

Published in final edited form as:

*Orthod Fr.* 2009 December ; 80(4): 347–357. doi:10.1051/orthodfr/2009021.

## Superposition tridimensionnelle (3-D) sur la base du crâne pour l'évaluation longitudinale des effets de la croissance et du traitement

Lucia H.S. Cevidanes<sup>1,\*</sup>, Martin Styner<sup>2</sup>, William R. Proffit<sup>1</sup>, and Traduit par Papa Ibrahima Ngom

<sup>1</sup> University of North Carolina, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Chapel Hill, NC 27599-7450, États-Unis

<sup>2</sup> University of North Carolina, Department of Computer Science, Chapel Hill, NC 27599-7450, États-Unis

### Résumé

**RÉSUMÉ** – Pour évaluer les modifications liées à la croissance ou au traitement, il est nécessaire de superposer les céphalogrammes successifs sur une structure stable. En céphalométrie bidimensionnelle (2-D), la base du crâne est souvent utilisée pour les superpositions parce que les changements qu'elle subit après le développement cérébral sont mineurs. Toutefois, sur les céphalogrammes de profil et de face, les points de repère basicraniens sont peu fiables. Dans cet article, nous présentons une nouvelle méthode de superposition tridimensionnelle (3-D) basée sur un enregistrement entièrement automatisé des intensités de voxels, au niveau de la surface de la base du crâne. Le progiciel utilisé permet l'évaluation quantitative des modifications qui apparaissent dans le temps, grâce au calcul de la distance euclidienne entre les surfaces du modèle tridimensionnel. Il permet également l'appréciation visuelle de l'emplacement et de l'importance des modifications au niveau des maxillaires, grâce à une surimpression graphique. Les modifications sont visualisées par comparaison à des tables de correspondance de couleur. On peut ainsi réaliser une étude détaillée des modes d'adaptation chez les patients dont la croissance et/ou le traitement ont provoqué des modifications squelettiques cliniquement significatives.

### Abstract

To evaluate growth or treatment change, superimposition of serial radiographs on a stable reference structure is necessary. In 2-D cephalometrics, the cranial base is often used for this purpose because it shows minimal changes after neural growth is completed, but the cranial base landmarks in lateral or P-A cephalograms are unreliable when other orientations are evaluated. In this paper we present a novel method for 3-D superimposition based on fully-automated voxel-wise registration of the surface cranial base. The software packages allow quantitative assessment of changes between two time points via calculation of the Euclidean distances between the surfaces of the 3-D models, and visual assessment of the location and magnitude of changes in the jaws over time via graphical overlays in which changes are shown in color maps. This enables a detailed examination of the adaptation patterns for patients who experience clinically significant skeletal changes with growth and/or treatment.

\* Auteur pour correspondance: cevidanl@dentistry.unc.edu.

**Keywords**

Tomodensitométrie à faisceau conique; Superposition; Croissance; Traitement

**Keywords**

Cone Beam Computed Tomographie (CBCT); Superimposition; Growth; Treatment

**1. Introduction**

L'imagerie tridimensionnelle, par tomodensitométrie axiale ou à faisceau conique, par résonance magnétique (IRM) ou par scanner laser, offre les meilleures informations diagnostiques [2,6,7,12–14,17].

On peut même dire qu'elle est la meilleure façon d'évaluer les modifications et les réponses adaptatives produites par le traitement, au niveau du squelette et des tissus mous [5].

La représentation céphalométrique bidimensionnelle (2-D) de structures cranio-faciales tridimensionnelles (3-D) ne permet pas de répondre aux questions concernant les mécanismes des effets thérapeutiques et de la croissance [8,11]. Toutefois, dans l'évaluation 3-D, le choix des points de référence et/ou des structures pour la superposition reste un véritable défi. Alors qu'en céphalométrie 2-D la localisation des points de référence osseux et cutanés est seulement gênée par la superposition des structures anatomiques, en imagerie tridimensionnelle, cet exercice est beaucoup plus difficile sur les structures curvilinéaires complexes. Comme l'a souligné Bookstein [3,4], il n'y a pas de bonne définition opérationnelle pour les points de référence dans les trois dimensions de l'espace (coronal, sagittal et axial).

Dans le contexte des modifications faciales, les superpositions ne devraient être basées, ni sur l'identification de points de référence, ni sur les techniques de recalage de structures susceptibles d'être modifiées par le traitement ou la croissance. Les déplacements maxillo-mandibulaires doivent être évalués par rapport à des structures stables qui n'ont pas été altérées par la croissance et/ou le traitement. L'enregistrement sur toute la surface de la base du crâne reste la meilleure méthode pour bien comprendre les modifications subies par les tissus durs et les tissus mous sous l'effet de la croissance et du traitement, et aussi pour créer des bases de données normatives et prédire les déplacements.

Cet article montre l'utilisation d'un enregistrement entièrement automatisé de l'intensité des voxels au niveau de la base du crâne ainsi que les applications de la méthode de superposition 3-D pour l'évaluation des déplacements des structures anatomiques dues à la croissance, la chirurgie ou d'autres traitements.

**2. Méthodologie**

L'utilisation de l'imagerie 3-D pour l'établissement du plan de traitement et le suivi des patients soulèvent quelques inquiétudes concernant les doses d'irradiation. Les équipements de tomodensitométrie à faisceau conique mis au point spécialement pour l'imagerie maxillo-faciale offrent maintenant une possibilité commode de suivre, dans les trois dimensions, les modifications de la morphologie cranio-faciale en utilisant de faibles doses de rayonnement.

Les images tomodensitométriques des cas présentés dans cette étude ont été acquises avec le « NewTom 3G » (AFP Imaging, Elmsford, NY, USA), avec une dose de rayonnement de 36,3 microsieverts ( $\mu\text{Sv}$ ) pour le maxillaire et la mandibule. On obtient ainsi une réduction importante des radiations par rapport à la tomographie axiale conventionnelle qui est de 314  $\mu\text{Sv}$ . Avec la tomodensitométrie à faisceau conique, on observe une réduction du rapport signal/bruit. Une visualisation complète des structures faciales est obtenue avec une résolution spatiale qui atteint une taille de voxels isotropes de 0,36 mm. Le protocole d'acquisition utilise un champ d'exploration de 12 pouces (30,48 cm) permettant d'inclure toute la face.

L'analyse des images sérielles de tomodensitométrie à faisceau conique pour l'évaluation des modifications induites dans le temps est réalisée en quatre étapes, décrites cidessous.

### 2.1. Construction de surfaces modèles virtuelles 3-D

L'évaluation quantitative longitudinale des effets de la croissance et de la correction chirurgicale requiert la construction de surfaces modèles en 3-D. Les outils d'analyse d'image utilisés à cet effet sont issus des modifications d'un logiciel mis à disposition gratuitement par l'Institut National de la Santé des États-Unis (National Institute of Health, Bethesda, MD, USA).

La segmentation, le contourage de la forme des structures anatomiques visibles sur une section transversale des données volumiques acquises avec la tomodensitométrie à faisceau conique est réalisée avec le logiciel « Insight SNAP » [18]. Beaucoup de méthodes de segmentation automatique donnent de mauvais résultats quand on les applique à l'anatomie tourmentée des patients porteurs de certaines dysmorphoses faciales. Les méthodes décrites par Gerig, *et al.* [10] abordent ces difficultés techniques et ont été adaptées par Cevidanes, *et al.* [5] à la construction de modèles cranio-faciaux. Les modèles 3-D virtuels sont généralement construits à partir d'une série de 300 tranches de coupes transversales pour chaque image, avec des voxels reformatés en isotropes de 0,5 mm de côté. Cette résolution est utilisée car, bien qu'une meilleure résolution spatiale avec des tranches plus fines soit possible, elle entraîne une augmentation de la taille de l'image et, par conséquent, requiert une puissance de calcul plus importante et des temps d'interaction avec l'utilisateur plus longs sans forcément améliorer la qualité des superpositions. Après la segmentation avec le « Insight SNAP », les fichiers initialement sous formes de données volumiques sont convertis en mailles de surface pour la procédure d'analyse de la forme 3-D.

### 2.2. Enregistrement de l'image

Il s'agit d'une technologie essentielle pour beaucoup de travaux sur l'imagerie. Les deux obstacles pour l'utilisation clinique à grande échelle des enregistrements non rigides (élastiques et déformables) sont représentés par le coût computationnel et les difficultés de quantification dans la mesure où les modèles 3-D sont déformables. Un enregistrement non rigide est nécessaire pour la construction d'un modèle ou d'un prototype normal de surfaces modèles 3-D. Toutefois, pour évaluer des modifications dans le temps, l'enregistrement rigide est acceptable.

Avec l'utilisation d'un enregistrement rigide et le logiciel « Imagine » [16], on masque d'abord les structures anatomiques déplacées sous l'effet du traitement ou de la croissance et on procède ensuite à un enregistrement entièrement automatisé des effets de volume (basés sur l'intensité des voxels) au niveau de la base du crâne. Les paramètres de rotation et de translation sont calculés et ensuite utilisés pour enregistrer sur la base du crâne, les modèles 3-D d'avant et après traitement. Après l'enregistrement, on évalue la superposition des modèles 3-D en utilisant les logiciels Valmets et Mesh Valmet de l'Université de Caroline

du Nord (UNC) (modifications du logiciel NIH Valmet). Ces logiciels permettent l'évaluation visuelle et quantitative de l'emplacement et l'importance des modifications qui ont eu lieu avec le temps, grâce aux surimpressions graphiques et à un calcul de la distance euclidienne entre les surfaces des modèles 3-D enregistrés à différents moments.

Pour les superpositions d'images tomодensitométriques à faisceau conique de sujets dont la croissance de la base du crâne est terminée, l'enregistrement des modèles 3D est réalisé en utilisant toute la surface de cette structure (Fig. 1a).

Pour évaluer les modifications induites par la croissance ou le traitement chez un sujet donné, les surfaces de la fosse crânienne antérieure et de l'ethmoïde peuvent être utilisées pour les procédures d'enregistrement; dans la mesure où la croissance de ces structures est terminée dès la petite enfance. De cette façon, les images tomодensitométriques de la partie antérieure de la base du crâne sont utilisées comme référence pour la superposition de différents points (Fig. 1b).

### 2.3. Superposition des surfaces des modèles

L'étape suivante dans l'analyse implique la superposition des surfaces des modèles 3-D qui sont enregistrés, avec le même système de coordonnées et un autre logiciel (CMF software [9]). Cet outil permet l'utilisation de différents niveaux de transparence pour déterminer visuellement les limites des structures maxillo-mandibulaires des deux modèles superposés, qui ont été enregistrés à deux moments différents.

Ceci permet d'identifier clairement l'importance et la direction des déplacements mandibulaires. Il permet aussi la quantification des déplacements squelettiques dans les sens vertical, antéropostérieur et transversal, ainsi que le remodelage consécutif à la croissance et au traitement.

### 2.4. Évaluation quantitative

Une évaluation quantitative précise est nécessaire lors d'une préparation chirurgicale, pour le choix des traits d'ostéotomie et la détermination de la position idéale des fragments osseux. Elle est aussi importante pour le choix de la position des vis et plaques d'ostéosynthèse par rapport à d'autres structures anatomiques ainsi que la localisation et la quantification du remodelage osseux après traitement.

Les mesures basées sur des points de référence sont susceptibles d'être erronées pour des raisons liées à l'identification de ces points. Andresen, *et al.* [1] et Mitteroecker, *et al.* [15] préconisent l'utilisation de références spéciales accompagnées de vecteurs et de plans qui définissent leur position, mais les informations obtenues à partir de toutes les courbes et surfaces doivent aussi être prises en compte.

Gerig, *et al.* [10] proposent ainsi d'utiliser des tables de correspondance de couleur obtenues à partir des points les plus rapprochés sur les différentes surfaces. Même si cette méthode mesure les points les plus rapprochés et non la distance correspondant entre des points anatomiques de deux ou plusieurs images prises consécutivement dans le temps, l'utilisation des outils « MeshValmet et CMF » permet de calculer la distance en mm entre des milliers de surfaces triangulaires enregistrées en des moments différents. Après avoir combiné tous les modèles 3-D enregistrés à des moments différents, des régions qui nous intéressent spécifiquement comme la partie antérieure du maxillaire, la symphyse mentonnière, les condyles et le bord postérieur du ramus peuvent être sélectionnés et analysés (Fig. 2).

Les modifications quantitatives peuvent être visualisées grâce à des tables de correspondance de couleur qui peuvent être utilisées pour indiquer un déplacement vers

l'intérieur (bleu) ou vers l'extérieur (rouge) des structures en surimpression. Une absence de déplacement sera indiquée par la couleur verte. Par exemple, un avancement mandibulaire sera indiqué en rouge sur la partie antérieure du menton et en bleu sur la partie postérieure. Un déplacement des condyles et des ramus mandibulaires apparaîtra en rouge s'il est latéral et en bleu s'il est médial. Une modification post-chirurgicale ne peut en tous les cas pas apparaître en vert. Cette méthode a été validée et utilisée depuis 2004.

### 3. Évaluation des résultats

Nous avons utilisé les images de tomodensitométrie à faisceau conique dans l'évaluation longitudinale des modifications post-chirurgicales des contours et de la position du maxillaire et de la mandibule (y compris les condyles) avec un enregistrement sur la surface de la base du crâne.

Les images de tomodensitométrie à faisceau conique obtenues avant la chirurgie, immédiatement après l'intervention, lors de la dépose des ligatures intermaxillaires et un an après l'opération permettent d'évaluer les modifications à ces moments clés du traitement (Fig. 3 et 4).

La rotation des ramus mandibulaires entraînent des modifications à court et à long terme de la position spatiale du menton pouvant contribuer à la correction chirurgicale (Fig. 5).

De faibles déplacements et un remodelage modeste des condyles (distance entre les surfaces < 2 mm) sont observés chez beaucoup de patients, après aussi bien un avancement mandibulaire qu'une chirurgie de classe III bi-maxillaire. Toutefois, chez certains patients, on a observé un remodelage condylien important avec une résorption nette après chirurgie mandibulaire.

Quand le patient ne bénéficie que d'une ostéotomie maxillaire, les condyles mandibulaires modifient leur position en décrivant une rotation le long de leur grand axe, s'il y a un quelconque déplacement vertical (comme c'est presque toujours le cas). Ceci implique un remodelage modéré des condyles. Seules des modifications mineures sont observées après chirurgie maxillaire (Fig. 6).

Quand une ostéotomie du ramus est réalisée, les condyles doivent tourner transversalement de quelques degrés (le long de leur grand axe) lorsqu'ils sont reconnectés avec le segment qui supporte les dents. La rotation de la partie médiale se fait vers l'extérieur si la mandibule est avancée (Fig. 4A), et vers l'intérieur si elle est reculée (Fig. 4B). Le remodelage débute juste après la chirurgie. Les modifications peuvent être visualisées six mois après (probablement même avant), mais le remodelage continue encore pendant la première année qui suit la chirurgie. Par exemple, des mesures 2-D peuvent montrer une augmentation de la longueur des bases squelettiques et du plan mandibulaire deux ans après la chirurgie, ce qui invalide les résultats de la chirurgie mandibulaire. En revanche, l'analyse 3-D établira si les modifications observées en 2-D sont vraiment dues au remodelage des surfaces postérieures des condyles mandibulaires accompagné d'une rotation uni ou bilatérale des ramus, ou alors à un remodelage au niveau du site chirurgical. L'état actuel des connaissances ne nous permet pas de dire si les formes différentes de ramus et de condyles mandibulaires doivent dicter des approches chirurgicales différentes.

### 4. Discussion et considérations cliniques

L'analyse 3-D des images de tomodensitométrie à faisceau conique est beaucoup plus complexe que l'analyse céphalométrique 2-D. Les superpositions sur des points de référence, méthode usuelle pour l'analyse céphalométrique, ne sont pas satisfaisantes pour la

mise en œuvre d'une analyse des images 3-D. Les points de référence céphalométriques ne peuvent pas être retrouvés sur des images 3-D dans la mesure où les images sont orientées vers l'extérieur par rapport au plan sagittal médian. Avec la méthode mise au point à l'Université de Caroline du Nord (UNC), une superposition sur la base du crâne, basée sur les contours des surfaces osseuses, permet de surmonter les problèmes liés aux points de référence. Dans l'ensemble, au lieu des trois ou quatre points de référence, la superposition est basée sur des milliers de points [5]. Elle permet une analyse très détaillée des modifications au niveau des contours des surfaces du maxillaire et de la mandibule dans tous les sens, ainsi que des condyles mandibulaires. En utilisant une table de correspondance de couleur, toutes les surfaces des maxillaires et des condyles qui ont subi des modifications par rapport à l'image initiale prennent une couleur qui permet de discriminer aussi bien la direction que la quantité des modifications (Fig. 1) [8].

Actuellement, les logiciels disponibles sur le marché ne permettent pas la construction de modèles de surface 3-D, mais montrent plutôt une image 3-D représentant une projection des structures de la face dans un but de visualisation. Les outils d'enregistrement qui utilisent le recalage entre les images 3-D ne permettent qu'une visualisation d'ensemble et non la quantification des modifications locales qui surviennent avec le traitement (Fig. 7 et 8).

Les méthodes de superposition présentées ici permettent non seulement la visualisation, mais aussi la localisation précise des remodelages et adaptations squelettiques qui ont eu lieu au maxillaire et à la mandibule. Cette approche de l'analyse d'image 3-D a été rationalisée et continuellement mise à jour avec de nouvelles méthodes de quantification grâce à la collaboration entre l'Institut Maurice Müller (Maurice Müller Institute) de Berne en Suisse, le Groupe d'Analyse d'Image Médicale du Département d'Informatique de l'Université de Caroline du Nord (UNC), le laboratoire de Neuroimagerie de l'UNC et le Groupe de modélisation statistique du Centre de Recherche sur l'Imagerie Biomédicale de l'UNC.

Le nouvel intérêt suscité par les tissus mous comme facteur limitant représente un changement majeur dans le diagnostic et l'établissement du plan de traitement. C'est un changement de paradigme par rapport à des philosophies de traitement plus anciennes qui mettaient l'accent sur l'occlusion dentaire et les relations squelettiques. Dans ce cadre, l'importance de l'analyse céphalométrique diminue au profit de l'examen clinique des proportions faciales.

La recherche clinique commence à procurer des données sur l'analyse 3-D des tissus mous mais la valeur ajoutée des photographies 3-D doit être évaluée dans des études mieux contrôlées. Alors que les méthodes de superposition présentées ici permettent une quantification des modifications au niveau des tissus mous à partir de toute sorte de données (Fig. 9), son application à d'autres modalités d'imagerie telles que le scanner laser ou les photographies 3-D n'a pas encore été évaluée.

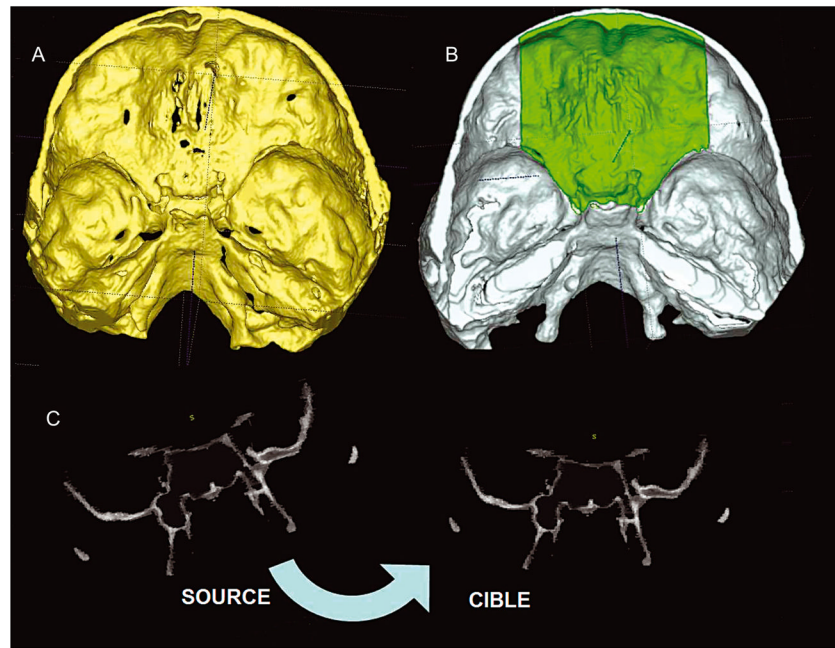
La méthodologie présentée dans cet article a été appliquée à des travaux de recherche en cours. Actuellement, la superposition de modèles de surface 3-D prend beaucoup de temps et nécessite trop de calculs informatiques pour être utilisée de façon routinière en clinique. Nous travaillons actuellement à la mise au point, dans un futur proche, d'une analyse simplifiée.

## Bibliographie

1. Andresen R, Bookstein FL, Conradsen K, Ersboll BK, Marsh JL, Kreiborg S. Surface-bounded growth modeling applied to human mandibles. *IEEE Trans Med Imaging* 2000;19:1053–1063. [PubMed: 11204843]



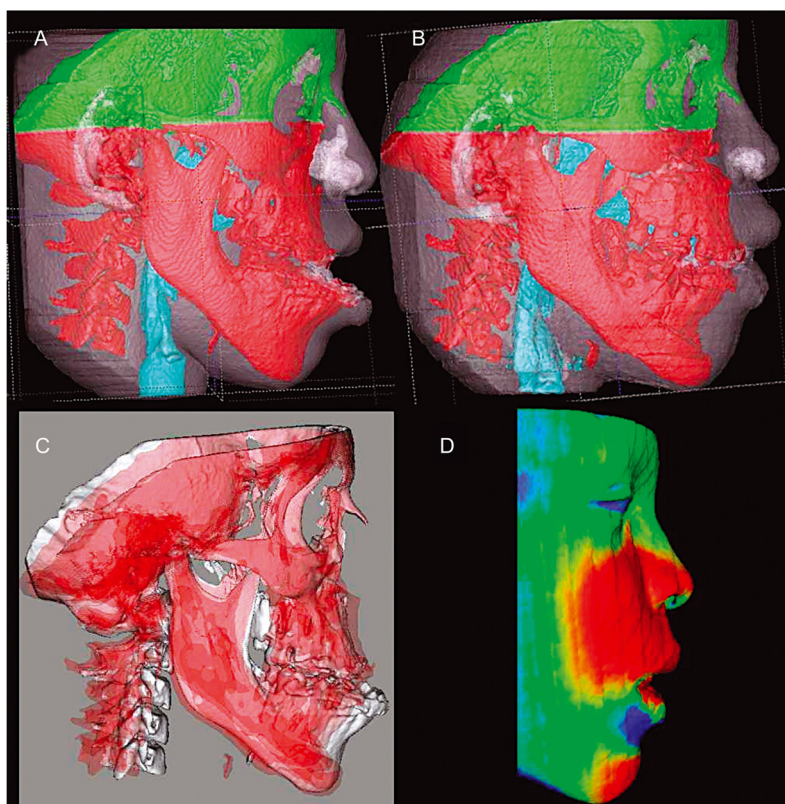
2. Baumrind S, Moffitt FH, Curry S. The geometry of three dimensional measurements from paired coplanar X-ray images. *Am J Orthod* 1983;84:313–322. [PubMed: 6578682]
3. Bookstein FL, Schafer K, Prossinger H, Seidler H, Fieder M, Stringer C, et al. Comparing frontal cranial profiles in archaic and modern homo by morphometric analysis. *Anat Rec* 1999;257:217–224. [PubMed: 10620751]
4. Bookstein, FL. *Morphometric tools for landmark data*. 1. Cambridge: Cambridge University Press; 1991. p. 435
5. Cevidanes LHS, Bailey LJ, Tucker GR, Styner MA, Mol A, Phillips CL, Proffit WR, Turvey T. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofac Radiol* 2005;34:369–375. [PubMed: 16227481]
6. Cevidanes LHS, Franco AA, Gerig G, Proffit WR, Slice DE, Enlow DH, et al. Assessment of mandibular growth and response to orthopedic treatment with 3-dimensional magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:16–26. [PubMed: 16027621]
7. Cevidanes LHS, Franco AA, Gerig G, Proffit WR, Slice DE, Enlow DH, et al. Comparison of relative mandibular growth vectors with high resolution 3-dimensional imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:27–34. [PubMed: 16027622]
8. Cevidanes LH, Bailey LJ, Tucker SF, Styner MA, Mol A, Phillips CL, et al. Three-dimensional cone-beam computed tomography for assessment of mandibular changes after orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:44–50. [PubMed: 17208105]
9. Chapuis J, Rudolph T, Borgesson B, De Momi E, Pappas IP, Hallermann W, et al. 3D surgical planning and navigation for CMF surgery. *Proc SPIE Medical Imaging* 2004;5367:403–410.
10. Gerig G, Jomier M, Chakos M. Valmet: a new validation tool for assessing and improving 3D object segmentation. *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf* 2001;2208:516–528.
11. Ghafari J, Baumrind S, Efstratiadis SS. Misinterpreting growth and treatment outcome from serial cephalographs. *Clin Orthod Res* 1998;1:102–106. [PubMed: 10321138]
12. Harrell WE Jr, Hatcher DC, Bolt RL. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:325–330. [PubMed: 12226616]
13. Kau CH, Richmond S, Incrpera A, English J, Xia JJ. Three-dimensional surface acquisition systems for the study of facial morphology and their application to maxillofacial surgery. *Int J Med Robot* 2007;3:97–110. [PubMed: 17619242]
14. Kau CH, Zhurov A, Richmond S, Bibb R, Sugar A, Knox J, Hartles F. The 3-dimensional construction of the average 11-year-old child face: a clinical evaluation and application. *J Oral Maxillofac Surg* 2006;64:1086–1092. [PubMed: 16781342]
15. Mitteroecker P, Gunz P, Bookstein FL. Semilandmarks in three dimensions. *Evol Dev* 2005;7:244–258. [PubMed: 15876197]
16. Rueckert D, Sonoda LI, Denton E, Rankin S, Hayes C, Hill DLG, et al. Comparison and evaluation of rigid and non-rigid registration of breast MR images. In *Proc SPIE Medical Imaging* 1999;3661:78–88.
17. Togashi K, Kitaura H, Yonetsu K, Yoshida N, Nakamura T. Three-dimensional cephalometry using helical computer tomography: measurement error caused by head inclination. *Angle Orthod* 2002;72:513–520. [PubMed: 12518942]
18. Yuskevich PA, Piven J, Hazlett HC, Smith RG, Ho S, Gee JC, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage* 2006;31:1116–1128. [PubMed: 16545965]



**Figure 1.**

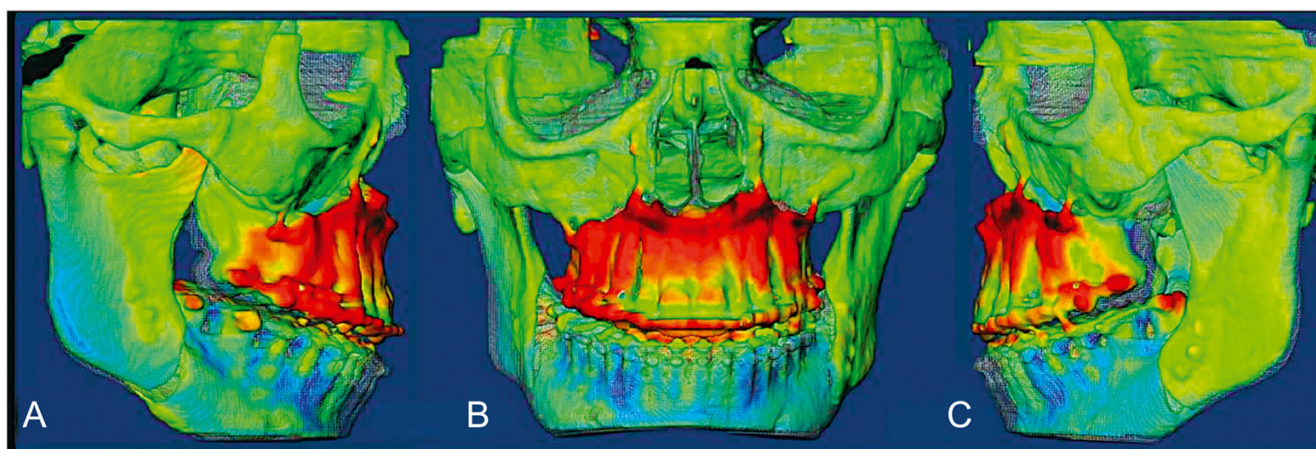
La superposition de modèles 3-D chez des enfants en croissance diffère de celles de patients adultes. (A) Superpositions chez des sujets adultes dans lesquelles toute la surface de la base du crâne a été utilisée pour l'enregistrement des images d'avant et après traitement. (B) Pour l'évaluation de la croissance, l'enregistrement a été fait sur les surfaces de la fosse crânienne antérieure qui ont fini leur croissance dès la petite enfance, de sorte à discriminer la croissance par rapport à la base du crâne. (C) Calcul entièrement automatisé des paramètres rotationnels et translationnels entre les images consécutives.





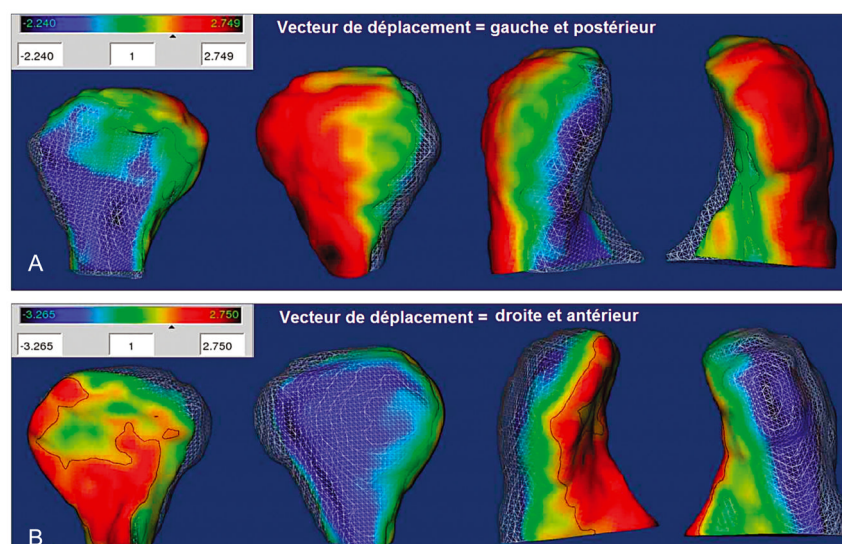
**Figure 2.**

(A) Image avant traitement. (B) Après un an de traitement chirurgical. (C) Visualisation des modifications squelettiques A (en blanc) et B (en rouge) superposées sur la base du crâne par semi-transparence. (D) Quantification des modifications des tissus mous, pour ce cas, en utilisant les tables de correspondance de couleurs.



**Figure 3.**

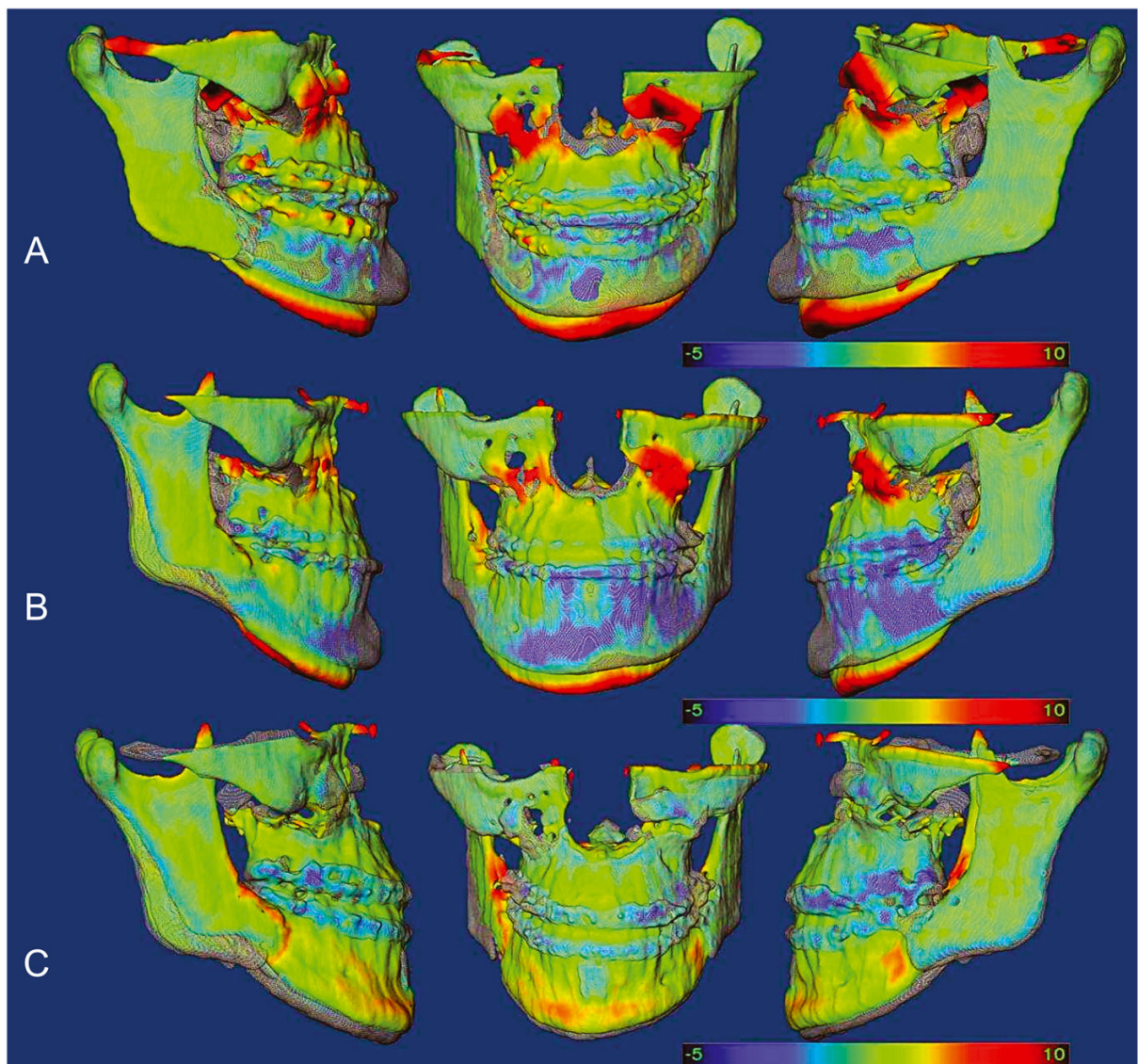
Superposition des modèles pré-et post-chirurgicaux chez des sujets adultes montrant les distances entre les surfaces des deux modèles. La surface de la base du crâne est utilisée pour l'enregistrement. Sur la table de correspondance de couleur, la base du crâne apparaît en vert (0 mm de distance) montrant son bon calage entre des modèles d'avant et après traitement. Noter que le maxillaire a été avancé comme le montre son apparence en rouge. Le recul de la mandibule maintient dans la même position les ramus alors que le corpus glisse vers l'arrière.



**Figure 4.**

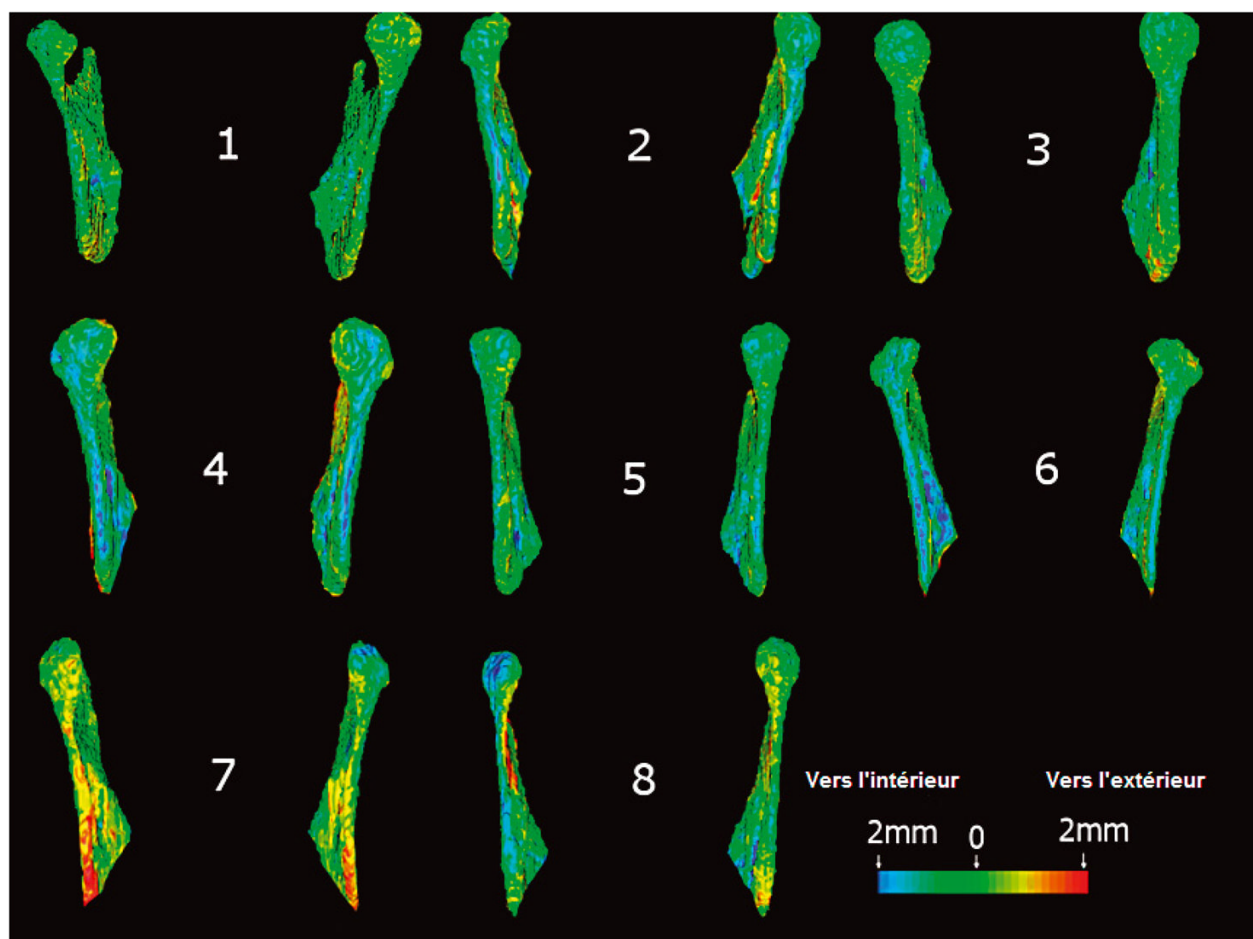
La direction du déplacement d'une région anatomique spécifique (condyle mandibulaire gauche) est clairement identifiée avec les méthodes décrites. Codage couleurs des déplacements montrant la rotation vers l'intérieur du pôle médial lorsque la mandibule est avancée (A), et vers l'extérieur lorsque la mandibule est reculée (B).



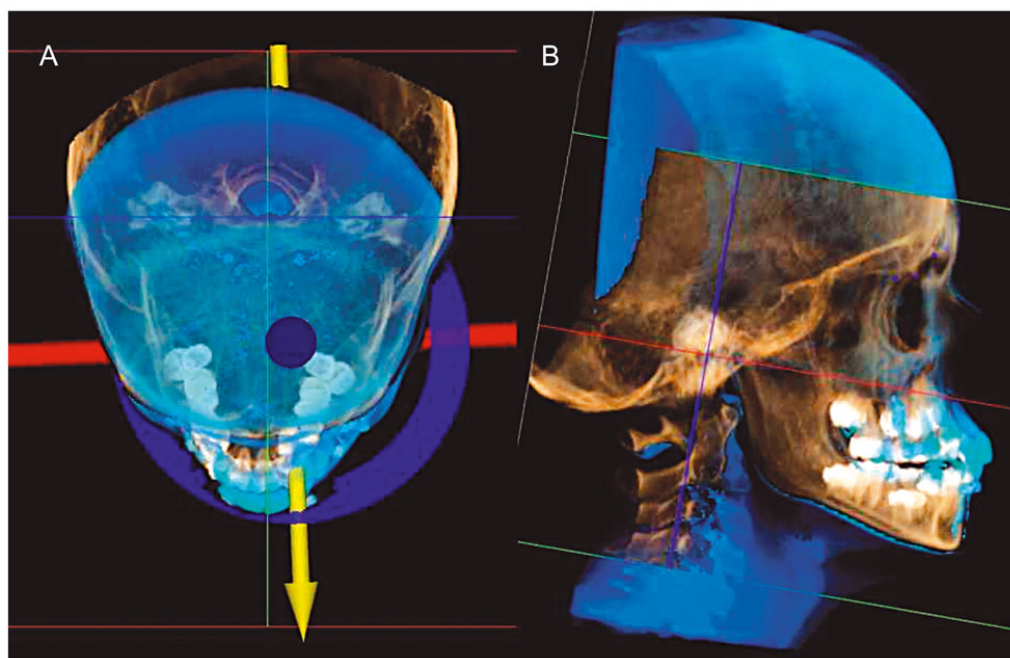


**Figure 5.**

Étapes avant chirurgie, au retrait des attelles, et un an après chirurgie chez un patient traité par avancement maxillaire et recul mandibulaire. (A) Superposition du modèle pré-chirurgical (transparent) et du modèle post-chirurgical au retrait des attelles (table de correspondance de couleur) montrant les distances entre les surfaces des deux modèles. La surface de la base du crâne a été utilisée pour l'enregistrement. Noter que le maxillaire a été déplacé vers l'avant et vers le bas, tel que l'indique sa couleur rouge. Le recul de la mandibule maintient de façon précise le ramus dans sa position initiale tout en faisant glisser le corpus vers l'arrière. (B) Les distances entre les surfaces du modèle pré-chirurgical (transparent) et du modèle un an après chirurgie (table de correspondance de couleur) montrent l'avancement maxillaire et le recul mandibulaire. (C) Les distances entre la surface du modèle enregistré lors du retrait des attelles (transparent) et celle du modèle un an après chirurgie (table de correspondance de couleur) montrent les adaptations des corpus et ramus consécutives à la chirurgie.

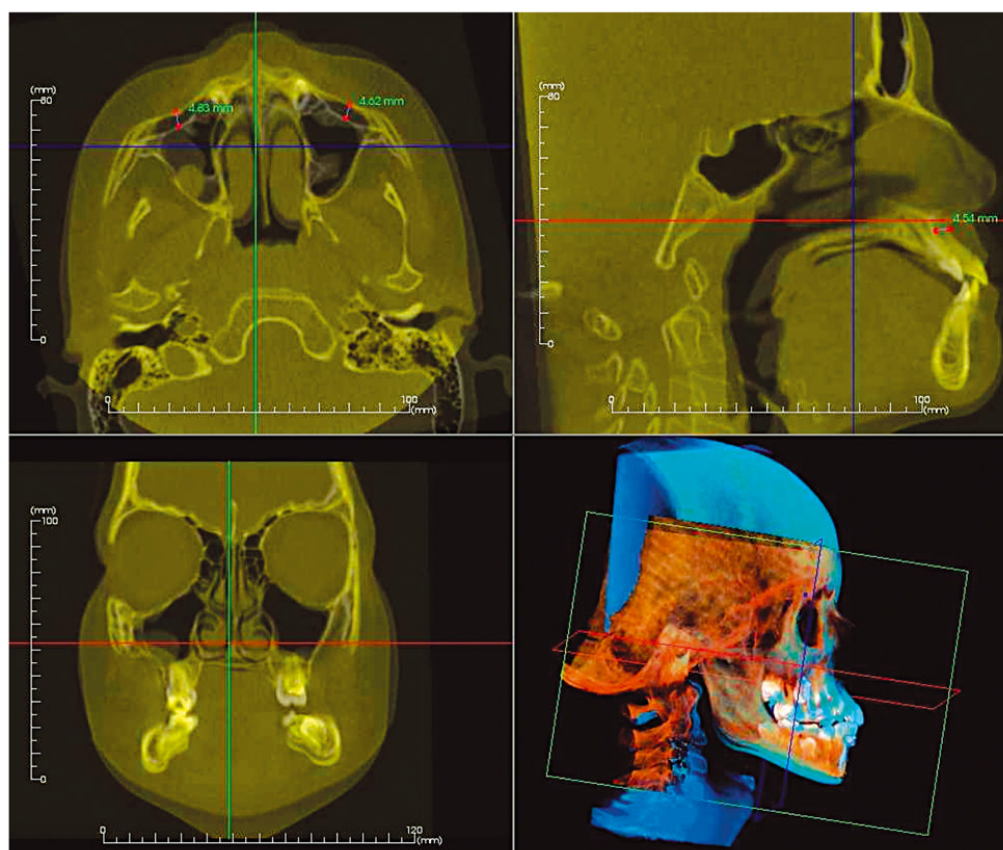


**Figure 6.**  
Vue postérieure des modèles 3-D une semaine après chirurgie et un an après chirurgie des huit patients traités avec une chirurgie maxillaire seulement.



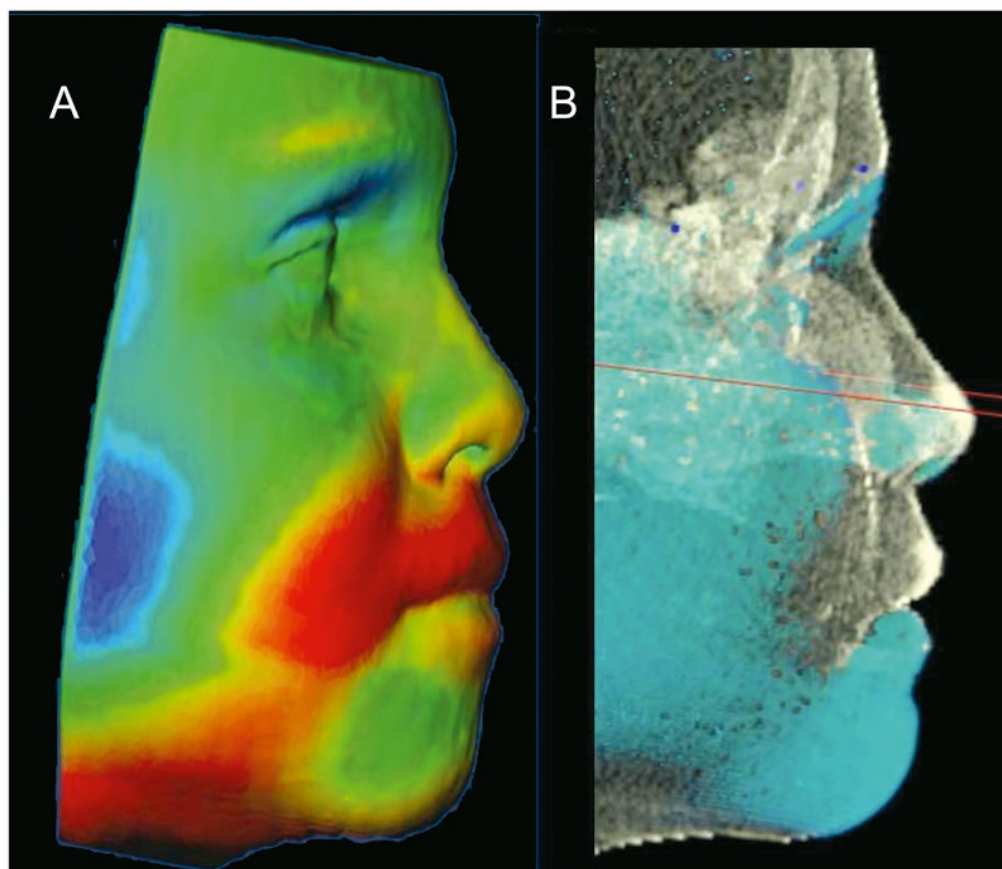
**Figure 7.** Superposition avec le logiciel « Invivo ». (A) Ajustement manuel des axes  $x$ ,  $y$  et  $z$  pour la superposition des trois images. (B) Visualisation de l'avancement maxillaire après enregistrement manuel.





**Figure 8.**

Superposition montrée dans la figure 7, où l'image tomodensitométrique à faisceau conique initiale est montrée sur une échelle à niveau de gris et celle prise un an après la chirurgie est montrée en jaune. Noter que la quantification des modifications peut être faite uniquement sur des coupes 2-D et que l'enregistrement n'est pas adéquat dans les trois plans, comme le montrent les coupes transversales.



**Figure 9.**

Visualisation des modifications des tissus mous sur les modèles 3-D virtuels par enregistrement au niveau de la base du crâne. (A) Enregistrement des surfaces des modèles présentés par le logiciel « CMF », objectivant les codes de couleurs de milliers de distances entre ces surfaces permettant la description des modifications au niveau des tissus mous. (B) Enregistrement des images avec le logiciel « Invivo » permettant la visualisation des modifications induites au niveau des tissus mous par le traitement.