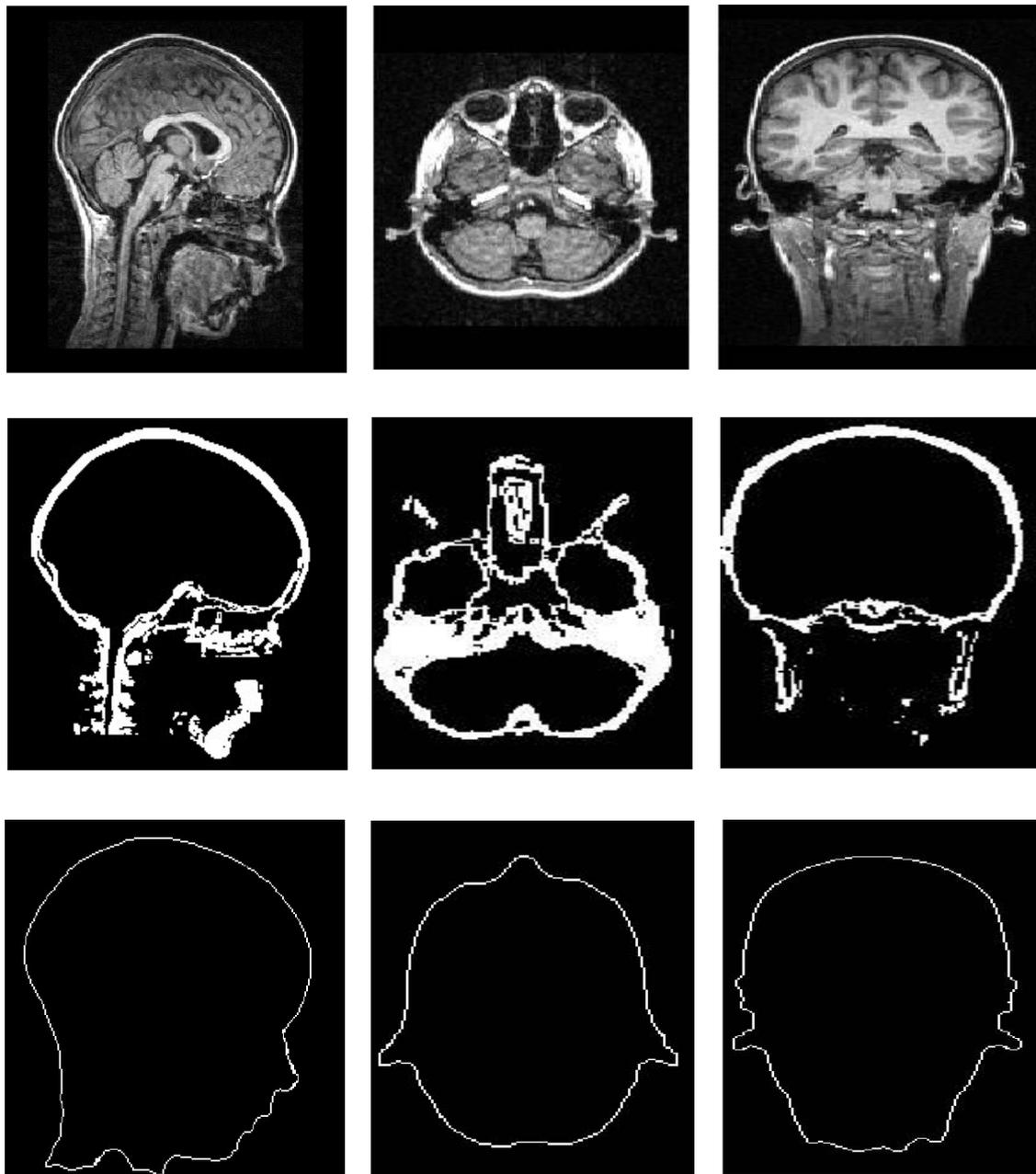
et se résume à trois principales étapes : la segmentation morphologique du cerveau et du LCR, la segmentation de la peau et enfin la segmentation du crâne. Les voxels une fois associés à une structure sont interdits dans les étapes suivantes.

Nous commençons d'abord par une première étape de segmentation morphologique du cerveau et du LCR. L'intérêt d'une telle étape est de construire un masque de ces deux structures afin de les isoler lors du traitement ultérieur de segmentation du crâne et donc de réduire le volume des données à traiter. La méthode s'appuie sur l'algorithme de [Mangin, 1995], [Mangin *et al.*, 1998], qui associe une analyse de l'histogramme permettant d'estimer les statistiques de niveaux de gris des principales structures à des opérations morphologiques. Cette étape produit, à partir de l'image IRM originale, un objet binaire représentant la réunion du cerveau (matière grise, matière blanche, cervelet, ...) et du LCR présent dans les sillons corticaux et dans les ventricules.

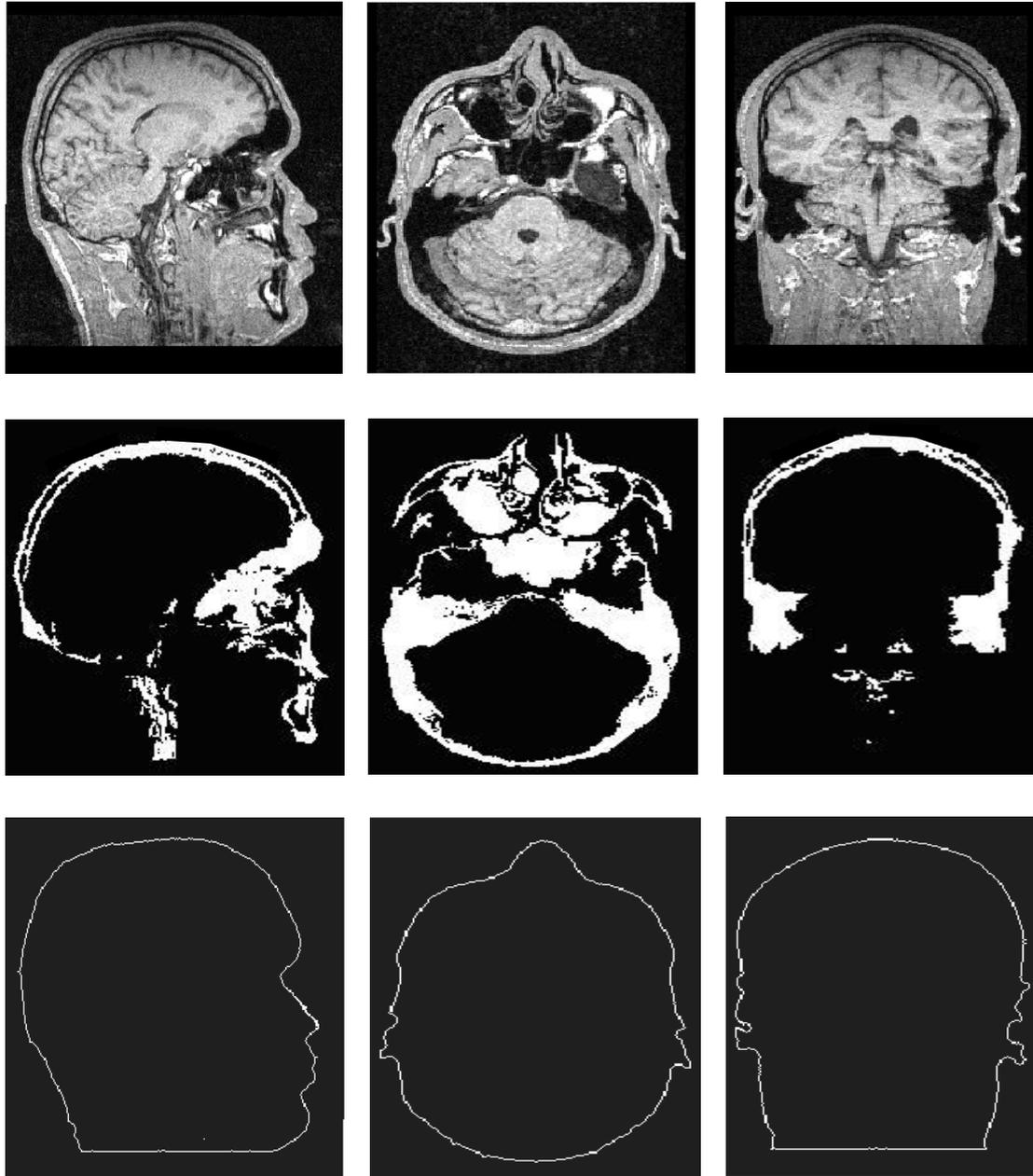
Nous entamons ensuite l'étape de segmentation de la peau. Elle est fondée sur la méthode de [Dokladal *et al.*, 2003], et de [Rifai, 1999] qui utilise des contraintes topologiques et des opérations de morphologie mathématique. L'extraction de la peau est précédée par l'extraction du masque de la tête. La peau est ensuite extraite à partir du contour de ce masque. Cette étape commence par un seuillage de l'IRM originale pour faire apparaître un objet tête. Après le seuillage, l'extraction de la plus grande composante connexe donne la tête sans prendre l'os en compte. Une dilatation morphologique 3D permet ensuite de couper la connexion entre l'os et l'air. Cela permet de boucher les canaux auditifs externes et les orifices nasaux. Ensuite, une érosion morphologique est effectuée pour reconstruire la tête. A l'issue de l'érosion, la composante connexe représentant la tête est isolée de l'air mais présente des trous dus à l'os et à des structures internes du cerveau telles que les ventricules. Un bouchage 3D des trous dans la composante connexe de la tête est ensuite effectué. A la fin de cette étape, la tête est représentée par une composante connexe satisfaisante. Enfin, la détection du contour fournit la peau recherchée de la tête.

La segmentation du crâne est l'étape la plus difficile à réaliser pour les raisons évoquées précédemment dans la section 3.3.1. La procédure de segmentation du crâne est semi-automatique. Nous commençons par une pré-segmentation du crâne qui consiste à enlever toute partie qui n'appartient pas à notre région d'intérêt (le crâne). Une dilatation est effectuée respectivement sur la peau et sur le masque inverse de la tête. Ensuite, le masque inverse dilaté de la tête, la peau dilatée et le masque du cerveau avec le LCR sont superposés au volume IRM original de la tête et sont ensuite supprimés. Par la suite, un seuillage est effectué suivi par l'extraction de la plus grande composante connexe. Cette dernière correspond au résultat de pré-segmentation du crâne. Le crâne résultant est visiblement insuffisant et présente quelques problèmes surtout au niveau de la cavité nasale. Nous l'avons ainsi raffiné par un traitement manuel qui consiste à enlever tous les voxels correspondant à l'air situé dans la cavité nasale et les orifices auditifs.

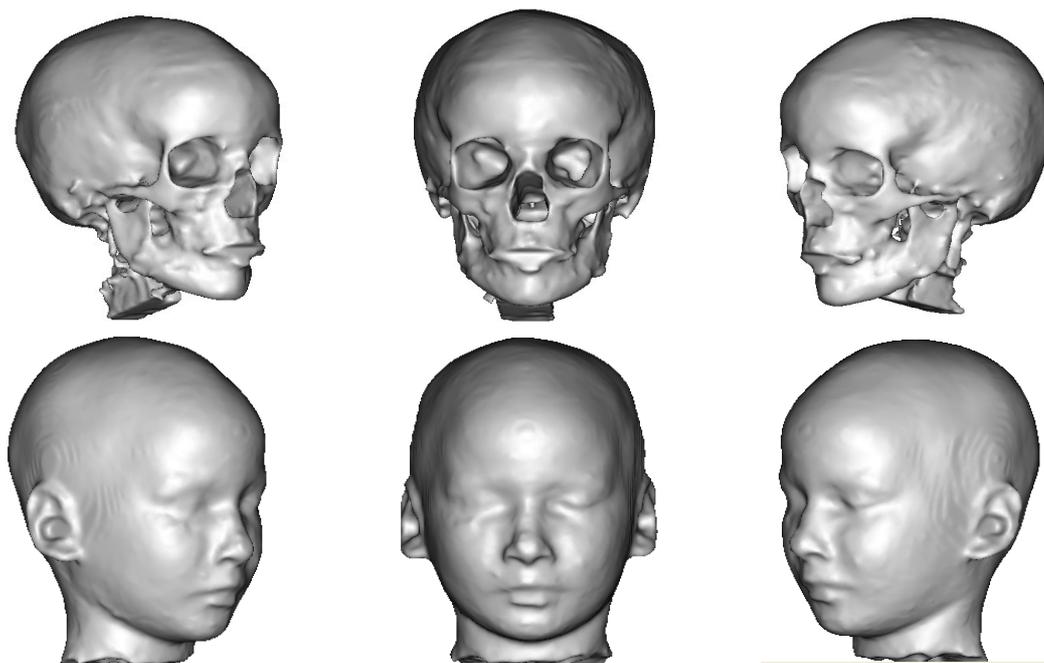
Nous obtenons ainsi les ensembles de voxels correspondant aux crânes et aux peaux, nécessaires pour notre méthode. Les figures 3.4 et 3.5 montrent respectivement des coupes sagittales, axiales et coronales de deux exemples de résultats de la segmentation de deux ensembles de données crâne/peau provenant respectivement du volume  $\mathcal{D}$  (IRM-3D de tête d'un enfant) et du volume  $\mathcal{K}$  (IRM-3D de tête d'un adulte). A partir de ces ensembles, nous appliquons l'algorithme du « Marching cubes » [Lorensen et Cline, 1987] afin d'obtenir une surface triangulée, correspondant soit à la surface extérieure du crâne soit à la surface de la peau, pour la visualisation 3D (figures 3.6 et 3.7).



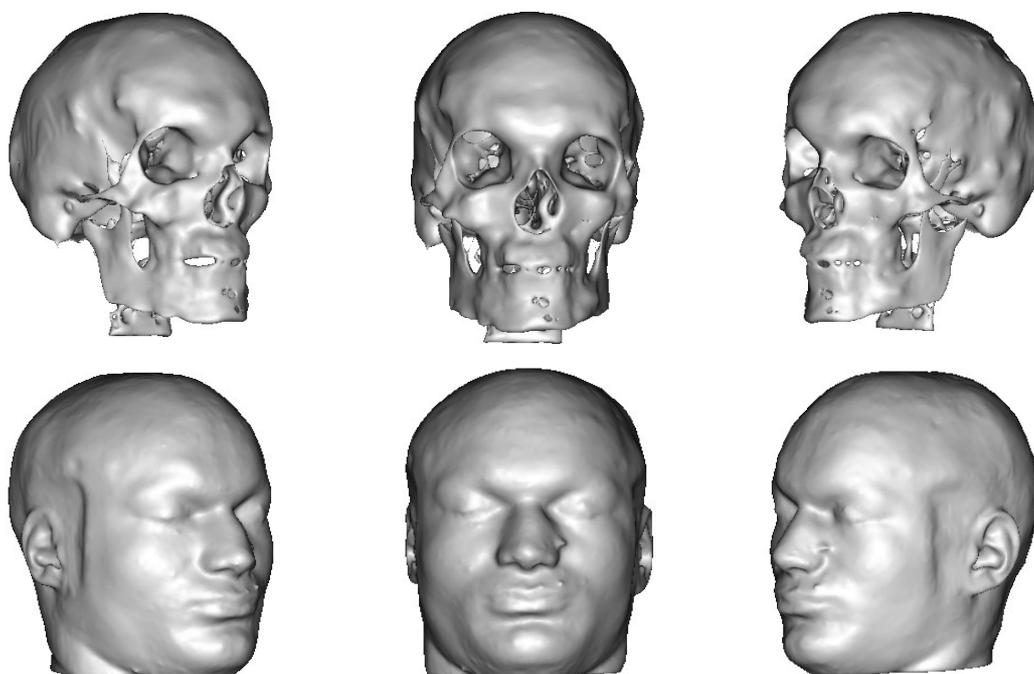
**Figure 3.4 :** Un exemple de résultats de la segmentation du crâne et de la peau à partir du volume  $\mathcal{D}$ . De haut en bas : coupes sagittale, axiale et coronale de l'IRM-3D originale de la tête, du crâne et de la peau. Les images ont été visualisées avec le logiciel Anatomist développé au CEA, dans le cadre de l'IFR 49 (<http://brainvisa.info>).



**Figure 3.5 :** Un exemple de résultats de segmentation du crâne et de la peau à partir du volume  $\mathcal{K}$ . De haut en bas : coupes sagittale, axiale et coronale de l'IRM-3D originale de la tête, du crâne et de la peau.



**Figure 3.6 :** Visualisation 3D de la surface du crâne et de la surface de la peau (issues du volume  $\mathcal{D}$ ). Les images ont été visualisées avec le logiciel Anatomist développé au CEA, dans le cadre de l'IFR 49 (<http://brainvisa.info>).



**Figure 3.7 :** Visualisation 3D de la surface du crâne et de la surface de la peau (issues du volume  $\mathcal{K}$ ).

### 3.4 Méthodes de validation de la reconstruction faciale

En général, la validation des résultats de la reconstruction faciale est un problème complexe en raison de l'importante subjectivité qui peut intervenir dans la phase d'identification et de reconnaissance de la personne inconnue. Dans des situations réelles, les tentatives d'identification consistent à comparer le portrait issu de la reconstruction faciale avec des photographies de personnes disparues, ou bien à diffuser le portrait du visage reconstruit dans les médias, avec l'espoir que quelqu'un le reconnaîtra.

Bien que de nombreuses méthodes manuelles et automatiques de reconnaissance faciale existent dans la littérature (voir, entre autres, [Bessho et al., 2000], [Chellappa et al., 1995], [Chiunhsiun et Huo-chin, 2000], [Kamel et al., 1993], [Laskri et Chefrou, 2002], [Samaria et Harter, 1994], [Turk et Pentland, 1991], [Valentin et Abdi, 1994], et [Vezjak et al., 1991]), l'identification du résultat de la reconstruction faciale reste une étape très difficile à réaliser. Cela est lié d'une part à la difficulté de déterminer à partir des caractéristiques du crâne l'aspect et la position exacte des traits faciaux (tels que les yeux, le nez, les oreilles, etc.) et à la variabilité des interprétations des experts médico-légaux, et d'autre part au faible nombre de points anthropologiques utilisés dans le processus de reconstruction.

#### 3.4.1 Méthodes existantes

Dans la plupart des méthodes de reconstruction faciale rencontrées dans la littérature, aucune validation du concept de la méthode de reconstruction utilisée n'a été effectuée. Cela est dû principalement à la non disponibilité du visage de référence (visage réel) pour permettre l'évaluation. Les seules méthodes de validation existantes se limitent aux travaux de Quatrehomme et al. [Quatrehomme et al., 1997], de Claes et al. [Claes et al., 2006] et de Vandermeulen et al. [Vandermeulen et al., 2006].

Deux approches de validation se distinguent. La première approche, la plus simple et la plus naturelle pour évaluer la qualité d'une méthode de reconstruction faciale, est l'inspection visuelle des résultats. L'inspection visuelle peut aussi être utilisée pour comparer qualitativement différentes méthodes de reconstruction faciale. Ainsi, en laissant la possibilité à un expert de juger qualitativement si un résultat est meilleur qu'un autre, il est possible d'effectuer un classement entre différentes méthodes de reconstruction faciale. Cependant, l'inspection visuelle reste une approche qualitative et insuffisante pour apprécier la pertinence du résultat obtenu par une méthode de reconstruction faciale. La deuxième approche, dite quantitative, est fondée sur des critères mathématiques pour évaluer la méthode de reconstruction faciale.

La méthode de validation proposée par Quatrehomme et al. [Quatrehomme et al., 1997] est qualitative. Elle consiste en une comparaison visuelle entre le modèle facial reconstruit et le moulage du visage réel de la personne décédée. Le moulage est réalisé par une méthode de reconstruction traditionnelle à base d'argile sur un cadavre ne posant pas de problèmes d'identification. Ce moulage sert ainsi de référence pour valider le concept de leur méthode de reconstruction.

Pour prouver la validité du concept de leur méthode de reconstruction faciale, Vandermeulen et al. [Vandermeulen et al., 2006] proposent une méthode de validation quantitative sur une petite base de données d'images CT de 20 têtes de référence. Pour chaque image CT dans la base de données, les volumes du crâne et de la peau ont été

préalablement segmentés. La validation consiste à mesurer la similarité entre la surface de la tête reconstruite et celle correspondant à la tête originale. Cette comparaison utilise une fonctionnelle de distance qui retourne un nombre réel reflétant le degré de dissimilarité entre les deux surfaces. Dans cette étude, la somme des différences carrées (the sum of squared differences ou SSD) est utilisée entre les points correspondants sur les deux surfaces.

Claes et al. [Claes et al., 2006] présentent une méthode de validation quantitative, en termes d'exactitude et de taux de succès de l'identification, pour leur méthode de reconstruction faciale fondée sur un modèle facial statistique. La validation est appliquée sur une base de données de 118 visages. Chaque visage est sélectionné à partir de la base de données et est utilisé comme un cas de test. Les modèles faciaux restants sont utilisés pour créer le modèle facial statistique. La surface faciale reconstruite peut alors être comparée avec la surface faciale du cas de test. Une évaluation quantitative de l'erreur de la reconstruction est accomplie en calculant les distances entre chaque point sur la surface de la peau reconstruite et le point correspondant sur la surface de la peau du cas de test. Cela est répété pour chaque entrée ou visage dans la base de données, de telle sorte qu'une erreur moyenne absolue de la reconstruction soit obtenue, qui peut être visualisée pour chaque point sur la surface de la peau reconstruite. La comparaison entre les deux surfaces est effectuée pour évaluer la performance de la reconstruction en termes d'exactitude.

Afin d'examiner la performance de leur méthode de reconstruction faciale statistique pour l'identification faciale 3D, Claes et al. [Claes et al., 2006] utilisent des matrices de distances euclidiennes (Euclidean Distance Matrix ou EDM) pour les surfaces 3D. L'EDM d'une surface 3D représentée comme un ensemble de coordonnées des points de repère, est une matrice qui comporte toutes les distances entre les paires de points de repère. Une EDM d'une surface 3D est un genre de signature pour cette surface et peut être comparée avec les signatures des autres surfaces par un calcul de corrélation : plus la corrélation est grande entre les signatures, plus les surfaces sont similaires. La matrice EDM est calculée pour chaque surface faciale 3D reconstruite et pour chaque surface faciale 3D dans la base de données. Alors, chaque matrice EDM de la surface reconstruite est comparée avec la matrice EDM de chaque visage dans la base de données. Le visage correspondant à l'identification est défini comme celui ayant une matrice EDM la plus similaire.

### 3.4.2 Méthodes de validation proposées

En ce qui concerne la validation de notre méthode, il est bien entendu possible de l'effectuer de manière qualitative et quantitative. Puisque nous disposons d'une base de données de crânes et de peaux, issues d'IRM-3D de têtes d'individus, où à la fois le crâne inconnu et la peau inconnue (ou réelle) sont connus.

Selon l'hypothèse de notre méthode, nous sélectionnons deux ensembles de données crâne/peau à partir de la base de données. Le premier ensemble représente la tête de référence comportant un crâne de référence et une peau de référence. Le deuxième ensemble, composé du crâne inconnu et de la peau inconnue, est considéré comme étant la tête de la personne dont la peau est à reconstruire. La peau du deuxième ensemble représente donc la peau réelle (ou recherchée) qui servira de test afin de valider les résultats de la reconstruction faciale.

Ainsi, nous évaluons la qualité de la reconstruction faciale par une comparaison visuelle entre la surface de la peau reconstruite par notre algorithme et la surface de la peau réelle.



## Description générale de la méthode de reconstruction faciale

---

elle utilise deux couples de données crâne/peau que nous obtenons par une étape de prétraitement de segmentation à partir d'IRM-3D de têtes d'individus. Ces deux ensembles sont sélectionnés à partir de notre base de données selon la similarité des caractéristiques morphologiques telles que le sexe, l'âge et l'origine ethnique. La reconstruction faciale est ensuite obtenue en deux principales étapes. La première consiste en une reconstruction faciale grossière qui servira d'initialisation au modèle déformable. Elle s'appuie sur un recalage non linéaire guidée par des FFD. Dans cette étape, l'os de la tête connue est recalé sur l'os de la tête considérée inconnue, puis une estimation initiale de la peau inconnue est déduite de ce recalage. Dans une seconde étape, la peau initiale calculée précédemment à l'issue de l'étape de recalage, est raffinée à l'aide d'un modèle déformable 3D qui évolue vers un ensemble de points de repère caractéristiques préalablement calculés selon des critères de fortes courbures. Dans cette étape, nous exploitons au sein du modèle déformable des informations anthropométriques sur les épaisseurs des tissus mous en différents points caractéristiques.

# CHAPITRE 4

## Recalage non linéaire utilisant des déformations de forme libre (FFD) pour la reconstruction faciale tridimensionnelle

### Sommaire

---

4.1	Introduction . . . . .	67
4.2	Le problème du recalage d'images . . . . .	67
4.2.1	Critères caractéristiques d'une méthode de recalage . . . . .	68
4.2.2	Formalisation du problème de recalage. . . . .	69
4.2.3	Choix de la transformation non linéaire. . . . .	70
4.3	Recalage non linéaire utilisant des FFD pour la reconstruction faciale	
	Tridimensionnelle . . . . .	70
4.3.1	Description générale . . . . .	70
4.3.2	Processus de la reconstruction faciale initiale . . . . .	71
4.3.3	Modèle de déformation . . . . .	72
4.3.3.1	Transformation globale affine . . . . .	73
4.3.3.2	Transformation locale : déformations de forme libre (FFD) . . . . .	74
4.3.4	Fonction de coût . . . . .	76
4.3.4.1	Critère de dissimilarité . . . . .	76
4.3.4.2	Critère de régularisation . . . . .	77
4.3.5	Méthode d'optimisation . . . . .	78
4.4	Résultats et validation de la reconstruction faciale initiale . . . . .	81
4.4.1	Evaluation qualitative . . . . .	87
4.4.2	Evaluation quantitative . . . . .	88
4.4.3	Choix des paramètres de transformation et leur influence . . . . .	92
4.5	Conclusion et discussion . . . . .	94

---



## 4.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons la première étape du schéma général de notre méthode de reconstruction faciale 3D. Elle est fondée sur une technique de recalage non linéaire. Elle utilise une image 3D d'une tête de référence dont on extrait la peau et le crâne, et une image 3D du crâne d'une tête inconnue dont on veut reconstruire la peau. La reconstruction faciale initiale est obtenue en déformant l'image 3D du crâne de référence vers celle du crâne qualifié d'inconnu. Cette transformation s'appuie sur un recalage 3D non linéaire guidé par un modèle de déformations de forme libre à base de B-splines. Ensuite, la même déformation est appliquée pour transformer la peau de référence vers une nouvelle peau que nous considérons proche de la peau inconnue. Pour chaque reconstruction faciale, cette méthode a été évaluée à partir de deux ensembles de données crâne/peau correspondant à une tête de référence et à une tête dont la peau est à reconstruire, issus d'IRM-3D de têtes d'individus ayant des caractéristiques anthropologiques similaires.

Tout d'abord, nous présentons dans la section 4.2 un bref résumé sur le problème du recalage d'images et sur les méthodes de recalage non linéaire. Nous décrivons ensuite en détail la première étape de notre méthode de reconstruction faciale dans la section 4.3. Nous décrivons les trois composantes principales de l'algorithme de recalage : le modèle de déformation, la fonction de coût et le processus d'optimisation. Après avoir évalué qualitativement et quantitativement la méthode dans la section 4.4, nous discutons dans la section 4.5 les résultats obtenus et nous motivons la nécessité d'une deuxième étape d'affinement de la qualité de la reconstruction faciale à l'aide d'un modèle déformable 3D.

## 4.2 Le problème du recalage d'images

Le recalage est un problème classique en vision par ordinateur qui intervient notamment dans de nombreuses tâches d'analyse et de traitement des images médicales. Le but d'un algorithme de recalage d'images est de mettre en correspondance des images 2D ou 3D afin de superposer les pixels ou voxels représentant les mêmes structures. Dans le cas des images médicales, la mise en correspondance des structures anatomiques est recherchée. Cela consiste à déterminer la transformation (au sens mathématique) mettant en relation l'information contenue dans une image à recaler (appelée source) et sa correspondance anatomique sur l'autre image (appelée cible). La difficulté du problème est différente selon que l'on s'intéresse à des images provenant de la même modalité d'acquisition (recalage monomodal) ou de modalités différentes (recalage multimodal), ou encore que l'on traite des images acquises sur un même patient à des moments différents (recalage intra-sujet) ou bien sur des patients différents (recalage inter-sujets).

Le recalage intra-sujet consiste en un recalage rigide ou affine (selon les régions du corps imagées) ayant pour objectif de compenser la différence de position et d'orientation du patient au cours des deux acquisitions. A cette transformation, il faut selon les applications, ajouter les déformations liées au système d'acquisition et celles liées aux mouvements physiologiques du sujet. Lorsqu'il est monomodal, il présente peu de difficultés, mais devient plus problématique si l'on cherche à mettre en correspondance des images multimodales contenant des informations souvent très différentes [Maintz et Viergever, 1998]. Les applications potentielles comprennent la fusion de données morphologiques (IRM, TDM ou CT, ...) et/ou fonctionnelles (l'imagerie fonctionnelle par résonance magnétique IRMf, la tomographie par émission de positons TEP, la tomographie

par émission monophotonique TEMP, ...) et le suivi de l'évolution d'une pathologie par comparaison d'images prises à des instants différents. Le recalage inter-sujets quant à lui présente un caractère beaucoup plus complexe lié aux variabilités morphologiques naturelles inter-individus. L'objectif n'est alors plus de rechercher une simple transformation linéaire mais la déformation correspondante à la différence de forme des structures anatomiques.

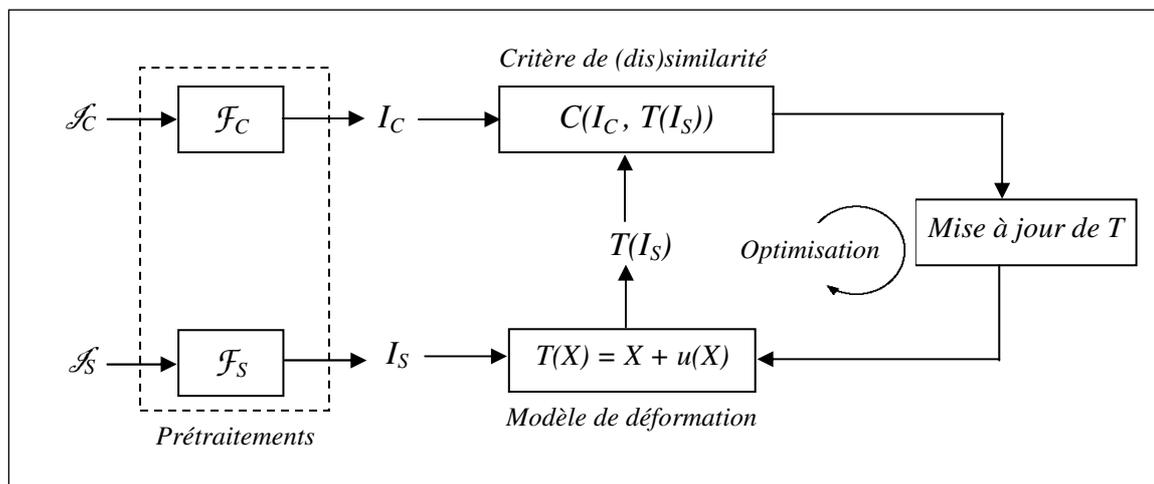
### 4.2.1 Critères caractéristiques d'une méthode de recalage

Le recalage d'images pourrait ainsi se résumer par le déplacement (ou la déformation) de l'image source afin qu'elle ressemble le plus possible à l'image cible. Dès lors, un certain nombre de questions viennent à l'esprit. Quelles sont les informations disponibles et utilisables pour guider le recalage (ou la mise en correspondance) ? Comment définir la similarité entre les deux images ? Par quel type de transformation allons nous établir cette mise en correspondance ? Comment trouver la meilleure déformation ? Ces questions mènent aux quatre critères caractérisant une méthode de recalage :

1. **Les attributs** : ce sont des informations pertinentes, extraites des images, qui servent de base pour le calcul de la déformation. On distingue les attributs extrinsèques, comme par exemple des marqueurs caractéristiques externes fixés sur le patient, et les attributs intrinsèques qui peuvent être de deux types : soit le recalage est fondé sur l'utilisation directe des niveaux de gris des images (on parle alors de méthodes denses, qualifiées aussi de méthodes iconiques), soit il s'appuie sur des caractéristiques géométriques (points, contours, surfaces, ...) communes aux deux images, et extraites manuellement par l'intervention d'experts ou automatiquement grâce à des outils de détection lors d'une phase de prétraitement (on parle de méthodes géométriques).
2. **Le modèle de déformation** : il définit la classe de transformations qui régit le recalage entre les attributs des deux images. Les transformations mises en jeu dans un problème de recalage sont caractérisées par un certain nombre de degrés de liberté et sont généralement classées en quatre familles [Maintz et Viergever, 1998] : les transformations rigides (rotation et translation), les transformations affines, qui conservent le parallélisme des lignes, les transformations projectives qui, quant à elles, conservent les lignes mais pas nécessairement leur parallélisme, et enfin, les transformations locales, dites aussi déformables ou non linéaires, qui transforment les lignes en courbes.
3. **Le critère de similarité** : il définit une certaine mesure de proximité entre les attributs des images afin de quantifier la notion de ressemblance. Le choix du critère de similarité dépend fortement des attributs utilisés.
4. **La méthode d'optimisation** : c'est la stratégie qui permet de déterminer la meilleure transformation selon laquelle le critère de similarité atteint son coût minimum dans l'espace de recherche défini par le modèle de déformation.

## 4.2.2 Formalisation du problème de recalage

Le problème de recalage peut être posé de manière plus formelle en introduisant les différentes notations utilisées tout au long de ce chapitre et en décrivant le principe général de la procédure de recalage (figure 4.1).



**Figure 4.1 :** Principe général du recalage de l'image source  $\mathcal{I}_S$  sur l'image cible  $\mathcal{I}_C$ .

Nous considérons le recalage d'une image source  $\mathcal{I}_S: \Omega_S \rightarrow \mathbb{R}$  sur une image cible  $\mathcal{I}_C: \Omega_C \rightarrow \mathbb{R}$ . Les domaines  $\Omega_S$  et  $\Omega_C$  des deux images  $\mathcal{I}_S$  et  $\mathcal{I}_C$  sont des sous-ensembles de  $\mathbb{R}^d$  ( $d=2$  dans le cas d'images 2D, 3 dans le cas d'images 3D).  $X$  désigne un point du domaine  $\Omega_C$ . Le problème de mise en correspondance des deux images consiste en l'estimation d'une transformation  $T: \Omega_C \rightarrow \Omega_S$  qui à chaque point  $X$  de l'image cible  $\mathcal{I}_C$  associe les coordonnées  $T(X) = X + u(X)$  dans l'image  $\mathcal{I}_S$ ,  $u$  représentant le champ de déformation. La transformation  $T$  est recherchée parmi un ensemble  $E$  de transformations, définissant l'espace de recherche des transformations. Une étape préliminaire à l'estimation de la transformation est l'extraction à partir des images brutes  $\mathcal{I}_S$  et  $\mathcal{I}_C$  les attributs permettant de guider le recalage. Deux ensembles  $I_S$  et  $I_C$  sont donc construits respectivement à partir de  $\mathcal{I}_S$  et  $\mathcal{I}_C$  en utilisant des fonctions  $\mathcal{F}_S$  et  $\mathcal{F}_C$ . Ces fonctions peuvent regrouper une chaîne de traitements incluant par exemple l'extraction de primitives géométriques, la réduction du bruit, la segmentation du crâne, l'application d'une certaine transformation sur l'intensité, la normalisation des images, etc. Une fois les informations extraites, il s'agit de définir une fonction de coût  $C$  permettant d'associer à un couple  $T(I_S)$  et  $I_C$  une valeur permettant de quantifier leur distance ou bien leur ressemblance. Cette fonction  $C$ , appelée aussi critère de (dis)similarité, devrait théoriquement être minimale dans le cas d'une fonction de distance ou de dissimilarité (ou maximale dans le cas d'une fonction de proximité ou de similarité) lorsque l'image cible et l'image source à recalage sont en parfaite correspondance. La phase d'optimisation consiste enfin à trouver la transformation optimale  $\hat{T}$  qui minimise (ou maximise) le critère de (dis)similarité  $C$  sur l'espace de recherche  $E$ . Le problème d'optimisation peut ainsi être formulé de la manière suivante :

$$\hat{T} = \arg \min_{T \in E} C(I_c, T(I_s)) \quad (4.1)$$

### 4.2.3 Choix de la transformation non linéaire

De nombreuses méthodes de recalage ont été proposées et publiées dans la littérature. Elles peuvent être classées selon les critères cités précédemment. [Brown, 1992] fait un large tour d'horizon des méthodes de recalage d'images, tous domaines d'application confondus. Elle propose également une classification des différentes approches rencontrées. Une comparaison entre différentes méthodes de recalage d'images médicales a été menée dans [West et al., 1997]. Plusieurs synthèses quasi exhaustives proposent des typologies des différentes approches de recalage en imagerie médicale [Audette et al., 2000], [Lavallée, 1995], [Maintz et Viergever, 1998], [Mäkelä et al., 2002] et [Van Den Elsen et al., 1993]. Un état de l'art non exhaustif sur le recalage non rigide se trouve dans la thèse de Hartkens [Hartkens, 2003], et plus récemment dans la thèse de Noblet [Noblet, 2006].

Dans notre application, nous cherchons à recalquer des crânes qui ont des formes complexes et qui peuvent varier fortement d'un individu à l'autre, de manière non linéaire. Cela nécessite un recalage non rigide (et même non linéaire). Plusieurs transformations non linéaires sont disponibles dans la littérature du traitement d'images, comme par exemple les splines de type plaque mince (TPS ou Thin-Plate Splines – en anglais) [Bookstein, 1989], les modèles élastiques [Bajcsy et Kovacic, 1989], les déformations de forme libre (FFD ou Free-Form Deformation – en anglais) [Sederberg et Parry, 1986], ou les modèles fluides (ou de viscosité) [Bro-Nielsen et Gramkow, 1996]. Nous avons préféré utiliser la souplesse des déformations de forme libre à base de B-splines. Ce choix est lié d'une part au fait qu'aucune hypothèse n'est faite sur les crânes à recalquer et d'autre part au nombre suffisamment élevé de degrés de liberté recherché pour des déformations plus locales et, contrairement aux TPS [Bookstein, 1989], à la non utilisation de points de repère anatomiques ou anthropologiques dans la première étape de notre méthode de reconstruction faciale pour aider la procédure de recalage. Les points de repère seront introduits et utilisés par la suite dans une deuxième étape de raffinement de la reconstruction faciale à l'aide d'un modèle déformable 3D. Par ailleurs, les conditions de vitesse du système font que les FFD sont plus appropriées que d'autres méthodes de déformation, plus réalistes mais plus coûteuses en temps de calcul, comme les modèles élastiques [Bajcsy et Kovacic, 1989] ou les modèles fluides [Bro-Nielsen et Kovacic, 1996].

## 4.3 Recalage non linéaire utilisant des FFD pour la reconstruction faciale tridimensionnelle

### 4.3.1 Description générale

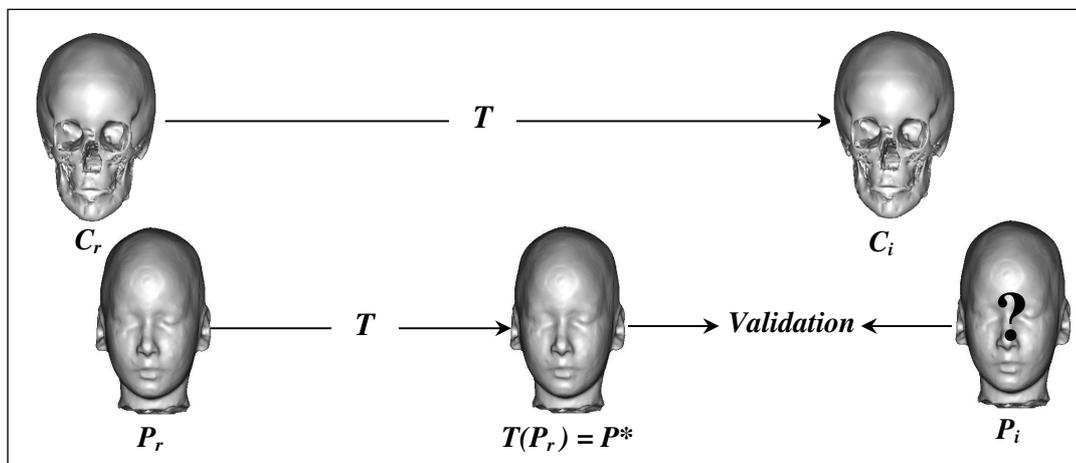
L'objectif de notre travail est d'expérimenter et de valider une méthode de reconstruction faciale dont l'hypothèse de travail et le principe sont similaires à ceux de [Nelson et Michael, 1998], [Quatrehomme et al., 1997] et [Subsol et Quatrehomme, 2005]. L'hypothèse de travail s'appuie sur l'homologie morphologique et qui s'énonce comme suit : si deux crânes ont des formes similaires présentant les mêmes caractéristiques

morphologiques (âge, sexe et origine ethnique) alors les visages correspondants ont des caractéristiques communes.

Nous proposons une méthode de reconstruction faciale 3D faisant intervenir des techniques récentes d'imagerie médicale. Elle est fondée sur une approche de déformation volumique globale de l'image 3D d'un crâne de référence vers celle d'un crâne qualifié d'«inconnu». Cette transformation s'appuie sur un recalage non linéaire guidé par un modèle de Déformations de Forme Libre à base de B-splines. Ensuite, la même transformation est extrapolée spatialement et est appliquée pour déformer la peau de référence vers une nouvelle peau qui est considérée comme étant proche de la peau inconnue. Nous cherchons alors à retrouver la peau inconnue uniquement à partir d'un ensemble crâne et peau de référence et du crâne inconnu.

### 4.3.2 Processus de la reconstruction faciale initiale

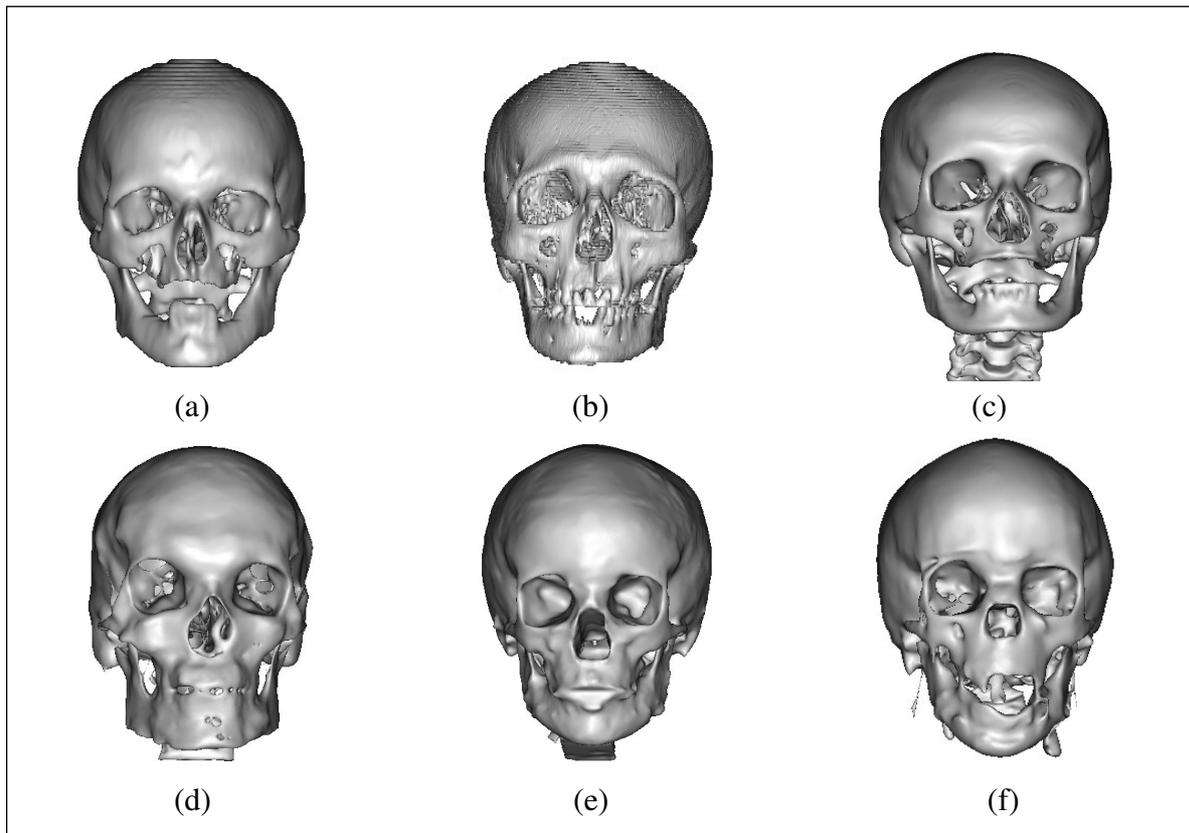
La reconstruction faciale initiale est obtenue en calculant dans un premier temps une transformation volumique  $T$  de l'image du crâne de référence  $C_r$  vers l'image du crâne  $C_i$  (c'est-à-dire  $C_i = T(C_r)$ ). Nous appliquons ensuite cette même transformation à l'image de la peau de référence  $P_r$  afin d'obtenir une approximation de la peau inconnue  $P^*$  (c'est-à-dire  $T(P_r) = P^*$ ). La figure 4.2 décrit le processus de la première étape de la méthode de reconstruction faciale. L'évaluation de la méthode sera effectuée en comparant  $P^*$  à  $P_i$  sur des données où à la fois  $C_i$  et  $P_i$  sont connus.



**Figure 4.2 :** Processus de reconstruction faciale initiale.

Afin d'illustrer les différences au sein d'une population, constituant la variabilité morphologique interindividuelle, nous présentons dans la figure 4.3 les surfaces de six crânes de têtes d'individus différents qui constituent quelques données de notre base de données. Nous pouvons remarquer qu'ils sont différents en orientation, taille et forme.

Ces différences justifient le choix de transformations non linéaires.



**Figure 4.3 :** Six surfaces de crânes de têtes d'individus différents. Les surfaces des crânes (a), (b) et (c) ont été obtenues à partir d'images tomодensitométriques (TDM) et les surfaces des crânes (d), (e) et (f) ont été obtenues à partir d'images par résonance magnétique (IRM). Nous remarquons une grande diversité dans la taille et la forme des crânes.

### 4.3.3 Modèle de déformation

Pour calculer la transformation  $T$ , notre choix porte sur un modèle hybride qui associe une déformation globale et une déformation locale. Ce choix est motivé par les considérations calculatoires. En effet, formuler le modèle de déformation par le biais de deux transformations disjointes permet d'accélérer le temps de calcul. Ainsi, l'algorithme de recalage est divisé en deux phases : une phase de transformation globale affine  $T_{globale}$  et une phase de transformation non linéaire  $T_{locale}$  :

$$T(x, y, z) = T_{globale}(x, y, z) + T_{locale}(x, y, z) \quad (4.2)$$

La procédure de recalage commence par un recalage affine pour aboutir à une bonne approximation et une initialisation optimale du recalage non linéaire. Partant des résultats du recalage affine, nous procédons à un recalage non linéaire, permettant des déformations plus locales. Ce schéma permet, en plus d'accélérer le temps de calcul, de résoudre le problème d'initialisation dont souffrent les approches non linéaires du recalage.

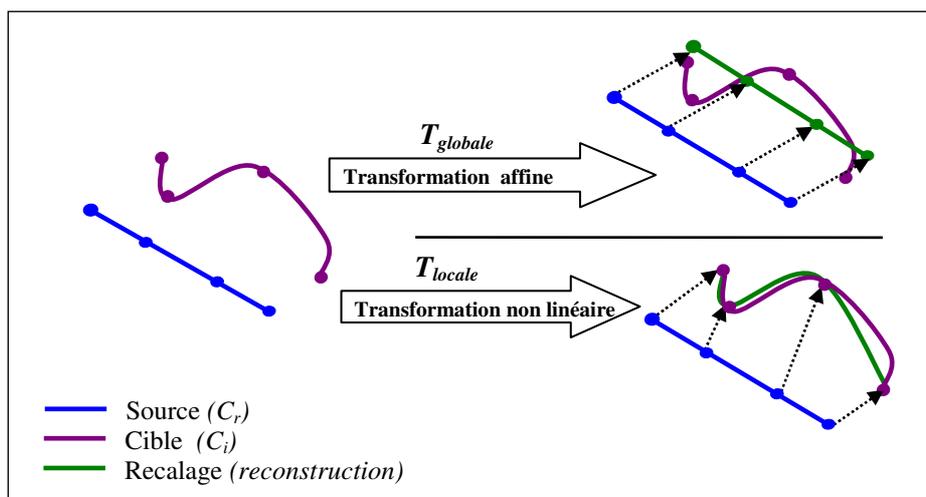


Figure 4.4 : Illustration 1D des transformations globale et locale.

Le principe des deux phases du recalage est illustré en 1D dans la figure 4.4 où, par exemple, des points du segment de la ligne (source) sont mis en correspondance avec les points de la courbe (cible) en utilisant une transformation globale (en haut) et une transformation locale (en bas).

#### 4.3.3.1 Transformation globale affine

Même dans les applications de recalage nécessitant des déformations non linéaires, les transformations linéaires sont très utiles et sont le plus souvent utilisées afin de fournir une initialisation au recalage non linéaire aussi proche que possible du résultat souhaité. Dans notre application, la transformation linéaire globale est affine. Elle est composée d'un mouvement rigide ayant six degrés de liberté comme paramètres décrivant la rotation et la translation, d'une homothétie (ou mise à l'échelle) et d'un cisaillement (shearing – en anglais) avec six degrés de liberté additionnels.

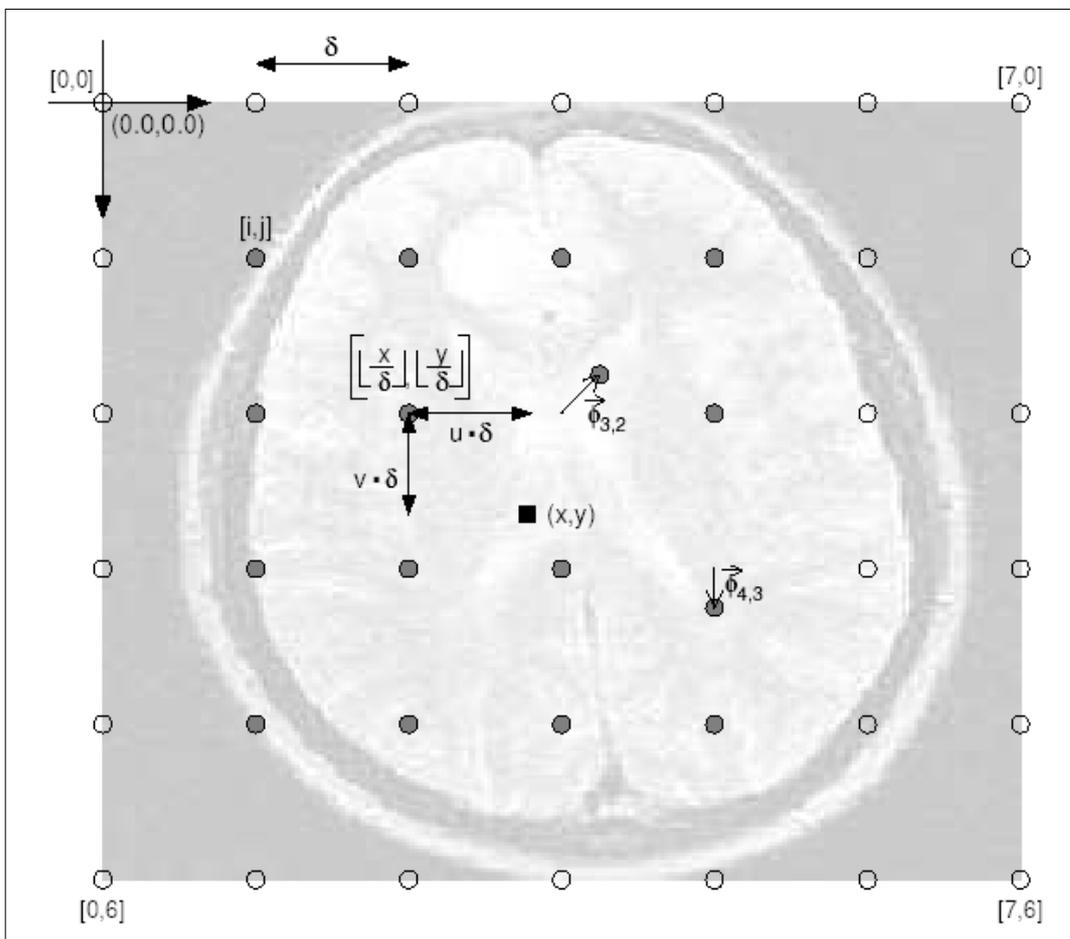
La transformation globale affine s'exprime couramment par le système d'équations suivant :

$$T_{globale}(x, y, z) = \begin{pmatrix} \theta_{11} & \theta_{12} & \theta_{13} \\ \theta_{21} & \theta_{22} & \theta_{23} \\ \theta_{31} & \theta_{32} & \theta_{33} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \theta_{14} \\ \theta_{24} \\ \theta_{34} \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

Les coefficients  $\theta_{i,j}$  sont les paramètres des douze degrés de liberté de la transformation affine.

### 4.3.3.2 Transformation locale : déformations de forme libre (FFD)

Tandis que le recalage affine calcule seulement un mouvement global entre deux images, le recalage non linéaire modélise un mouvement local en utilisant des déformations de forme libre à base de B-splines (FFD ou B-spline Free Form Deformations - en anglais). Les FFD, introduites par Sederberg et Parry [Sederberg et Parry, 1986], constituent un modèle paramétrique qui fournit des transformations non linéaires flexibles car aucune supposition n'est faite quant aux images ou aux formes à recaler. Leur principal avantage réside dans leur aptitude à estimer des déformations très localisées, leur permettant ainsi d'appréhender convenablement les variations locales de forme. Ce modèle de déformation a été utilisé avec succès dans différentes applications d'imagerie médicale, comme pour le recalage de mammographies [Denton et al., 1999], [Rueckert et al., 1999], le recalage de régions cérébrales [Hartkens et al., 2002a], la segmentation de régions cardiaques [Lotjonen, 2001], ou pour le recalage d'images TDM et TEP dans les régions thoraciques et abdominales [Camara, 2003], [Camara et al., 2007], [Mattes et al., 2003].



**Figure 4.5 :** Un exemple d'une grille de points de contrôle dans une image 2D avec un espacement uniforme  $\delta$  (tiré de [Hartkens, 2003]).

L'idée de base des FFD consiste à plonger l'objet 3D à déformer dans un espace et à déformer cet espace. Les déformations faites sur l'espace sont ensuite appliquées à l'objet plongé et le déforment. Cette forme de déformation libre est une déformation dite indirecte. On ne déforme pas directement l'objet. On se sert plutôt d'un outil de déformation intermédiaire (les points de contrôle) afin de parvenir à nos fins.

Dans cette technique, les déformations locales du volume (l'image 3D du crâne  $C_r$  dans notre application) sont calculées via l'optimisation d'une grille sous-jacente de points de contrôle associés à des fonctions B-splines. Pour calculer ces déformations, l'image source est immergée dans une grille de points de contrôle. La transformation est alors opérée indirectement sur l'image en déplaçant ces points de contrôle. La figure 4.5 illustre une coupe axiale immergée dans une grille 2D régulière où l'espacement  $\delta$  entre les points de contrôle est constant. Chaque point de contrôle est représenté par un couple  $[i, j]$  correspondant aux indices de la grille. L'origine  $(0,0,0)$  des coordonnées de l'image coïncide avec le point de contrôle initial  $[i=0, j=0]$  dans le coin supérieur gauche. Dans cet exemple, les points de contrôle ( $[3,2]$  et  $[4,3]$ ) ont été déplacés (petites flèches). En utilisant l'interpolation B-splines, le déplacement d'un voxel de l'image dépend du déplacement des deux points de contrôle les plus proches dans chaque direction. Dans cet exemple, le pixel  $(x, y)$ , marqué par le petit rectangle plein en noir dans l'image, a été affecté par les déplacements des seize points de contrôle de son voisinage, représentés par des petits cercles pleins en gris dans l'image (par exemple, les deux points de contrôle ( $[3,2]$  et  $[4,3]$ ) désignés par  $\phi_{3,2}$  et  $\phi_{4,3}$ ).

Formellement, les FFD fondées sur les B-splines peuvent être écrites comme un produit tensoriel 3D de B-splines cubiques unidimensionnelles (de degré 3), produisant ainsi une transformation séparément pour chaque axe.

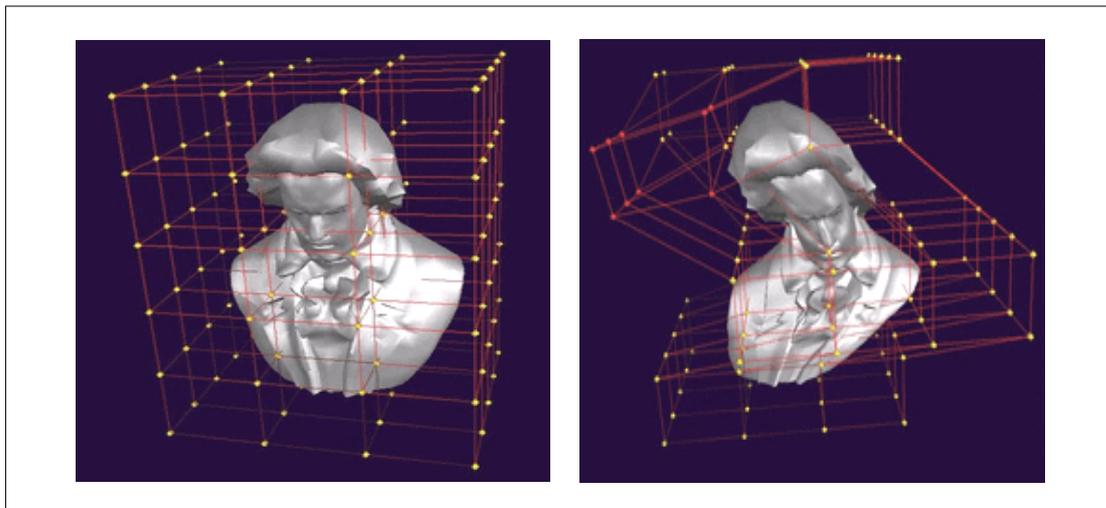
Soit une grille  $\Phi$  de  $n_x \times n_y \times n_z$  points de contrôle  $\phi_{i,j,k}$  avec un espacement uniforme  $\delta$  dans chaque direction, où  $-1 \leq i < n_x - 1$ ,  $-1 \leq j < n_y - 1$ ,  $-1 \leq k < n_z - 1$ . La transformation pour chaque voxel de l'image  $(x, y, z)$  est définie par le déplacement des  $4 \times 4 \times 4$  points de contrôle de son voisinage en utilisant des fonctions B-splines. Elle s'exprime de la manière suivante :

$$T_{locale}(x, y, z) = \sum_{l=0}^3 \sum_{m=0}^3 \sum_{n=0}^3 B_l(u) B_m(v) B_n(w) \phi_{i+l, j+m, k+n} \quad (4.4)$$

Ici, les  $i = \lfloor x/\delta \rfloor - 1$ ,  $j = \lfloor y/\delta \rfloor - 1$ , et  $k = \lfloor z/\delta \rfloor - 1$  désignent les indices du point de contrôle de la grille qui intervient dans le calcul du déplacement du voxel  $(x, y, z)$ , et  $u = x/\delta - (i+1)$ ,  $v = y/\delta - (j+1)$ , et  $w = z/\delta - (k+1)$  représentent la distance entre le voxel  $(x, y, z)$  et les points de contrôle les plus proches. Les fonctions de base  $B_i$  assurent au champ de déformation d'être lisse, continu et de classe  $C^2$ . Elles sont données par :

$$\begin{aligned} B_0(u) &= (1-u)^3 / 6 \\ B_1(u) &= (3u^3 - 6u^2 + 4) / 6 \\ B_2(u) &= (-3u^3 + 3u^2 + 3u + 1) / 6 \\ B_3(u) &= u^3 / 6 \end{aligned} \quad (4.5)$$

La figure 4.6 montre un exemple de déformation d'un objet 3D avec un modèle FFD. Cette figure illustre l'effet des déplacements des points de contrôle de la grille sur la déformation lisse de l'objet.



**Figure 4.6 :** Un exemple de déformation d'un objet 3D avec un modèle FFD (tiré de <http://www.student.cs.uwaterloo.ca/~cs779/Gallery/Win2001/dgkoch/>).

### 4.3.5 Fonction de coût

Le recalage non linéaire est obtenu en minimisant une fonction de coût  $C$ , comme dans la méthode développée dans [Camara et al., 2007], qui fait intervenir à la fois un critère d'écart ou de dissimilarité  $C_{dis}$  entre les images  $I_C$  et  $I_S$  et un critère de régularité  $C_{reg}$  de la transformation recherchée :

$$C = C_{dis}(I_C, T(I_S)) + C_{reg}(T) \quad (4.6)$$

La mesure de dissimilarité  $C_{dis}$  est la force qui guide le processus de recalage et vise à minimiser l'écart entre les deux images, tandis que le critère de régularité  $C_{reg}$  permet d'éviter certaines transformations non souhaitées.

#### 4.3.5.1 Critère de dissimilarité

La méthode de déformation FFD nécessite l'optimisation des points de contrôle de la grille pour minimiser un critère de dissimilarité donné. Le choix de ce critère est simple dans

notre cas, puisque nous travaillons avec des images binaires (ensembles de voxels) de crânes ayant été extraites à partir des IRM-3D de têtes d'individus. Ainsi, nous avons utilisé le critère d'Erreur Quadratique Moyenne (EQM) (RMS ou Root Mean Square - en anglais) comme mesure d'écart pour déterminer les paramètres optimaux de la déformation  $\phi_{i,j,k}^*$ .

Cette métrique calcule la différence entre les intensités des  $N$  voxels  $X_i$  de l'image  $I_C$  et des  $N$  voxels transformés  $I_S(T(X_i))$  pour une transformation  $T$  des voxels  $X_i$  de l'image  $I_S$ , correspondant aux voxels  $X_i$  de l'image  $I_C$  (équation 4.7). Dans notre cas,  $I_C$  et  $I_S$  sont des images binaires. Cela signifie que  $I_C(X_i)$  et  $I_S(X_i)$  ne prennent que deux valeurs 0 ou 255.

$$C_{dis}(I_C, T(I_S)) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_i^N (I_C(X_i) - I_S(T(X_i)))^2} \quad (4.7)$$

La valeur optimale de cette métrique est zéro. Cela signifie que la correspondance entre les ensembles  $I_C$  et  $I_S$  est la meilleure. Lorsque cette mesure est strictement positive, la correspondance est faible. Plus la correspondance entre  $I_C$  et  $I_S$  est forte, plus la valeur de cette métrique est petite.

### 4.3.5.2 Critère de régularisation

Pour contraindre la régularité de la transformation recherchée, nous introduisons un terme de régularisation  $C_{reg}$  composé d'une force molle locale qui consiste à tirer chaque nœud vers le centroïde de ses nœuds avoisinants pour éviter l'intersection entre les nœuds.

Le terme de régularisation a été introduit dans la procédure d'optimisation pour garantir de ne pas avoir de déformations indésirables (déformations trop fortes et trop différentes) et pour préserver la topologie de la structure à recalculer.

Le terme de régularisation est donné par :

$$C_{reg}(T) = \lambda \left| C_{x_c, y_c, z_c} - \phi_{i,j,k} \right| \quad (4.8)$$

$\lambda$  est une constante de régularisation, et  $C_{x_c, y_c, z_c}$  désigne la position du centroïde de tous les nœuds voisins du nœud de contrôle  $\phi_{i,j,k}$ .

Le paramètre  $\lambda$  permet le contrôle de la régularisation. Sa valeur est ajustée de manière heuristique. Pour une grille de 10 points de contrôle par dimension, nous trouvons que la valeur de  $\lambda = 0,5$  fournit un bon compromis pour les deux termes de la fonction de coût. Nous avons également constaté que les propriétés intrinsèques de régularisation des B-splines signifient que le choix de  $\lambda$  n'est pas critique pour une grille de points de contrôle de faible résolution. Le terme de régularisation est plus important pour des grilles denses de

points de contrôle. Cela est dû à la capacité des FFD à modéliser des déformations locales qui augmentent avec l'espacement décroissant des points de contrôle dans la grille. Le terme de régularisation est donc particulièrement nécessaire pour des grilles denses de points de contrôle.

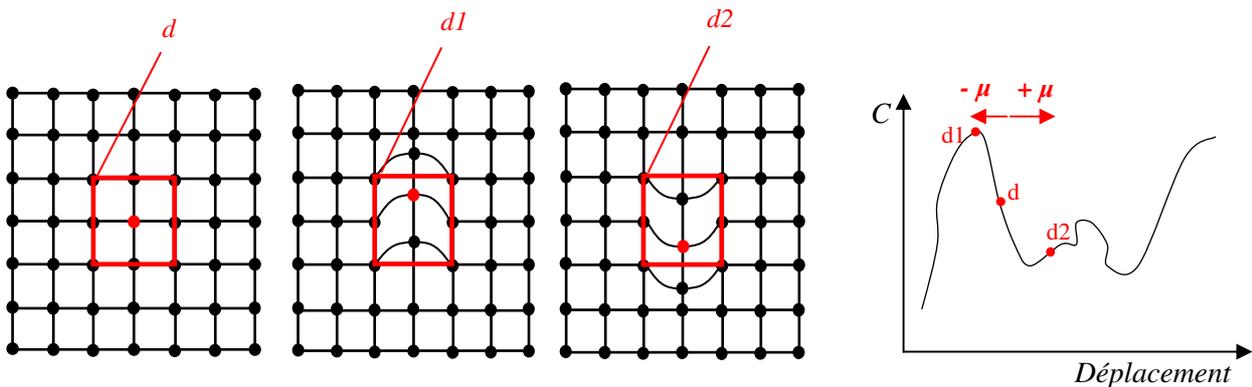
### 4.3.6 Méthode d'optimisation

La procédure d'optimisation consiste à faire varier les déplacements des points de contrôle  $\phi_{i,j,k}$  de telle sorte que la dissimilarité entre les deux images  $I_C$  et  $I_S$  soit minimisée. L'optimisation des paramètres de la transformation (déplacements des points de contrôle) est fondée sur une technique itérative de descente de gradient sur la totalité de la grille de points de contrôle, comme celle proposée par Rueckert et al. [Rueckert et al., 1999]. Cette technique est résumée dans l'algorithme 1.

A chaque itération  $m$ , nous calculons une estimation locale du gradient de la fonction de coût (équation 4.6) pour chaque point de contrôle  $\phi_{i,j,k}$  par la méthode des différences finies. Les paramètres de la transformation sont alors itérativement changés le long de ce gradient en utilisant un pas d'optimisation  $\mu$  jusqu'à ce qu'aucune amélioration supplémentaire de la mesure de la fonction de coût ne soit trouvée :

$$\phi_{i,j,k}^m = \phi_{i,j,k}^{m-1} + \mu \frac{\nabla C}{\|\nabla C\|} \quad (4.9)$$

$\mu$  est le pas d'optimisation,  $\nabla C = \partial C / \partial \phi_{i,j,k}^{m-1}$  est l'estimation du gradient qui doit être recalculée après chaque itération de la procédure, et  $\|\nabla C\|$  est la norme du gradient de la fonction de coût.



**Figure 4.7 :** L'estimation du gradient fondée sur les différences locales sur la grille des points de contrôle.

Pour chaque point de contrôle  $\phi_{i,j,k}^m$ , des déplacements d'un pas  $\mu$  sont testés le long de chaque axe dans des directions positive ( $+\mu$ ) et négative ( $-\mu$ ) et la fonction de coût est évaluée. Si un de ces déplacements fournit une meilleure valeur de la fonction de coût (meilleurs résultats de recalage), le déplacement du point de contrôle est accepté. La figure 4.7 résume l'optimisation des déplacements d'un point de contrôle. Cette procédure est répétée jusqu'à ce qu'aucun gradient significatif ne puisse être déterminé ( $\|\nabla C\| \leq \varepsilon$ ) ou jusqu'à ce que le nombre maximal d'itérations  $N_{iter}$  soit atteint.

Nous avons introduit la méthode d'optimisation dans une procédure multi-pas pour aider l'algorithme à trouver les déformations globales dans les premières itérations, en laissant les plus locales pour la fin. Cela permet d'un côté une réduction du coût global de calcul et d'un autre côté une amélioration de la robustesse de l'algorithme. A chaque étape, le pas d'optimisation  $\mu$  est décrétementé par un facteur de deux et la procédure décrite ci-dessus est répétée. Le pas d'optimisation est alors divisé par deux  $N_{pas}$  fois.

---

**ALGORITHME 1** : Procédure d'optimisation du recalage non linéaire

---

Soit  $N_{pas}$  le nombre de pas,  $N_{iter}$  le nombre maximal d'itérations,  $\mu$  le pas d'optimisation initial,  $\varepsilon$  un seuil d'optimisation (une petite valeur réelle)

**Initialiser** les points de contrôle  $\phi_{i,j,k}^0$

**POUR** ( $n = 1 \dots N_{pas}$ ) **FAIRE**

**POUR** ( $m = 1 \dots N_{iter}$ ) **FAIRE**

**POUR** tous les 3 degrés de liberté ( $x, y, z$ ) de chaque point de contrôle ( $i, j, k$ ) **FAIRE**

**Calculer** la valeur de la fonction de coût :  $d = C = C_{dis}(I_C, T(I_S)) + C_{reg}(T)$

**Calculer** le gradient de la fonction de coût  $C$  pour les  $\phi_{i,j,k}^{m-1}$  :  $\nabla C = \partial C / \partial \phi_{i,j,k}^{m-1}$

**SI**  $\|\nabla C\| \leq \varepsilon$  **ALORS** arrêter

**REPETER**

**Déplacer** les points de contrôle :  $\phi_{i,j,k}^{m1} = \phi_{i,j,k}^{m-1} + \mu \frac{\nabla C}{\|\nabla C\|}$

**Calculer** la valeur de la fonction de coût:

$$d1 = C = C_{dis}(I_C, T(I_S)) + C_{reg}(T)$$

**Déplacer** les points de contrôle :  $\phi_{i,j,k}^{m2} = \phi_{i,j,k}^{m-1} - \mu \frac{\nabla C}{\|\nabla C\|}$

**Calculer** la valeur de la fonction de coût:

$$d2 = C = C_{dis}(I_C, T(I_S)) + C_{reg}(T)$$

**SI** ( $d1 < d$ ) ou ( $d2 < d$ ) **ALORS**

**Mettre à jour** le déplacement des points de contrôle :

$$\phi_{i,j,k}^* = \phi_{i,j,k}^{m1} \text{ ou } \phi_{i,j,k}^* = \phi_{i,j,k}^{m2}$$

**FIN SI**

**JUSQU'A** ( $d1 - d \leq 0$ ) ou ( $d2 - d \leq 0$ )

**FIN POUR**

**FIN POUR**

**Mettre à jour** le pas d'optimisation :  $\mu = \mu/2$

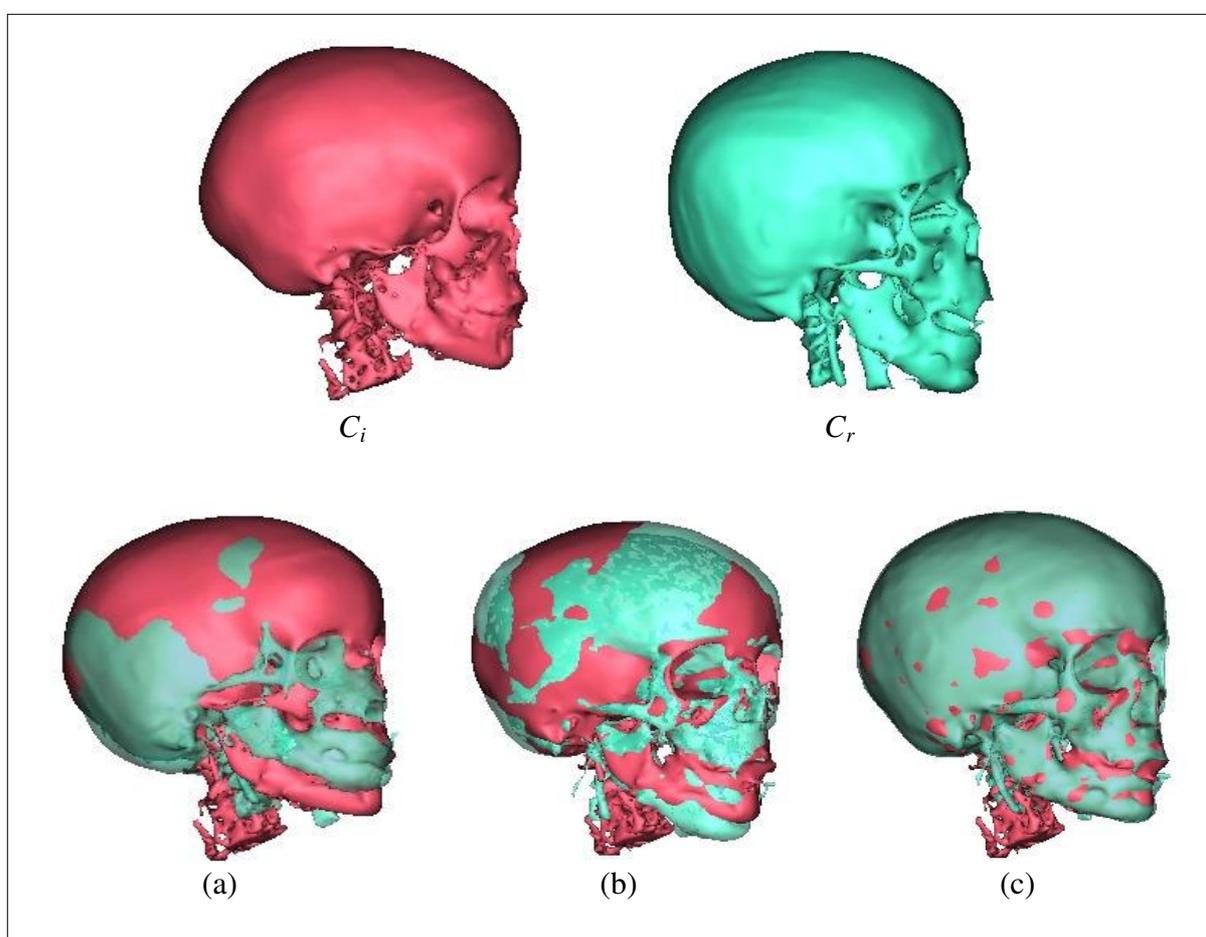
**FIN POUR**

**Retourner** les paramètres optimaux de la transformation  $\phi_{i,j,k}^*$

---

#### 4.4 Résultats et validation de la reconstruction faciale initiale

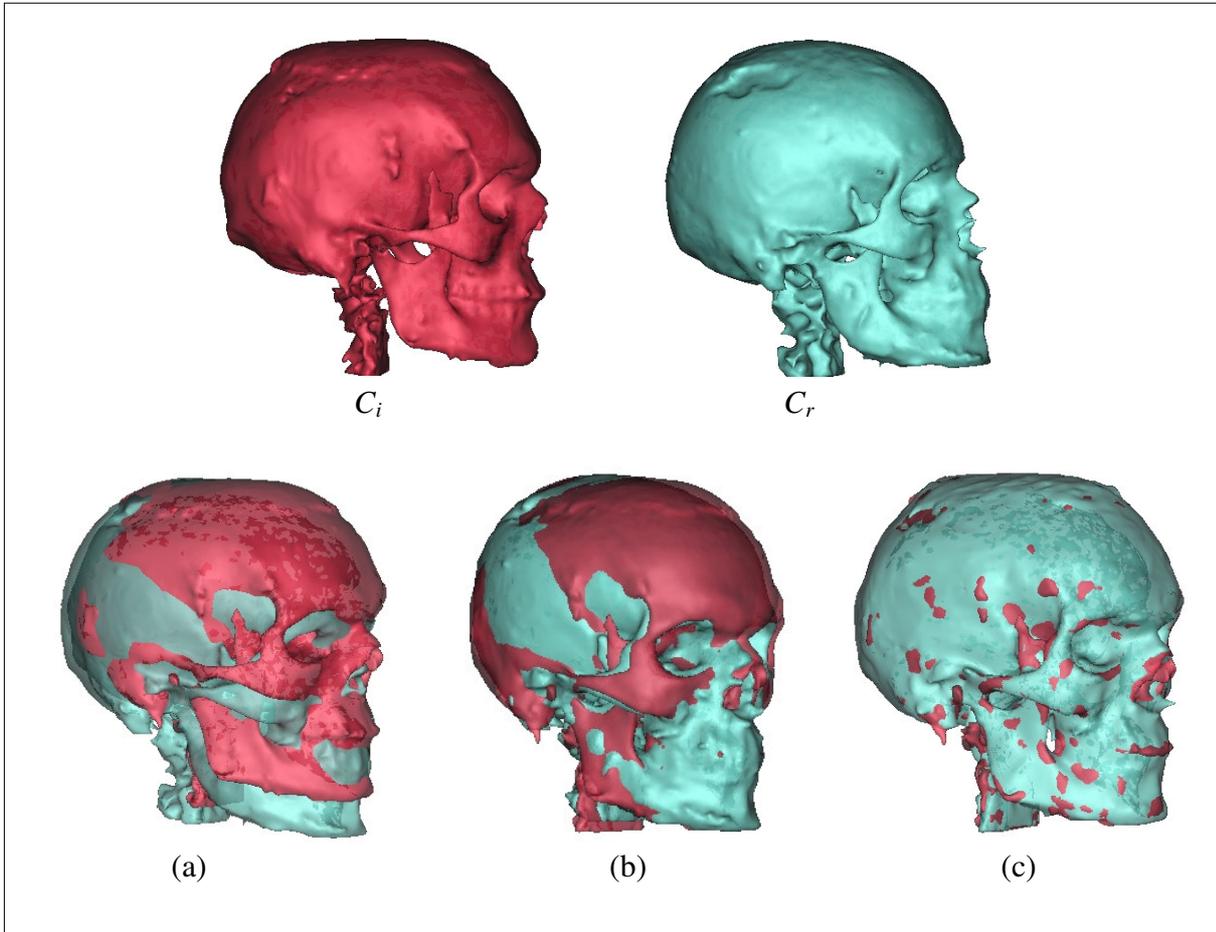
Nous avons testé la méthode de recalage pour la reconstruction faciale initiale sur treize ensembles de données crâne/peau, issus des treize IRM-3D de têtes d'individus (enfants et adultes) décrites précédemment dans la section 3.3.2 du chapitre 3. Pour chaque reconstruction faciale, nous sélectionnons tout d'abord deux couples crâne/peau ayant à peu près les mêmes caractéristiques morphologiques (sexe, âge et groupe ethnique). Ainsi, nous choisissons de ne calculer la transformation que sur le crâne de la base de données le plus proche du crâne qualifié d'inconnu dont la peau est à reconstruire. Pour chaque crâne  $C_i$ , nous sélectionnons donc le crâne le plus proche à partir de notre base de données et nous appliquons ensuite la transformation, calculée entre ces crânes, sur la peau de référence  $P_r$  (connue) associée au crâne le plus proche  $C_r$ .



**Figure 4.8 :** Résultats du recalage entre les deux crânes d'enfants  $C$  et  $\mathcal{D}$ . Déformation du crâne  $C_r$ , en vert (issu de l'IRM  $C$ ) vers le crâne  $C_i$  en rouge (issu de l'IRM  $\mathcal{D}$ ) : (a) avant le recalage, (b) après le recalage affine et (c) après le recalage non linéaire.

Nous illustrons les résultats de la reconstruction faciale initiale avec quatre ensembles de données crâne/peau : deux ensembles provenant des deux IRM de deux têtes d'enfants  $C$  et  $\mathcal{D}$  et deux ensembles provenant des deux IRM de deux têtes d'adultes  $J$  et  $\mathcal{K}$ . Après un

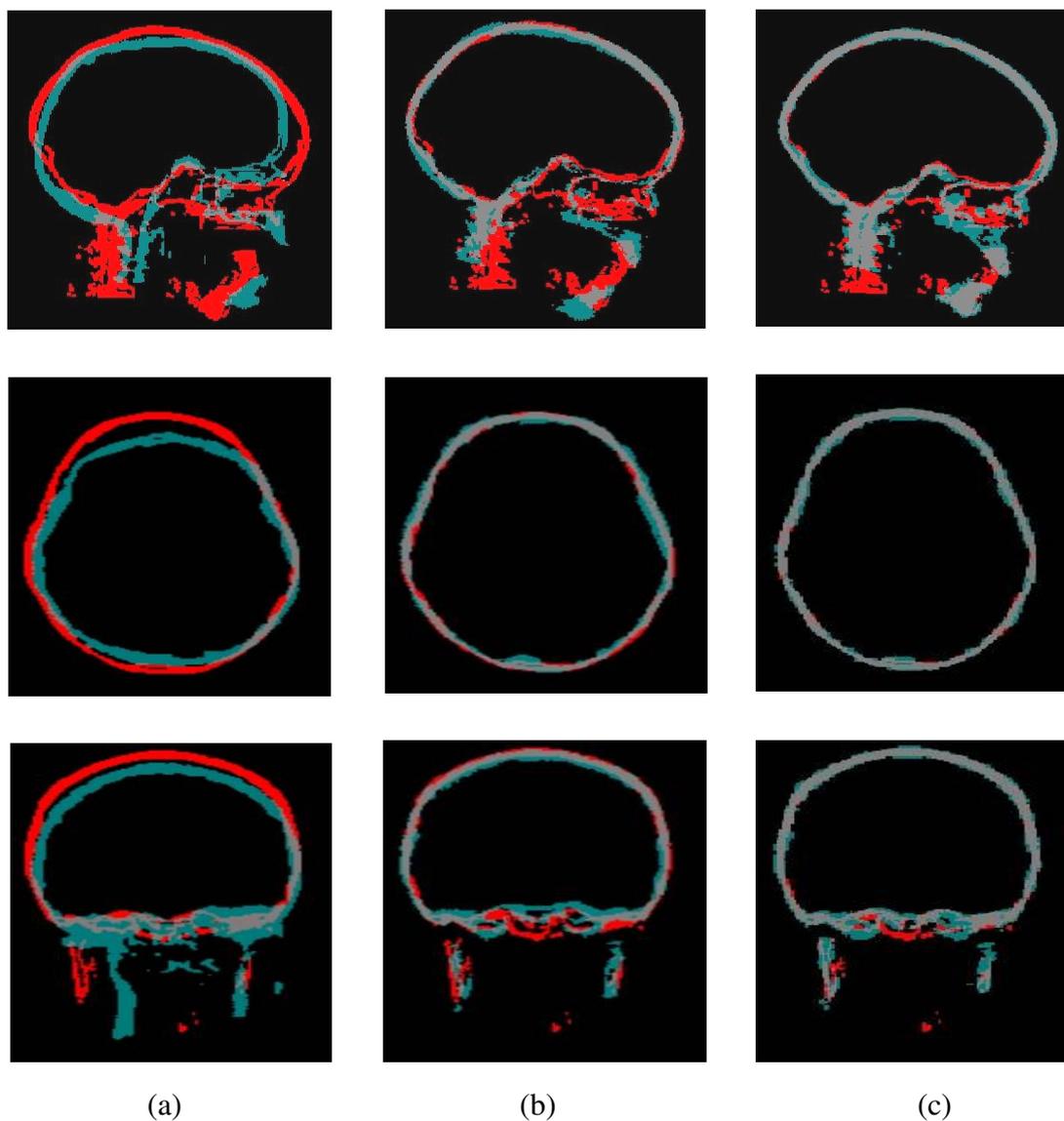
prétraitement de normalisation des images, les deux premiers ensembles ont une taille de  $256 \times 256$  pixels dans le plan  $xy$  et 132 coupes, avec des dimensions de voxels d'environ  $1,0 \times 1,0 \times 1,3 \text{ mm}^3$ , et les deux autres ensembles ont une taille de  $256 \times 256$  pixels dans le plan  $xy$  et 183 coupes, avec des dimensions de voxels d'environ  $0,9 \times 0,9 \times 0,9 \text{ mm}^3$ .



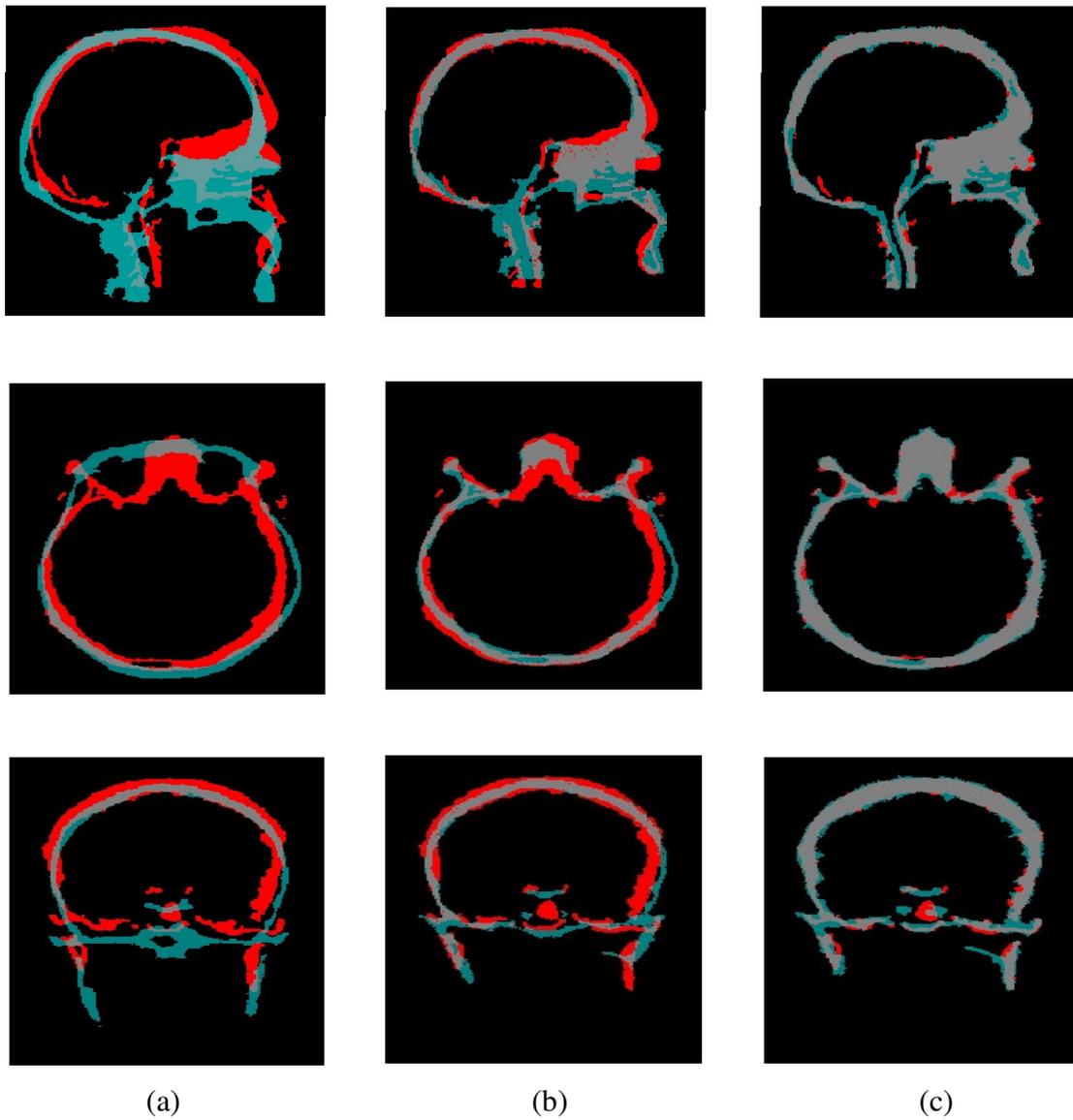
**Figure 4.9 :** Résultats du recalage entre les deux crânes d'adultes  $J$  et  $\mathcal{K}$ . Déformation du crâne  $C_r$  en vert (issu de l'IRM  $J$ ) vers le crâne  $C_i$  en rouge (issu de l'IRM  $\mathcal{K}$ ) : (a) avant le recalage, (b) après le recalage affine et (c) après le recalage non linéaire.

Les figures 4.8 et 4.9 présentent respectivement deux exemples de recalage entre deux crânes d'enfants  $C$  et  $\mathcal{D}$  et entre deux crânes d'adultes  $J$  et  $\mathcal{K}$ . Ces figures montrent les résultats obtenus par l'algorithme de recalage à travers ses deux phases de transformations globale et locale de  $C_r$  en couleur verte vers  $C_i$  en couleur rouge. Pour mieux visualiser l'effet du recalage, ces figures représentent la superposition des surfaces des deux crânes (a) avant le recalage, (b) après une transformation  $T_{globale}$  affine et enfin (c) après la transformation non linéaire  $T_{locale}$ . Des coupes sagittales, axiales et coronales des mêmes résultats sont représentés dans les figures 4.10 et 4.11.

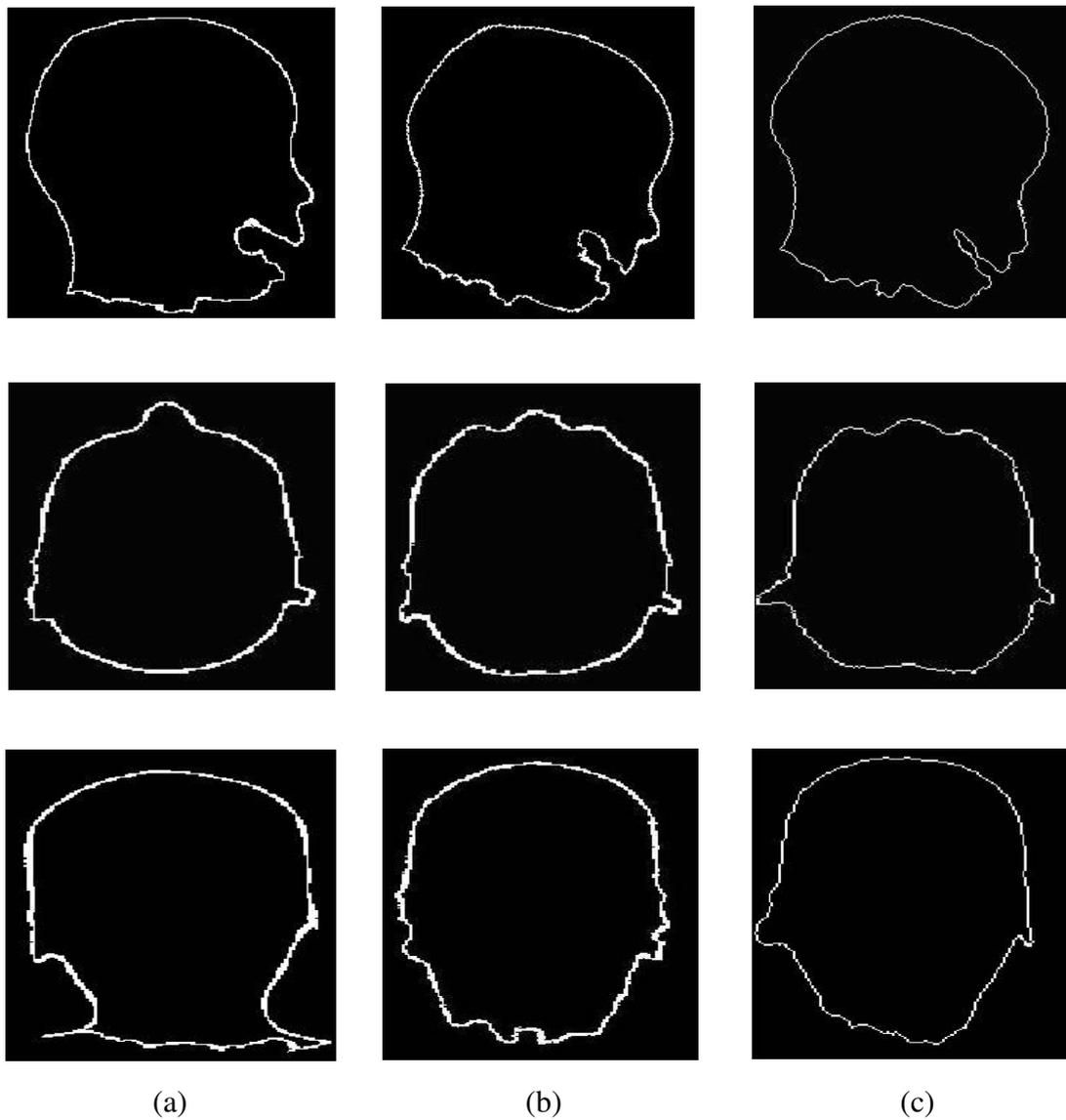
Nous montrons dans les figures 4.12 et 4.13, en coupes sagittales, axiales et coronales, les résultats obtenus par l'application de la même transformation  $T$ , calculée entre les crânes, à la peau de référence  $P_r$ .



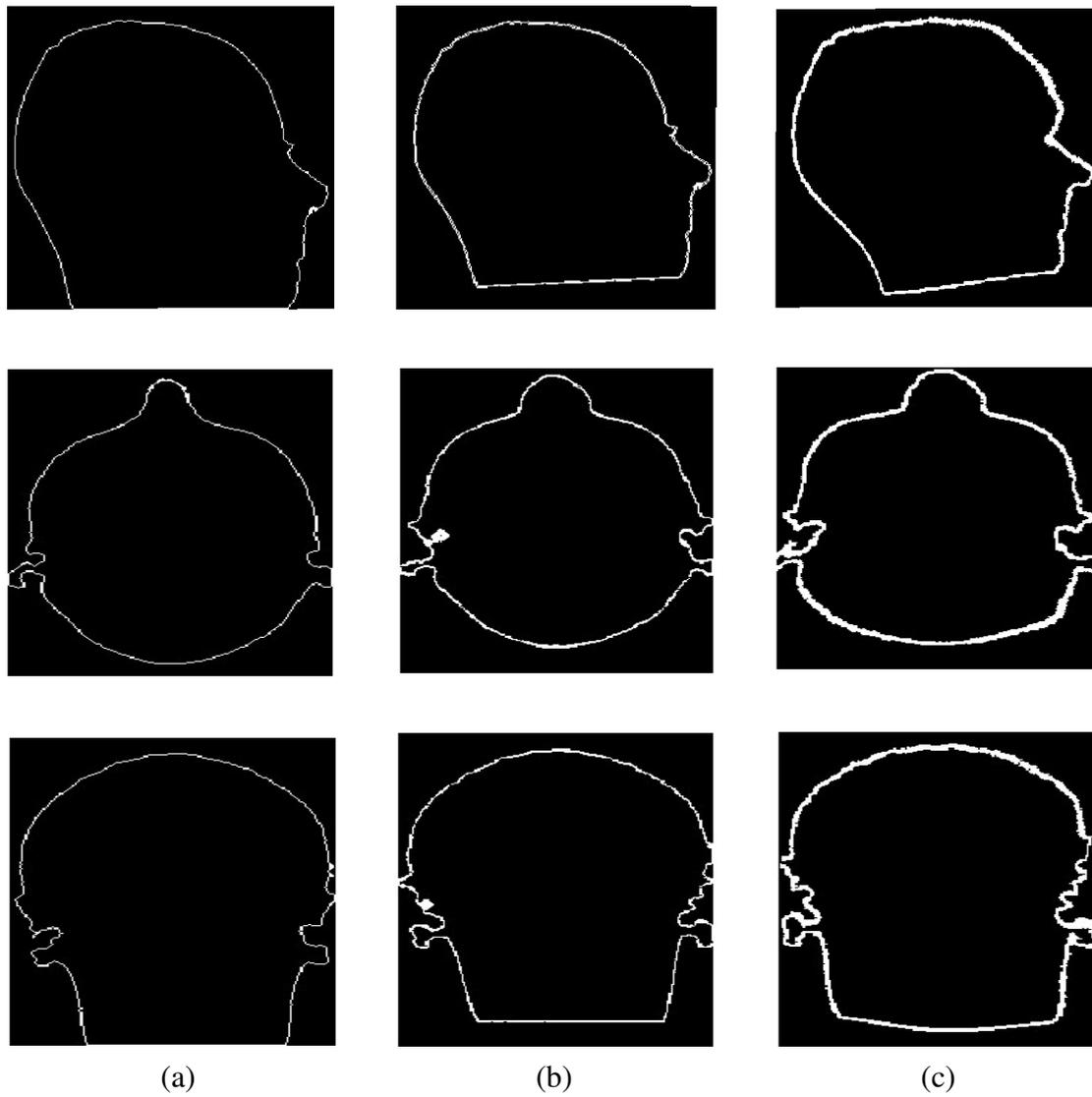
**Figure 4.10** : De haut en bas : les mêmes coupes sagittales, axiales et coronales des résultats du recalage entre les deux crânes d'enfants  $\mathcal{C}$  et  $\mathcal{D}$ . Transformation de  $C_r$  (en vert) vers  $C_i$  (en rouge) : (a) avant le recalage, (b) après  $T_{globale}$  affine et (c) après  $T_{locale}$ .



**Figure 4.11** : De haut en bas : les mêmes coupes sagittales, axiales et coronales des résultats du recalage entre les deux crânes d'adultes  $\mathcal{J}$  et  $\mathcal{K}$ . Transformation de  $C_r$  (en vert) vers  $C_i$  (en rouge) : (a) avant le recalage, (b) après  $T_{globale}$  affine et (c) après  $T_{locale}$ .



**Figure 4.12 :** De haut en bas : les mêmes coupes sagittales, axiales et coronales des résultats de l'application de la transformation, calculée entre les deux crânes d'enfants  $\mathcal{C}$  et  $\mathcal{D}$ , sur la peau de référence  $P_r$  (issu de l'IRM  $\mathcal{C}$ ) : (a) avant le recalage, (b) après  $T_{globale}$  et (c) après  $T_{locale}$ .

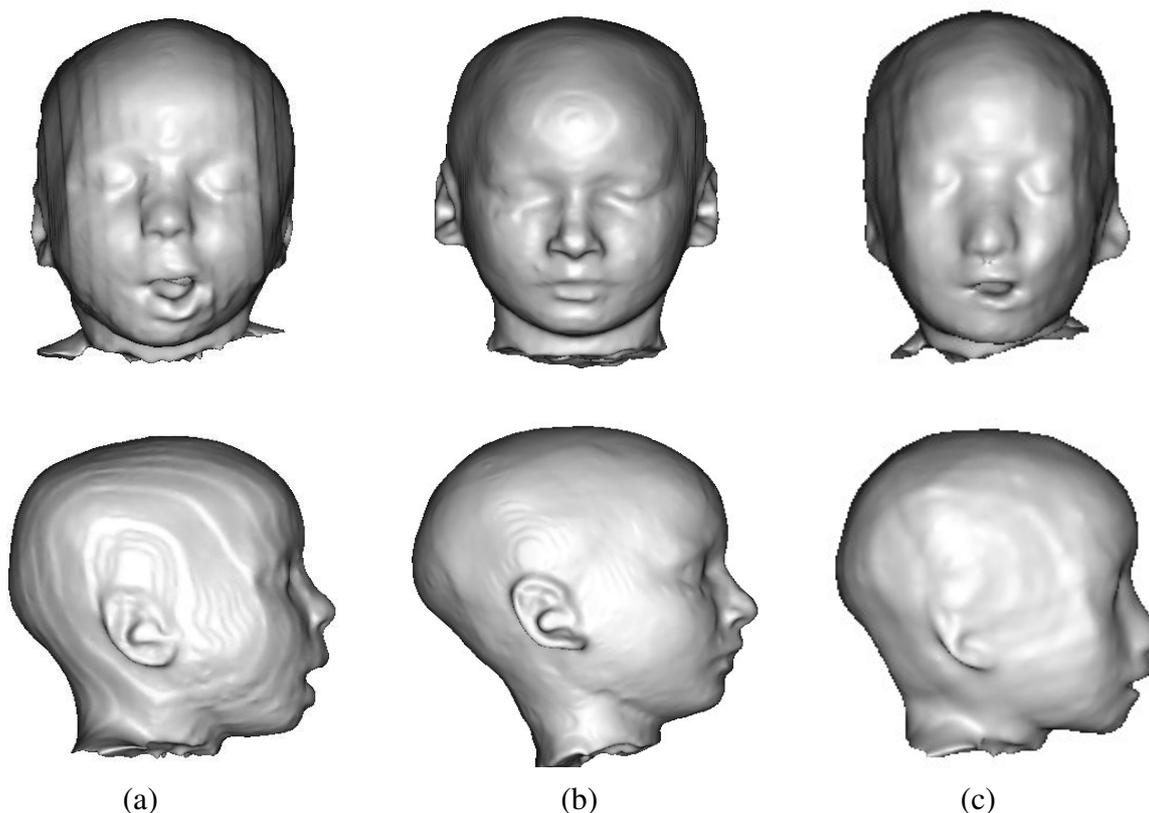


**Figure 4.13** : De haut en bas : les mêmes coupes sagittales, axiales et coronales des résultats de l'application de la transformation, calculée entre les deux crânes d'adultes  $\mathcal{J}$  et  $\mathcal{K}$ , sur la peau de référence  $P_r$ , (issue de l'IRM  $\mathcal{J}$ ) : (a) avant le recalage, (b) après  $T_{globale}$  et (c) après  $T_{locale}$ .

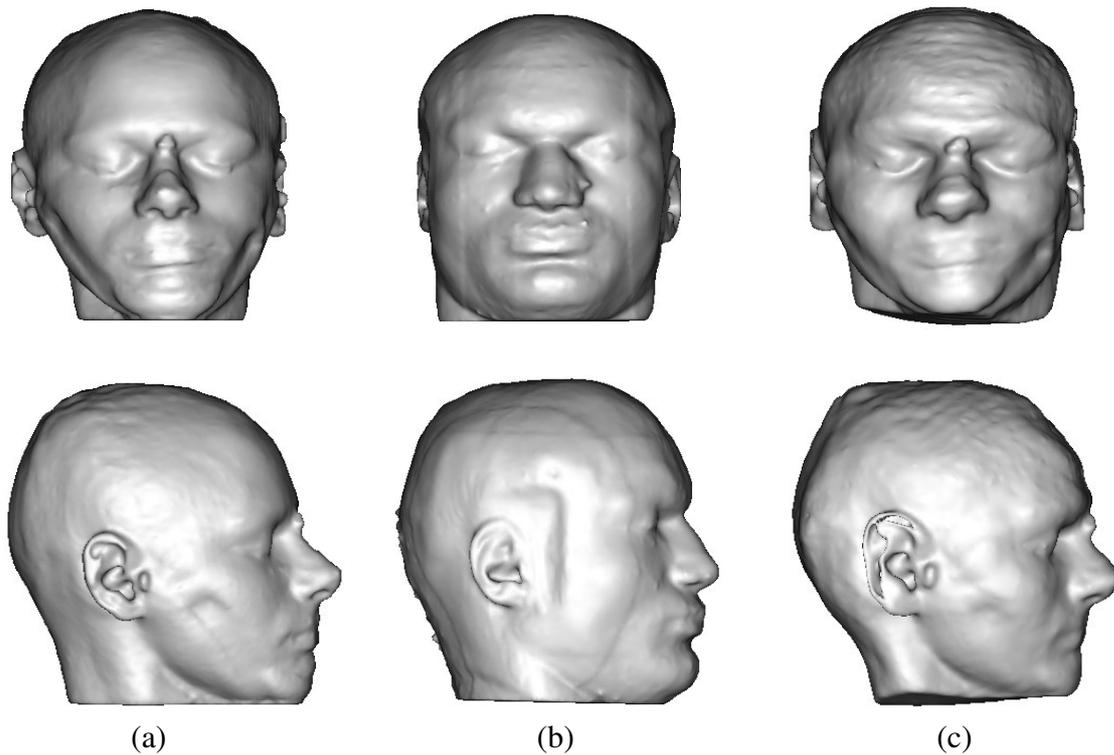
#### 4.4.1 Évaluation qualitative

Comme nous l'avons évoqué dans le chapitre 3, il est possible d'effectuer l'évaluation des résultats de la reconstruction faciale de manière qualitative et quantitative. Puisque nous disposons de données, issues d'IRM-3D de têtes d'individus, où à la fois le crâne inconnu  $C_i$  et la peau recherchée (ou réelle)  $P_i$  sont connus. Ainsi, la peau réelle servira de test afin de valider les résultats de la reconstruction.

Pour les deux exemples précédents de reconstruction faciale, les figures 4.14 et 4.15 montrent une comparaison visuelle entre la surface de la peau reconstruite  $P^*$  par l'algorithme de recalage (à droite) et la surface de la peau réelle  $P_i$  (au milieu). En général, nous observons une bonne correspondance de la partie supérieure de la peau, cependant quelques différences sont mises en évidence vers le menton, principalement dues aux problèmes du degré d'ouverture de la mandibule et les caractéristiques biomécaniques des tissus faciaux. Bien entendu, l'application de la transformation permet d'obtenir une bonne approximation de la forme du visage. Cependant, la forme du nez ou des joues ne peut pas être entièrement déterminée à partir de la seule forme du crâne.



**Figure 4.14 :** Vues de face et de profil des résultats de la reconstruction faciale du sujet  $\mathcal{D}$ . (a) surface de la peau de référence  $P_r$ , (b) surface de la peau réelle  $P_i$  et (c) surface de la peau reconstruite  $P^*$ .

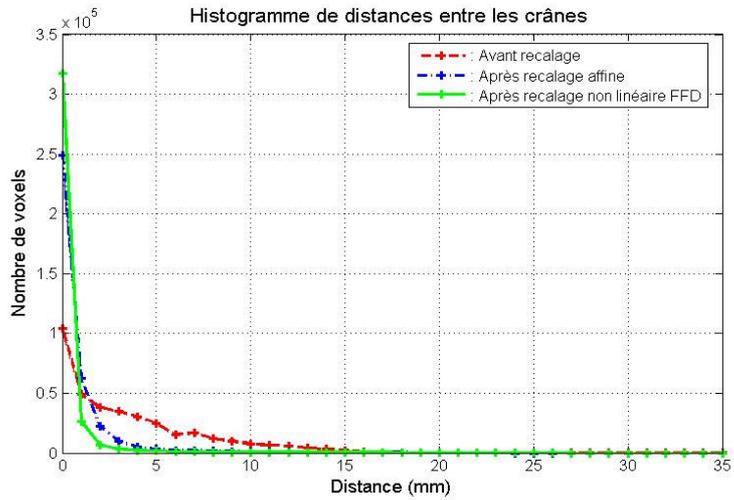


**Figure 4.15 :** Vues de face et de profil des résultats de la reconstruction faciale du sujet  $\mathcal{K}$  (a) surface de la peau de référence  $P_r$ , (b) surface de la peau réelle  $P_i$  et (c) surface de la peau reconstruite  $P^*$ .

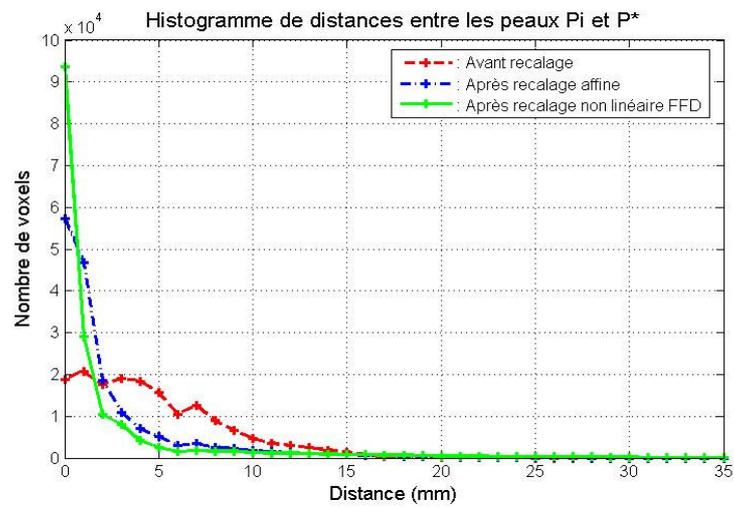
### 4.4.2 Évaluation quantitative

Une évaluation plus quantitative de la reconstruction faciale initiale est fournie par les histogrammes de différences des distances entre les peaux  $P_i$  et  $P^*$  et entre le crâne inconnu  $C_i$  et le crâne déformé après les transformations globale et locale. Les figures 4.16 et 4.17 présentent l'évaluation quantitative de la reconstruction faciale pour les sujets  $\mathcal{D}$  et  $\mathcal{K}$  supposés inconnus. Ces figures montrent clairement les améliorations du recalage, puisque pour chaque reconstruction faciale les deux histogrammes (a) et (b) sont de plus en plus concentrés vers les faibles valeurs.

Durant nos tests, une méthodologie similaire au leave-one-out est utilisée. Chaque ensemble crâne/peau de la base de données est à son tour considéré comme inconnu et est utilisé comme crâne et peau inconnus. Nous présentons dans le tableau 4.1 l'évaluation quantitative des résultats obtenus par le recalage à travers ses deux étapes pour les treize cas de notre base de données. Cette table fournit la sélection du couple crâne/peau le plus proche du crâne inconnu  $C_i$ , la distance entre les crânes à l'origine  $C_i$  et  $C_r$  avant le recalage, la distance entre les crânes après le transformation globale  $T_{globale}$ , la distance entre les crânes recalés après la transformation  $T_{locale}$ , et la précision de la reconstruction faciale initiale (distance moyenne entre  $P^*$  et  $P_i$ ).



(a)



(b)

**Figure 4.16** : Histogrammes de distances pour la reconstruction faciale du sujet enfant  $\mathcal{D}$ . (a) entre  $C_i$  et le crâne transformé et (b) entre  $P_i$  et  $P^*$ .

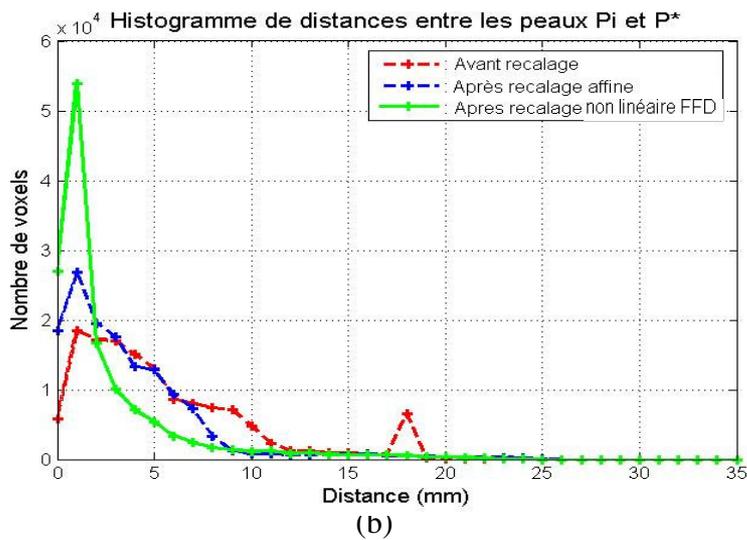
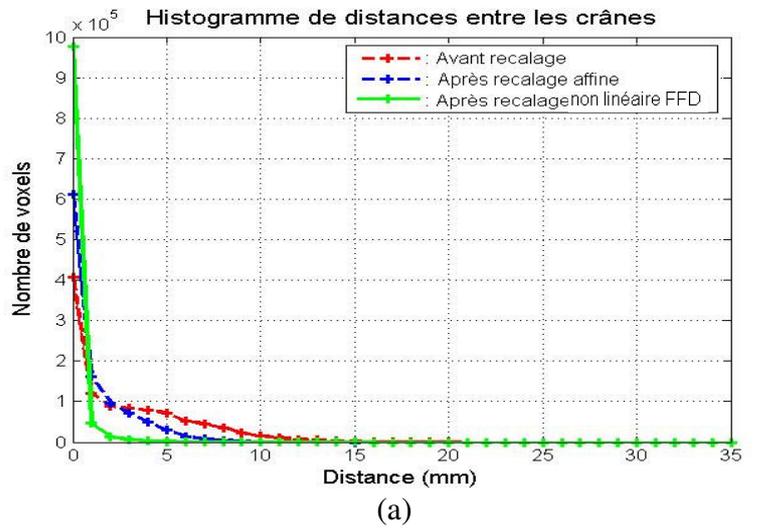


Figure 4.17 : Histogrammes de distances pour la reconstruction faciale du sujet adulte  $\mathcal{K}$  (a) entre  $C_i$  et le crâne transformé et (b) entre  $P_i$  et  $P^*$ .

La distance moyenne des treize reconstructions faciales est de 3,06 mm (avec un écart-type de 0,56 mm). La meilleure reconstruction faciale est obtenue pour le sujet  $\mathcal{F}$  avec une distance de 2,02 mm. La mauvaise reconstruction faciale est réalisée pour le sujet  $\mathcal{C}$  avec une distance de 4,50 mm.

<i>Sujet inconnu (crâne inconnu) <math>C_i</math></i>	$\mathcal{A}$	$\mathcal{B}$	$\mathcal{C}$	$\mathcal{D}$	$\mathcal{E}$	$\mathcal{F}$	$\mathcal{G}$
<i>Sujet de référence <math>C_r/P_r</math></i>	$\mathcal{B}$	$\mathcal{A}$	$\mathcal{F}$	$\mathcal{C}$	$\mathcal{G}$	$\mathcal{D}$	$\mathcal{F}$
<i>Distance entre <math>C_i</math> et <math>C_r</math> (mm)</i>	5,31	5,31	4,70	3,22	6,73	4,70	6,10
<i>Distance entre crânes après <math>T_{globale}</math> (mm)</i>	0,56	0,78	1,00	0,86	0,56	0,58	0,89
<i>Distance entre crânes après <math>T_{locale}</math> (mm)</i>	0,48	0,51	0,36	0,53	0,28	0,33	0,37
<i>Distance entre <math>P^*</math> et <math>P_i</math> (mm)</i>	2,38	2,43	4,50	2,94	2,32	2,02	2,75

<i>Sujet inconnu (crâne inconnu) <math>C_i</math></i>	$\mathcal{H}$	$\mathcal{I}$	$\mathcal{J}$	$\mathcal{K}$	$\mathcal{L}$	$\mathcal{M}$	<i>Moy.</i>
<i>Sujet de référence <math>C_r/P_r</math></i>	$\mathcal{E}$	$\mathcal{H}$	$\mathcal{L}$	$\mathcal{J}$	$\mathcal{K}$	$\mathcal{J}$	
<i>Distance entre <math>C_i</math> et <math>C_r</math> (mm)</i>	5,58	6,05	4,02	2,80	6,65	7,35	5,68
<i>Distance entre crânes après <math>T_{globale}</math> (mm)</i>	0,82	0,88	0,55	0,62	0,78	0,49	0,72
<i>Distance entre crânes après <math>T_{locale}</math> (mm)</i>	0,54	0,33	0,26	0,28	0,32	0,24	0,37
<i>Distance entre <math>P^*</math> et <math>P_i</math> (mm)</i>	4,12	3,48	3,37	3,27	3,93	2,22	3,06

**Tableau 4.1 :** Distances moyennes en millimètre (mm) pour les treize sujets de la base de données aux différentes étapes de recalage : distance à l'origine entre le crâne inconnu  $C_i$  et le crâne le plus proche de référence  $C_r$  (sur les données brutes), distance entre crânes après  $T_{globale}$ , distance entre crânes après  $T_{locale}$ , et distance entre les peaux réelle  $P_i$  et reconstruite  $P^*$ .

Concernant les résultats du recalage non linéaire entre les crânes, la distance moyenne est de 0,37 mm et la distance varie entre 0,24 mm (pour le sujet  $\mathcal{M}$ ) et 0,54 mm (pour le sujet  $\mathcal{H}$ ). Dans le cas de la mauvaise reconstruction faciale réalisée pour le sujet  $\mathcal{C}$ , le recalage entre les crânes est de bonne qualité (0,36 mm). Dans le cas de la meilleure reconstruction (sujet  $\mathcal{F}$ ), le recalage inter-crânes est aussi de bonne qualité (0,33 mm). Ces évaluations nous mènent à dire qu'il y a peu de relations directes entre la qualité du recalage inter-crânes et la qualité de la reconstruction faciale, même si les sujets bien recalés sont plutôt mieux reconstruits et les sujets mal recalés sont mal estimés.

Dans la figure 4.15, l'erreur de la reconstruction faciale pour le sujet  $\mathcal{K}$  est plus grande que l'erreur indiquée dans le tableau 4.1. Cela est dû à l'effet du moyennage pour le calcul

des erreurs. Dans la plupart de régions de la peau, les erreurs sont égales à zéro ou approximativement égales à zéro (le nombre de voxels ayant la distance zéro ou ayant de faibles valeurs est important, comme nous pouvons l'observer dans les histogrammes de distances de la figure 4.17), et dans peu de régions, l'erreur est grande. Un raffinement de la reconstruction faciale utilisant l'épaisseur tissulaire reste nécessaire en particulier dans la moitié inférieure de la tête.

Par ailleurs, nous pouvons utiliser non pas un seul couple crâne/peau de référence mais plusieurs ensembles de couples. Cela nous permet ainsi d'obtenir un ensemble de peaux possibles pour un même crâne considéré inconnu. Nous fournissons dans le tableau 4.2 une évaluation de huit résultats de reconstruction faciale pour le sujet enfant  $\mathcal{D}$  en choisissant huit sujets ( $\mathcal{A}$ ,  $\mathcal{B}$ ,  $\mathcal{C}$ ,  $\mathcal{E}$ ,  $\mathcal{F}$ ,  $\mathcal{G}$ ,  $\mathcal{H}$  et  $\mathcal{I}$ ) comme référence. Cette évaluation consiste à comparer le crâne inconnu et les crânes recalés, et entre la peau réelle à reconstruite  $P_i$  et les peaux estimées  $P^*$ . La distance moyenne des huit reconstructions faciales obtenues est de 2,84 mm (avec un écart-type de 0,12 mm). La meilleure reconstruction faciale est obtenue en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme crâne/peau de référence avec une distance de 2,00 mm, et la plus mauvaise reconstruction donne une distance de 3,42 mm (en sélectionnant le sujet  $\mathcal{A}$  comme référence).

<i>Sujet de référence <math>C_r/P_r</math></i>	$\mathcal{A}$	$\mathcal{B}$	$\mathcal{C}$	$\mathcal{E}$	$\mathcal{F}$	$\mathcal{G}$	$\mathcal{H}$	$\mathcal{I}$	<i>Moy.</i>
<i>Distance entre <math>C_i</math> et <math>C_r</math> (mm)</i>	6,05	5,33	3,22	4,48	5,10	4,19	3,12	5,08	4,57
<i>Distance entre crânes après <math>T_{globale}</math> (mm)</i>	0,91	0,96	0,86	0,87	0,85	0,87	1,05	1,02	0,92
<i>Distance entre crânes après <math>T_{locale}</math> (mm)</i>	0,55	0,57	0,53	0,48	0,48	0,56	0,44	0,53	0,52
<i>Distance entre <math>P^*</math> et <math>P_i</math> (mm)</i>	3,42	2,90	2,94	2,76	2,89	2,76	2,00	3,02	2,84

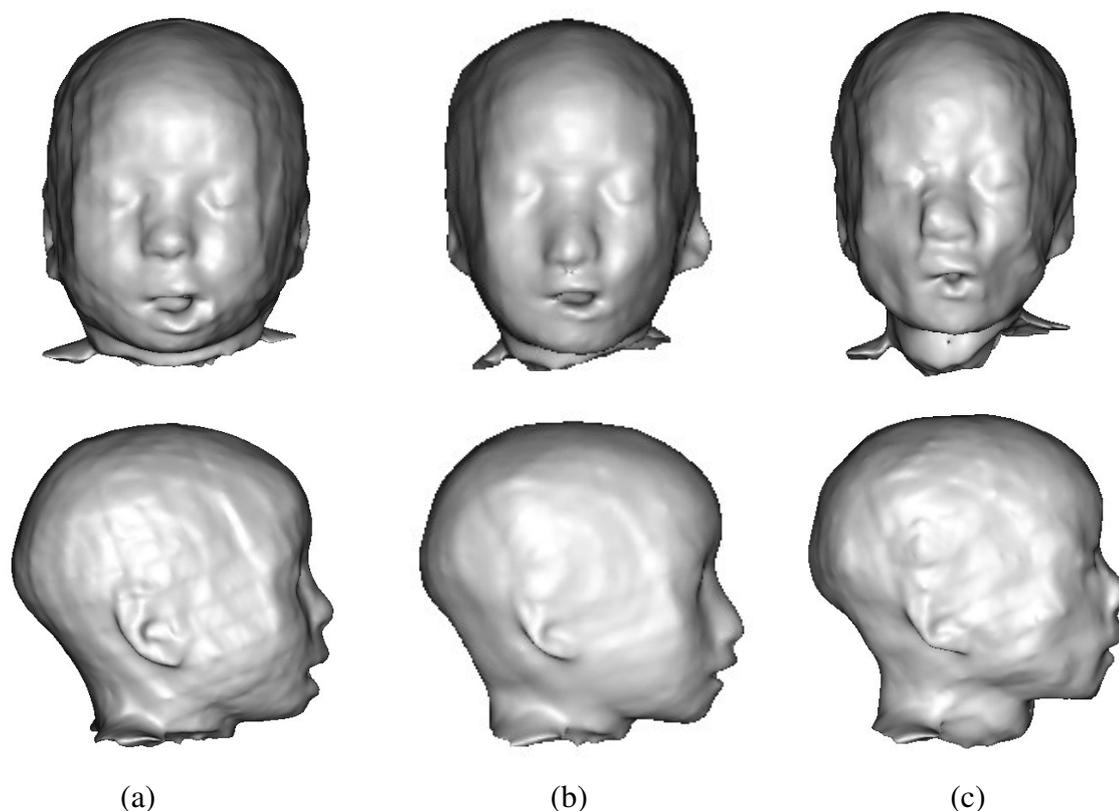
**Tableau 4.2 :** Evaluation des huit reconstructions faciales pour le sujet  $\mathcal{D}$ . Distances moyennes en millimètres (mm) entre  $C_i$  et les crânes recalés, et entre  $P_i$  et les peaux estimées  $P^*$ .

### 4.4.3 Choix des paramètres de la transformation et leur influence

Dans la technique de recalage fondée sur les FFD, plusieurs paramètres doivent être fixés, principalement le nombre de points de contrôle dans la grille qui déterminera sa résolution et, en conséquence, le nombre de degrés de liberté de la transformation (le nombre de paramètres de la transformation). Puisque dans les images 3D, la position d'un point de contrôle peut être changée dans trois directions différentes, le nombre total des paramètres de la transformation résulte de la multiplication du nombre de points de contrôle par trois. Ainsi, le nombre de points de contrôle définira la localité des déformations permises par les FFD. Un autre aspect à prendre en considération est le coût de calcul de l'algorithme de recalage. En effet, un plus grand nombre de points de contrôle implique une plus grande quantité de paramètres à optimiser. Cependant, avec une grille dense, les temps de

convergence seront notablement accrus. Ainsi, nous avons trouvé, lors de nos tests, un bon compromis entre ces deux aspects. Pour l'ensemble des reconstructions faciales réalisées, nous avons choisi une grille de dix points de contrôle par dimension (soit 3000 degrés de liberté).

Les autres paramètres de la méthode ont été fixés de manière expérimentale. Le nombre total d'itérations  $N_{iter}$  a été fixé à 50. Le nombre maximal de pas  $N_{pas}$  a été fixé à 4 et le pas d'optimisation initiale  $\mu$  à 8. Ainsi,  $\mu$  est décrémenté de 8 à 0,5 lors de la procédure d'optimisation.

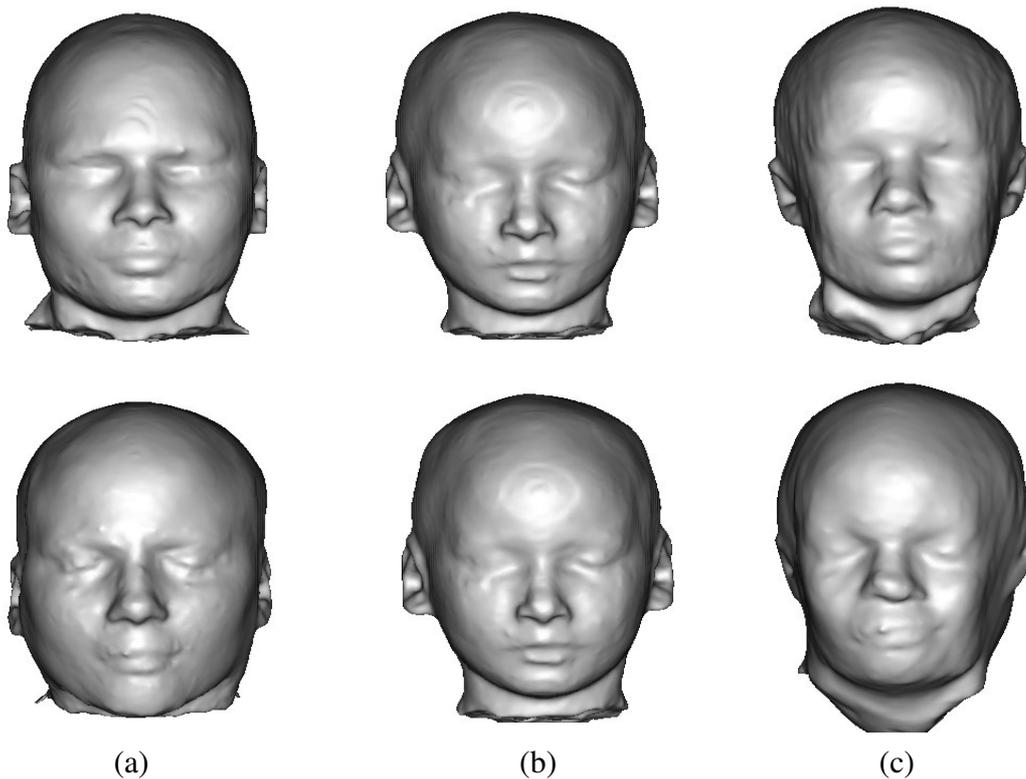


**Figure 4.18 :** Trois résultats de reconstruction faciale initiale obtenus pour le sujet  $\mathcal{D}$  en sélectionnant le sujet  $\mathcal{C}$  comme référence et en modifiant le nombre de points de contrôle : (a) peau obtenue avec 5 x 5 x 5 points de contrôle, (b) peau obtenue avec 10 x 10 x 10 points de contrôle et (c) peau obtenue avec 20 x 20 x 20 points de contrôle.

Par ailleurs, le changement du nombre de points de contrôle nous permet d'obtenir d'autres résultats de reconstruction faciale. Par exemple, la figure 4.18 présente trois peaux reconstruites possibles pour le sujet enfant  $\mathcal{D}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{C}$  comme référence et en modifiant le nombre de points de contrôle de la grille. Les images contenant les crânes et les peaux des sujets  $\mathcal{D}$  et  $\mathcal{C}$  ont une taille de 256 x 256 pixels dans le plan  $xy$  et 132 coupes, avec des dimensions de voxels d'environ 1,0 x 1,0 x 1,3  $mm^3$ . Les temps de calcul de l'algorithme

de recalage sur une machine avec un Pentium 4 à 2.4 GHz et 1 Go de RAM sont d'environ 1 heure et demi avec une grille de 5 x 5 x 5 points de contrôle, 3 heures avec 10 x 10 x 10 points de contrôle, et 5 heures avec 20 x 20 x 20 points de contrôle.

Les distances entre les peaux reconstruites et la peau réelle sont de 3,11 mm, 2,94 mm, et 2,56 mm respectivement avec 5 x 5 x 5, 10 x 10 x 10, et 20 x 20 x 20 points de contrôle dans la grille.



**Figure 4.19 :** Deux résultats de reconstruction faciale initiale obtenus pour le sujet  $\mathcal{D}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme référence (en haut) et en choisissant le sujet  $\mathcal{I}$  comme référence (en bas) : (a) peau de référence  $P_r$ , (b) peau réelle  $P_i$  (sujet  $\mathcal{D}$ ), et (c) peau reconstruite  $P^*$ .

### 4.5 Conclusion et discussion

La méthode que nous avons présentée dans ce chapitre a l'intérêt d'être simple. Elle est fondée sur une approche de déformation volumique globale d'un visage (ou plus exactement une peau) de référence pour l'élaboration d'un visage proche de celui du crâne inconnu. Cette déformation s'appuie sur une technique de recalage non linéaire guidé par des FFD à base de B-splines. Par cette méthode, nous sommes capables d'obtenir une reconstruction faciale initiale relativement proche de la peau réelle (recherchée). En plus, cette méthode nous offre la possibilité de générer différents résultats à partir du même crâne en utilisant d'autres modèles de têtes (ou couples crâne/peau) de référence ou en modifiant le nombre de points de contrôle dans la grille. La figure 4.19 montre deux peaux reconstruites pour le sujet

$\mathcal{D}$  en utilisant deux têtes de référence différentes  $\mathcal{H}$  et  $I$  tout en utilisant lors de la transformation le même nombre de points de contrôle dans la grille (10 points de contrôle par dimension).

En général, la différence entre la peau que nous calculons et la peau réelle s'explique par le fait que nous ne prenons pas en compte, lors de la transformation, le problème du degré d'ouverture de la mandibule, des épaisseurs des tissus mous en certains points caractéristiques et les caractéristiques biomécaniques des tissus faciaux. En plus, la forme du nez, des joues ou des oreilles ne peut être entièrement déterminée à partir de la seule forme du crâne inconnu. La peau obtenue par l'algorithme de recalage n'est pas satisfaisante et ne peut pas être considérée comme une reconstruction faciale finale.

Nous proposons dans le chapitre 5 une deuxième étape afin de résoudre ces problèmes à l'aide d'un modèle déformable 3D permettant de raffiner la surface de la peau résultante  $P^*$  sous certaines contraintes. Ces contraintes sont des critères de distances cranio-faciales représentant les épaisseurs des tissus mous en un certain nombre de points de repère caractéristiques préalablement calculés et sélectionnés.



# CHAPITRE 5

## Raffinement de la reconstruction faciale initiale par un modèle déformable tridimensionnel

### Sommaire

---

5.1	Introduction . . . . .	99
5.2	Les modèles déformables. . . . .	99
5.2.1	Définition des modèles déformables . . . . .	100
5.2.2	Évolution des modèles déformables . . . . .	101
5.2.2.1	Equations d'évolution . . . . .	101
5.2.2.2	Forces externes . . . . .	104
5.3	Un modèle déformable 3D contraint par la connaissance des épaisseurs des tissus mous pour le raffinement de la reconstruction faciale initiale . . . . .	109
5.3.1	Initialisation du modèle déformable . . . . .	109
5.3.2	Maillages simplexes pour la représentation du modèle déformable . . . . .	110
5.3.3	Détection de repères caractéristiques . . . . .	113
5.3.3.1	Choix des repères caractéristiques . . . . .	113
5.3.3.2	Définition anatomique des points de repère . . . . .	113
5.3.3.3	Méthode automatique de détection de points de repère fondée sur les courbures moyenne et gaussienne . . . . .	114
5.3.4	Projection des points de repère de la peau initiale vers le crâne inconnu . . . . .	119
5.3.5	Sélection de points de repère et ajout de contraintes d'épaisseur . . . . .	121
5.3.6	Evolution du modèle déformable . . . . .	121
5.3.6.1	Force interne . . . . .	122
5.3.6.2	Forces externes . . . . .	122
5.3.7	Exemple d'évolution . . . . .	123
5.3.8	Résultats . . . . .	126
5.4	Discussion . . . . .	130

---



### 5.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous étudions les modèles déformables comme outil de raffinement des reconstructions faciales initiales issues de la première étape de recalage non linéaire. Nous cherchons à créer une force d'attraction qui attire les surfaces de peaux initiales  $P^*$  vers des points de repère caractéristiques, préalablement calculés et détectés selon des critères de saillance et de fortes courbures, pour converger vers des surfaces de peaux finales. Nous nous intéressons plus particulièrement aux maillages simplexés dont la représentation discrète conduit à des algorithmes particulièrement efficaces en termes de temps de traitement. Ce critère de rapidité est très souvent mis en avant par les utilisateurs médico-légaux.

Ce chapitre présente les choix que nous avons effectués pour construire notre modèle déformable. La principale contribution est une méthode fondée sur un modèle déformable 3D permettant de raffiner la peau initiale sous certaines contraintes exprimées sous la forme de connaissances des épaisseurs des tissus mous en certains points de repère caractéristiques. Dans un premier temps, nous présentons, dans la section 5.2, les modèles déformables à travers leur définition et leurs équations d'évolution. Nous présentons aussi les différents types de forces externes proposés dans la littérature. Cette présentation est largement inspirée des synthèses proposées par [Xu et al., 2000], [Montagnat et al., 2001] et [Colliot, 2003]. Par la suite, nous décrivons en détail, dans la section 5.3, notre méthode fondée sur un modèle déformable contraint par la connaissance des épaisseurs des tissus mous pour le raffinement de la reconstruction faciale initiale. Nous abordons l'initialisation et la représentation de notre modèle déformable, la détection des points de repère caractéristiques dans les images des peaux initiales, la projection de ces points sur les surfaces des crânes inconnus correspondants et l'évolution du modèle déformable selon les valeurs des épaisseurs des tissus mous que nous introduisons en un certain nombre de points de repère. Après avoir appliqué cette méthode sur l'ensemble des cas de notre base de données, nous discutons dans la section 5.4 les résultats obtenus.

### 5.2 Les modèles déformables

Depuis plusieurs années, les modèles déformables (introduits par [Kass et al., 1988]), encore appelés *snakes*<sup>7</sup> ou contours actifs, connaissent un large succès dans des domaines aussi divers que la reconnaissance de formes [Aguado et al., 1998], [Dorai et Jain, 1997], l'animation [Terzopoulos et al., 1987], la modélisation géométrique [Bainville, 1996], [Mallet, 1992], la simulation [Delingette et al., 1992], le suivi de contours [Blake et Michael, 1994], ou plus particulièrement dans le domaine du traitement d'images médicales pour la segmentation et la représentation géométrique de structures anatomiques [McInerney et Terzopoulos, 1996], [Montagnat et Delingette, 1997], [Khotanlou et al., 2007]. En effet, ils sont généralement plus robustes au bruit et aux éventuelles discontinuités dans les contours de l'image. Ils permettent en outre une interaction relativement aisée avec l'utilisateur ainsi que l'introduction de connaissances a priori concernant la forme de l'objet recherché. Ils fournissent un outil particulièrement souple permettant d'extraire à partir de données éparses, généralement non structurées, une représentation des structures recherchées compacte et adaptée aux post-traitements informatiques.

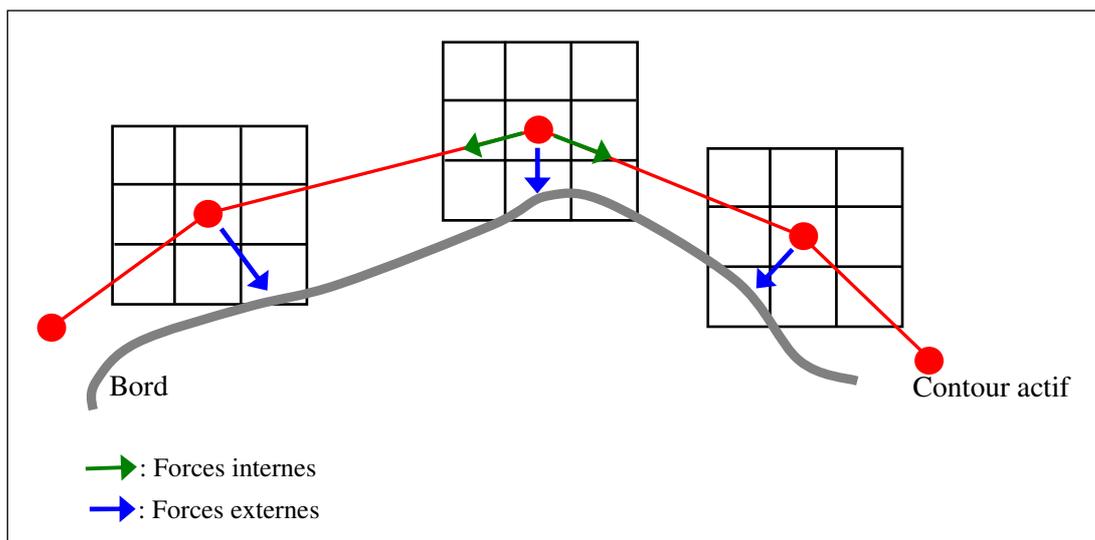
---

<sup>7</sup> Les Snakes tiennent leur nom de leur aptitude à se déformer comme des serpents.

### 5.2.1 Définition des modèles déformables

Un modèle déformable est un objet capable d'évoluer de manière à venir se mettre en correspondance avec les données traitées. Il est constitué d'une représentation géométrique et d'une loi d'évolution régissant ses déformations. Les modèles déformables sont souvent représentés par des surfaces qui modélisent la frontière d'une ou plusieurs structures d'intérêt. Dans une image 2D, il s'agit d'un contour, comme les célèbres *snakes* [Kass et al., 1988] et dans une image 3D d'une surface [Terzopoulos et al., 1988]. La loi d'évolution s'appuie sur la mise en correspondance de la surface et des points caractéristiques extraits de l'image.

L'évolution des modèles déformables est généralement régie par des forces potentielles. Ainsi, les modèles déformables évoluent, à travers le domaine de l'image, vers les contours recherchés (le bord de la structure souhaitée) suivant une équation énergétique ou une équation de forces. Ces deux formulations sont présentées à la section 5.2.2. L'équation d'évolution est formée de deux termes : une force (ou énergie) interne et une force (ou énergie) externe. La première assure la régularité du contour. La seconde est liée à l'information présente dans l'image. Elle est donc calculée à partir de l'image et attire le modèle vers les contours recherchés. La figure 5.1 illustre le mouvement d'un contour actif.



**Figure 5.1 :** Illustration du mouvement du contour actif à travers le domaine de l'image vers le bord de la structure recherchée.

Les différents modèles déformables proposés dans la littérature se distinguent par leur description géométrique (discrète ou continue) et les lois d'évolution gouvernant leurs déformations. Donner un état de l'art exhaustif sort du cadre de cette thèse. Une analyse assez complète des différents types de modèles déformables en analyse d'images médicales se trouve dans [McInerney et Terzopoulos, 1996]. Dans le chapitre 4 de sa thèse, [Lachaud, 1998] propose une revue des modèles déformables dans laquelle il traite simultanément les aspects géométriques et évolutifs. Une revue des surfaces déformables est disponible dans [Montagnat et al., 2001].

Les modèles déformables peuvent être divisés en deux grandes catégories : les modèles paramétriques (ou modèles explicites) [Kass et al., 1988], [Metaxas et Terzopoulos, 1993],

[Delingette, 1994], [Terzopoulos et Metaxas, 1991], [Staib et Duncan, 1992], [Cohen et Cohen, 1993], [Xu et Prince, 1998a], [McInerney et Terzopoulos, 1995] et les modèles géométriques (ou modèles implicites) [Caselles et al., 1995], [Malladi et al., 1995], [Sethian, 1996], [Sethian, 2001], [Suri et al., 2002], [Chan et Vese, 2001]. Les premiers sont les plus anciens et nécessitent une représentation paramétrique ou discrète. Ils sont faciles à représenter et rapides à mettre en œuvre. Ils permettent aussi de conserver la topologie tout au long du processus de leur évolution. Les changements de topologie sont au contraire difficiles à gérer. Les seconds, fondés sur la théorie d'évolution des courbes et la méthode des ensembles de niveaux (ou level sets - en anglais), utilisent une représentation implicite du modèle et permettent naturellement des changements de topologie. Ils sont représentés comme une isovaleur d'une fonction scalaire dans un espace de dimension supérieure. Leurs principaux inconvénients sont le temps de calcul et la difficulté de contrôler les changements de topologie. Pour notre travail, nous avons fait le choix du premier type de modèles. Tout d'abord, les peaux initiales résultant de la première étape de recalage non linéaire sont relativement proches des peaux réelles au sens géométrique et topologique et la possibilité de changer de topologie n'est donc ni nécessaire ni souhaitable. Par ailleurs, lorsque de tels modèles sont implantés avec une représentation discrète, leur convergence peut être obtenue rapidement.

### 5.2.2 Evolution des modèles déformables

#### 5.2.2.1 Equations d'évolution

Dans cette section, nous présentons les équations qui régissent l'évolution des modèles déformables. Bien que notre travail soit focalisé sur le cas 3D, nous présentons dans un premier temps le cas des contours déformables avant celui des surfaces pour des raisons de simplicité.

#### Contours déformables

Dans la formulation originale de [Kass et al., 1988], l'évolution d'un contour actif est présentée comme un problème de minimisation d'une fonctionnelle appelée communément énergie. La position optimale du contour devant représenter la frontière de l'objet est celle pour laquelle l'énergie est minimale. L'énergie se décompose en énergie interne, qui est minimale pour un contour régulier, et énergie externe (ou énergie d'attache aux données), qui est minimale aux points du contour recherché.

Soit le contour déformable paramétré  $X(s) = (x(s), y(s))$ ,  $s \in [0, 1]$ , l'équation d'évolution peut être écrite de la façon suivante :

$$E(X) = E_{\text{int}}(X) + E_{\text{ext}}(X) \quad (5.1)$$

L'énergie interne  $E_{\text{int}}(X)$  gère la cohérence de la courbe. Elle maintient la cohésion des points et la raideur de la courbe. L'énergie interne s'écrit comme une combinaison des dérivées d'ordre 1 et 2 :

$$E_{\text{int}}(X) = \frac{1}{2} \int_0^1 \left( \alpha(s) \left| \frac{\partial X}{\partial s} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial^2 X}{\partial s^2} \right|^2 \right) ds \quad (5.2)$$

où  $\alpha(s)$  et  $\beta(s)$  sont respectivement appelés paramètres de tension et de rigidité et sont souvent choisis constants. Le terme du premier ordre correspond à la tension (comportement comme une membrane mince). Il prend une valeur importante quand la courbe se distend. Lorsque  $\alpha(s) = 0$ , la courbe peut présenter des discontinuités. Le terme du 2<sup>ème</sup> ordre correspond à la courbure (comportement comme une plaque mince). Il prend une valeur importante lorsque la courbe s'incurve rapidement c'est-à-dire pour l'obtention de coins. Lorsque  $\beta(s) = 0$ , la courbe peut prendre une forte convexité, par contre lorsque  $\beta(s)$  est grand, la courbe tendra vers un cercle si elle est fermée ou une droite si elle est ouverte.

L'énergie externe  $E_{\text{ext}}(X)$  est calculée par intégration sur le contour d'une fonction potentielle qui doit être minimum aux points de contour.

$$E_{\text{ext}}(X) = \int_0^1 P(X) ds \quad (5.3)$$

Le potentiel  $P$  est souvent issu du gradient de l'image. Dans ce cas,  $P = -\|\nabla I\|^2$  pour l'image  $I$ .

On montre qu'un contour qui minimise l'énergie précédente est une solution de :

$$F_{\text{int}}(X) + F_{\text{ext}}(X) = 0 \quad (5.4)$$

avec :

$$F_{\text{int}}(X) = \frac{\partial}{\partial s} \left( \alpha(s) \frac{\partial X}{\partial s} \right) - \frac{\partial^2}{\partial s^2} \left( \beta(s) \frac{\partial^2 X}{\partial s^2} \right) \quad (5.5)$$

et

$$F_{\text{ext}}(X) = -\nabla P(X) \quad (5.6)$$

Pour résoudre ce problème d'optimisation, on rend l'équation dynamique et la solution est l'état d'équilibre de :

$$\gamma \frac{\partial X}{\partial t} = F_{\text{int}}(X) + F_{\text{ext}}(X) \quad (5.7)$$

On peut choisir de modéliser directement le problème par une équation de forces dynamiques, plutôt que d'utiliser l'énergie. Les forces internes sont les mêmes. En revanche, on peut utiliser des forces externes qui ne dérivent pas nécessairement d'un potentiel, ce qui rend la formulation plus générale.

On ajoute par ailleurs des conditions initiales et des conditions aux limites suivantes :

$$\begin{cases} X(s, t = 0) = X_0(s) & \text{la condition initiale} \\ X(0, t) = X(1, t) & \text{1ère condition aux bords} \\ \frac{\partial X}{\partial s}(0, t) = \frac{\partial X}{\partial s}(1, t) & \text{2ème condition aux bords} \end{cases} \quad (5.8)$$

### Surfaces déformables

Le passage d'un contour déformable 2D à une surface déformable 3D peut se faire de la manière suivante [Cohen, 1991] :

$$\begin{aligned} S : [0,1]^2 &\rightarrow \mathbb{R}^3 \\ (r, s) &\rightarrow S(r, s) = (x(r, s), y(r, s), z(r, s)) \end{aligned} \quad (5.9)$$

L'équation énergétique est alors de la même forme que celle définie pour les contours déformables (équation 5.1) :

$$E(S) = E_{\text{int}}(S) + E_{\text{ext}}(S) \quad (5.10)$$

Un choix classique pour l'énergie interne est le modèle physique type « plaque – membrane mince », c'est-à-dire un stabilisateur de Tikhonov d'ordre 2 :

$$E_{\text{int}}(S) = \frac{1}{2} \int_{[0,1]^2} \left( \alpha \left( \left| \frac{\partial S}{\partial r} \right|^2 + \left| \frac{\partial S}{\partial s} \right|^2 \right) + \beta \left( \left| \frac{\partial^2 S}{\partial r \partial s} \right|^2 + \left| \frac{\partial^2 S}{\partial r^2} \right|^2 + \left| \frac{\partial^2 S}{\partial s^2} \right|^2 \right) \right) dr ds \quad (5.11)$$

De même, l'énergie externe peut être définie ainsi :

$$E_{\text{ext}}(S) = \int_{[0,1]^2} P(S) dr ds \quad (5.12)$$

On montre qu'une surface qui minimise l'énergie précédente est un état d'équilibre de :

$$\gamma \frac{\partial S}{\partial t} = F_{\text{int}}(S) + F_{\text{ext}}(S) \quad (5.13)$$

avec :

$$F_{\text{int}}(S) = \alpha \nabla^2 S - \beta \nabla^2 (\nabla^2 S) \quad (5.14)$$

où  $\alpha$  et  $\beta$  contrôlent respectivement la tension (ou l'élasticité) et la rigidité (ou le lissage) de la surface  $S$ ,  $\nabla^2$  est l'opérateur Laplacien :

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \quad (5.15)$$

et :

$$F_{\text{ext}}(S) = -\nabla P(S) \quad (5.16)$$

### 5.2.2.2 Forces externes

Tandis que la force interne gère la régularisation du contour actif, la force externe correspond à l'adéquation aux données traitées. Cette force prend en compte les caractéristiques de l'image. Le choix de la force externe est crucial pour faire évoluer le modèle déformable vers les contours recherchés. A l'origine, [Kass et al., 1988] ont proposé de faire évoluer un contour actif suivant une force calculée à partir du gradient de l'image. Ce type de force possède cependant une région d'attraction réduite et le modèle doit être initialisé très près du contour recherché. Par la suite, de nombreux travaux ont porté sur la recherche de forces externes plus sophistiquées fournissant des zones d'attraction plus grandes. Dans cette section, nous présentons les principaux types de forces externes décrits dans la littérature. Elles s'appliquent aux contours comme aux surfaces déformables. La figure 5.2 fournit un exemple de quelques forces présentées ci-dessous.

#### Force de gradient

[Kass et al., 1988] proposent d'utiliser une force potentielle dérivée d'une énergie externe par l'équation 5.6. Le potentiel quant à lui est défini à partir du module du gradient de l'image.

$$P_1(x, y, z) = -\|\nabla f(x, y, z)\|^2 \quad (5.17)$$

La force dérivée d'un tel potentiel a un domaine d'attraction réduit. Les auteurs proposent de l'agrandir en convoluant l'image par une gaussienne.

$$P_2(x, y, z) = -\|\nabla[G_\sigma(x, y, z) * f(x, y, z)]\|^2 \quad (5.18)$$

Cependant, pour que l'attraction soit suffisante, il faut que  $\sigma$  soit suffisamment grand. Or, si tel est le cas, on introduit du flou et le contour ne sera pas repéré précisément. Pour résoudre ce problème, [Kass et al., 1988] proposent d'utiliser une force gaussienne multi-échelles avec des valeurs de  $\sigma$  de plus en plus petites. Pour cela, le modèle évolue suivant une force calculée avec une grande valeur pour  $\sigma$ . Puis, lorsque l'équilibre est atteint et que le modèle s'est donc rapproché du contour recherché, une nouvelle évolution est effectuée avec une valeur plus petite. Le procédé peut être itéré. La principale difficulté réside toutefois dans le choix des valeurs successives de  $\sigma$ .

### Force de pression

[Cohen, 1991] propose d'utiliser une force de pression en conjonction avec une force de gradient. La force de pression fait évoluer le modèle dans la direction de sa normale et permet une initialisation plus éloignée du contour. Elle permet aussi au contour de ne pas s'arrêter sur les minima faibles et d'évoluer en l'absence d'attraction vers les données. Une force de pression s'écrit de la manière suivante :

$$F_p(S) = k\vec{N}(S) \quad (5.19)$$

où  $\vec{N}(S)$  désigne la normale à la surface (ou au contour) au point  $S$ .  $k$  est le coefficient de la force de pression permettant de déterminer l'influence de la force. Selon le signe de  $k$ , le modèle sera gonflé ou dégonflé. Les modèles déformables qui utilisent des forces de pression sont appelés des ballons. Le principal inconvénient d'un tel type de force réside dans la difficulté de fixer la valeur de  $k$ . Si elle est trop faible, le modèle risque de s'arrêter sur des contours non significatifs. Si elle est trop grande, il risque de ne pas s'arrêter sur le contour recherché.

### Force de distance

[Cohen et Cohen, 1993] proposent l'utilisation d'une force potentielle de distance. Dans un premier temps, un détecteur de contours est utilisé pour produire une carte de contours. L'idée est alors de définir le potentiel comme une fonction de la distance à cet ensemble de contours. Le potentiel est alors minimum aux points de contour :

$$P_d(x, y, z) = g(d(x, y, z)) \quad (5.20)$$

où  $d(x, y, z)$  est une carte de distance aux points de contour et  $g$  est une fonction croissante (plus on est près du contour, plus l'énergie est faible). Une telle force est intéressante car elle possède une grande zone d'attraction (toute l'image). Le principal problème réside dans la difficulté de converger vers des points où le contour possède de profondes concavités car le modèle est attiré vers le point le plus proche.

### Flux du vecteur de gradient (*Gradient Vector Flow*)

Voulant surmonter les problèmes liés aux forces externes présentées précédemment, en particulier le domaine d'attraction et la convergence du modèle vers les zones à forte concavité des contours, Xu et Prince proposent d'introduire une nouvelle force externe fondée sur la diffusion du vecteur gradient et appelée *Gradient Vector Flow* (GVF) [Xu et Prince, 1997], [Xu et Prince, 1998a]. Utiliser une technique de GVF permet d'obtenir une grande zone d'attraction. Xu et Prince [Xu et Prince, 1998a] définissent le GVF comme le champ de vecteurs  $V(x, y, z) = [u(x, y, z), v(x, y, z), w(x, y, z)]$  qui minimise la fonctionnelle d'énergie  $E$  suivante :

$$E = \iiint \mu(u_x^2 + u_y^2 + u_z^2 + v_x^2 + v_y^2 + v_z^2 + w_x^2 + w_y^2 + w_z^2) + |\nabla f|^2 |V - \nabla f|^2 dx dy dz \quad (5.21)$$

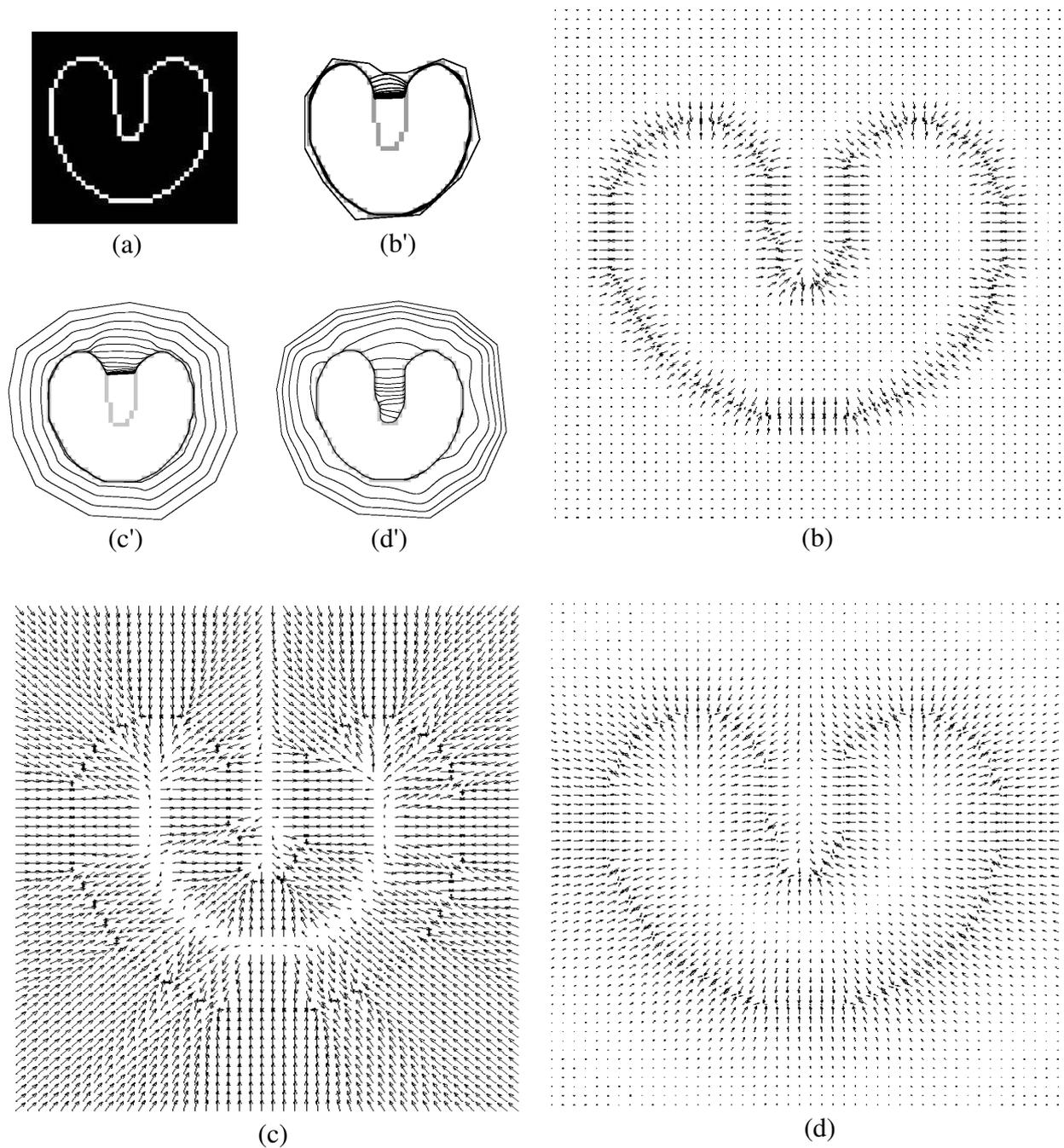
où  $f$  est généralement une carte de contours préalablement calculée dans l'image,  $\mu$  est le poids du premier terme de régularisation  $\mu(u_x^2 + u_y^2 + u_z^2 + v_x^2 + v_y^2 + v_z^2 + w_x^2 + w_y^2 + w_z^2)$ , avec  $\nabla f = [f_x, f_y, f_z]$ ,  $\nabla$  désignant l'opérateur gradient. Le deuxième terme à droite  $|\nabla f|^2 |V - \nabla f|^2$  est le terme d'attache aux données. Il garantit que  $V$  ne s'écarte pas trop de  $\nabla f$ . La solution de ce problème de minimisation doit satisfaire l'équation d'Euler:

$$\mu \nabla^2 V - (V - \nabla f) \|\nabla f\|^2 = 0 \quad (5.22)$$

où  $\nabla^2 V = [\nabla^2 u, \nabla^2 v, \nabla^2 w]$ ,  $\nabla^2$  désignant l'opérateur Laplacien:  $\nabla^2 f = f_{xx} + f_{yy} + f_{zz}$ . Une solution numérique peut être trouvée avec l'introduction d'une variable temporelle  $t$  et la solution de l'équation différentielle suivante :

$$V_t = \frac{\partial V}{\partial t} = \mu \nabla^2 V - (V - \nabla f) \|\nabla f\|^2 \quad (5.23)$$

Le GVF peut être vu comme le gradient original lissé par l'opérateur Laplacien. Ce lissage nous permet en même temps d'éliminer les grandes variations du gradient et de le propager. Le degré de lissage/propagation est contrôlé par  $\mu$ . Si  $\mu$  est égal à zéro, le GVF sera le gradient d'origine, si  $\mu$  est très grand, le GVF sera un champ de vecteurs constants dont les composantes sont la moyenne des composantes du gradient.



**Figure 5.2 :** Quelques forces externes d'attache aux données. (a) : Image originale utilisée. (b) : Force de gradient calculée avec  $\sigma = 1$  pixel. (c) : Force potentielle de distance. (d) : Force de flux de vecteurs gradient (GVF). (b') et (c') : Contours utilisant respectivement une force de gradient et une force potentielle de distance qui ne peuvent pas converger vers la région de profonde concavité. (d') : Contour régi par une force GVF qui évolue dans la région concave. Images extraites de [Xu, 1999].

### Flux de vecteur gradient généralisé (*Generalized Gradient Vector Flow*)

Xu et Prince ont ensuite proposé une généralisation du flux de vecteur gradient, appelée *Generalized Gradient Vector Flow* (GGVF), qui améliore encore la convergence du modèle déformable vers les fines concavités [Xu et Prince, 1998b]. Par ailleurs, cette forme généralisée a la propriété de converger vers le milieu des contours épais. On suppose encore qu'un détecteur de contours a été utilisé pour produire un ensemble de contours  $f$ .

Dans leur formulation, Xu et Prince [Xu et Prince, 1998b] remplacent  $\mu$  et  $\|\nabla f\|^2$  dans l'équation 5.23 par des fonctions de pondération plus générales. Le GGVF est alors défini comme la solution d'équilibre de l'équation de diffusion suivante :

$$\begin{cases} \frac{\partial V}{\partial t} = g(\|\nabla f\|)\nabla^2 V - h(\|\nabla f\|)(V - \nabla f) \\ V(x, y, z, 0) = \nabla f(x, y, z) \end{cases} \quad (5.24)$$

Dans la première équation 5.24, le premier terme est le terme de lissage qui va produire un champ de vecteurs à variations lentes. Le deuxième terme est attaché aux données puisqu'il force le champ de vecteurs à rester proche du gradient de  $f$ , lui-même calculé à partir des données. Les termes  $g(\|\nabla f\|)$  et  $h(\|\nabla f\|)$  sont des fonctions de pondération qui dépendent du gradient du contour qui varie spatialement. Xu et Prince [Xu et Prince, 1998b] ont voulu que le champ de vecteurs  $V$  varie lentement loin des contours (c'est-à-dire là où le gradient est faible), mais se comporte comme  $\nabla f$  à proximité des contours,  $g$  doit être décroissante, et  $h$  croissante. De plus,  $h$  doit dominer au niveau des contours. Autrement dit, la fidélité aux données doit dominer par rapport à l'effet de lissage.

Les deux fonctions  $g(\|\nabla f\|)$  et  $h(\|\nabla f\|)$  peuvent être choisies comme suit :

$$\begin{cases} g(\|\nabla f\|) = e^{-\|\nabla f\|/k} \\ h(\|\nabla f\|) = 1 - g(\|\nabla f\|) \end{cases} \quad (5.25)$$

où  $k$  est un paramètre qui contrôle la variation des deux fonctions  $g(\|\nabla f\|)$  et  $h(\|\nabla f\|)$ . La spécification de  $k$  détermine, dans une certaine mesure, le degré du compromis entre le lissage et l'attache aux données.

### Forces interactives

Les modèles déformables sont particulièrement bien appropriés à l'interaction avec l'utilisateur. [Kass et al., 1988] ont proposé d'introduire cette interaction à l'aide des forces externes interactives. Ces forces permettent d'attirer ou de repousser le modèle déformable vers des points placés par l'utilisateur.

Les forces de ressort permettent d'attirer le modèle déformable vers un point  $p$ . Elles se comportent comme si un ressort était placé entre ce point et le point du contour le plus proche :

$$F_r = w_r(p - S) \quad (5.26)$$

Les forces de volcan permettent de repousser le contour d'un point  $p$ . La force n'est calculée que dans un voisinage  $N(p)$  de  $p$  :

$$F_v = \begin{cases} w_v \frac{p - S}{\|p - S\|^3} & \text{si } x \in N(p) \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (5.27)$$

### 5.3 Un modèle déformable 3D contraint par la connaissance des épaisseurs des tissus mous pour le raffinement de la reconstruction faciale initiale

Cette section présente une approche par modèle déformable pour le raffinement de la reconstruction faciale initiale. La méthode comprend plusieurs étapes : initialisation du modèle déformable, extraction automatique des points de repère caractéristiques sur la surface de la peau initiale  $P^*$  selon le calcul des courbures moyenne et gaussienne, projection des points de repère de la surface de la peau  $P^*$  sur la surface du crâne inconnu  $C_i$  et calcul des épaisseurs des tissus mous en ces points, sélection manuelle de certains points de repère parmi les repères détectés, et enfin l'évolution du modèle déformable selon la connaissance des valeurs des épaisseurs tissulaires au niveau des points de repère sélectionnés.

L'ajout de l'information sur les épaisseurs est la contribution principale de cette partie et vise à obtenir des reconstructions faciales plus réalistes, en utilisant des connaissances anthropométriques.

#### 5.3.1 Initialisation du modèle déformable

En général, l'initialisation du modèle déformable est cruciale pour obtenir de bons résultats. Dans la majorité des applications rencontrées dans la littérature, le modèle déformable est initialisé manuellement à travers une interface utilisateur par exemple. Dans notre cas, l'initialisation manuelle semble très difficile à réaliser pour deux raisons. La première est que l'initialisation doit être réalisée en 3D, ce qui n'est pas en principe une tâche facile pour l'utilisateur. La deuxième raison est la complexité de la forme du visage humain qui complique davantage l'initialisation manuelle du modèle. Il est donc nécessaire que cette initialisation soit automatique et la plus proche que possible du résultat souhaité.

Comme nous l'avons proposé au chapitre 4, cette initialisation est automatique. Elle est fondée sur un recalage non linéaire et réalisée uniquement à partir d'un ensemble crâne et peau de référence et du crâne inconnu. Notre méthode consiste donc à trouver une surface de peau initiale suffisamment proche de la surface optimale afin de garantir une bonne convergence du modèle déformable, *proche* devant être considéré au sens géométrique et topologique. La distance géométrique entre les surfaces initiale et optimale doit être faible afin de limiter de nombre d'itérations du processus d'évolution du modèle déformable et réduire ainsi le temps de calcul. La topologie de la surface initiale est aussi très importante car les modèles déformables paramétriques classiques gardent la topologie pendant toute l'évolution de la surface.

À la fin de la première étape de notre méthode de reconstruction faciale, nous obtenons une surface de peau initiale suffisamment proche de celle de la peau recherchée. Cette surface sert d'initialisation au modèle déformable qui est ensuite attiré vers un ensemble de points de repère caractéristiques suivant différentes forces internes et externes. Une telle initialisation nous permet donc d'assurer une meilleure convergence du modèle déformable et de réduire le temps de calcul.

### 5.3.2 Maillages simplexes pour la représentation du modèle déformable

La forme du visage humain a une topologie particulière qui est une sphère creuse. Nous devons donc conserver la topologie de la peau reconstruite initiale  $P^*$  au cours du processus de déformation. Introduire des changements de topologie dans le modèle déformable ne serait pas souhaitable dans notre cas. Nous avons choisi un modèle discret qui permet également d'éliminer les problèmes de paramétrisation. Le modèle retenu est un maillage simplexe.

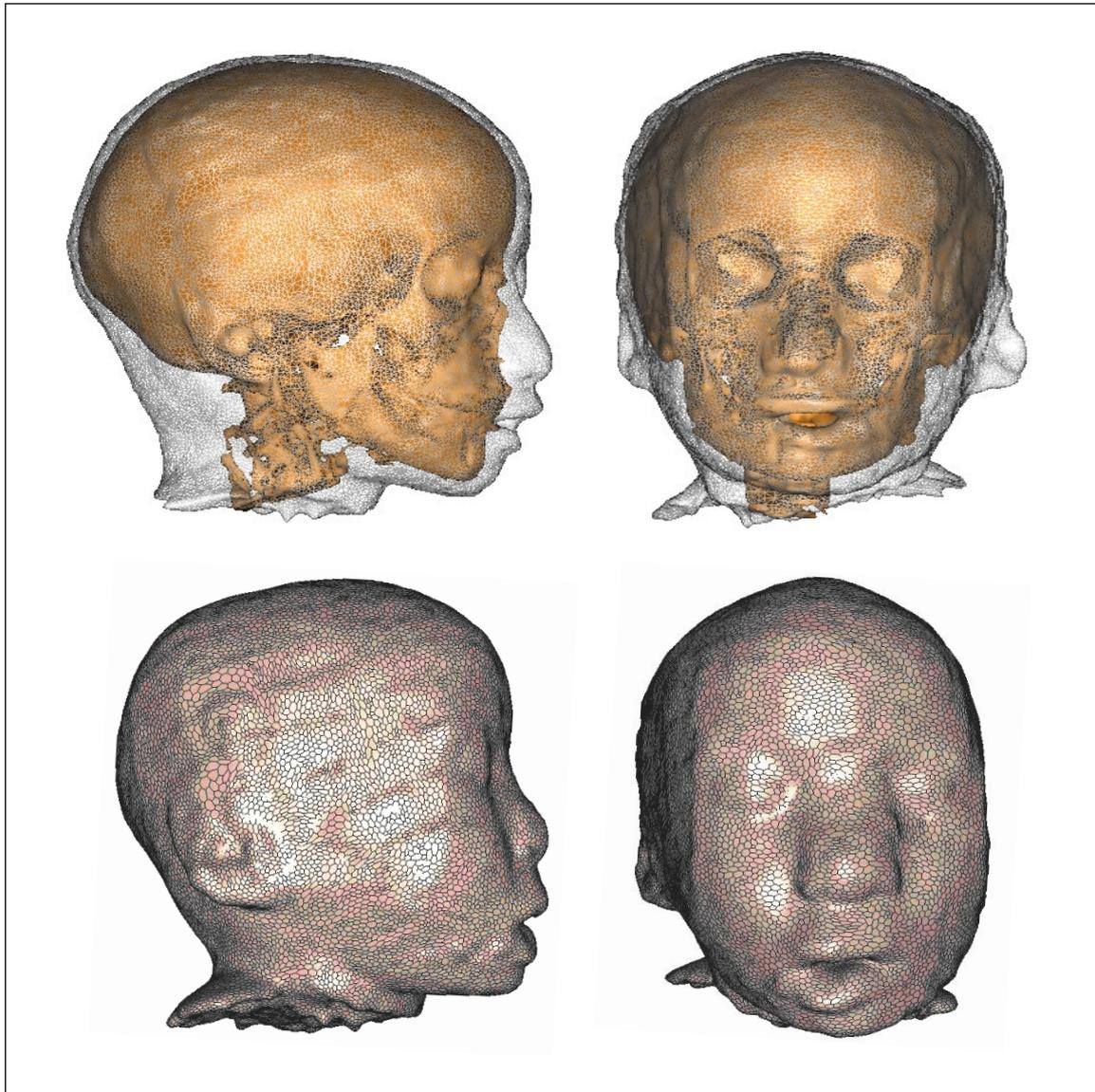
Les maillages simplexes, introduits par Delingette [Delingette, 1999], sont topologiquement duaux des triangulations et ont une connexité constante. La reconstruction faciale initiale  $P^*$  est transformée en triangulation par un algorithme d'isosurface [Piquet et al., 1996]. L'origine du programme utilisé pour cette transformation est de *Brainvisa*<sup>8</sup>. Le résultat est ensuite décimé et converti en maillage simplexe  $S$  par l'opération duale (figures 5.3 et 5.4). Enfin, nous optimisons sa qualité topologique pour rendre ses surfaces plus régulières [Montagnat, 1999]. Les programmes utilisés pour la conversion en maillage simplexe et l'optimisation de la topologie sont ceux d'Ollivier Colliot [Colliot, 2003], dans *Tivoli*<sup>9</sup>.

La surface  $S$  est ainsi utilisée comme modèle initial de l'étape d'évolution du modèle déformable. Le modèle déformable évolue alors depuis cette reconstruction faciale initiale grossière.

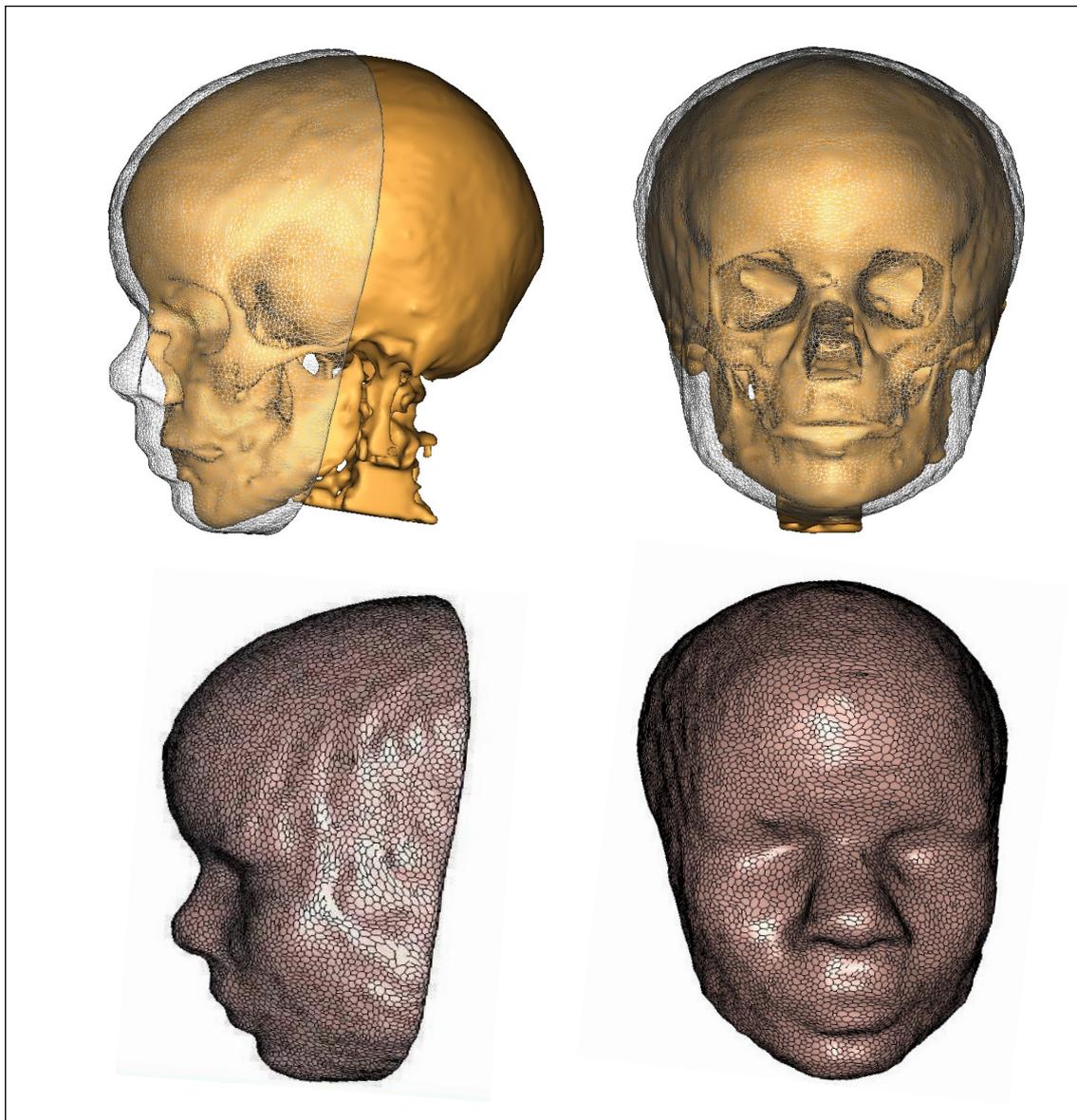
---

<sup>8</sup> Logiciel qui incarne une usine de traitement d'images médicales. Il a été développé au CEA, dans le cadre de l'IFR49 (<http://brainvisa.info>)

<sup>9</sup> Bibliothèque de traitement d'images volumiques, créée au département Traitement du Signal et des Images (TSI) de l'École Nationale Supérieure des Télécommunications (ENST). (<http://www.tsi.enst.fr/~fouquier/tivoli/>)



**Figure 5.3 :** Vues de face et de profil des surfaces de la peau reconstruite initiale  $P^*$  pour le crâne inconnu du sujet  $\mathcal{D}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{C}$  comme référence. En haut : surface en triangulation de la peau  $P^*$  superposée à la surface du crâne inconnu  $C_i$ . En bas : surface en maillages simplexes visualisée avec un programme développé à l'ENST par Carlos Hernandez [Hernandez-Esteban, 2004].



**Figure 5.4 :** Vues de face et de profil des surfaces de la partie de la face de la peau reconstruite initiale  $P^*$  pour le crâne inconnu du sujet  $\mathcal{D}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme référence. En haut : surface en triangulation de la face de la peau  $P^*$  superposée à la surface du crâne inconnu  $C_i$ . En bas : surface en maillages simplexes de la face visualisée avec un programme développé à l'ENST par Carlos Hernandez [Hernandez-Esteban, 2004].

### 5.3.3 Détection de repères caractéristiques

Dans cette section, nous nous intéressons à la détection automatique dans les images 3D des peaux initiales  $P^*$  des repères caractéristiques. Ceux-ci doivent combiner une définition mathématique pour être calculés et une pertinence anatomique pour être représentatifs de la forme des structures qui nous intéressent (la peau du visage et le crâne sous-jacent) afin de permettre le calcul des distances cranio-faciales. Une fois ces repères sont obtenus, l'idée est ensuite de les projeter sur les surfaces des crânes inconnus  $C_i$  correspondants. La distance entre chaque repère de la surface de la peau et son repère projeté sur la surface extérieure du crâne donne l'épaisseur du tissu mou en cet endroit.

#### 5.3.3.1 Choix des repères caractéristiques

À l'issue de la première étape de recalage non linéaire, nous disposons des images 3D de peaux initiales  $P^*$ . Dans ces volumes, que pouvons nous choisir comme caractéristiques à extraire ? Dans la littérature, nous trouvons trois types de caractéristiques :

- **les caractéristiques surfaciques** : la surface d'une structure donnée peut être décomposée en morceaux dont la forme est d'un certain type mathématique (convexe, concave, elliptique, hyperbolique, etc.) [Brady et al., 1985], [Besl et McKay, 1982].
- **les caractéristiques linéaires** : diverses lignes caractéristiques peuvent être extraites sur la surface de la structure par des calculs de géométrie différentielle [Hosaka, 1992]. Les lignes de crêtes représentent un exemple. Elles ont été introduites dans [Monga et al., 1992], et utilisées dans [Quatrehomme et al., 1997] et plus récemment dans [Subsol et Quatrehomme, 2005] dans le cadre de la reconstruction faciale. Mathématiquement, les lignes de crêtes sont définies comme des lignes de courbure principale maximale.
- **les caractéristiques ponctuelles** : nous pouvons citer, par exemple, les points extrémaux [Thirion, 1996] qui sont des invariants géométriques et qui sont utilisés pour la mise en correspondance rigide.

Pour notre travail, nous avons choisi d'utiliser des caractéristiques ponctuelles. En effet, les surfaces (ou les lignes) sont plus difficiles à gérer car elles comportent beaucoup d'informations puisqu'elles sont composées de tous les points (ou des lignes de points) de la structure. Les caractéristiques ponctuelles quant à elles nous semblent faciles à calculer. De plus, leur projection de la surface de la peau sur la surface du crâne sous-jacent nous permet d'obtenir les épaisseurs des tissus mous en des endroits spécifiques.

#### 5.3.3.2 Définition anatomique des points de repère caractéristiques

Les points de repère (ou Landmarks – en anglais) peuvent être définis selon les besoins de chaque application spécifique. En particulier, l'extraction des points de repère est une tâche importante pour une variété de tâches d'analyse d'images médicales 3D, notamment pour le recalage d'images, qui est essentielle dans le diagnostic clinique et la planification des interventions chirurgicales. Les points de repère sont aussi utilisés dans la plupart des techniques de reconstruction faciale rencontrées dans la littérature, qu'elles soient 2D, 3D, manuelles ou informatisées.

En général, les points de repère sont des points dans les images 2D ou 3D ayant des caractéristiques particulières les rendant plus discriminants pour une application donnée. Dans la littérature du traitement d'images médicales, ces points sont aussi appelés amers [Bondiau et al., 2004], points d'intérêt [Chambon et al., 2007], points dominants [Ansari et Delp, 1991], [Pei et lin, 1992], [Teh et Chin, 1989], points clés [Lowe, 2004], points caractéristiques [Papademetris et al., 2004], [Shi et Tomasi, 1994], ou encore points anatomiques [Beil et al., 1997], [Hartkens et al., 2002b].

En reconstruction faciale, les points de repère, appelés aussi anatomiques ou anthropologiques, correspondent à des points caractéristiques du crâne et leur projection sur le visage. De tels points sont définis comme des endroits de saillance et de forte courbure. La distance entre deux points de repère cranio-faciaux en correspondance représente l'épaisseur du tissu mou en cet endroit. Comme nous l'avons déjà évoqué dans les chapitres 2 et 3, les points de repère se révèlent difficiles à localiser. Ils sont peu denses (quelques dizaines) et sont rassemblés sur des axes ou des plans privilégiés comme le plan inter-hémisphérique pour un crâne (voir la figure 2.1 du chapitre 2). En général, ces repères sont des points relevés manuellement par un expert du domaine (c'est le cas de toutes les méthodes de reconstruction faciale manuelles 2D et 3D), ou sont identifiés et pointés de manière interactive par un utilisateur (c'est le cas de la majorité des techniques de reconstruction faciales informatisées, comme dans [Archer et al., 1998], [Vanezis et al., 2000], [Shahrom et al., 1996] et [Kähler et al., 2003]).

La détection manuelle des points de repère demeure fastidieuse et longue. Nous l'avons essayé dans [Kermi et al., 2006b], où 41 points de repère ont été placés manuellement en utilisant *3D-Slicer*<sup>10</sup> dont 32 points standard selon les positions de Rhine et Campbell [Rhine et Campbell, 1980] et 9 points supplémentaires que nous avons rajoutés selon des critères de saillance et de forte courbure. Une méthode de détection automatique quant à elle permet de réduire considérablement les temps de traitement et d'obtenir une bonne précision. Dans la littérature de la reconstruction faciale, peu de détections automatiques de points de repère existent. [Jones, 2001] utilise un algorithme de corrélation pour détecter automatiquement 34 points de repère sur le crâne. Dans son approche, Bélar [Bélar et al., 2006] utilise les sommets des maillages du visage et du crâne, partageant la même topologie, comme points de repère appelés points semi-caractéristiques.

Dans notre travail, nous avons choisi d'effectuer une détection automatique de points de repère en nous appuyant sur le calcul des courbures moyenne et gaussienne (le processus de détection de ces points est discuté dans la section suivante). Par contre, la sélection de certains points parmi les points de repère détectés est manuelle. Ainsi, nous mettons en évidence l'intérêt d'utiliser une méthode semi-automatique qui permet d'intégrer les connaissances d'experts (les connaissances des épaisseurs des tissus mous en certains points) dans un processus automatique.

### 5.3.3.3 Méthode automatique de détection de points de repère fondée sur les courbures moyenne et gaussienne

Pour détecter des points de repère sur les surfaces des peaux initiales  $P^*$ , nous supposons que des points de fortes courbures sur la surface de la peau du visage sont des points anatomiques intéressants qui fournissent une information significative. Après une étude des

---

<sup>10</sup> <http://www.slicer.org>

méthodes existantes de détection de points de repère, nous avons choisi une détection automatique qui s'appuie sur le calcul d'une courbure moyenne et d'une courbure gaussienne. Cette méthode a été initialement développée par Sylvie Chambon [Chambon et al., 2007], lors de son post-doc à L'ENST de Paris, pour le recalage 3D d'images TDM et TEP des poumons avec l'utilisation d'un modèle de respiration. De plus, afin de prendre en compte la forme de toute la surface du visage (ou de la partie de la face du visage), nous effectuons une répartition approximativement uniforme des points de repère en prenant les maxima locaux de courbure et nous ajoutons des points de repère dans les zones de courbure nulle. Nous reprenons ici la description de [Chambon et al., 2007].

L'algorithme de détection des points de repère s'appuie sur les quatre étapes suivantes :

- **Etape 1.** Calcul de la courbure moyenne et la courbure gaussienne pour chaque voxel de la surface de la peau initiale  $P^*$  ;
- **Etape 2.** Classement des voxels dans l'ordre décroissant des valeurs absolues des courbures ;
- **Etape 3.** Sélection des voxels en utilisant les courbures et un critère de distance géodésique (cet aspect est détaillé dans le paragraphe suivant) ;
- **Etape 4.** Si une répartition uniforme des points de repère est nécessaire, ajout de voxels dans les régions où la courbure est nulle, c'est-à-dire où aucun voxel n'a été considéré comme point de repère.

Dans la première étape, les courbures moyennes ( $H$ ) et gaussiennes ( $K$ ) sont estimées pour les voxels sur les surfaces des peaux reconstruites initiales  $P^*$ , c'est-à-dire, les images 3D binaires des peaux résultant de la première étape de recalage non linéaire, en nous appuyant sur les équations analytiques suivantes [Hartkens et al., 2002b] :

$$H = \frac{1}{2|\nabla g|^3} \left[ g_x^2 (g_{yy} + g_{zz}) + g_y^2 (g_{xx} + g_{zz}) + g_z^2 (g_{xx} + g_{yy}) - 2(g_x g_y g_{xy} + g_x g_z g_{xz} + g_y g_z g_{yz}) \right] \quad (5.28)$$

$$K = \frac{1}{|\nabla g|^4} \left[ g_x^2 (g_{yy} g_{zz} - g_{yz}^2) + 2g_y g_z (g_{xz} g_{xy} - g_{xx} g_{yz}) + g_y^2 (g_{xx} g_{zz} - g_{xz}^2) + 2g_x g_z (g_{yz} g_{xy} - g_{yy} g_{xz}) + g_z^2 (g_{xx} g_{yy} - g_{xy}^2) + 2g_x g_y (g_{xz} g_{yz} - g_{zz} g_{xy}) \right] \quad (5.29)$$

$g(x, y, z)$  représente l'image 3D de la peau  $P^*$  dans laquelle les points de repère doivent être détectés. Les dérivées partielles ( $g_x, g_y, g_z, g_{xx}, g_{xy}, g_{yz}, etc$ ) sont calculées en utilisant les différences finies des voxels de l'image. Dans l'étape 3, nous considérons  $V = \{v_i\}_{i=0, \dots, N_s}$ , l'ensemble des voxels par ordre décroissant des valeurs absolues de la courbure, avec  $N_s$  le nombre de voxels sur la surface, et  $V_L = \{v_{L_i}\}_{i=0, \dots, N_L}$ , l'ensemble des points de repère, avec

$N_L$  le nombre de points de repère. Pour chaque voxel  $v_i \in V$  (pour  $i = 0$  à  $N_s$ ) avec une courbure non nulle, nous ajoutons  $v_i$  dans l'ensemble  $V_L$ , si  $\forall v_j \in V_L, d_g(v_i, v_j) > T$  où  $d_g$  est la distance géodésique sur la surface de la peau  $P^*$  et  $T$  est un certain seuil à choisir. Avec ce processus de sélection, certaines zones à courbure nulle (les plus plates) ne contiendront aucun point de repère, c'est pourquoi nous ajoutons l'étape 4 : pour chaque voxel sur la surface de la peau  $v_i \in V$  avec une courbure nulle, s'il n'y a aucun voxel tel que  $v_j \in V_L$  avec  $d_g(v_i, v_j) < T$ , alors nous ajoutons  $v_i$  à  $V_L$ .

La distance géodésique  $d_g$  sur la surface est calculée par une méthode par une propagation de type chanfrein, conditionnelle à la surface. La méthode utilisée est proche de l'algorithme de Dijkstra qui permet de trouver le chemin le plus court entre deux points [Klette et Rosenfeld, 2004]. Nous ne prenons en compte que les voxels de la surface de la peau et la connexité utilisée pour la propagation comprend les voxels dans un voisinage  $3 \times 3 \times 3$  du voxel courant.

Quatre variantes de méthodes ont été testées :

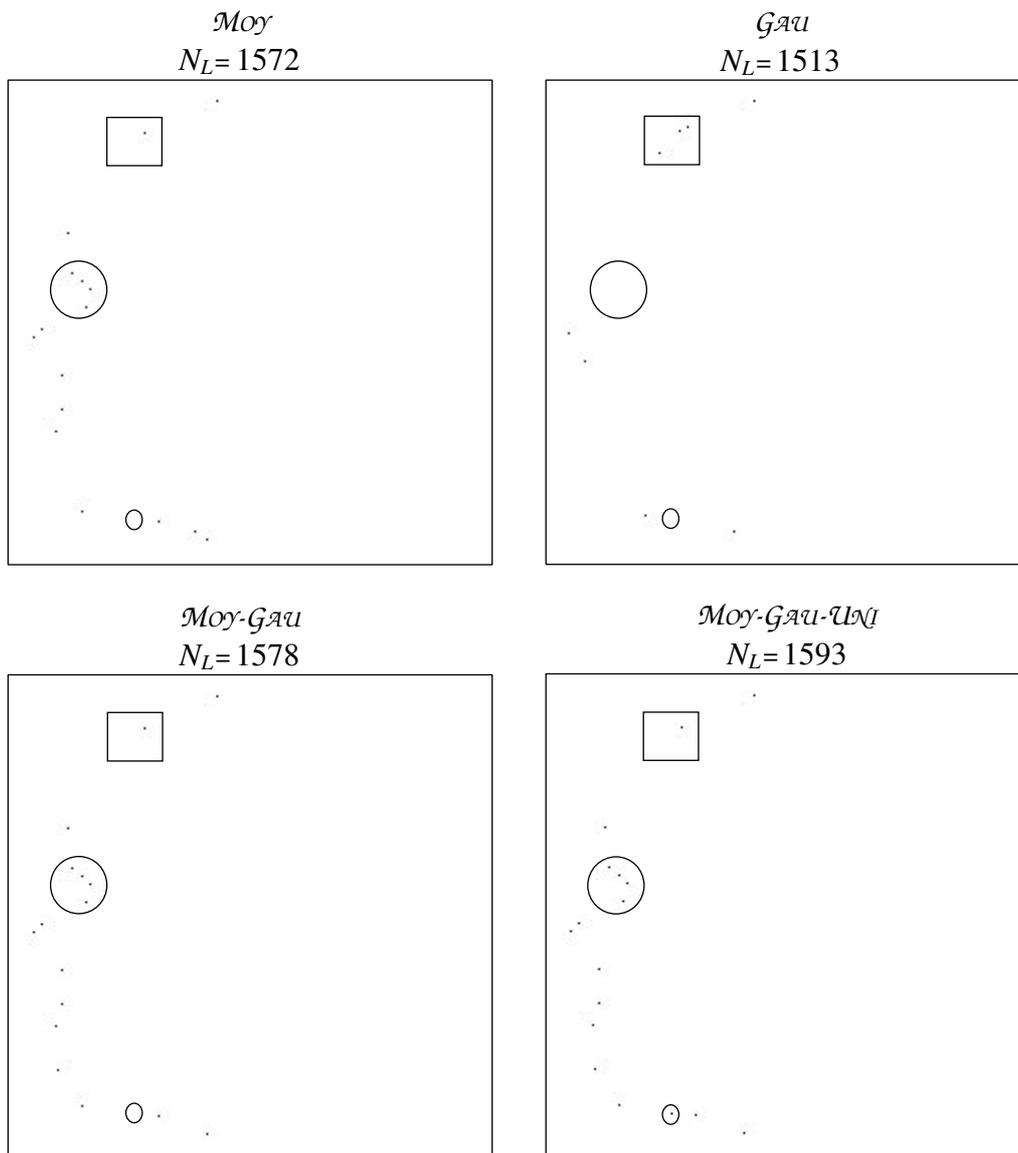
1. *Moy* – Courbure moyenne sans répartition uniforme ;
2. *Gau* – Courbure gaussienne sans répartition uniforme ;
3. *Moy-Gau* – Courbures moyenne et gaussienne sans répartition uniforme ;
4. *Moy-Gau-UNI* – Courbures moyenne et gaussienne avec répartition uniforme.

Lorsque les deux types de courbures moyenne et gaussienne sont utilisées (méthodes *Moy-Gau* et *Moy-Gau-UNI*), l'ensemble  $V$  correspond à une fusion de l'ensemble des voxels par ordre décroissant de courbure moyenne et gaussienne, en prenant alternativement un voxel de chaque ensemble de courbures. Si la courbure vaut zéro, le point n'est pas sélectionné. Avec cette fusion, ni la courbure moyenne ni la courbure gaussienne n'est favorisée. Ces stratégies de sélection de points de repère sont comparées dans les figures 5.5 et 5.6. Ces figures représentent les points de repère détectés avec les quatre variantes de méthodes, respectivement sur la surface de la partie de la face de  $P^*$  et sur la surface entière de  $P^*$ . Le seuil sur la distance  $T$  est égal à 5 mm. Les résultats donnés par *Moy* et *Gau* sont très différents et l'intérêt de les combiner est illustré par les résultats obtenus avec *Moy-Gau*. La méthode *Moy-Gau-UNI* permet d'ajouter des points dans les zones localement plates, ainsi que l'illustrent les figures 5.5 et 5.6. Dans ces exemples, l'extraction automatique via la méthode *Moy-Gau-UNI* fournit 1593 points de repère sur la surface de la partie de la face de  $P^*$  et 3784 points de repère sur la surface entière de  $P^*$ . Dans ces figures, nous remarquons que les écarts entre les points de repère sont parfois importants. Ces écarts viennent juste de la visualisation 2D (distance étant calculée en 3D).

Les quatre variantes de sélection, présentées précédemment, ont été utilisées. Nous les avons testées et nous avons mis en évidence la meilleure variante qui consiste à combiner les courbures moyenne et gaussienne tout en fournissant une répartition approximativement uniforme (méthode *Moy-Gau-UNI*).

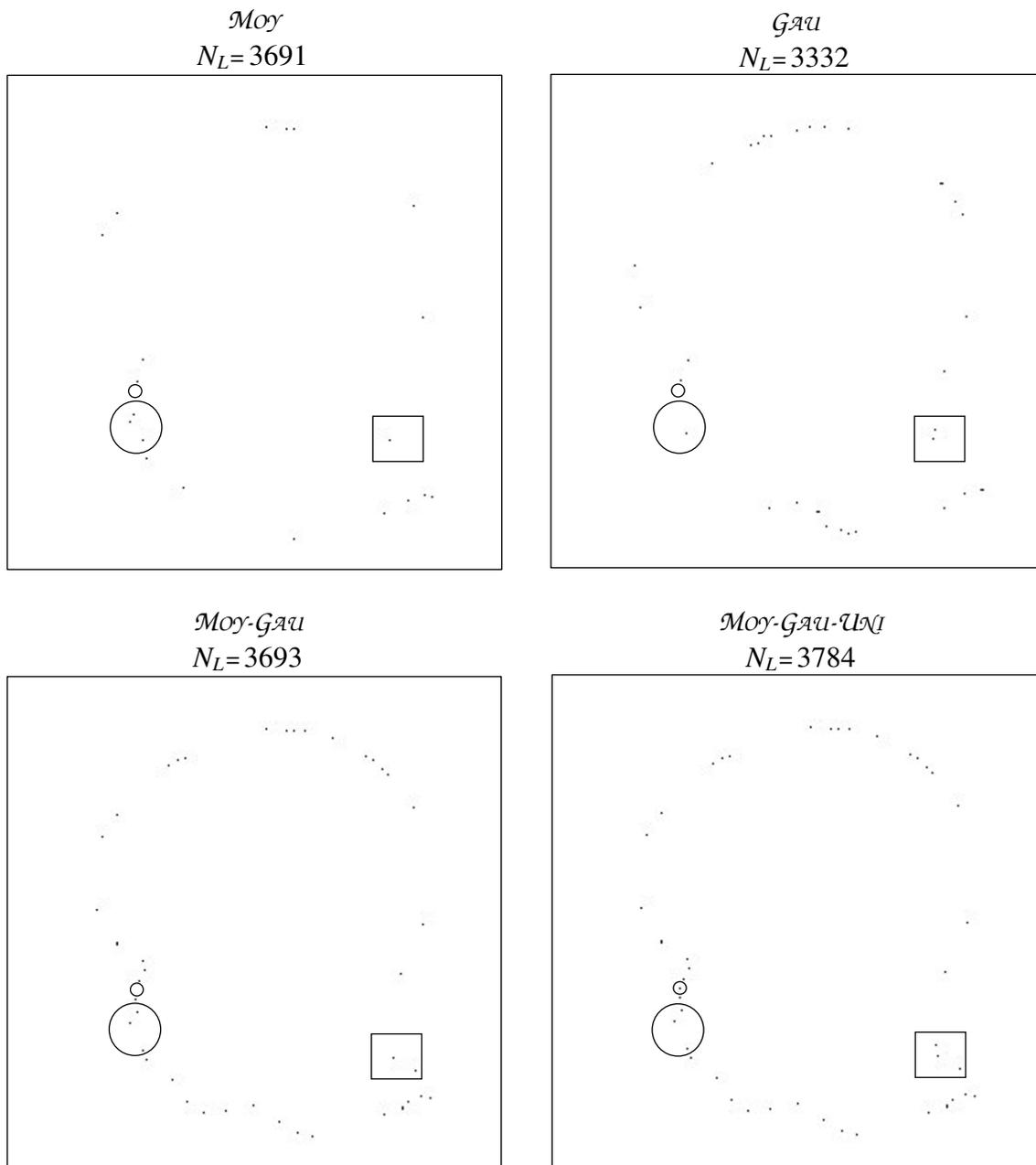
Mêmes vues sagittales des images des points de repère détectés avec les quatre méthodes.

$V = 11993088$ ,  $N_S = 54763$  et  $T = 5$ .



**Figure 5.5 :** Détection des points de repère sur la surface de la partie de la face de la peau initiale  $P^*$  obtenue pour le sujet adulte  $\mathcal{K}$  (en choisissant le sujet  $\mathcal{J}$  comme référence). Dans chaque image, trois mêmes régions sont identifiées par deux cercles et un rectangle. Dans le rectangle, trois points de repère ont été détectés par la méthode *Gau* alors qu'il y en a un seul point avec les trois autres méthodes (*Moy*, *Moy-Gau* et *Moy-Gau-Ung*). Dans le plus grand cercle, il n'y a pas de points détectés par la méthode *Gau* alors qu'il y en a quatre avec la méthode *Moy*. Avec la méthode de fusion *Moy-Gau*, ces points ont été conservés. Dans le plus petit cercle, aucun point de repère n'est sélectionné, quelle que soit la courbure utilisée *Moy* et/ou *Gau*. La méthode *Moy-Gau-Ung* permet bien d'obtenir un point de repère dans cette région.

Mêmes vues sagittales des images des points de repère détectés avec les quatre méthodes.  
 $V = 8650752$ ,  $N_S = 83724$  et  $T = 5$ .

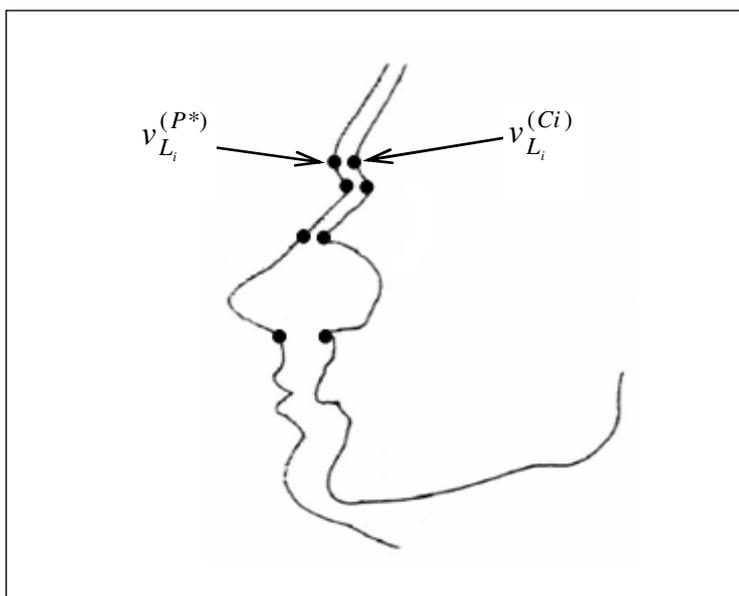


**Figure 5.6 :** Détection des points de repère sur la surface entière de la peau initiale  $P^*$  pour le sujet enfant  $\mathcal{D}$  (en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme référence). Dans chaque image, trois mêmes régions sont identifiées par des cercles et un rectangle. Dans le rectangle, deux points de repère ont été détectés avec les deux méthodes *Gau* et *Moy-Gau* alors qu'il y en a un seul point détecté avec la méthode *Moy* et trois points avec la méthode *Moy-Gau-UNI*. Dans le plus grand cercle, un seul point est détecté par la méthode *Gau* alors qu'il y en a trois avec la méthode *Moy*. Avec la méthode de fusion *Moy-Gau*, ces points ont été conservés. Dans le plus petit cercle, aucun point de repère n'est sélectionné, quelle que soit la courbure utilisée *Moy* et/ou *Gau*. La méthode *Moy-Gau-UNI* permet bien d'obtenir un point de repère dans cette région.

### 5.3.4 Projection des points de repère de la peau initiale vers le crâne inconnu

Après avoir détecté l'ensemble des points de repère  $V_L$  sur la surface de la peau initiale  $P^*$ , nous cherchons ensuite à projeter ces points un par un sur la surface extérieure du crâne inconnu  $C_i$  correspondant. Autrement dit, nous projetons les  $N_L$  points de repère  $v_{L_i}^{(P^*)}$  de la surface de la peau  $P^*$  sur la surface extérieure du crâne  $C_i$ , comme l'illustre la figure 5.7. Nous désignons les points projetés par  $v_{L_i}^{(C_i)}$ .

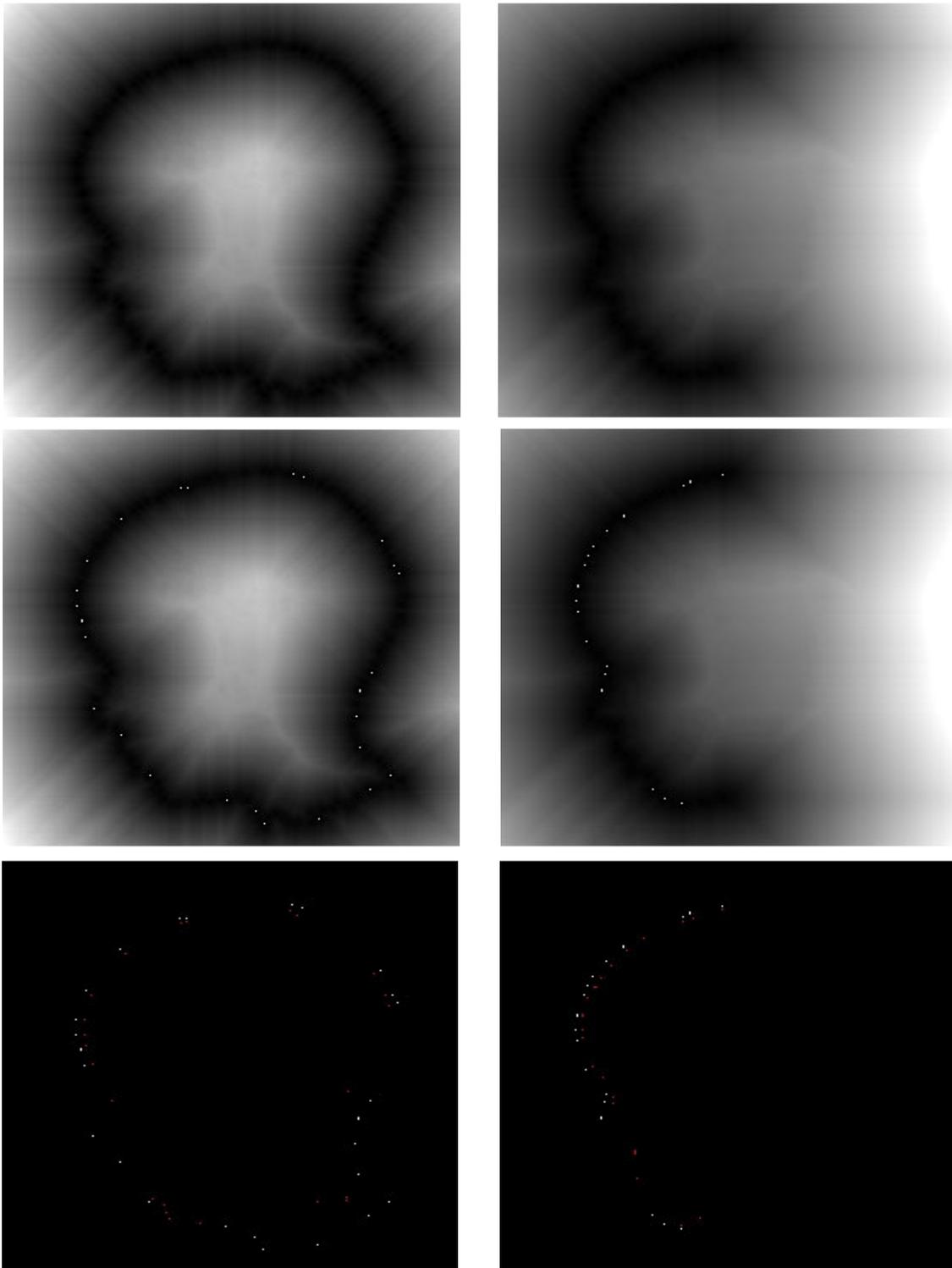
Dans un premier temps, nous effectuons un prétraitement sur l'image du crâne  $C_i$  correspondant à la peau  $P^*$ . Ce prétraitement consiste à fusionner le masque binaire du cerveau et du LCR (préalablement calculé lors de l'étape de segmentation des deux structures crâne et peau, présentée précédemment dans le chapitre 3) avec le crâne, suivi d'une dilatation et d'un bouchage 3D des trous. Cela produit un objet binaire représentant la réunion du cerveau, du LCR et du crâne. L'intérêt d'un tel prétraitement est de permettre, lors de la projection, de ne prendre en considération que les voxels sur la surface extérieure du crâne.



**Figure 5.7 :** Quelques points de repère sur la peau et leur projection sur le crâne.

Dans le cas le plus courant, la distance euclidienne est utilisée. Le problème consiste à projeter chaque point de repère de la première surface sur la deuxième surface. Cela est effectué en calculant la distance euclidienne minimale entre un point de repère appartenant à la première surface et l'ensemble des points voisins sur la deuxième surface. Une fois que le point projeté est trouvé, nous retenons la distance minimale entre le point de repère et son point projeté. Cette distance correspond à l'épaisseur du tissu mou en cet endroit. Ainsi, la distance  $d(v_{L_i}^{(P^*)}, v_{L_i}^{(C_i)})$  entre le point de repère  $v_{L_i}^{(P^*)}$  et son point projeté  $v_{L_i}^{(C_i)}$  donne l'épaisseur du tissu mou en  $v_{L_i}^{(P^*)}$ . Pour accélérer les calculs, une carte de distances de l'image des points de repère de la surface entière de  $P^*$  (ou de la surface de la partie de la face de  $P^*$ ) est

définie. La figure 5.8 montre deux exemples de projection de points de repère de la peau initiale  $P^*$  obtenue pour le sujet enfant  $\mathcal{D}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme référence.



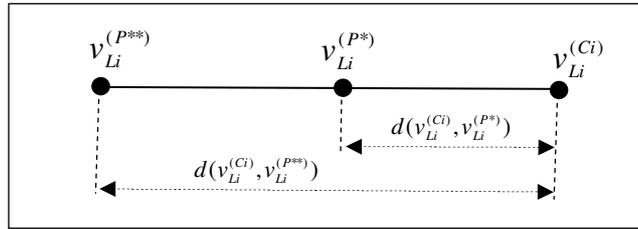
**Figure 5.8 :** Exemples de projection de points de repère. De haut en bas : cartes de distances des images des points de repère détectés  $v_{L_i}^{(P^*)}$ , cartes de distances fusionnées avec les  $v_{L_i}^{(P^*)}$ , et points de repère  $v_{L_i}^{(P^*)}$  (en blanc) fusionnés avec les points de repère projetés  $v_{L_i}^{(C_i)}$  sur le crâne  $C_i$  (en rouge) : (à droite) la partie de la face de la peau et (à gauche) la peau entière.

### 5.3.5 Sélection de points de repère et ajout de contraintes d'épaisseur

Dans cette section, nous nous intéressons à la sélection de certains points de repère parmi les repères détectés préalablement par le calcul des courbures moyenne et gaussienne. Une fois ces repères choisis, nous changeons les valeurs des épaisseurs tissulaires en ces points en se référant par exemple aux tables des épaisseurs des tissus mous de référence publiées dans la littérature, comme celles de [Rhine et Campbell, 1980]. En fonction de ces valeurs, nous calculons les nouvelles coordonnées des points de la nouvelle surface de peau souhaitée  $P^{**}$  (figure 5.9) selon l'équation suivante :

$$v_{Li}^{(P^{**})} = v_{Li}^{(Ci)} + \frac{d(v_{Li}^{(Ci)}, v_{Li}^{(P^{**})})}{d(v_{Li}^{(Ci)}, v_{Li}^{(P^*)})} \overrightarrow{v_{Li}^{(Ci)} v_{Li}^{(P^*)}} \quad (5.30)$$

où  $d(v_{Li}^{(Ci)}, v_{Li}^{(P^{**})})$  est l'épaisseur tissulaire imposée au point de repère  $v_{Li}$  pour le raffinement de la peau et  $d(v_{Li}^{(Ci)}, v_{Li}^{(P^*)})$  représente l'épaisseur du tissu mou initiale au point de repère  $v_{Li}$  obtenue après l'étape de recalage non linéaire.



**Figure 5.9 :** Calcul des coordonnées du point de repère  $v_{Li}^{(P^{**})}$  selon la connaissance de l'épaisseur tissulaire.

Les tables des standards d'épaisseurs tissulaires retenues pour notre méthode sont celles de Rhine et Campbell [Rhine et Campbell, 1980]. Ces tables comportent les valeurs des épaisseurs moyennes des tissus mous en 32 points caractéristiques (10 points médians et 11 points latéraux sur chaque côté du crâne) en fonction des critères d'âge, de sexe, de groupe ethnique et des états pondéraux (maigre, normal et obèse). Nous sélectionnons manuellement certains points de repère parmi les points de repère détectés. Les points de repère sélectionnés coïncident avec les positions des points anatomiques de Rhine et Campbell [Rhine et Campbell, 1980]. Nous associons ainsi chaque point de repère sélectionné à un point des tables de référence et nous prenons la valeur de l'épaisseur en fonction des caractéristiques morphologiques d'âge, de sexe et d'origine ethnique.

### 5.3.6 Evolution du modèle déformable

Cette section présente les choix des forces internes et externes que nous avons effectués pour faire évoluer notre modèle déformable vers les points de repère caractéristiques préalablement détectés et sélectionnés afin d'obtenir une surface de peau finale  $P^{**}$ . Les

principes d'évolution des modèles déformables ont déjà été décrits en détails à la section 5.2.2. Nous en redonnons ici simplement les grandes lignes. L'évolution de notre surface déformable  $S$  en maillages simplexes est décrite par l'équation dynamique de forces (5.13).

### 5.3.6.1 Force interne

La force interne est choisie, de manière classique, sous la forme de l'équation 5.14.

### 5.3.6.2 Forces externes

La force externe  $F_{ext}(S)$  fait intervenir deux forces d'attraction : une force du champ de vecteurs de gradients (GVF) introduite par Xu et Prince [Xu et Prince, 1998a] en conjonction avec une force de pression (ou ballon) proposée par Cohen [Cohen, 1991].

La force de pression fait évoluer notre surface déformable dans la direction de sa normale. Elle a pour but d'accélérer la convergence du modèle. Elle permet également au modèle d'être moins sensible à l'initialisation, de ne pas s'arrêter sur les minima faibles et d'évoluer en l'absence d'attraction vers les données. Elle est donnée par l'équation 5.19.

La force GVF est fondée sur la diffusion du vecteur de gradient. Cette technique est normalement utilisée pour guider les modèles déformables dans des applications de segmentation, mais à notre connaissance, elle n'a pas encore été utilisée pour la reconstruction faciale. Nous l'utilisons pour diriger le modèle déformable vers les points de repère caractéristiques et afin d'accroître la rapidité de la reconstruction faciale. Dans l'équation du GVF 5.21, nous prenons pour  $f$  l'image binaire originale des points de repère caractéristiques. C'est donc dans cette force que sont prises en compte les épaisseurs des tissus en certains points.

La figure 5.10 récapitule le processus d'évolution de notre modèle déformable.

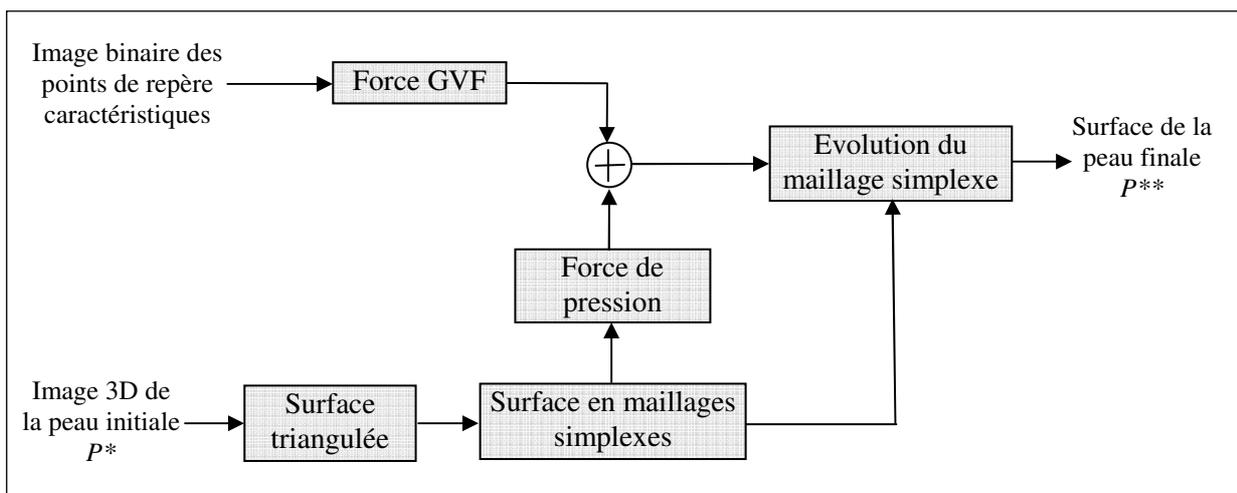


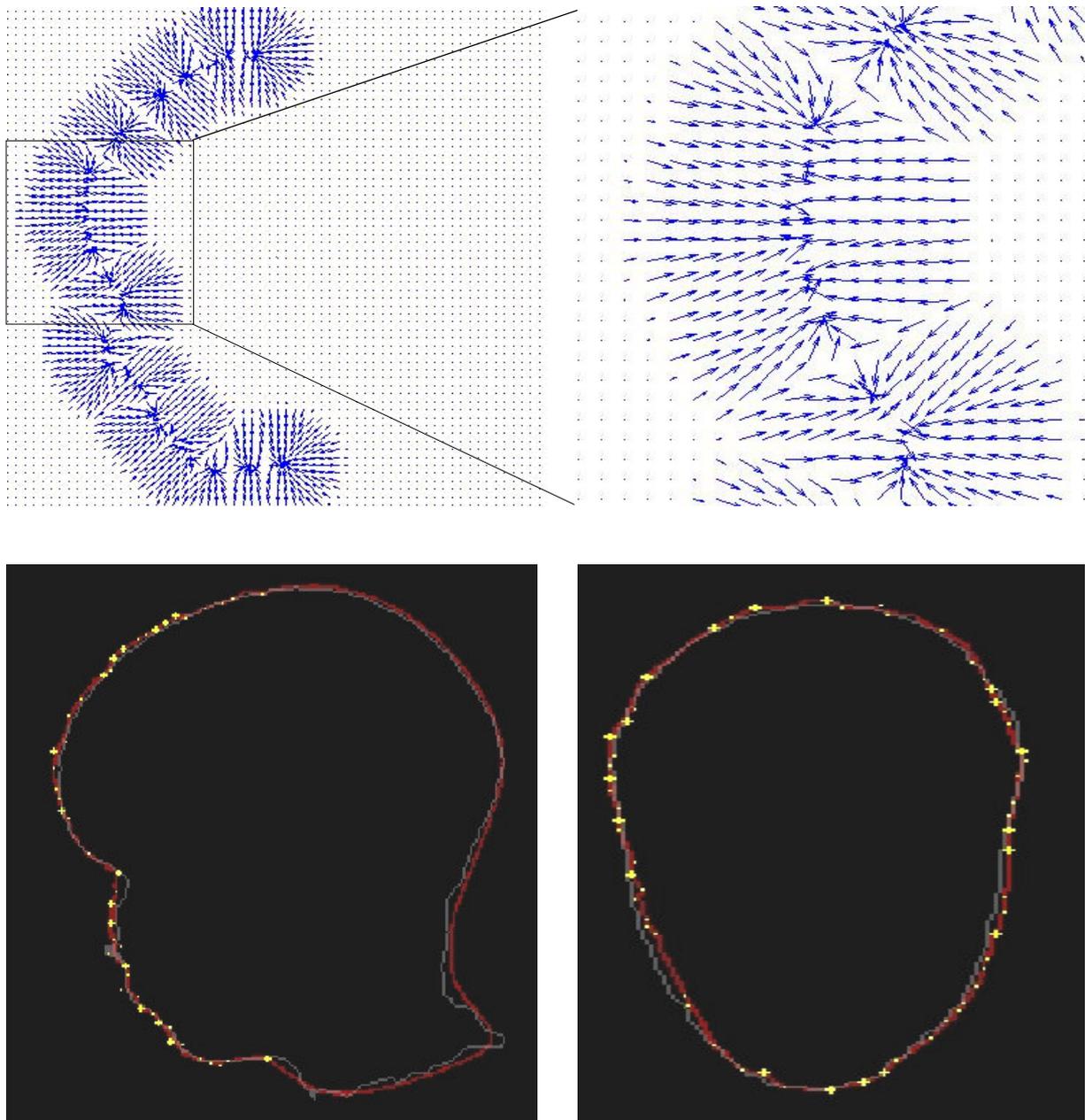
Figure 5.10 : Processus d'évolution du modèle déformable.

Les valeurs des paramètres de notre modèle déformable sont fixées manuellement et choisies de façon tolérante afin de tenir compte des possibles variations morphologiques. Lors de nos expériences, nous avons constaté que pour les valeurs  $\alpha \in [0,20 ; 0,30]$ ,  $\beta \in [0,02 ; 0,07]$ ,  $\mu \in [0,20 ; 0,35]$  et  $k \in [0,002 ; 0,005]$ , le résultat final n'est quasiment pas modifié. En revanche, en dehors de ces intervalles, la qualité du résultat du raffinement de la reconstruction se dégrade. La largeur des plages de valeurs acceptables pour  $\alpha, \beta, \mu$  et  $k$  montre que ces paramètres ne sont pas très sensibles. Ainsi, nous avons pu utiliser les mêmes valeurs des paramètres pour les différents raffinements des reconstructions faciales initiales.

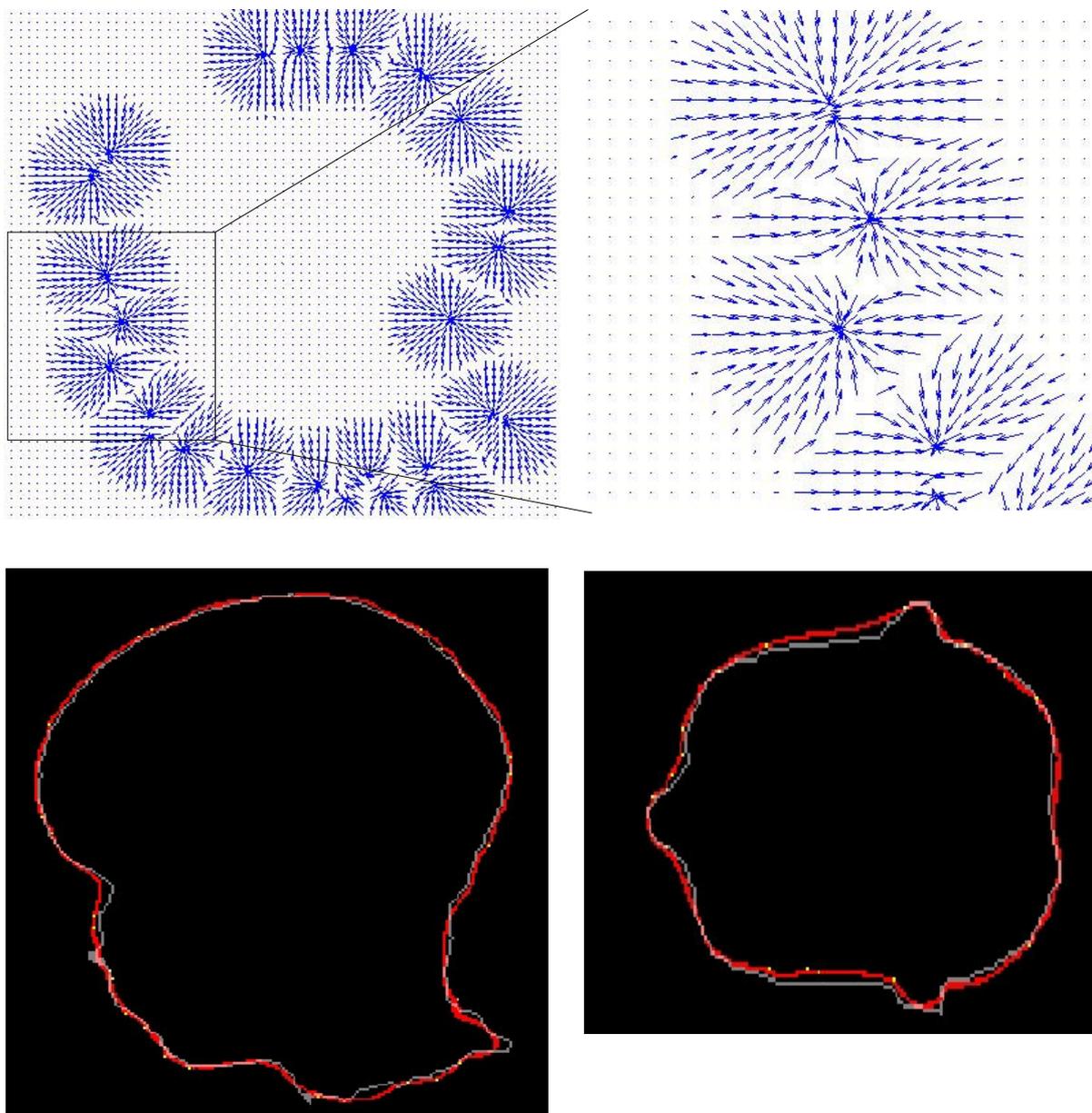
Les valeurs choisies dans tous les exemples pour les paramètres  $\alpha, \beta, k$  et  $\mu$  sont :  $\alpha = 0,25$ ,  $\beta = 0,05$ ,  $k = 0,004$  et  $\mu = 0,30$ . Notons aussi que l'algorithme de déformation converge en moins de 500 itérations, et est donc suffisamment rapide. Le modèle déformable converge lorsqu'il atteint les points imposés de la nouvelle peau (ou lorsqu'il est plus près de ces points).

### 5.3.7 Exemples d'évolution

Afin d'illustrer l'influence des forces définies précédemment, nous proposons dans les figures 5.11 et 5.12 deux exemples d'évolution de la surface de peau initiale  $P^*$  ( $P^*$  est obtenue pour le sujet  $\mathcal{D}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme référence) selon le GVF calculé à partir de l'image binaire des points de repère caractéristiques avec  $\mu = 0,3$  et la force de pression avec son coefficient  $k = 0,004$ . En ce qui concerne les paramètres de la force interne, nous avons choisi  $\alpha = 0,25$  et  $\beta = 0,05$ . Dans le premier exemple (figure 5.11), la surface évolue vers les points de repère caractéristiques détectés, sélectionnés et modifiés sur la partie de la face de  $P^*$ . Pour le deuxième exemple (figure 5.12), la surface se déforme vers les points de repère calculés, sélectionnés et modifiés sur toute la surface de  $P^*$ . Les deux figures (en bas) montrent que le modèle déformable (en rouge) a bien évolué et s'est arrêté sur les points de repère (en jaune).



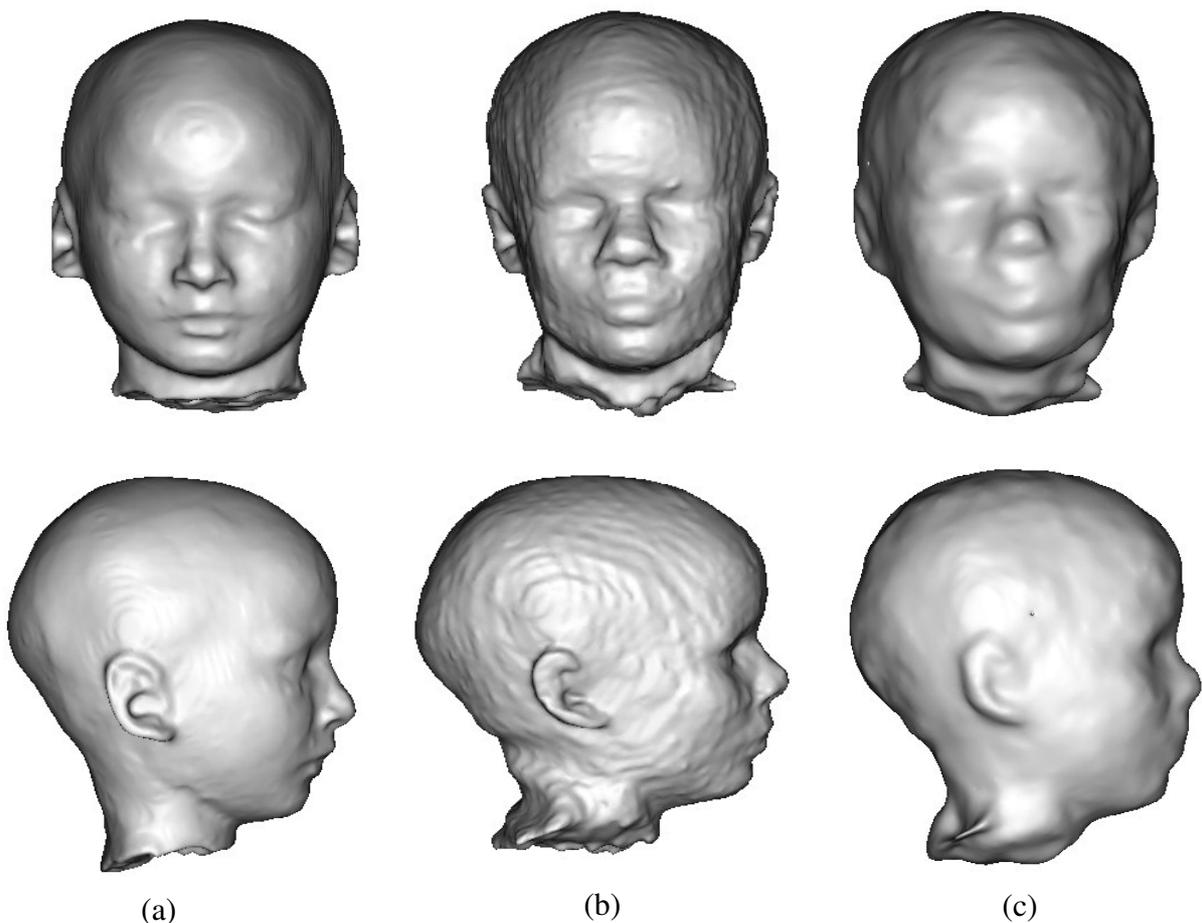
**Figure 5. 11:** Exemple d'évolution du modèle déformable. En haut : coupe sagittale du champ GVF calculé à partir de l'image des nouvelles positions des points de repère caractéristiques de la partie de la face (à gauche) et l'agrandissement d'une partie du GVF (à droite). En bas : à gauche : coupe sagittale de l'image de la peau après évolution  $P^{**}$  (en rouge) superposée sur l'image de la peau initiale  $P^*$  obtenue pour le sujet  $\mathcal{D}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme référence (en blanc) et sur celle des points de repère (en jaune) ; à droite : coupe coronale.



**Figure 5. 12:** Exemple d'évolution du modèle déformable. En haut : coupe sagittale du champ GVF calculé à partir de l'image des nouvelles positions des points de repère caractéristiques (à gauche) et l'agrandissement d'une partie du GVF (à droite). En bas : à gauche : coupe sagittale de l'image de la peau après évolution  $P^{**}$  (en rouge) superposée sur l'image de la peau initiale  $P^*$  obtenue pour le sujet  $\mathcal{D}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme référence (en blanc) et sur celle des points de repère (en jaune) ; à droite : coupe axiale.

### 5.3.8 Résultats

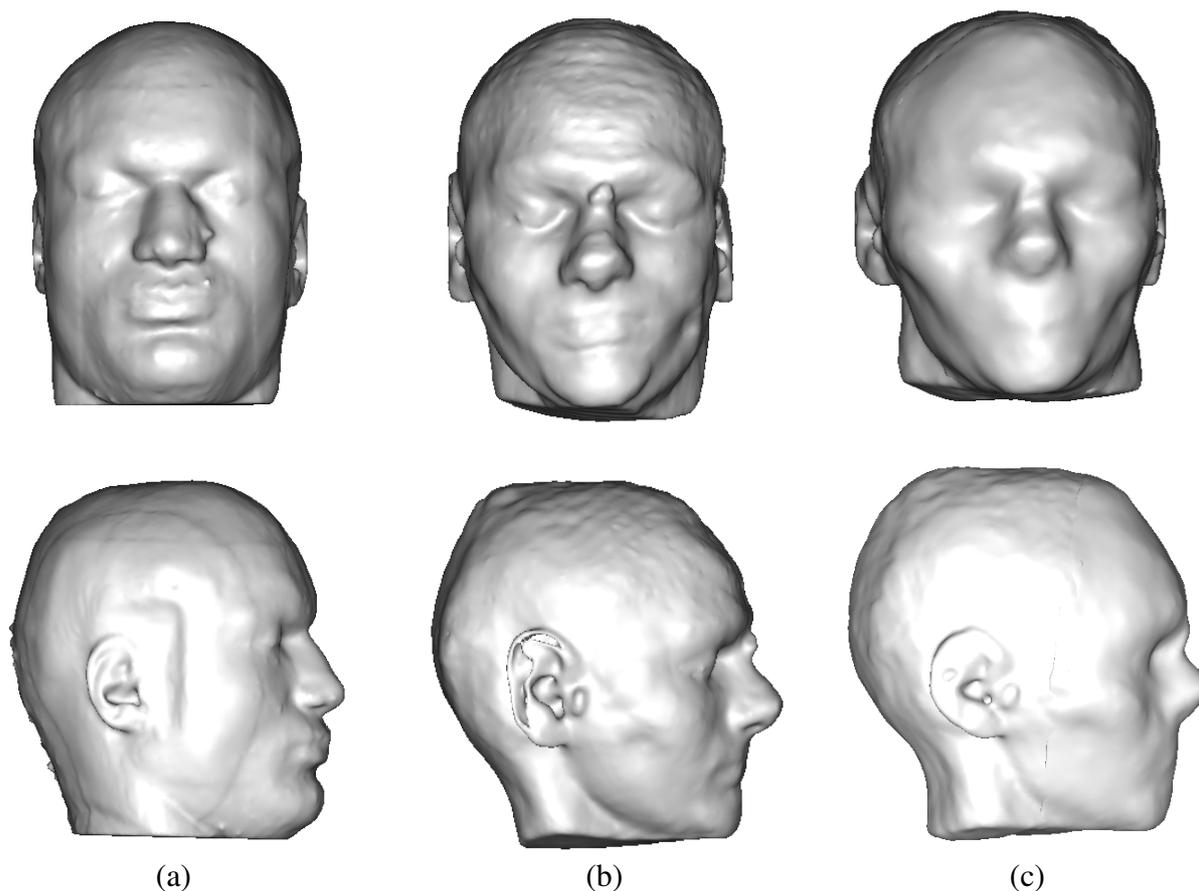
Dans cette section, nous présentons quelques résultats obtenus avec la méthode proposée. Les figures 5.13 et 5.14 montrent des vues 3D de face et de profil de deux résultats obtenus respectivement pour le sujet enfant  $\mathcal{D}$  et pour le sujet adulte  $\mathcal{K}$ . Ces figures montrent la comparaison visuelle des résultats de notre méthode à travers ses deux principales étapes. Les peaux réelles  $P_i$  sont montrées aux figures 5.13 (a) et 5.14 (a). Les figures 5.13 (b) et 5.14 (b) montrent les peaux initiales  $P^*$  obtenues à l'issue de l'étape du recalage non linéaire. Enfin, les peaux finales  $P^{**}$  obtenues après le raffinement par le modèle déformable sont montrées aux figures 5.13 (c) et 5.14 (c).



**Figure 5.13:** Vues de face et de profil des résultats de la reconstruction faciale pour le sujet  $\mathcal{D}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme référence. (a) surface de la peau réelle  $P_i$ , (b) surface de la peau initiale  $P^*$  obtenue après la première étape et (c) surface de la peau finale  $P^{**}$  obtenue après l'affinement par le modèle déformable.

La première étape de recalage non linéaire nous a permis d'obtenir une bonne initialisation du modèle déformable. Nous l'avons évalué quantitativement dans le chapitre 4 par le calcul des distances moyennes et par les histogrammes de différences de distances entre les peaux  $P_i$  et  $P^*$ . Concernant la validation de la reconstruction faciale finale  $P^{**}$ , nous observons une amélioration de la régularisation de la peau et une bonne correspondance

de la partie supérieure de la peau, mais il existe bien entendu quelques différences au niveau de la forme du nez, des joues et de la mandibule. Elles s'expliquent en grande partie par l'inexactitude des valeurs des épaisseurs des tissus mous introduites (imposées) au niveau d'un certain nombre de points de repère. En effet, la valeur de l'épaisseur tissulaire correspond à la position (aux trois coordonnées) du repère dans l'image vers lequel sera attiré notre surface déformable. De plus, la forme du nez ou des joues ne peut pas être entièrement déterminée à partir de la seule forme du crâne, même avec l'ajout d'informations sur l'épaisseur des tissus mous en certains points caractéristiques.

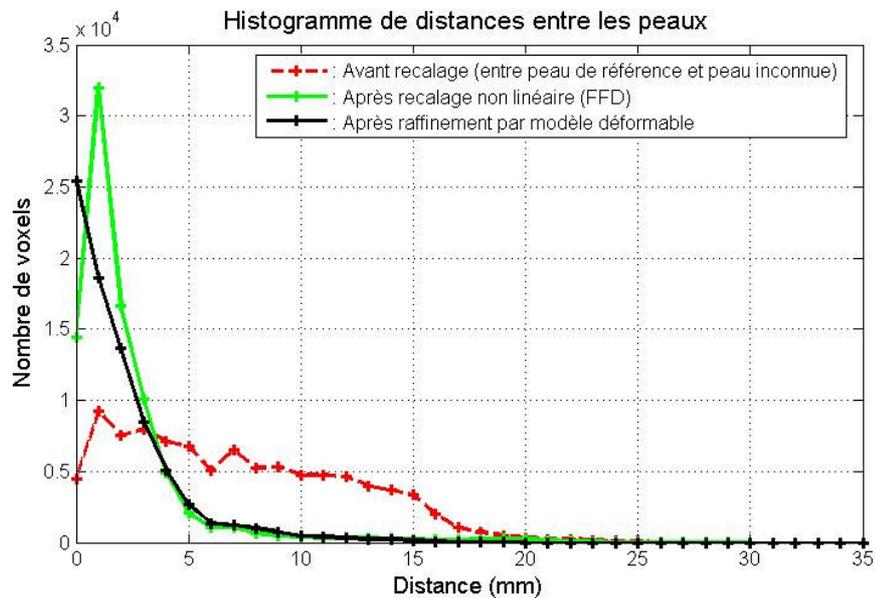


**Figure 5. 14:** Vues de face et de profil des résultats de la reconstruction faciale pour le sujet  $\mathcal{K}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{J}$  comme référence. (a) surface de la peau réelle  $P_i$ , (b) surface de la peau initiale  $P^*$  obtenue après la première étape et (c) surface de la peau finale  $P^{**}$  obtenue après l'affinement par le modèle déformable.

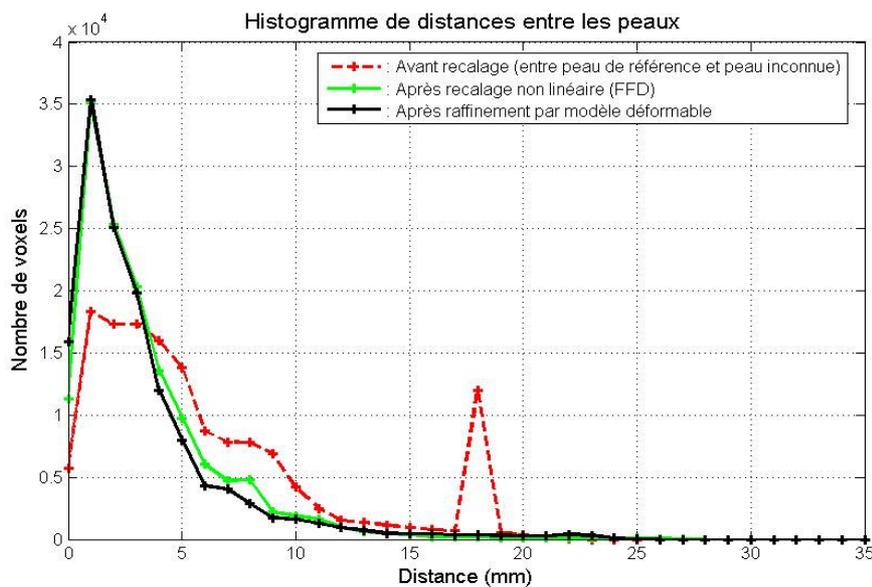
Pour une évaluation plus quantitative de la reconstruction faciale finale, nous fournissons les histogrammes de distances entre les peaux réelle  $P_i$ , initiale  $P^*$  et finale  $P^{**}$ . Les figures 5.15 et 5.16 présentent respectivement l'évaluation quantitative de la reconstruction faciale finale pour le sujet  $\mathcal{D}$  (en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme référence) et pour le sujet  $\mathcal{K}$  (en choisissant le sujet  $\mathcal{J}$  comme référence). Ces figures montrent une petite amélioration de la

## Raffinement de la reconstruction faciale initiale par un modèle déformable 3D

reconstruction faciale grâce à l'étape de raffinement par le modèle déformable, puisque les histogrammes sont de plus en plus concentrés vers les faibles valeurs.



**Figure 5. 15:** Histogrammes de distances entre les peaux pour le sujet  $\mathcal{D}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme référence. En rouge : entre  $P_i$  et  $P_r$ . En vert : entre  $P_i$  et  $P^*$ . En noir : entre  $P_i$  et  $P^{**}$ .



**Figure 5. 16:** Histogrammes de distances entre les peaux pour le sujet  $\mathcal{K}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{J}$  comme référence. En rouge : entre  $P_i$  et  $P_r$ . En vert : entre  $P_i$  et  $P^*$ . En noir : entre  $P_i$  et  $P^{**}$ .

## Raffinement de la reconstruction faciale initiale par un modèle déformable 3D

Concernant l'évolution du modèle déformable, nous montrons dans le tableau 5.1, pour le raffinement de la reconstruction du sujet  $\mathcal{D}$ , une comparaison entre les valeurs finales des épaisseurs (après l'évolution) par rapport aux valeurs imposées et aux valeurs initiales (après le recalage non linéaire). Nous constatons que les valeurs finales des épaisseurs sont égales aux valeurs imposées pour certains points de repère, tandis que pour les autres points de repère, les valeurs finales sont proches des valeurs imposées. Cela s'explique par le fait que lorsque la différence est petite entre l'épaisseur initiale et l'épaisseur imposée, le modèle converge bien vers le point imposé. Par contre, lorsque la différence est plus importante entre l'épaisseur initiale et l'épaisseur imposée, le modèle déformable se retrouve plus près du point imposé.

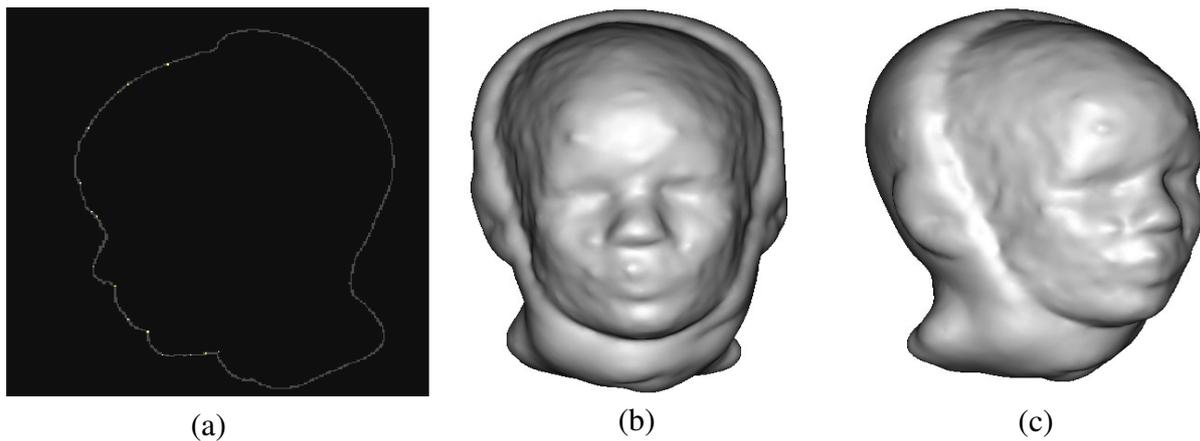
<i>Point de repère</i>	<i>Code</i>	<i>Epaisseur initiale</i>	<i>Epaisseur imposée</i>	<i>Epaisseur finale</i>
<b>Points de repère médians</b>				
Supraglabella	L1	4,68	4,75	4,75
Glabella	L2	4,63	6,25	6,25
Nasion	L3	2,47	6,00	5,95
End of nasal	L4	5,40	3,75	3,75
Mid-philtrum	L5	10,42	12,25	12,25
Upper lip margin	L6	9,48	14,00	12,69
Lower lip margin	L7	6,62	15,00	11,30
Chin-lip fold	L8	5,23	12,00	10,62
Mental eminence	L9	5,34	12,25	10,02
Beneath chin	L10	2,68	8,00	7,95
<b>Points de repère latéraux</b>				
Frontal eminence, left	L11G	5,36	8,25	7,37
Frontal eminence, right	L11D	5,36	8,75	7,28
Supraorbital, left	L12G	7,20	4,75	5,80
Supraorbital, right	L12D	7,66	4,75	4,75
Suborbital, left	L13G	6,75	7,50	7,50
Suborbital, right	L13D	6,60	7,75	7,75
Inferior malar, left	L14G	13,30	16,25	14,77
Inferior malar, right	L14D	12,72	17,00	15,78
Lateral orbits, left	L15G	9,36	13,00	13,00
Lateral orbits, right	L15D	8,96	13,25	12,19
Zygomatic arch, left	L16G	5,23	8,75	7,44
Zygomatic arch, right	L16D	4,45	8,50	6,88
Supraglenoid, left	L17G	6,94	11,75	10,44
Supraglenoid, right	L17D	6,87	11,75	10,70
Occlusal line, left	L18G	8,12	19,50	12,54
Occlusal line, right	L18D	10,63	19,00	16,43
Gonion, left	L19G	6,94	14,25	11,30
Gonion, right	L19D	10,53	14,75	12,66
Sub-M, left	L20G	15,31	15,75	15,75
Sub-M, right	L20D	13,16	16,50	14,82
Supra-M, left	L21G	9,54	22,25	15,87
Supra-M, right	L21D	4,86	22,00	13,62

**Tableau 5.1 :** Valeurs finales des épaisseurs des tissus mous par rapport aux valeurs initiales et aux valeurs imposées (en millimètres) pour la reconstruction faciale pour le sujet  $\mathcal{D}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme référence.

## 5.4 Discussion

Dans ce chapitre, nous avons présenté la deuxième étape du schéma général de notre méthode de reconstruction faciale. Elle s'appuie sur une approche par modèle déformable guidé par des points de repère caractéristiques pour le raffinement des reconstructions faciales initiales obtenues à l'issue de la première étape de recalage non linéaire. À notre connaissance, un tel modèle déformable, souvent utilisé en traitement d'images médicales 2D et 3D pour des applications de segmentation, est inédit dans le domaine de la reconstruction faciale. Il se fait par l'intermédiaire d'une combinaison de deux forces externes (GVF et pression).

Dans les modèles déformables paramétriques, le réglage des paramètres est souvent un point critique. Ici, nous commentons brièvement le réglage des paramètres de notre modèle déformable ainsi que leur influence. Notre méthode ne nécessite que très peu de paramètres, ce qui est un avantage important. Comme nous l'avons déjà évoqué précédemment, nous avons choisi les paramètres de régularisation ( $\alpha$  et  $\beta$ ) et ceux d'attache aux données ( $\mu$  et  $k$ ) de manière empirique. Lors de nos tests, nous avons essayé plusieurs valeurs pour ces paramètres. Nous avons constaté que pour les valeurs  $\alpha \in [0,20 ; 0,30]$ ,  $\beta \in [0,02 ; 0,07]$ ,  $\mu \in [0,20 ; 0,35]$  et  $k \in [0,002 ; 0,005]$ , le résultat final n'est quasiment pas modifié. Avec ces intervalles de valeurs, nous avons remarqué que le modèle déformable reste toujours plus proche des points de repère imposés et devient de plus en plus lisse quand nous faisons varier la valeur de  $\beta$  de 0,02 à 0,07. En revanche, en dehors de ces intervalles, la qualité du résultat du raffinement de la reconstruction faciale se dégrade. Nous avons aussi constaté que lorsque nous utilisons les points de repère préalablement détectés uniquement sur la partie de la face de la peau  $P^*$  et lorsque la valeur du paramètre de la force de pression  $k$  est plus grande (par exemple,  $k = 0,07$ ), le modèle déformable s'arrête sur les points de repère de la face et risque de ne pas s'arrêter au niveau de la partie arrière de la peau. La figure 5.18 illustre ce cas.



**Figure 5.17:** Exemple de résultat d'évolution du modèle déformable pour le raffinement de la reconstruction faciale pour le sujet  $\mathcal{D}$  en choisissant le sujet  $\mathcal{H}$  comme référence. Les valeurs des paramètres sont :  $\alpha = 0,30$ ,  $\beta = 0,05$ ,  $\mu = 0,30$  et  $k = 0,07$ . (a) : coupe sagittale de la peau après évolution  $P^{**}$  superposée sur l'image des points de repère de la partie de la face. (b) : vue de face de la surface de la peau  $P^{**}$  obtenue après l'évolution du modèle déformable. (c) : vue de profil.

La largeur des plages de valeurs acceptables pour  $\alpha, \beta, \mu$  et  $k$  montre que ces paramètres ne sont pas sensibles. Ainsi, nous avons pu utiliser les mêmes valeurs des paramètres pour les différents raffinements des reconstructions faciales initiales. Nous avons ainsi fixé  $\mu$  à 0,30 et  $k$  à 0,004 pour tous les cas traités. Les paramètres de la force interne utilisés sont  $\alpha = 0,30$  et  $\beta = 0,05$ . Une fois encore, ces paramètres ont été fixés pour tous les cas étudiés.

Avec ces valeurs de paramètres, notre modèle déformable est capable d'évoluer jusqu'à atteindre les positions des 32 points de repère sélectionnés correspondant aux épaisseurs des tissus mous imposées. Les points de repère ont été sélectionnés de manière à ce qu'ils coïncident avec les positions des points de repère anthropologiques de Rhine et Campbell [Rhine et Campbell, 1980].

Par cette méthode, nous obtenons une reconstruction faciale relativement proche de la peau réelle en fonction des valeurs exactes des épaisseurs des tissus mous en certains points de repère caractéristiques. De plus, cette méthode nous permet d'obtenir d'autres reconstructions faciales pour le même crâne supposé inconnu en modifiant les valeurs des épaisseurs tissulaires, c'est-à-dire les positions des points de repère.

Les résultats sont prometteurs et nous pensons qu'ils peuvent être considérablement améliorés en introduisant les bonnes valeurs des épaisseurs des tissus mous en fonction des caractéristiques anthropologiques du crâne inconnu : âge, sexe et origine ethnique. Une autre voie à explorer concerne la sélection automatique de certains points de repère préalablement détectés, notamment ceux qui se situent sur le plan inter-hémisphérique pour une peau ou un crâne. Cela peut être effectué en calculant le plan de symétrie pour la peau et en sélectionnant les points de repère qui se trouvent sur ce plan.



# CHAPITRE 6

## Conclusion et perspectives

### Sommaire

---

6.1	Conclusion. . . . .	135
6.2	Perspectives . . . . .	136

---



## 6.1 Conclusion

Ce travail a été réalisé au sein du Groupe Traitement et Interprétation des Images (TII) du département Traitement du Signal et des Images (TSI) de l'École Nationale Supérieure des Télécommunications de Paris (ENST), sous la direction d'Isabelle BLOCH, et au sein du Groupe de Recherche en Intelligence Artificielle (GRIA) du Laboratoire de Recherche en Informatique (LRI) de l'université Badji-Mokhtar d'Annaba, sous la direction de Mohamed Tayeb LASKRI. Comme tout travail de recherche, il présente un cheminement où les fausses pistes furent nombreuses mais où certaines voies ont débouché sur des résultats dignes d'intérêt.

Le domaine de la reconstruction faciale ayant recours à l'informatique (ou assistée par ordinateur) est un domaine jeune et ouvert. Le travail de cette thèse vise à proposer une méthode originale qui consiste à utiliser un modèle déformable pour la reconstruction faciale 3D à partir d'images de crânes pour aider à l'identification et la reconnaissance de personnes. Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés aux différents travaux réalisés dans le domaine de la reconstruction faciale ainsi que leurs limites. À l'issue de cette étude, nous avons établi une taxonomie des différentes techniques rencontrées dans la littérature et nous avons ainsi situé notre méthode dans cette taxonomie.

Une autre partie de notre travail s'est intéressée à la collecte des données nécessaires pour notre méthode. Contrairement aux méthodes de reconstruction faciale informatisées décrites dans la littérature, nous nous sommes appuyés sur des données issues IRM-3D de têtes d'individus plutôt que des images CT (ou TDM) afin de constituer une base de données crâne/peau couvrant différents types morphologiques nécessaires pour expérimenter et évaluer notre méthode. Dans notre étude, treize ensembles crâne/peau ont été segmentés à partir d'IRM-3D de têtes d'enfants et d'adultes par des méthodes combinant plusieurs techniques de traitement d'images telles que le seuillage, la morphologie mathématique, et les contraintes topologiques. Nous avons ainsi obtenu les ensembles de voxels correspondant aux crânes et aux peaux, nécessaires pour notre méthode.

L'utilisation des modèles déformables pose généralement un problème majeur à résoudre qui est l'initialisation du modèle déformable. Dans notre cas, cette initialisation est réalisée automatiquement par une technique de recalage non linéaire. Ce choix évite une initialisation manuelle du modèle déformable qui serait compliquée à réaliser en 3D dans le cas de la forme du visage humain. Notre méthode de reconstruction faciale est ainsi séparée en deux principales étapes. Une première étape d'initialisation du modèle déformable fondée sur un recalage non linéaire guidé par des déformations de forme libre à base de B-splines. Cela est réalisé uniquement à partir d'un ensemble crâne et peau de référence et du crâne inconnu. Nous avons abordé les trois composantes principales de notre algorithme de recalage : le modèle de déformation, la fonction de coût et le processus d'optimisation. Contrairement aux méthodes de reconstruction faciale précédentes rencontrées dans la littérature, la première étape de notre méthode ne s'appuie pas sur le calcul des distances cranio-faciales mais uniquement sur l'homologie morphologique entre deux ensembles de données crâne/peau issus d'IRM-3D de têtes d'individus. Les peaux initiales obtenues, à l'issue de cette étape, sont relativement proches des peaux réelles au sens géométrique et topologique. Nous les avons évaluées qualitativement et quantitativement par le calcul des histogrammes de distances.

Dans une deuxième étape de ce travail, nous nous sommes intéressés à l'étude des modèles déformables comme outil de raffinement des reconstructions faciales initiales issues de l'étape de recalage non linéaire. À notre connaissance, de tels modèles déformables, souvent utilisés dans des applications de segmentation d'images, sont inédits dans le domaine de la reconstruction faciale. L'idée est de créer une force d'attraction qui attire les surfaces des peaux initiales vers des points de repère caractéristiques, préalablement calculés selon des critères de fortes courbures, pour converger vers des surfaces de peaux finales. Nous nous sommes intéressés plus particulièrement aux maillages simplexes dont la représentation discrète permet d'une part de conserver la topologie durant le processus d'évolution du modèle déformable et conduit d'autre part à des temps de calcul très raisonnables. La principale contribution, dans cette étape, est donc une approche par modèle déformable 3D contraint par la connaissance des épaisseurs des tissus mous en certains points de repère caractéristiques. Dans notre étude, plusieurs points ont été abordés : la détection automatique des points de repère dans les images 3D des peaux initiales en s'appuyant sur le calcul des courbures moyenne et gaussienne, la projection des points de repère de la surface de la peau initiale sur la surface extérieure du crâne inconnu et le calcul des épaisseurs des tissus mous en ces points en calculant la distance entre chaque paire de points de repère cranio-faciaux, la sélection de certains points de repère parmi les repères détectés, et enfin l'évolution du modèle déformable selon la connaissance des valeurs des épaisseurs tissulaires au niveau des points de repère sélectionnés, en se référant aux tables des standards des épaisseurs existantes dans la littérature.

Les résultats obtenus sont encourageants. Notre méthode, à travers ses deux étapes, permet de reconstruire des formes qui restent des visages, visiblement acceptables. Cependant, la qualité et le rendu des résultats actuels sont prometteurs et nous croyons qu'ils peuvent être considérablement améliorés. Ils ont été présentés en conférences internationales [Kermi et al., 2006a], [Kermi et al., 2006b], [Kermi et al., 2008] et publiés dans une revue, *The International Review on Computers and Software*, [Kermi et al., 2007]. La méthode proposée nécessite de plus amples investigations et expériences. Nous espérons qu'elle va apporter une contribution dans le domaine de la reconstruction faciale.

## 6.2 Perspectives

Il est évident que le problème de la reconstruction faciale reste jusqu'à présent un domaine de recherche actif qui nécessite beaucoup de travaux futurs. Les perspectives de nos travaux sont multiples tant à court qu'à moyen terme. Comme suite aux travaux présentés, plusieurs points restent à développer et à améliorer. Parmi ces points citons :

- La validation de notre méthode nécessite une base de données crâne/peau plus grande couvrant différentes catégories d'âges et de populations. Une perspective d'amélioration se situe donc en amont, lors de la création de la base de données.
- Dans la première étape de la méthode de reconstruction faciale proposée, deux orientations possibles méritent d'être explorées et évaluées dans l'avenir. Elles concernent le nombre de points de contrôle dans la grille. La première orientation est l'utilisation d'une grille irrégulière de points de contrôle au lieu de celle utilisée dans notre algorithme de recalage, afin de placer les points de contrôle dans les régions de l'image où ils sont nécessaires, comme dans la méthode proposée par [Marsland et

Twining, 2003]. Cette approche permettra d'éviter l'optimisation inutile de plusieurs points de contrôle qui ne contribuent pas significativement au résultat souhaité (c'est-à-dire l'obtention de la peau initiale). Pour la seconde orientation, le choix du nombre de points de contrôle dans la grille devrait se faire de manière plus pertinente et non pas laisser au libre choix de l'utilisateur. Par exemple, le nombre de points de contrôle dans la grille pourrait être choisi de manière automatique selon la résolution et la taille des images à recalculer.

- Dans la seconde étape de notre méthode, un aspect important qui pourrait être intéressant à étudier est la sélection automatique de certains points de repère caractéristiques préalablement détectés, notamment ceux qui se situent sur le plan hémisphérique pour une peau (ou un crâne). Cela pourrait être effectué par le calcul du plan de symétrie pour la peau et de prendre ensuite en considération les points de repère qui se trouvent sur ce plan.
- Une autre perspective pourrait consister à optimiser les temps de calcul du processus de la reconstruction faciale. Cela pourrait être effectué par la parallélisation des programmes.

D'autres perspectives intéressantes et plus générales peuvent également être mentionnées :

- L'application de notre méthode permet d'obtenir une bonne approximation de la forme du visage. Cependant, la forme du nez ou des joues ne peut pas être entièrement déterminée à partir de la seule forme du crâne, même avec l'ajout d'informations, dans la seconde étape de notre méthode, telles que l'épaisseur des tissus mous en certains points caractéristiques. Une perspective intéressante pourrait donc consister à représenter par un modèle élastique volumique les tissus et les muscles faciaux.
- Une autre perspective intéressante pourrait consister à développer une approche de reconstruction faciale fondée sur le raisonnement à partir de cas (RàPC) (*ou Case-Based reasoning – en anglais*) qui est un paradigme de résolution de problèmes fondé sur la réutilisation d'expériences ou de cas passés, appelés cas sources, stockés dans une base de cas, pour résoudre un nouveau problème, dit cas cible. L'idée est donc de reconstruire un visage à partir d'un crâne inconnu en s'appuyant sur la remémoration de reconstructions faciales passées (déjà résolues), stockées dans une base de cas. Un cas pourrait être constitué d'un problème source (image du crâne inconnu et les caractéristiques anthropologiques du crâne : âge, sexe et origine ethnique) et de sa solution source associée (image du visage reconstruit ou de la peau ainsi que les valeurs des épaisseurs des tissus mous en certains points de repère caractéristiques). Cette approche pourrait être modélisée par un cycle constitué de quatre étapes gravitant autour d'une base de connaissances du domaine de la reconstruction faciale : une étape de *recherche* qui permet de retrouver dans la base de cas les cas sources les plus similaires au cas cible. Cela impliquera l'utilisation de mesures et de connaissances de similarités fortement liés au domaine de la reconstruction faciale. La deuxième phase sera la *réutilisation* dont l'objectif est d'adapter les solutions des cas sources retrouvés afin de proposer une solution au cas cible. La solution calculée peut être révisée durant une phase de *révision*. C'est lors de cette phase que la

## Conclusion et perspectives

---

solution proposée peut être corrigée, acceptée ou refusée par l'utilisateur. Et enfin, le nouveau cas résolu peut être ajouté à la base de cas, pendant la dernière phase dite d'*apprentissage*, afin d'enrichir l'expérience du système RàPC.

# Bibliographie Personnelle

## Revues internationales

[Kermi et al., 2007] A. KERMI, I. BLOCH et M. T. LASKRI. A Non-Linear Registration Method Guided by B-Splines Free-Form Deformations for Three-Dimensional Facial Reconstruction. *International Review on Computers and Software (IRECOS)*, 2(6): 209-219, novembre 2007.

## Conférences internationales avec comité de lecture et publication des actes

[Kermi et al., 2006a] A. KERMI, I. BLOCH et M. T. LASKRI. Recalage non rigide utilisant des déformations de forme libre (FFD) pour la reconstruction faciale tridimensionnelle. Dans *les actes du 8ème Colloque Africain sur la Recherche en Informatique (CARI'2006)*, pages 377-384, Cotonou, Bénin, novembre 2006.

[Kermi et al., 2006b] A. KERMI, I. BLOCH et M. T. LASKRI. Une approche combinant recalage non rigide et modèle déformable pour la reconstruction faciale tridimensionnelle. Dans *les actes des 2èmes Journées d'Etudes Algéro-Françaises en Imagerie Médicale (JETIM'2006)*, pages 91-96, Alger, Algérie, novembre 2006.

[Kermi et al., 2008] A. KERMI, M. T. LASKRI et I. BLOCH. A Three-Dimensional Computerized Facial Reconstruction Using Non-Linear Registration of A Reference Head. In *The proceedings of the 1st Mediterranean Conference on Intelligent Systems and Automation (CISA'2008)*, pages 9-14, Annaba, Algérie, juin 2008.

## Conférences nationales

[Kermi et al., 2007] A. KERMI, M. T. LASKRI et I. BLOCH. Une méthode de reconstruction faciale 3D intégrant recalage non linéaire et modèle déformable. *Journées Ecole Doctorale et Réseaux de Recherche en Informatique (JED'2007)*, Annaba, Algérie, mai 2007. [http://www.univ-annaba.org/Jed2007/actes\\_jed2007.php](http://www.univ-annaba.org/Jed2007/actes_jed2007.php)



---

## Bibliographie

- [Abate et al., 2004] A. F. ABATE, M. NAPPI, S. RICCIARDI et G. SABATINO. 3D Face Reconstruction from skull Aimed to Archaeological Applications. The Site of Murecine: A Case Study. *The 5<sup>th</sup> International Symposium on Virtual Reality, Archaeology and Cultural Heritage (VAST'2004)*, pages 185-191, Brussels, Belgium, 2004.
- [Aguado et al., 1998] A. AGUADO, M. NIXON et M. MONTIEL. Parameterizing Arbitrary Shapes via Fourier Descriptors for Evidence-Gathering Extraction. *Computer Vision and Image Understanding*, 69(2): 202-221, 1998.
- [Andersson et Valfridsson, 2005] B. ANDERSSON et M. VALFRIDSSON. *Digital 3D Facial Reconstruction Based on Computed Tomography*. Master's thesis, The University of Linköpings, Sweden, février 2005.
- [Ansari et Delp, 1991] N. ANSARI et E. J. DELP. On detecting dominant points. *Pattern Recognition*, 24(5): 441-451, 1991.
- [Archer, 1997] K. M. ARCHER. *Craniofacial Reconstruction Using Hierarchical B-spline Interpolation*. Master's thesis of Applied Science, The University of British Columbia, août 1997.
- [Archer et al., 1998] K. M. ARCHER, K. COUGHLAN, D. FORSEY et S. STRUBEN. Software tools for craniofacial growth and reconstruction. In *Graphics Interface*, pages 73-81, Vancouver, Canada, juin 1998.  
Version électronique: <http://www.graphicsinterface.org/proceedings/1998/120/>.
- [Attardi et al., 1999] G. ATTARDI, M. BETRO, M. FORTE, R. GORI, A. GUIDAZZOLI, S. IMBODEN et F. MALLEGGNI. 3D facial reconstruction and visualization of ancient Egyptian mummies using spiral CT data – Soft tissues reconstruction and textures application. In *ACM SIGGRAPH'1999, The 26<sup>th</sup> International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, Sketches and applications*, pages 223-239, Los Angeles, USA, août 1999.
- [Audette et al., 2000] M. A. AUDETTE, F. P. FERRIE et T. M. PETERS. An algorithmic overview of surface registration techniques for medical imaging. *Medical Image Analysis*, 4(3): 201-217, septembre 2000.
- [Aulsebrook et al., 1995] W.A. AULSEBROOK, M.Y. ISCAN, J.H. SLABBERT et P. BECKER. Superimposition and reconstruction in forensic facial identification: a survey. *Forensic Science International*, 75(2-3): 101-120, octobre 1995.

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [Aulsebrook et al., 1996] W. A. AULSEBROOK, P. J. BECKER et M. Y. ISCAN. Facial soft-tissue thickness in the adult male Zulu. *Forensic Science International*, 79(2): 83-102, mai 1996.
- [Bainville, 1996] E. BAINVILLE. *Modélisation géométrique et dynamique d'un geste chirurgical*. Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier, Grenoble, France, 1996.
- [Bajcsy et Kovacic, 1989] R. BAJCSY et S. KOVACIC. Multiresolution elastic matching. *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, 46(1): 1-21, avril 1989.
- [Beil et al., 1997] W. BEIL, K. ROHR et H. S. STIEHL. Investigation of Approaches for the Localization of Anatomical Landmarks in 3D Medical Images. In *the proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery*, pages 265-270, Berlin, Germany, 1997.
- [Bérar et al., 2006] M. BERAR, M. DESVIGNES, G. BAILLY et Y. PAYAN. 3D Semi-Landmarks-Based Statistical Face Reconstruction. *Journal of Computing and Information Technology (JCIT)*, 14(1): 31-43, 2006.
- [Besl et McKay, 1982] P. J. BESL et H. D. MCKAY. A Method for Registration of 3-D Shapes. *Pattern Analysis and Machine Intelligence (PAMI)*, 14(2): 239-256, février 1982.
- [Bessho et al., 2000] H. BESSHO, Y. TWAI et M. YACHIDA. Detecting Human Face and Recognizing Facial Expressions using potential Net. In *Proceedings of the 15<sup>th</sup> International Conference on Pattern Recognition (ICPR'2000)*, volume 1, pages 387-397, Barcelona, Spain, septembre 2000.
- [Blake et Michael, 1994] A. BLAKE et I. MICHAEL. 3D position, attitude and shape input using video tracking of hands and lips. In *ACM Computer Graphics (SIGGRAPH'1994)*, pages 185-192, Orlando, USA, 1994.
- [Bondiau et al., 1994] P. Y. BONDIAU, G. MALANDAIN, S. CHANALET, P. Y. MARCY, C. FOA, et N. AYACHE. Traitement des images et radiothérapie. *Cancer/Radiothérapie*, 8(2) : 120-129, avril 2004.
- [Bookstein, 1989] F. L. BOOKSTEIN. Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11(6): 567-585, juin 1989.
- [Brady et al., 1985] M. BRADY, J. PONCE, A. YUILLE, et H. ASADA. Describing Surfaces. *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, 32(1): 1-28, 1985.
- [Bro-Nielsen et Gramkow, 1996] M. BRO-NIELSEN et C. GRAMKOW. Fast fluid registration of medical images. In K. H. Hohne, et R. Kikinis, éditeurs, Springer-Verlag, *Proceedings of the 4th International Conference on Visualization in Biomedical Computing (VBC'1996)*, pages 267-276, Hamburg, Germany, 1996.
- [Brown et al., 2004] R. E. B. BROWN, T. P. KELLIHER, P. H. TU, W. D. TURNER, M. A. TAISTER et K. W. P. MILLER. A survey of tissue-depth landmarks for facial approximation. *Forensic Sciences Communications*, 6(1): 1-29, janvier 2004.

- 
- [Brown et al., 2005] R. E. B. BROWN, T. P. KELLIHER, P. H. TU, W. D. TURNER, M. A. TAISTER et K. W. P. MILLER. A survey of the techniques of three-dimensional facial approximation. *Tech. Rep. 2005GRC407*, GE Global Research, 1 Research Circle, Niskayuna, NY, 2005.
- [Brown, 1992] L. G. BROWN. A survey of image registration techniques. *ACM Computing Surveys*, 24(4): 325-376, décembre 1992.
- [Burguet et al., 2004] J. BURGUET, N. GADI et I. BLOCH. Realistic models of children heads from 3D-MRI segmentation and tetrahedral mesh construction. In *Proceedings of the 2<sup>nd</sup> International Symposium on 3D Data Processing, Visualization, and Transmission (3DPVT'2004)*, pages 631-638, Thessaloniki, Greece, septembre 2004.
- [Camara, 2003] O. CAMARA. *Non-linear registration of thoracic and abdominal CT and 18-FDG whole-body emission PET images: Methodological study and application in clinical routine*. Thèse de doctorat, Télécom Paris, ENST, Paris, France, décembre 2003.
- [Camara et al., 2007] O. CAMARA, G. DELSO, O. COLLIOT, A. MORENO-INGELMO et I. BLOCH. Explicit Incorporation of Prior Anatomical Information Into a Nonrigid Registration of Thoracic and Abdominal CT and 18-FDG Whole-Body Emission PET Images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 26(2): 164-178, février 2007.
- [Caselles et al., 1995] V. CASELLES, R. KIMMEL et G. SAPIRO. Geodesic active contours. In *International Conference on Computer Vision (ICCV'1995)*, pages 694-699, Boston, USA, juin 1995.
- [Chambon et al., 2007] S. CHAMBON, A. MORENO, A. P. SANTHANAM, R. BROCARD, J. P. ROLLAND, E. ANGELINI et I. BLOCH. CT-PET Landmark-based Registration Using a Dynamic Lung Model. In *the proceedings of the International Conference on Image Analysis and Processing (ICIAP'2007)*, pages 691-696, Modène, Italie, septembre 2007.
- [Chan et Vese, 2001] T. F. CHAN et L. A. VESE. Actives contours without edges. *IEEE Transactions on Image Processing*, 10(2): 266-277, février 2001.
- [Chellappa et al., 1995] R. CHELLAPPA, C. L. WILSON et S. SIROHEY. Human and machine recognition of faces: A survey. *Proceedings of the IEEE*, 38(5): 705-740, mai 1995.
- [Chen et al., 1999] M. CHEN, M. W. JONES et P. TOWNSEND. Volume distortion and morphing using disk fields. *Computer & graphics*, 20(4): 567-575, janvier 1999.
- [Chiunhsiun et Kuo-Chin, 2000] L. CHIUNHSIUN et F. KUO-CHIN. Human Face Detection using Geometric triangle relationship. *15<sup>th</sup> International Conference on Pattern Recognition (ICPR'2000)*, volume 2, pages 2941-2944, septembre 2000.
- [Claes et al., 2005] P. CLAES, D. VANDERMEULEN, P. SUETENS, S. DEGREEF et G. WILLEMS. Statistically deformable face models for cranio-facial reconstruction. In *Proceedings of the 4<sup>th</sup> International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (ISPA'2005)*, pages 347-352, Zagreb, Croatia, septembre 2005.
-

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [Claes et al., 2006] P. CLAES, D. VANDERMEULEN, S. DE GREEF, G. WILLEMS et P. SUETENS. Craniofacial reconstruction using a combined statistical model of face shape and soft tissue depths: Methodology and validation. *Forensic Science International*, 159(S1): S147-S158, mai 2006.
- [Clement et Marks, 2005] J. G. CLEMENT et M. K. MARKS. *Computer-graphic Facial reconstruction*. Elsevier Ltd, 10 Academic Press, USA, avril 2005.
- [Cohen, 1991] L. D. Cohen. On active contour models and balloons. *CVGIP: Image Understanding*, 53(2): 211-218, 1991.
- [Cohen and Cohen, 1993] L. D. Cohen et I. Cohen. Finite-Element Methods for Active Contour Models and Balloons for 2-D and 3-D Images. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 15(11): 1131-1147, novembre 1993.
- [Colliot, 2003] O. COLLIOT. *Représentation, évaluation et utilisation de relations spatiales pour l'interprétation d'images. Applications à la reconnaissance de structures anatomiques en imagerie médicale*. Thèse de doctorat, Télécom Paris, ENST, Paris, France, 2003.
- [Crains, 2000] M. CRAINS. An Investigation into the use of 3D Computer Graphics for Forensic Facial Reconstruction. *1<sup>st</sup> Year Report*, Raraday Lab, 2000.  
Version électronique : <http://www.dcs.gla.ac.uk/~mc/1stYearReport/Contents.htm>
- [DeGreef, 2005] S. DEGREEF. Three-Dimensional Craniofacial Reconstruction in Forensic identification: Latest Progress and New Tendencies in the 21<sup>st</sup> Century. *Journal of Forensic Sciences*, 50(1): 12-17, janvier 2005.
- [DeGreef et al., 2006] S. DEGREEF, P. CLAES et D. VANDERMEULEN. Large-scale in-vivo Caucasian facial soft tissue thickness database for craniofacial reconstruction. *Forensic Science International*, 159(S1): S126-S146, mai 2006.
- [Delingette et al., 1992] H. DELINGETTE, G. SUBSOL et S. COTIN. A craniofacial surgery testbed. *Rapport de recherche 2199*, INRIA, 1992.  
<http://www.inria.fr/RRRT/RR-2199.html>.
- [Delingette, 1994] H. DELINGETTE. Simplex Meshes: a General Representation for 3D Shape reconstruction. In *Proceedings of International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'1994)*, pages 856-857, Seattle, USA, juin 1994.
- [Delingette, 1999] H. DELINGETTE. General object reconstruction based on simplex meshes. *International Journal of Computer Vision*, 32(2): 111-146, 1999.
- [Denton et al., 1999] E. R. E. DENTON, L. I. SONODA, D. RUECKERT, S. C. RANKIN, C. HAYES, M. LEACH, D. L. G. HILL et D. J. HAWKES. Comparison and evaluation of rigid and non-rigid registration of breast MR images. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 23: 800-805, 1999.

- 
- [Dogdas et al., 2002] B. DOGDAS, D. SHATTUCK et R. M. LEAHY. Segmentation of skull in 3D human MR images using mathematical morphology. In *Proceedings of SPIE Medical Imaging Conference*, volume 4684, pages 1553-1562, 2002.
- [Dogdas et al., 2005] B. DOGDAS, D. SHATTUCK et R. M. LEAHY. Segmentation of Skull and Scalp in 3D Human MRI Using Mathematical Morphology. *Human Brain Mapping*, 26(4): 273-285, juin 2005.
- [Dokladal et al., 2003] P. DOKLADAL, I. BLOCH, M. COUPRIE, D. RUIJTERS, R. URTASUN et L. GARNERO. Topologically Controlled Segmentation of 3D Magnetic Resonance Images of the Head by using Morphological Operators. *Pattern Recognition*, 36(10): 2463-2478, octobre 2003.
- [Domaracki et Stephan, 2006] M. DOMARACKI et C. N. STEPHAN. Facial Soft Tissue Thicknesses in Australian Adult Cadavers. *Journal of Forensic Sciences*, 51(1): 5-10, janvier 2006.
- [Dorai et Jain, 1997] C. DORAI et A. JAIN. COSMOS – A Representation Scheme for 3D Free-Form Objects. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 19(10): 1115-1130, 1997.
- [El-Mehallawi et Soliman, 2001] I. H. EL-MEHALLAWI et E. M. SOLIMAN. Ultrasonic assessment of facial soft tissue thickness in adult Egyptians. *Forensic Science International*, 117(1-2): 99-107, mars 2001.
- [Farkas, 1994] L. G. FARKAS. *Anthropometry of the head and face*. L. G. FARKAS, éditeur, Raven Press, New York, 1994.
- [Fedosyntkin et Nains, 1993] B. A. FEDOSYNTKIN et J. V. NAINS. The relationship of skull morphology to facial features. In M. Y. Iscan, et R. P. Helmer, éditeurs, *Forensic Analysis of the skull*, Chapitre 15, pages 199-213, Wiley-Liss, Inc., New York, USA 1993.
- [George, 1987] R. M. GEORGE. The lateral craniographic method of facial reconstruction. *Journal of Forensic Sciences*, 32(5): 1305-1330, septembre 1987.
- [Grüner, 1993] O. GRÜNER. Identification of Skulls: A Historical Review and Practical Applications. In M. Y. Iscan, et R. P. Helmer, éditeurs, *Forensic Analysis of the skull*, Chapitre 3, pages 29-45, Wiley-Liss, Inc., New York, USA, 1993.
- [Hartkens et al., 2002a] T. HARTKENS, D. L. G. HILL, A. D. CASTELLANO-SMITH, D. J. HAWKES, C. R. MAURER JR., A. J. MARTIN, W. A. HALL, H. LIU et C. L. TRUWIT. Using points and surfaces to improve voxel-based non-rigid registration. In *The proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'2002)*, pages 565-572, Tokyo, Japan, septembre 2002.
- [Hartkens et al., 2002b] T. HARTKENS, K. ROHR et H. STIEHL. Evaluation of 3D Operators for the Detection of Anatomical Point Landmarks in MR and CT Images. *Computer Vision and Image Understanding*, 86(2): 118-136, 2002.
-

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [Hartkens, 2003] T. HARTKENS. *Measuring, Analysing, and Visualising Brain Deformation using Non-Rigid Registration*. PhD Thesis, University of London, juillet 2003.
- [Heinonen et al., 1997] T. HEINONEN, H. ESKOLA, P. LAARNE et J. MALMIVUO. Segmentation of T1 MR Scans for Reconstruction of Resistive Head Models. *Comput Methods Programs Biomed*, 3(54): 173-181, novembre 1997.
- [Held et al., 1997] K. HELD, E. R. KOPS, B. J. KRAUSE, W. M. WELLS, R. KIKINIS et H. W. MULLERGARTNER. Markov Random Field Segmentation of Brain MR Images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16(6): 878-886, décembre 1997.
- [Hernandez-Esteban, 2004] C. HERNANDEZ-ESTEBAN. *Modélisation d'objets 3D par fusion silhouettes-stéréo à partir de séquences d'images en rotation non calibrées*. Thèse de doctorat, Télécom Paris, ENST, Paris, France, 2004.
- [Hosaka, 1992] M. HOSAKA. *Modeling of Curves and Surfaces in CAD/CAM*. Springer-Verlag, 1992.
- [Iskan, 1993] M. Y. ISKAN. Craniofacial Image Analysis and Reconstruction. In M. Y. Iskan, et R. P. Helmer, éditeurs, *Forensic Analysis of the skull*, Chapitre 1, pages 1-10, Wiley-Liss, Inc., New York, USA, 1993.
- [Iten, 1987] P. ITEN. Identification of skulls by video superimposition. *Journal of Forensic Sciences*, 32(1): 173-188, 1987.
- [Jones, 2001] M. W. JONES. Facial Reconstruction Using Volumetric Data. *Vision Modeling and Visualization (VMV'2001)*, pages 135-142, Stuttgart, Germany, novembre 2001.
- [Kähler et al., 2003] K. KÄHLER, J. HABER et H. P. SEIDEL. Reanimating the Dead: Reconstruction of Expressive Faces from Skull Data. *ACM Transaction on Graphics (SIGGRAPH Conference Proceedings)*, 22(3): 554-561, juillet 2003.
- [Kamel et al., 1993] M. S. KAMEL, H. C SHEN, A. K. WONG et R. I. CAMPEANU. System for the recognition of human faces. *IBM Systems Journal*, 32(2): 307-320, avril 1993.
- [Kass et al., 1988] M. KASS, A. WITKINS et D. TERZOPOULOS. Snakes: Active Contours Models. *International Journal of Computer Vision*, 1(4): 321-331, 1988.
- [Kermi et al., 2006a] A. KERMI, I. BLOCH et M. T. LASKRI. Recalage non rigide utilisant des déformations de forme libre (FFD) pour la reconstruction faciale tridimensionnelle. Dans *les actes du 8ème Colloque Africain sur la Recherche en Informatique (CARI'2006)*, pages 377-384, Cotonou, Bénin, novembre 2006.
- [Kermi et al., 2006b] A. KERMI, I. BLOCH et M. T. LASKRI. Une approche combinant recalage non rigide et modèle déformable pour la reconstruction faciale

- tridimensionnelle. Dans *les actes des 2èmes Journées d'Etudes Algéro-Françaises en Imagerie Médicale (JETIM'2006)*, pages 91-96, Alger, Algérie, novembre 2006.
- [Kermi et al., 2007] A. KERMI, I. BLOCH et M. T. LASKRI. A Non-Linear Registration Method Guided by B-Splines Free-Form Deformations for Three-Dimensional Facial Reconstruction. *International Review on Computers and Software (IRECOS)*, 2(6): 609-619, novembre 2007.
- [Kermi et al., 2008] A. KERMI, M. T. LASKRI et I. BLOCH. A Three-Dimensional Computerized Facial Reconstruction Using Non-Linear Registration of A Reference Head. In *The proceedings of the 1st Mediterranean Conference on Intelligent Systems and Automation (CISA'2008)*, pages 9-14, Annaba, Algérie, juin 2008.
- [Khotanlou et al., 2007] H. KHOTANLOU, O. COLLIOT et I. BLOCH. Automatic brain tumor segmentation using symmetry analysis and deformable models. In *Proceedings of The sixth International Conference on Advances in Pattern Recognition (ICAPR'2007)*, pages 198-202, Kolkata, India, janvier 2007.
- [Klette et Rosenfeld, 2004] R. KLETTE et A. ROSENFELD. *Digital Geometry: Geometric Methods for Digital Picture Analysis*. Morgan Kaufmann, 2004.
- [Kim et al., 2005] K. D. KIM, A. RUPRECHT, G. WANG, J. B. LEE, D. V. DAWSON et M. W. VANNIER. Accuracy of facial soft tissue thickness measurements in personal computer-based multiplanar reconstructed computer tomographic images. *Forensic Science International*, 155(1): 28-34, décembre 2005.
- [Koch et al., 1996] R. KOCH, M. GROSS, F. CARLS, D. VON BÜREN, G. FANKHAUSER et Y. PARISH. Simulating facial surgery using finite element models. *Computer Graphics, Annual Conference Series*, 30: 421-428, août 1996.
- [Krogman et Iscan, 1986] W.M. KROGRAM et M.Y. ISCAN. *The Human Skeleton in Forensic Medicine*. In Charles C. Thomas, Publisher, Springfield, Illinois, 1986.
- [Kumari et Sekharan, 1992] T. KUMARI et P. SEKHARAN. Remote control skull positioning device for superimposition studies. *Forensic Science International*, 54(2): 127-133, 1992.
- [Lachaud, 1998] J.O. LACHAUD. *Extraction de surfaces à partir d'images tridimensionnelles : approche discrète et approche par modèle déformable*. Thèse de doctorat, Université Joseph Fourier, Grenoble 1, France, 1998.
- [Laskri et Chefrour, 2002] M. T. LASKRI et D. CHEFROUR. Who\_Is: système d'identification des visages humains. *Revue Africaine de la Recherche en Informatique et Mathématiques Appliquées (ARIMA)*, 1: 39-61, 2002.
- [Lavallée, 1995] S. LAVALLEE. Registration for computer integrated surgery: methodology, state of the art. In R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea, et R. Moesges, éditeurs, *Computer Integrated Surgery*, pages 77-97, MIT Press, 1995.

- [**Loresen et Cline, 1987**] W. E. LORENSEN et H. E. CLINE. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer Graphics*, 21(3): 163-169, juillet 1987.
- [**Lotjonen, 2001**] J. M. P. LOTJONEN. Segmentation of MR images using deformable models: Application to cardiac images. *International Journal of Bioelectromagnetism*, 3(2): 37-45, 2001.
- [**Lowe, 2004**] D. G. LOWE. Distinctive image features from scale-invariant keypoints. *International Journal of Computer Vision (IJCV)*, 60(2): 91-110, 2004.
- [**Maintz et Viergever, 1998**] J. B. A. MAINTZ et M. A. VIERGEVER. A Survey of Medical Image Registration. *Medical Image Analysis*, 2(1): 1-36, mars 1998.
- [**Malladi et al., 1995**] R. MALLADI, J. SETHIAN et B. VEMURI. Shape modelling with front-propagation: a level set approach. *IEEE transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17(2): 158-175, 1995.
- [**Mallet, 1992**] J. MALLET. Discrete smooth interpolating in geometric modelling. *Computer Aided Design (CAD)*, 24(4): 178-192, 1992.
- [**Mangin, 1995**] J. F. MANGIN. *Mise en correspondance d'images médicales 3D multi-modalités multi-individus pour la corrélation anatomo-fonctionnelle cérébrale*. Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications, Paris, France, 1995.
- [**Mangin et al., 1998**] J. F. MANGIN, O. COULON et V. FROUIN. Robust brain segmentation using histogram scale-space analysis and mathematical morphology. In *The First International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'1998)*, pages 1230–1241, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge MA, USA, 1998.
- [**Marsland et Twining, 2003**] S. MARSLAND et C. J. TWINING. Constructing data-driven optimal representations for iterative pairwise non-rigid registration. In *Workshop in Biomedical Image Registration (WBIR'2003)*, pages 50–60, 2003.
- [**Mattes et al., 2003**] D. MATTES, D. R. HAYNOR, H. VESSELLE, T. K. LEWELLEN et W. EUBANK. PET-CT image registration in the chest using Free-Form Deformations. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(1): 120-128, 2003.
- [**McInerney et Terzopoulos, 1995**] T. MCINERNEY et D. TERZOPOULOS. A dynamic finite element surface model for segmentation and tracking in multidimensional medical images with application to cardiac 4D image analysis. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 19(1): 69-83, 1995.
- [**McInerney et Terzopoulos, 1996**] T. MCINERNEY et D. TERZOPOULOS. Deformable models in medical image analysis: a survey. *Medical Image Analysis*, 1(2): 91-108, 1996.
- [**Metaxas et Terzopoulos, 1993**] D.N. METAXAS et D. TERZOPOULOS. Shape and Nonrigid Motion estimation through Physics-Based Synthesis. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 15(6): 580-591, 1993.

- 
- [Michael et Chen, 1996] S. D. MICHAEL et M. CHEN. The 3D reconstruction of facial features using volume distortion. In *proceedings of the 14<sup>th</sup> Annual Conference of Eurographics*, pages 297-305, London, UK, mars 1998.
- [Miyasaka et al., 1995] S. MIYASAKA, M. YOSHINO, K. IMAIZUMI et S. SETA. The computer-aided facial reconstruction system. *Forensic Science International*, 74(1-2): 155-165, juin 1995.
- [Monga et al., 1992] O. MONGA, N. AYACHE, et P. T. SANDER. From Voxel to Intrinsic Surface Features. *Image and Vision Computing*, 10(6): 403-417, 1992.
- [Montagnat et Delingette, 1997] J. MONTAGNAT et H. DELINGETTE. Volumetric Medical Images Segmentation using Shape Constrained Deformable Models. In *Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine (CVRMed-MRCAS'1997)*, volume 1025 de *Lectures Notes in Computer Science*, pages 13-22, Springer-Verlag, 1997.
- [Montagnat, 1999] J. MONTAGNAT. *Modèles déformables pour la segmentation et la modélisation d'images médicales 3D et 4D*. Thèse de doctorat, INRIA Sophia-Antipolis, 1999.
- [Montagnat et al., 2001] J. MONTAGNAT, H. DELINGETTE et N. AYACHE. A review of deformable surfaces: topology, geometry and deformation. *Image and Vision Computing*, 19(14): 1023-1040, 2001.
- [Nelson et Michael, 1998] L. A. NELSON et S. D. MICHAEL. The application of volume deformation to three-dimensional facial reconstruction: A comparison with previous techniques. *Forensic Science International*, 94(3): 167-181, juin 1998.
- [Noblet, 2006] V. NOBLET. *Recalage non rigide d'images cérébrales avec contraintes de conservation de la topologie*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur, Strasbourg, France, 2006.
- [Papademetris et al., 2004] X. PAPADEMETRIS, A. P. JACKOWSKI, R. T. SCHULTZ, L. H. STAIB et J. S. DUNCAN. Integrated Intensity and point-feature Nonrigid Registration. In *MICCAI*, Volume 1316 of LNCS, pages 763-770, 2004.
- [Pei et Lin, 1992] S. C. PEI et C. N. LIN. The detection of dominant points on digital curves by scale-space filtering. *Pattern Recognition*, 25(11) : 1307-1314, 1992.
- [Perper et al., 1988] J. PERPER, G. PATTERSON et J. BACKNER. Face imaging reconstructive morphography. *The American Journal of Forensic Medicine and Pathology*, 9(2): 126-138, juin 1988.
- [Phillips et Smuts, 1996] V. M. PHILLIPS et N. A. SMUTS. Facial Reconstruction: Utilization of computerized tomography to measure facial tissue thickness in a mixed racial population. *Forensic Science International*, 83(1): 51-59, novembre 1996.
- [Piquet et al., 1996] B. PIQUET, T. SILVA et A. E. KAUFMAN. Tetra-cubes: An algorithm to generate 3D isosurfaces based upon tetrahedra. In *proceedings of Brazilian*
-

*Symposium on Computer Graphics and Image Processing (SIBGRAP'1996)*, Volume 21, pages 205-210, Caxambu, Brazil, 1996.

- [Quatrehomme et al., 1997] G. QUATREHOMME, S. COTIN, G. SUBSOL, H. DELINGETTE, Y. GARIDEL, G. GREVIN, M. FIDRICH, P. BAILLET et A. OLLIER. A Fully Three-Dimensional Method for Facial Reconstruction Based on Deformable Models. *Journal of Forensic Science*, 42(4): 649-652, juillet 1997.
- [Quatrehomme, 2000] G. QUATREHOMME. *Reconstruction faciale : Intérêt anthropologique et médico-légal*. Thèse de doctorat en anthropologie, Université de Bordeaux 1, école doctorale des sciences biologiques et médicales, juin 2000.
- [Quatrehomme et Subsol, 2005] G. QUATREHOMME et G. SUBSOL. Classical non-computer assisted craniofacial reconstruction. In J. G. Clement et M. K. Marks, éditeurs, *Computer-Graphic Facial Reconstruction*, Chapitre 2, pages 16-32, Elsevier Ltd, 10 Academic Press, USA, avril 2005.
- [Rhine et Campbell, 1980] J. S. RHINE et H. R. CAMPBELL. Thickness of Facial Tissues in American Blacks. *Journal of Forensic Sciences*, 25(4): 847-858, octobre 1980.
- [Rhine et Moore, 1982] J. S. RHINE et C. E. MOORE. Facial tissue thicknesses of american Caucasoids (in mm). Maxwell Museum of Anthropology, University of New Mexico, Albuquerque, 1982.
- [Rhine, 1990] J.S. RHINE. Coming to terms with facial reproduction. *Journal of Forensic Sciences*, 35(4): 960-963, juillet 1990.
- [Rifai, 1999] H. RIFAI. *Modélisation réaliste de la tête à partir d'images IRM, pour l'étude des interactions des champs électromagnétiques avec les tissus biologiques*. Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications, Paris, France, novembre 1999.
- [Rifai et al., 1999] H. RIFAI, I. BLOCH et S. HUTCHINSON. Segmentation par modèle déformable des régions osseuses de la tête dans les volumes IRM. *Traitement du Signal*, 16(4): 319-330, 1999.
- [Rifai et al., 2000] H. RIFAI, I. BLOCH, S. HUTCHINSON, J. WIART et L. GARNERO. Segmentation of the skull in MRI volumes using deformable model and taking the partial volume effect into account. *Medical Image Analysis*, 4(3): 219-233, septembre 2000.
- [Rueckert et al., 1999] D. RUECKERT, I. SONADA, C. HAYES, D. L. G. HILL, M. O. LEACH et D. J. HAWKES. Nonrigid Registration Using Free-Form Deformations: Application to Breast MR Images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(8): 712-721, août 1999.
- [Samaria et Harter, 1994] F.S. SAMARIA et A.C. HARTER. Parameterization of a stochastic model for human face identification. In *Proceedings of the 2<sup>nd</sup> IEEE Workshop on Applications of Computer Vision*, pages 138-142, Florida, USA, 1994.

- 
- [Sapanet et Rocher, 1997] M. SAPANET et S. ROCHER. La reconstruction faciale : histoire d'un défi. *Revue de stomatologie et de chirurgie maxillo-faciale*, 98(3): 164-172, septembre 1997.
- [Sederberg et Parry, 1986] T. SEDERBERG et S. PARRY. Free from deformation of solid geometric models. *SIGGRAPH'1986*, volume 20, pages 151-160, Dallas, USA, août 1986.
- [Sethian, 1996] J. SETHIAN. Level Set Methods: Evolving Interfaces in Geometry, Fluid Mechanics. *Computer Vision, and Material Sciences*, Cambridge University Press, 1996.
- [Sethian, 2001] J. SETHIAN. Level set methods and fast marching methods. Cambridge University Press, 2001.
- [Shahrom et al., 1996] A. W. SHAHROM, P. VANEZIS, R. C. CHAPMAN, A. GONZALES, C. BLENKINSOP et M. L. ROSSI. Techniques in facial identification: Computer-aided facial reconstruction using laser scanner and video superimposition. *International Journal of Legal Medicine*, 108(4): 194-200, décembre 1996.
- [Shi et Tomasi, 1994] J. SHI et C. TOMASI. Good features to track. In *the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern recognition (CVPR'1994)*, pages 593-600, Seattle, juin 1994.
- [Spoor et al., 2000] F. SPOOR, N. JEFFERY, et F. ZONNEVELD. Imaging Skeletal Growth and Evolution. In P. O'Higgins et M. J. Cohen, éditeurs, *Development, growth, and evolution : implications for the study of the hominid skeleton*, Chapitre 6, pages 123-162, The Linnean Society of London, Academic Press, USA, 2000.
- [Staib and Duncan, 1992] L. H. STAIB et J. S. DUNCAN. Boundary Finding with Parametrically Deformable Models. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(11): 1061-1075, 1992.
- [Studholme et al., 1996] C. STUDHOLME, D. L. G. HILL et D. J. HAWKES. Automated 3-D Registration of MR and CT Images of the Head. *Medical Image Analysis*, 1(2): 163-175, juin 1996.
- [Subsol, 1995] G. SUBSOL. *Construction Automatique d'Atlas Anatomiques Morphométriques à partir d'Images Médicales Tridimensionnelles*. Thèse de doctorat, Ecole centrale de Paris, France, 1995.
- [Subsol et Quatrehomme, 2005] G. SUBSOL et G. QUATREHOMME. Automatic 3D facial reconstruction by feature-based registration of a reference head. In J. G. Clement et M. K. Marks, éditeurs, *Computer-Graphic Facial Reconstruction*, Chapitre 5, pages 79-101, Elsevier Ltd, Academic Press, USA, avril 2005.
- [Suri et al., 2002] J. S. SURI, K. LIU, S. SINGH, S. LAXMINARAYAN, X. ZENG et L. REDEN. Shape recovery algorithms using level sets in 2-D/3-D medical imagery: a state-of-the-art review. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 6(1): 8-28, 2002.

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [Taylor, 2001] K.T. TAYLOR. *Forensic Art and Illustration*. CRC Press, New York, 2001.
- [Teh et chin, 1989] C. H. TEH et T. CHIN. On the detection of Dominant points on Digital Curves. *IEEE Transactions on Pattern Recognition and Machina Intelligence*, 11(8): 859-872, 1989.
- [Terzopoulos et al., 1987] D. TERZOPOULOS, J. A. P. PLATT, et K. FLEISCHER. Elastically deformable models. *ACM Computer Graphics (SIGGRAPH'1987)*, 21(4): 205-214, 1987.
- [Terzopoulos et al., 1988] D. TERZOPOULOS, A. WITKIN et M. KASS. Constraints on Deformable Models: recovering 3D Shape and Nonrigid Motion. *Artificial Intelligence*, 36(1): 91-123, 1988.
- [Terzopoulos et Metaxas, 1991] D. TERZOPOULOS et D. METAXAS. Dynamic 3D Models with Local and Global Deformations: Deformable Superquadrics. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 13(7): 703-714, juillet 1991.
- [Thirion, 1996] J. P. THIRION. New Feature Points Based on Geometric Invariants for 3D Image Registration. *International Journal of Computer Vision*, 18(2): 121-137, mai 1996.
- [Tilotta, 2008] F. TILOTTA. *Contribution à la reconstitution faciale en médecine légale : Proposition d'une nouvelle méthode statistique*. Thèse de doctorat, Université Paris Sud 11, juillet 2008.
- [Turk et Pentland, 1991] M. A. TURK et A. P. PENTLAND. Face recognition using eigenfaces. *IEEE Comput. Soc. Press*, pages 586-591, juin 1991.
- [Tyrrell et al., 1997] A. J. TYRRELL, M. P. EVISON, A. T. CHAMBERLAIN et M. A. GREEN. Forensic Three-dimensional Facial Reconstruction: Historical review and Contemporary developments. *Journal of Forensic Science*, 42(4): 653-661, juillet 1997.
- [Utsuno et al., 2005] H. ULTSUNO, T. KEGEYAMA, T. DEGUCHI, M. YOSHINO, H. MIYAZAWA et K. INOUE. Facial soft tissue thickness in Japanese female children. *Forensic Science International*, 152(2-3): 101-107, septembre 2005.
- [Valentin et Abdi, 1994] D. VALENTIN et H. ABDI. Modèles neuronaux, connexionnistes et numériques de la reconnaissance des visages. *It Psychologie française*, 39(4): 357-392, 1994.
- [Vandermeulen et al., 2005] D. VANDERMEULEN, P. CLAES, P. SUETENS, S. DEGREEF et G. WILLEMS. Volumetric deformable face models for cranio-facial reconstructions. In *Proceedings of the Fourth International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (ISPA'2005)*, pages 353-358, Zagreb, Croatia, septembre 2005.
- [Vandermeulen et al., 2006] D. VANDERMEULEN, P. CLAES, D. LOECKX, S. DE GREEF, G. WILLEMS et P. SUETENS. Computerized craniofacial reconstruction using

- CT-derived implicit surface representations. *Forensic Science International*, 159(S1): S164-S174, mai 2006.
- [Van Den Elsen et al., 1993] P. A. VAN DEN ELSEN, E. J. D. POL et M. A. VIERGEVER. Medical image matching - a review with classification. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 12(4): 26-39, mars 1993.
- [Vanezis, 1989] P. VANEZIS. Application of 3-D computer graphics for facial reconstruction and comparison with sculpting techniques. *Forensic Science International*, 42(1-2): 69-84, juillet 1989.
- [Vanezis et al., 2000] P. VANEZIS, M. VANEZIS, G. MC COMBE et T. NIBLETT. Facial reconstruction using 3-D computer graphics. *Forensic Science International*, 108(2): 81-95, 2000.
- [Vežjak et al., 1991] M. VEŽJAK, J. KOROSEK, L. GYERGYEK, N. PAVESIC, T. SAVSEK, I. ERJAVC et A. GERE. System for description and identification of individuals. *IEEE*, 2: 1251-1254, 1991.
- [Vignal, 1999] J. N. VIGNAL. *Les reconstitutions faciales assistées par ordinateur : Données tomodensitométriques, déformation d'image ou « Warping »*. Collection paléanthropologie et paléopathologie osseuse, éditions ArtCom, 1999.
- [Wehrli et al., 1988] F. W. WEHRLI, D. SHAW et J. B. KNEELAND. Biomedical Resonance Imaging: Principles, Methodology and Applications. In F. W. Wehrli, D. Shaw, et J. B. Kneeland, éditeurs, *VCH Verlagsgesellschaft*, Weinheim, 1988.
- [West et al., 1997] J. WEST, J. M. FITZPATRICK, M. Y. WANG, B. M. DAWANT, J. C. R. MAURER, R. M. KESSLER, R. J. MACIUNAS, C. BARILLOT, D. LEMOINE, A. COLLIGNON, F. MAES, P. SUETENS, D. VANDERMEULEN, P. A. VAN DEN ELSEN, S. NAPEL, T. S. SUMANAWEEERA, B. HARK-NESS, P. F. HEMLER, D. L. G. HILL, D. J. HAWKES, C. STUDHOLME, J. B. A. MAINTZ, M. A. VIERGEVER, G. MALANDAIN, X. PENNEC, M. E. NOZ, J. G. Q. MAGUIRE, M. POLLACK, C. A. PELIZZARI, R. A. ROBB, D. HANSON et R. P. WOODS. Comparison and evaluation of retrospective intermodality brain image registration techniques. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 21(4): 554-566, 1997.
- [Wilhelms et Van Gelder, 1997] J. WELHELMS et A. VAN GELDER. Anatomically based modelling. *Computer Graphics*, Annual Conference Series, 31: 173-180, août 1997.
- [Wilkinson, 2004] C. WILKINSON. *Forensic facial reconstruction*. Cambridge University Press, 2004.
- [Xu et Prince, 1997] C. XU et J. L. PRINCE. Gradient Vector Flow: A New External Force for Snakes. In *Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'1997)*, pages 66-71, San Juan, Puerto Rico, juin 1997.
- [Xu et Prince, 1998a] C. XU et J. L. PRINCE. Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow. *IEEE Transactions on Image Processing*, 7(3): 359-369, 1998.

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [**Xu et Prince, 1998b**] C. XU et J. L. PRINCE. Generalized Gradient Vector Flow External Forces for Active Contours. *Signal Processing – An International Journal*, 71(2): 131-139, décembre 1998.
- [**Xu, 1999**] C. XU. *Deformable Models with Application to Human Cerebral Cortex Reconstruction in Magnetic resonance Images*. Thèse de doctorat, Johns Hopkins University, Baltimore, USA, janvier 1999.
- [**Xu et al., 2000**] C. XU, D. PHAM et J. PRINCE. Medical image segmentation using deformable models. In J. Fitzpatrick et M. Sonka, éditeurs, *handbook of Medical Imaging*, Volume 2, pages 129-174, SPIE Press, mai 2000.
- [**Yoo et al., 1997**] D. S. YOO, L. LEMIEUX et P. TOFTS. Validation of an Automated Method to Detect Skull Contours in MR Images. In *the proceedings of Medical Image Understanding and Analysis (MIUA '1997)*, Oxford, UK, juillet 1997.

# Index des citations par article

- [Abate et *al.*, 2004], 26  
 [Aguado et *al.*, 1998], 99  
 [Andersson et Valfridsson, 2005], 42  
 [Ansari et Delp, 1991], 114  
 [Archer, 1997], 19, 26, 29, 30, 34, 35, 36, 37, 38, 40, 41  
 [Archer et *al.*, 1998], 36, 41, 114  
 [Attardi et *al.*, 1999], 26  
 [Audette et *al.*, 2000], 70  
 [Aulsebrook et *al.*, 1995], 29, 30, 35, 37, 40  
 [Aulsebrook et *al.*, 1996], 30, 32, 33  
 [Bainville, 1996], 99  
 [Bajcsy et Kovacic, 1989], 70  
 [Beil et *al.*, 1997], 114  
 [Bérar et *al.*, 2006], 34, 37, 45, 47, 114  
 [Besl et McKay, 1982], 113  
 [Bessho et *al.*, 2000], 61  
 [Blake et Michael, 1994], 99  
 [Bondiau et *al.*, 1994], 114  
 [Bookstein, 1989], 70  
 [Brady et *al.*, 1985], 113  
 [Bro-Nielsen et Gramkow, 1996], 70  
 [Brown et *al.*, 2004], 30  
 [Brown et *al.*, 2005], 26, 29  
 [Brown, 1992], 70  
 [Burguet et *al.*, 2004], 56  
 [Camara, 2003], 74  
 [Camara et *al.*, 2007], 74, 76  
 [Caselles et *al.*, 1995], 101  
 [Chambon et *al.*, 2007], 114, 115  
 [Chan et Vese, 2001], 101  
 [Chellappa et *al.*, 1995], 61  
 [Chen et *al.*, 1999], 36  
 [Chiunhsiun et Kuo-Chin, 2000], 61  
 [Claes et *al.*, 2005], 45  
 [Claes et *al.*, 2006], 61,62  
 [Clement et Marks, 2005], 29  
 [Cohen, 1991], 103, 105, 122  
 [Cohen and Cohen, 1993], 101, 105  
 [Colliot, 2003], 99, 110  
 [Crains, 2000], 30  
 [DeGreef, 2005], 29  
 [DeGreef et *al.*, 2006], 33  
 [Delingette et *al.*, 1992], 99  
 [Delingette, 1994], 101  
 [Delingette, 1999], 110  
 [Denton et *al.*, 1999], 74  
 [Dogdas et *al.*, 2002], 55  
 [Dogdas et *al.*, 2005], 54, 56  
 [Dokladal et *al.*, 2003], 56,57  
 [Domaracki et Stephan, 2006], 32  
 [Dorai et Jain, 1997], 99  
 [El-Mehallawi et Soliman, 2001], 32,33  
 [Farkas, 1994], 30  
 [Fedosyntkin et Nains, 1993], 28  
 [George, 1987], 27  
 [Grüner, 1993], 26, 28, 29, 32, 34, 35  
 [Hartkens et *al.*, 2002a], 74  
 [Hartkens et *al.*, 2002b], 114,115  
 [Hartkens, 2003], 70, 74  
 [Heinonen et *al.*, 1997], 56  
 [Held et *al.*, 1997], 56  
 [Hernandez-Esteban, 2004], 111, 112  
 [Hosaka, 1992], 113  
 [Iscan, 1993], 19, 25,26, 28, 29, 34, 35, 38, 39, 40  
 [Iten, 1987], 38  
 [Jones, 2001], 34, 36, 44, 45, 47, 114

- [Kähler et al., 2003], 34, 35, 36, 37, 40, 46, 47, 48, 114
- [Kamel et al., 1993], 61
- [Kass et al., 1988], 99, 100, 101, 104, 105, 108
- [Kermi et al., 2006a], 34, 48, 51, 136
- [Kermi et al., 2006b], 48, 114, 136
- [Kermi et al., 2007], 48, 51, 136
- [Kermi et al., 2008], 48, 51, 136
- [Khotanlou et al., 2007], 99
- [Klette et Rosenfeld, 2004], 116
- [Kim et al., 2005], 33
- [Koch et al., 1996], 37
- [Krogman et Iscan, 1986], 26
- [Kumari et Sekharan, 1992], 38
- [Lachaud, 1998], 100
- [Laskri et Chefrour, 2002], 61
- [Lavallée, 1995], 70
- [Lorensen et Cline, 1987], 57
- [Lotjonen, 2001], 74
- [Lowe, 2004], 114
- [Maintz et Viergever, 1998], 67, 68, 70
- [Malladi et al., 1995], 101
- [Mallet, 1992], 99
- [Mangin, 1995], 57
- [Mangin et al., 1998], 57
- [Marsland et Twining, 2003], 136
- [Mattes et al., 2003], 74
- [McInerney et Terzopoulos, 1995], 101
- [McInerney et Terzopoulos, 1996], 99, 100
- [Metaxas et Terzopoulos, 1993], 100
- [Michael et Chen, 1996], 34, 36, 44
- [Miyasaka et al., 1995], 41
- [Monga et al., 1992], 113
- [Montagnat et Delingette, 1997], 99
- [Montagnat, 1999], 110
- [Montagnat et al., 2001], 99, 100
- [Nelson et Michael, 1998], 28, 29, 32, 34, 35, 36, 44, 47, 70
- [Noblet, 2006], 70
- [Papademetris et al., 2004], 114
- [Pei et Lin, 1992], 114
- [Perper et al., 1988], 41
- [Phillips et Smuts, 1996], 33
- [Piquet et al., 1996], 110
- [Quatrehomme et al., 1997], 36, 40, 42, 45, 47, 48, 61, 70, 113
- [Quatrehomme, 2000], 25, 26, 29, 32, 34, 37, 39, 55
- [Quatrehomme et Subsol, 2005], 28, 29
- [Rhine et Campbell, 1980], 3, 5, 29, 30, 32, 44, 114, 121, 131
- [Rhine et Moore, 1982], 29, 30, 32
- [Rhine, 1990], 27
- [Rifai, 1999], 54, 56, 57
- [Rifai et al., 1999], 53
- [Rifai et al., 2000], 55, 56
- [Rueckert et al., 1999], 74, 78
- [Samaria et Harter, 1994], 61
- [Sapanet et Rocher, 1997], 25, 26, 28, 29, 32, 35
- [Sederberg et Parry, 1986], 51, 70, 74
- [Sethian, 1996], 101
- [Sethian, 2001], 101
- [Shahrom et al., 1996], 41, 114
- [Shi et Tomasi, 1994], 114
- [Spoor et al., 2000], 55
- [Staib and Duncan, 1992], 101
- [Studholme et al., 1996], 56
- [Subsol, 1995], 53
- [Subsol et Quatrehomme, 2005], 36, 42, 47, 70, 113
- [Suri et al., 2002], 101
- [Taylor, 2001], 26, 29, 30, 32, 34, 35, 36, 38, 39
- [Teh et chin, 1989], 114
- [Terzopoulos et al., 1987], 99
- [Terzopoulos et al., 1988], 100
- [Terzopoulos et Metaxas, 1991], 101
- [Thirion, 1996], 113
- [Tilotta, 2008], 27, 34

- [Turk et Pentland, 1991], 61  
[Tyrrell et *al.*, 1997], 26, 28, 29, 32  
[Ultsuno et *al.*, 2005], 33  
[Valentin et Abdi, 1994], 61  
[Vandermeulen et *al.*, 2005], 34, 37, 45,  
47  
[Vandermeulen et *al.*, 2006] , 61  
[Van Den Elsen et *al.*, 1993], 70  
[Vanezis, 1989], 41  
[Vanezis et *al.*, 2000], 36, 41, 114  
[Vezjak et *al.*, 1991], 61  
[Vignal, 1999], 25, 27, 28, 29, 30, 32  
[Wehrli et *al.*, 1988], 54, 55  
[West et *al.*, 1997], 70  
[Wilhelms et Van Gelder, 1997], 37  
[Wilkinson, 2004], 29, 36  
[Xu et Prince, 1997], 106  
[Xu et Prince, 1998a], 101, 106, 122  
[Xu et Prince, 1998b], 108  
[Xu, 1999], 107  
[Xu et *al.*, 2000], 99  
[Yoo et *al.*, 1997], 56





# **Reconstructions faciales à partir d'images tridimensionnelles de crânes humains par recalage et modèle déformable pour l'identification de personnes**

La reconstruction faciale à partir d'un squelette crânien est une technique importante dans plusieurs domaines scientifiques, en particulier dans les sciences médico-légales, l'archéologie et la paléontologie pour l'identification de crânes et la reconnaissance de personnes. Elle fait partie des méthodes d'identification reconstructive et est utilisée le plus souvent en dernier recours, lorsqu'aucune autre technique ne permet de présumer l'identité inconnue de la personne.

Cette thèse aborde la problématique de la reconstruction faciale à partir d'images tridimensionnelles (3D) de crânes humains considérés comme étant inconnus. Nous présentons une méthode de reconstruction faciale 3D informatisée reposant sur des techniques récentes d'imagerie médicale avec comme principaux objectifs la rapidité du traitement et l'élimination de la subjectivité en s'appuyant en particulier sur des critères mathématiques pour évaluer les résultats.

Notre méthode est fondée sur une approche par modèle déformable contraint par la connaissance des épaisseurs des tissus mous en un certain nombre de points de repère caractéristiques. Elle utilise, pour chaque reconstruction faciale, une image 3D d'une tête de référence dont nous extrayons la peau et le crâne, et une image 3D du crâne d'une tête inconnue dont nous voulons reconstruire la peau. La procédure de la reconstruction faciale est divisée en deux principales étapes. Une étape d'initialisation du modèle déformable est fondée sur une technique de recalage non linéaire guidé par un modèle de déformations de forme libre (FFD) à base de B-splines. Nous proposons donc une initialisation automatique, réalisée uniquement à partir d'un ensemble crâne et peau de référence et du crâne inconnu. Nous calculons, dans un premier temps, une transformation de l'image 3D d'un crâne de référence vers celle du crâne inconnu. Ensuite, nous appliquons la même transformation pour déformer l'image de la peau de référence vers une nouvelle peau que nous considérons proche de la peau inconnue et qui servira d'initialisation à la reconstruction faciale finale. Dans une seconde étape, la peau initiale, résultant de la transformation calculée précédemment, est raffinée à l'aide d'un modèle déformable 3D à base de maillages simplex qui est attiré par un ensemble des points de repère caractéristiques préalablement calculés par un calcul des courbures moyenne et gaussienne, et fixés selon les positions des repères anthropologiques de Rhine et Campbell [Rhine et Campbell, 1980]. L'évolution de notre modèle déformable est effectuée suivant différentes forces internes et externes dont la force de champ de vecteurs de gradients (GVF) et une force de pression.

Cette méthode a été testée sur treize ensembles de données crâne/peau issus d'IRM-3D de têtes d'individus enfants et adultes. Pour chaque reconstruction faciale, deux ensembles crâne/peau correspondant à une tête de référence et à une tête dont la peau est à reconstruire sont sélectionnés selon des caractéristiques anthropologiques similaires. Par cette méthode, nous obtenons des résultats encourageants. Les formes reconstruites restent des visages, visiblement acceptables, et sont relativement proches des visages réels.