
1. Introduction

La reconstruction faciale à partir d'un crâne est une technique importante dans plusieurs domaines scientifiques, en particulier dans les sciences médico-légales, l'archéologie et la paléontologie [1] [6] [7] [13]. Elle fait partie des méthodes d'identification reconstructive qui tente une approximation de la forme du visage à partir du squelette crânien 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.

Dans cet article, nous proposons une méthode de reconstruction faciale 3D informatisée faisant intervenir 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. Elle 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. Cet article étend les travaux présentés dans [8] [9]. Le principe de la méthode est présenté dans la section 2. La section 3 détaille le modèle déformable utilisé. Après avoir testé et évalué la méthode sur quelques cas dans la section 4, nous terminons par une conclusion dans la section 5.

2. Principe de la méthode

Notre méthode 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'individus¹ par des méthodes développées essentiellement dans [5] et [11] qui utilisent la combinaison de plusieurs techniques de traitement d'images telles que le seuillage, la morphologie mathématique, et les contraintes topologiques. Les 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 [8] et [9] consiste en une reconstruction faciale grossière qui servira d'initialisation au modèle déformable. Cette étape est fondée sur une approche de déformation volumique globale T de l'image 3D d'un crâne de référence C_r vers celle d'un crâne qualifié d'«inconnu» C_i (c'est-à-dire $C_i = T(C_r)$). Ensuite, la même trans-

¹La base de données est constituée de 9 IRM-3D pondérées en T1 de têtes d'enfants, fournies par le CHU de Nîmes et l'Hôpital de Cochin à Paris, dont les âges sont compris entre 4 et 13 ans (volumes : A, B, C, D, E, F, G, H et I), et de 4 IRM-3D pondérées en T1 de têtes d'adultes, obtenues à partir des travaux de thèse de [11], (volumes : J, K, L et M).

formation est appliquée pour déformer l'image 3D de la peau de référence P_r vers une nouvelle peau qui est considérée comme étant proche de la peau inconnue P^* (c'est-à-dire $T(P_r) = P^*$). L'évaluation des résultats de la transformation T est effectuée en comparant P^* à P_i sur des données où à la fois C_i et P_i sont connus. 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 [12]) 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 3D à base de maillages simplexes qui est attiré par un ensemble de points de repère anthropologiques préalablement calculés selon des critères de saillance et de fortes courbures et fixés selon les positions des repères anthropologiques de Rhine et Campbell [10].

3. Modèle déformable 3D pour la reconstruction faciale

Les peaux obtenues à l'issue de la première étape ne sont pas satisfaisantes et ne peuvent pas être considérées comme des reconstructions faciales finales. Les principaux problèmes viennent de l'absence de régularisation et par le fait que nous ne tenons pas compte, lors de la première étape, des épaisseurs des tissus mous en certains points caractéristiques. Ces problèmes sont levés à l'aide d'un modèle déformable 3D permettant de raffiner les surfaces des peaux résultantes. 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, pour converger vers des surfaces de peaux finales P^{**} .

La forme du visage humain a une topologie particulière qui est une sphère creuse. Nous devons donc conserver la topologie de la peau P^* au cours du processus de déformation. Introduire des changements de topologie dans le modèle déformable ne serait pas souhaitable dans notre cas. Ainsi, nous nous intéressons plus particulièrement aux maillages simplexes (introduits par Delingette [4]) dont la représentation discrète permet d'éliminer les problèmes de paramétrisation et conduit également 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. Les maillages simplexes sont topologiquement duaux des triangulations et ont une connexité constante. La reconstruction faciale initiale P^* est transformée en triangulation par un algorithme d'isosurface. Le résultat est ensuite décimé et converti en maillage simplexe S par l'opération duale. Enfin, nous optimisons sa qualité topologique pour rendre ses surfaces plus régulières. 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.

3.1. Détection de points de repère et leur projection de P^* vers C_i

Pour détecter des points de repère sur les surfaces des peaux initiales P^* , 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 Chambon [2] qui consiste à combiner les courbures moyenne et gaussienne tout en fournissant une répartition approximativement uniforme.

Après avoir détecté l'ensemble des points de repère V_L sur la surface de la peau 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 $v_{Li}^{(P^*)}$ de la surface de la peau P^* sur la surface extérieure du crâne C_i . Nous désignons les points projetés par $v_{Li}^{(C_i)}$. 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 $d(v_{Li}^{(P^*)}, v_{Li}^{(C_i)})$ entre le point de repère $v_{Li}^{(P^*)}$ et son point projeté $v_{Li}^{(C_i)}$ donne l'épaisseur du tissu mou en $v_{Li}^{(P^*)}$. Pour accélérer les calculs, une carte de distances de l'image des points de repère de la surface entière de P^* est définie.

3.2. Sélection de repères et ajout de contraintes d'épaisseur

Dans cette section, nous nous intéressons à la sélection de certains points de repère parmi les repères préalablement détectés. Une fois ces repères choisis, nous changeons les valeurs des épaisseurs tissulaires en ces points en se référant aux tables des épaisseurs des tissus mous de référence de Rhine et Campbell [10]. En fonction de ces valeurs, nous calculons les nouvelles coordonnées des points de la nouvelle surface de peau souhaitée P^{**} selon l'équation suivante :

$$v_{Li}^{(P^{**})} = v_{Li}^{(C_i)} + \frac{d(v_{Li}^{(C_i)}, v_{Li}^{(P^{**})})}{d(v_{Li}^{(C_i)}, v_{Li}^{(P^*)})} \overrightarrow{v_{Li}^{(C_i)} v_{Li}^{(P^*)}} \quad (1)$$

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

Les points de repère sélectionnés coïncident avec les positions des points anatomiques de [10]. 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.

3.3. Evolution du modèle déformable

L'évolution de notre surface déformable S en maillages simplexes est décrite par l'équation dynamique de forces suivante : $\gamma \frac{\partial S}{\partial t} = F_{int}(S) + F_{ext}(S)$ (2)

où $F_{int}(S)$ est la force interne qui spécifie la régularité de la surface S et $F_{ext}(S)$ est la force externe qui attire la surface S vers l'ensemble des points de repère caractéristiques. La force interne est choisie, de manière classique, sous la forme :

$$F_{int} = \alpha \nabla^2 S - \beta \nabla^2 (\nabla^2 S) \quad (3)$$

où α et β contrôlent respectivement la tension (ou l'élasticité) et la rigidité (ou de lissage) de la surface S et ∇^2 est l'opérateur Laplacien.

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 [14] en conjonction avec une force de pression (ou ballon) proposée par Cohen [3]. 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 suivante :

$$F_p = K \vec{n}(S) \quad (4)$$

où $\vec{n}(S)$ désigne la normale à la surface et K est le coefficient de la force de pression.

La force GVF est fondée sur la diffusion du vecteur de gradient. Nous l'utilisons pour diriger le modèle déformable vers les points de repère caractéristiques et afin d'accroître la rapidité de la reconstruction faciale. Le GVF peut être défini 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 E suivante :

$$E = \int \mu \|\nabla V\|^2 + \|V - \nabla f\|^2 \|\nabla f\|^2 \quad (5)$$

où f est généralement une carte de contours dans le cas d'une image à niveaux de gris et μ est le poids du terme de régularisation. Dans notre cas, f est directement 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. $\nabla V = [\nabla u, \nabla v, \nabla w]$, ∇ désignant l'opérateur gradient: $\nabla f = [f_x, f_y, f_z]$. La solution de ce problème de minimisation doit satisfaire l'équation d'Euler:

$$\mu \nabla^2 V - (V - \nabla f) \|\nabla f\|^2 = 0 \quad (6)$$

où $\nabla^2 V = [\nabla^2 u, \nabla^2 v, \nabla^2 w]$, ∇^2 désignant l'opérateur Laplacien: $\nabla^2 f = f_{xx} + f_{yy} + f_{zz}$.

Afin d'illustrer l'influence des forces définies précédemment, nous proposons dans la figure 1 un exemple d'évolution de la surface de peau initiale P^* 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 cet exemple, la surface se déforme vers les points de repère calculés, sélectionnés et modifiés sur toute la surface de P^* . Le bas de la figure montre que le modèle déformable (en rouge) a bien évolué et s'est arrêté sur les points de repère (en jaune).

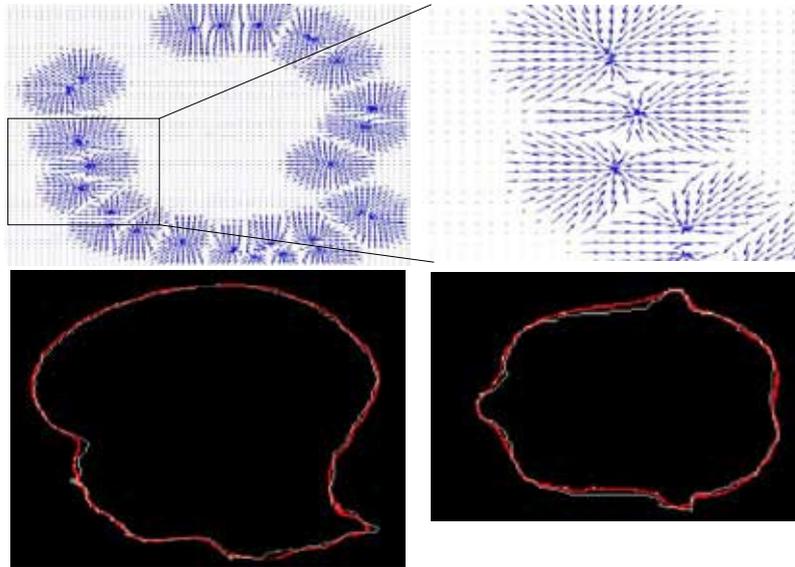


Figure 1. Exemple d'évolution du modèle déformable. En haut : coupe sagittale du champ GVF calculé à partir de l'image des nouvelles positions des points de repère caractéristiques (à gauche) et l'agrandissement d'une partie du GVF (à droite). En bas : à gauche : coupe sagittale de l'image de la peau 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.

4. Résultats et discussions

Nous présentons quelques résultats obtenus avec la méthode proposée. Les figures 2 et 3 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 2(a) et 3(a). Les figures 2(b) et 3(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 2(c) et 3(c). La première étape de recalage non linéaire nous a permis d'obtenir une bonne initialisation du modèle déformable. Nous l'avons évalué quantitativement dans [8] et [9] 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 attirée 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.

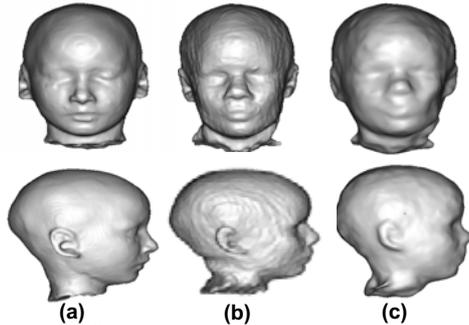


Figure 2. Vues de face et de profil des résultats de la reconstruction faciale pour le sujet \mathcal{D} en choisissant le sujet \mathcal{H} comme référence.

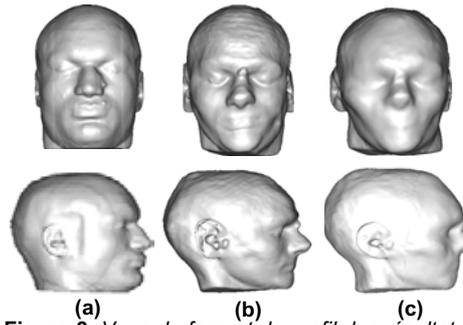


Figure 3. Vues de face et de profil des résultats de la reconstruction faciale pour le sujet \mathcal{K} en choisissant le sujet \mathcal{J} comme référence.

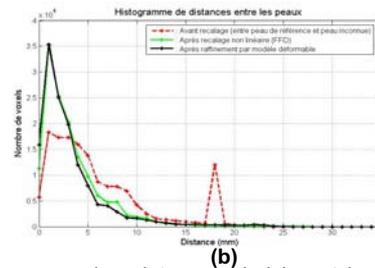
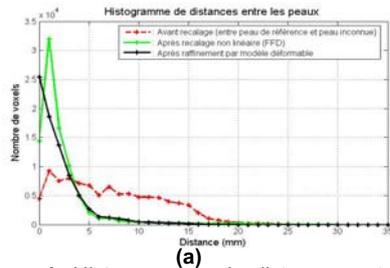


Figure 4. Histogrammes de distances entre les peaux pour le sujet \mathcal{D} en choisissant le sujet \mathcal{H} comme référence (a) et entre les peaux pour le sujet \mathcal{K} en choisissant le sujet \mathcal{J} comme référence (b). En rouge : entre P_i et P_r . En vert : entre P_i et P^* . En noir : entre P_i et P^{**} .

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 4(a) et 4(b) présentent respectivement l'évaluation quantitative de la reconstruction faciale finale pour le sujet \mathcal{D} et le sujet \mathcal{K} . Ces figures montrent une petite amélioration de la 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.

5. Conclusion

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 en modifiant les valeurs des épaisseurs tissulaires, c'est-à-dire les positions des points de repère. Les résultats obtenus sont encourageants. Notre méthode permet de reconstruire des formes qui restent des vi-

sages, visiblement acceptables. Cependant, la qualité et le rendu des résultats actuels sont prometteurs et nous croyons qu'ils peuvent être considérablement améliorés. 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.

Références bibliographiques

- [1] 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 26th International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, Sketches and applications*, p. 223-239, Los Angeles, USA, août 1999.
- [2] S. CHAMBON, A. MORENO, A. P. SANTHANAM, R. BROCARDO, J. P. ROLLAND, E. ANGELINI et I. BLOCH. CT-PET Landmark-based Registration Using a Dynamic Lung Model. In *the proceedings of the ICIAP'2007*, p. 691-696, Italie, 2007.
- [3] L. D. Cohen. On active contour models and balloons. *CVGIP: Image Understanding*, 53(2): 211-218, 1991.
- [4] H. DELINGETTE. General object reconstruction based on simplex meshes. *International Journal of Computer Vision*, 32(2): 111-146, 1999.
- [5] 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, 2003.
- [6] 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.
- [7] M. Y. ISCAN. Craniofacial Image Analysis and Reconstruction. In M. Y. Iscan, et R. P. Helmer, *Forensic Analysis of the skull*, Chap.1, p. 1-10, Wiley-Liss, Inc., New York, 1993.
- [8] 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 8^{ème} Colloque Africain sur la Recherche en Informatique*, page 377-384, Bénin, novembre 2006.
- [9] 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, 2007.
- [10] J. S. RHINE et H. R. CAMPBELL. Thickness of Facial Tissues in American Blacks. *Journal of Forensic Sciences*, 25(4): 847-858, 1980.
- [11] 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, 1999.
- [12] T. SEDERBERG et S. PARRY. Free from deformation of solid geometric models. *SIGGRAPH'1986*, volume 20, pages 151-160, Dallas, USA, 1986.
- [13] K.T. TAYLOR. *Forensic Art and Illustration*. CRC Press, New York, 2001.
- [14] C. XU et J. L. PRINCE. Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow. *IEEE Transactions on Image Processing*, 7(3): 359-369, 1998.