



HAL
open science

Réalité Augmentée pour les Radiographies en Céphalométrie

Barbara Romaniuk, Michel Desvignes, Julien Robiaille, Marinette Revenu,
Marie-Josèphe Deshayes

► **To cite this version:**

Barbara Romaniuk, Michel Desvignes, Julien Robiaille, Marinette Revenu, Marie-Josèphe Deshayes. Réalité Augmentée pour les Radiographies en Céphalométrie. International Conference on Image and Signal Processing, 2001, Agadir, Maroc. pp.221-229. hal-00859019

HAL Id: hal-00859019

<https://hal.science/hal-00859019>

Submitted on 7 Oct 2014

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.

Réalité Augmentée pour les Radiographies en Céphalométrie

B. Romaniuk*, M. Desvignes*, J. Robiaille*, M. Revenu*, MJ. Deshayes **

* GREYC-CNRS 6072
Bd Maréchal Juin
14050 Caen Cedex
France

** Société
Télécrâne Innovation
<http://www.cranexplo.net>

{bromaniu, desvignes, jrobaiil, mrevenu}
@greyc.ismra.fr

Abstract

In this paper, we propose a computer assisted visualization for manual landmarking of specific points on cephalometric radiographs of young children. The very low signal to noise ratio, the superimposing of anatomical structures on bidimensionnal radiographies, the anatomical and acquisition dissymetries and artefacts make practician interpretation of radiographs hard. On children radiographs, the localization of cephalometric points presents a great inter-subject, and inter- and intra-expert variability, which is considerably reduced by considering an adaptative coordinates space. Each cephalometric point is localized relatively to anatomical structures (bones, sutures), we then propose to locally improve the image visualized by the practician relatively to the characteristics of the image and the structures to be detect. The augmented reality image is realized in two steps. At first, a statistical landmarking provides us a mean position of each point. A local and adapted treatment around this point increases the perception of needed structures for landmarking. This method is applied to the difficult problem of cephalometric radiographs interpretation, and gives good results according to the cephalometric expert.

1 Introduction

Le but de la céphalométrie est l'étude de la croissance du crâne chez de jeunes enfants, afin d'améliorer les résultats de l'intervention orthodontique. Cette étude est basée sur le repérage de points céphalométriques sur les téléradiographies, qui sont une projection sagittale bidimensionnelle du crâne [5]. Ils sont utilisés dans le calcul des caractéristiques telles que la longueur ou les angles entre deux lignes obtenues à partir de ces points céphalométriques. L'interprétation de ces caractéristiques mène à un diagnostic visant à évaluer l'écart de la morphologie du patient à celle de la forme idéale [8]. Elles sont aussi utilisées pour évaluer la stabilité et les résultats de différents traitements orthodontiques [12] [6]. Le repérage des points céphalométriques est difficile et une importante variabilité inter- et intra-expert de la localisation des points est notée. Il est donc nécessaire de réduire cette variabilité.

Les points céphalométriques sont définis précisément par rapport au crâne et aux os, qui sont des objets tridimensionnels. Ces définitions sont souvent difficiles à appliquer sur des radiographies, qui sont des projections bidimensionnelles d'objets tridimensionnels. La plupart des points céphalométriques sont alors définis comme intersection entre des os et des sutures, qui sont représentées par des structures curvilinéaires blanches (os) ou noires (sutures). Elles sont souvent difficiles à localiser à cause de la superposition de nombreux autres os sur la projection [9]. Les définitions des points céphalométriques sont spécifiques pour chacun des points : il est donc nécessaire de développer des méthodes de traitements adaptés à chaque point céphalométrique recherché.

L'un des buts principaux du travail présenté ici est de permettre un repérage manuel assisté par ordinateur, ce dernier consistant à proposer à l'utilisateur des images augmentées, c'est à dire des images où les structures importantes sont mieux

perçues par le praticien. Dans l'étude de chaque céphalogramme, chacun des points céphalométriques bénéficie d'une région d'intérêt automatiquement définie. Le contraste de ces régions d'intérêt est modifié afin de mettre en évidence les structures anatomiques utiles au positionnement des points céphalométriques. Ces régions forment un support au repérage manuel des points céphalométriques sur les radiographies.

La première étape de ce travail consiste à trouver un repère qui évolue avec la forme, la taille et l'orientation du crâne étudié. Le contour interne du crâne forme la composante essentielle de notre nouveau repère car il s'adapte à la morphologie du patient [11]. Ce repère doit être recalculé pour chaque nouvelle radiographie.

La deuxième étape est le repérage. Diverses méthodes sont utilisées dans d'autres travaux : superposition ou déformation d'une image sur un atlas [13], d'un ensemble de points repérés sur une autre image [1] ou encore une déformation élastique ou fluide [2] couteuse en temps.

La deuxième étape est le repérage statistique des points céphalométriques. L'apprentissage est effectué sur 28 radiographies. A l'issue de cet apprentissage, nous obtenons des coefficients statistiques utilisés ensuite pour déterminer les positions statistiques des points céphalométriques. Sur de nouvelles radiographies, le repérage statistique des points céphalométriques donne une approximation de la position des points. En utilisant l'écart type de l'erreur entre la position réelle et la position estimée, on peut alors définir une petite région autour du point céphalométrique étudié. Certains des points sont ensuite regroupés (avec l'aide experte) permettant ainsi de définir la notion de régions d'intérêt. Les régions d'intérêt contiennent les points céphalométriques ainsi que les structures anatomiques dont l'expert a besoin pour localiser ces points céphalométriques. La réalité augmentée facilite alors le travail du praticien en améliorant sa perception des structures. Le contraste des principales structures anatomiques utilisées durant le processus de localisation des points céphalométriques est réhaussé en fonction de la région d'intérêt.

Dans une première partie nous présenterons la localisation automatique des régions d'intérêt. Cette localisation nécessite plusieurs étapes : définition du repère, repérage statistique des points céphalométriques, définition des régions d'intérêt. Ensuite nous expliciterons le processus visant à proposer des images augmentées dans les différentes régions d'intérêt. Nous présenterons finalement les bons résultats obtenus.

2 Repérage automatique des régions d'intérêt

2.1 Un repère adaptatif

L'idée est d'extraire un objet simple, qui pourrait caractériser les dimensions et la forme du crâne. On a alors décidé de se référer à la surface interne du crâne (contour endocrânien). Celle-ci permet d'obtenir un modèle numérique simple caractérisant aussi bien la position que la forme du crâne.

Le problème principal de la détection des contours est la différence de l'intensité des contours qui dépend fortement des régions dans lesquelles se trouve le contour. Les structures osseuses de la partie supérieure du crâne sont plus prononcées que celles localisées à proximité du sphénoïde, où un contraste faible rend la détection très problématique.

Le contour endocrânien est détecté à l'aide de la méthode des contours actifs, issue du modèle de Cohen [4]. Le gradient de Deriche a été choisi pour le calcul du gradient [7]. La courbe ainsi obtenue (contour endocrânien) est ensuite simplifiée : elle est représentée par 16 points régulièrement répartis sur la courbe. Le premier point est le point de courbure maximale. Il se trouve près de l'intersection entre le contour endocrânien et l'os nasal. Ce point est stable, *i.e.* il est toujours présent dans la même région quelle que soit l'image étudiée. Les 15 autres points sont régulièrement distribués sur la courbe endocrânienne à partir du point de plus forte courbure. 5 autres points sont ensuite ajoutés : l'isobarycentre de tous les points de la courbe endocrânienne, ainsi que les 4 coins du plus petit rectangle contenant cette courbe.

Soit l'ensemble de vecteurs ζ :

$$\zeta = \{ (O_i, \vec{v}_i) \mid \forall (j, k) \in \{1 \dots n\}, j < k, \exists i \text{ tel que } O_i = P_j \text{ et } \vec{v}_i = \overrightarrow{P_i P_k} \} \quad (1)$$

Les points P_i sont les points caractéristiques extraits de la courbe du contour endocrânien. Un ensemble de $p = n(n-1)/2$ couples composés d'un point et d'un vecteur est ainsi obtenu. ζ est l'ensemble de tous les vecteurs qui peuvent être formés entre les points caractéristiques. Pour un point M donné, un ensemble de paramètres $\{\alpha_1, \dots, \alpha_p\}$ est défini par l'équation :

$$\alpha = \langle \overrightarrow{OM} \mid \vec{v} \rangle \quad (2)$$

Le passage d'un repère cartésien à l'ensemble $\{\alpha_1, \dots, \alpha_p\}$ peut être formulé à l'aide d'un système linéaire. Soit X le vecteur correspondant au point M (dans un repère homogène) :

$$X = \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ 1 \end{pmatrix} \tag{3}$$

Le calcul du coefficient α_i associé au couple $(O_i, \vec{v}_i) \in \zeta$ peut être formulé par l'équation :

$$\alpha_i = (v_{ix} \ v_{iy} \ - (O_{ix}v_{ix} + O_{iy}v_{iy})) \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ 1 \end{pmatrix} \tag{4}$$

Ainsi connaissant l'ensemble ζ à chaque point M sont associés ses paramètres α_i grâce à une multiplication matricielle

$$\alpha = AX \tag{5}$$

Les coordonnées α_i correspondent à la projection du point M sur chacun des vecteurs construits à partir de l'ensemble ζ . Ce repère permet à chacun des points de la radiographie d'être positionné en fonction de la forme et de la morphologie du patient. Ceci est notre nouveau repère.

2.2 Repérage statistique des céphalogrammes

La méthode de repérage global des points céphalométriques est basée sur l'estimation de la valeur moyenne de α , $\hat{E}[\alpha]$, sur un ensemble d'apprentissage de radiographies expertisées, où la position exacte de chaque point céphalométrique est connue. Ensuite, lors de l'analyse d'une nouvelle radiographie, α est approximé par $\hat{E}[\alpha]$.

Cette estimation est effectuée sur un ensemble d'apprentissage de 28 radiographies expertisées. On sait déterminer l'ensemble ζ en utilisant le contour endocrânien. Il est ensuite possible de calculer la matrice A . Pour placer un nouveau point Y sur une radiographie nouvelle, il est nécessaire d'inverser le système $\hat{E}[\alpha] = AY$.

La solution de ce système est obtenue par la méthode des moindres carrés pondérés. L'idée est de considérer la variance $\sigma_i = \hat{E}[(\alpha_i - \hat{E}[\alpha_i])^2]$ comme coefficient de pondération. En effet, si la variance $\hat{\sigma}_i$ du coefficient α_i est faible, ceci signifie que l'information contenue par ce coefficient est plus précise que celle contenue par un autre coefficient dont la variance est supérieure. Soit la matrice de pondération :

$$P = \begin{pmatrix} \frac{1}{\hat{\sigma}_0} & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \frac{1}{\hat{\sigma}_1} & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & \frac{1}{\hat{\sigma}_p} \end{pmatrix} \tag{6}$$

La fonction coût associée à l'inversion par la méthode des moindres carrés avec matrice de pondération devient : $J = \| P\hat{E}[\alpha] - APX \|^2$. Chaque coefficient n'a donc plus la même importance dans la résolution du système.

Enfin, on ne retient que les plus grands coefficients de P . Les autres seront mis à 0. Une étude de l'erreur de repérage globale en fonction du nombre de paramètres conservés a permis de constater que cette erreur présentait un minimum pour 20 coefficients, puis restait stable lorsque ce nombre augmentait.

La position d'un point X quelconque de la radiographie est alors donnée par l'équation :

$$\hat{X}_{MC} = (A^t P^t P A)^{-1} A^t P^t \hat{E}[\alpha] \tag{7}$$

Lorsque l'on veut calculer la position d'un point dans une nouvelle radiographie, il est nécessaire de calculer en premier les composantes du repère adaptatif relatif à cette radiographie. Les vecteurs \vec{v}_i décrivant la surface interne du crâne permettent de calculer la matrice A , pour ensuite résoudre l'équation (7), qui donne finalement les coordonnées du point étudié.

2.3 Régions d'intérêt

L'étape suivante de cette étude est la définition des régions d'intérêt. Cette définition est basée sur une étude statistique du repérage des points céphalométriques calculé au cours de l'étape précédente.

Les fenêtres d'intérêt correspondent à des régions précises de la radiographie. Elles contiennent un à quatre points céphalométriques chacune ainsi que les structures anatomiques (os et sutures) nécessaires à l'expert humain en vue d'une

localisation précise des points céphalométriques. Six régions d'intérêt ont été définies conjointement par un expert orthodontiste et un expert en imagerie en fonction des caractéristiques images et anatomiques. Par exemple, un bon emplacement du point M nécessite la connaissance de la direction de la branche montante du maxillaire. La fenêtre numéro un contient trois points céphalométriques M , Na et FM qui sont proches, ainsi que la branche montante du maxillaire indispensable à leur identification.

La position statistique d'un point céphalométrique permet de calculer les écarts entre les positions calculées et les positions réelles de l'expert. Ce calcul est effectué sur un échantillon de radiographies d'apprentissage (différent de celui utilisé auparavant). L'écart type entre les coordonnées calculées statistiquement et celles de l'expert est alors évalué. Cet écart type est calculé distinctement selon l'axe des X et l'axe des Y . Les limites de la fenêtre sont définies à l'aide de ces écarts type. En supposant que la position des points suive une distribution gaussienne, un point céphalométrique est alors localisé avec une erreur de 0.5% dans un rayon de trois fois l'écart type (selon l'axe des X et l'axe des Y) autour de la position statistique de ce point. Ce rayon de trois écarts type définit automatiquement une région d'appartenance.

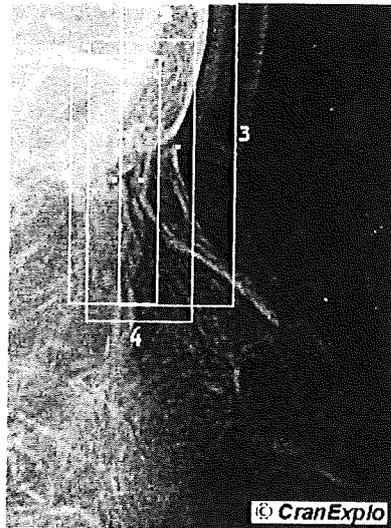


Figure 1: Régions d'appartenance utilisées pour déterminer la fenêtre d'intérêt finale

Les limites des régions d'intérêt nécessitent le calcul des régions d'appartenance de chacun des points céphalométriques qu'elles contiennent. Les frontières des régions d'appartenance sont ensuite utilisées pour marquer les frontières de la fenêtre d'intérêt final. La figure 1 donne un exemple d'une telle démarche dans le cas de la première fenêtre d'intérêt. Sur cette image les frontières extrêmes 1, 2, 3 et 4 des trois régions d'appartenance sont utilisées pour marquer les frontières de la fenêtre finale. Ces frontières sont ajustées par quelques contraintes anatomiques. Par exemple, dans le cadre du repérage des points céphalométriques présents dans la première fenêtre, l'orthodontiste éprouve la nécessité de connaître la direction de la branche montante du maxillaire : la hauteur de la fenêtre est alors augmentée de manière à comporter toute cette structure.

Les 14 points requièrent six fenêtres contenant chacune entre un et quatre points céphalométriques recherchés. La figure 2 présente le résultat de la localisation automatique de ces fenêtres d'intérêt sur une radiographie.

3 Réalité augmentée

3.1 Traitements adaptés aux caractéristiques des régions

L'étape suivante consiste à proposer une meilleure perception des structures dans les fenêtres d'intérêt afin d'aider l'orthodontiste lors du repérage manuel des points céphalométriques. L'objectif est donc de mettre en évidence les structures anatomiques nécessaires à la localisation de chacun des points céphalométriques d'un point de vue perception humaine[10].

Les régions d'intérêt présentant des particularités différentes, chaque fenêtre d'intérêt bénéficie d'un traitement spécifique adapté à ses propres caractéristiques. Les fenêtres contiennent de nombreuses informations visuelles, dont un sous-ensemble se révèle important lors du repérage. Ce sont uniquement ces informations dont la perception par l'expert doit être améliorée.

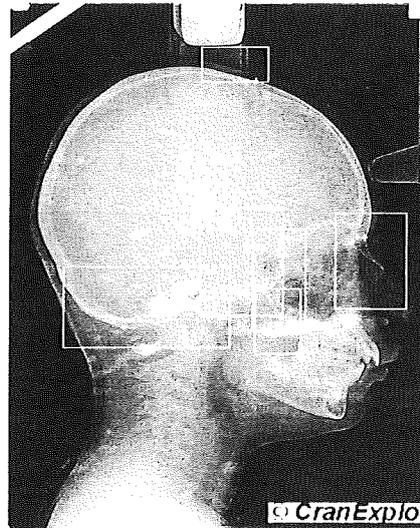


Figure 2: Localisation automatique des fenêtres d'intérêt sur une radiographie

Les points céphalométriques sont définis à l'aide d'intersection de structures ou bien à l'aide de caractéristiques géométriques d'une structure osseuse. Trois types de structures sont utilisés :

- les sutures, qui se présentent sous la forme de lignes foncées de faible largeur,
- les frontières d'os, qui se présentent sous la forme de contours classiques en traitement d'images, avec un passage du clair au foncé et réciproquement,
- de très fines structures osseuses, qui se présentent sous la forme de fines bandes claires (selle turque).

D'un point de vue spatial, la plupart des fenêtres sont positionnées dans la partie centrale du crâne, qui est une zone où les empilements des structures 3D sur la projection 2D sont importants. L'image à cet endroit est d'un très mauvais rapport signal/bruit, avec une faible dynamique. Les structures recherchées sont donc difficilement discernables. Les caractéristiques des fenêtres d'intérêt numéro 2, 3, 4, et 5 sont très proches de cette description. Dans ces fenêtres, les structures sont des frontières d'os. Elles ont donc un traitement analogue.

La fenêtre numéro 1, proche de la région nasale, comporte une zone claire et une région foncée. Les structures à rechercher sont des structures noires de grande longueur.

La fenêtre numéro 6, proche du point Brégma, comporte elle aussi une zone claire et une zone foncée. Les structures sont là aussi des sutures, mais cette fois-ci de très courtes longueurs.

Cette description des caractéristiques photométriques et spatiales des zones d'intérêt a pour conséquence de guider les choix des traitements effectués et de regrouper les traitements d'amélioration visuelle en trois catégories :

- mise en évidence des contours osseux dans des régions peu contrastées
- mise en évidence d'une suture fine, longue et noire
- mise en évidence d'une suture noire courte.

3.2 Réhaussement de structures dans les régions peu contrastées

Au vu des caractéristiques des images définies précédemment, l'amélioration perceptive est un rehaussement de contraste par une égalisation d'histogramme. Compte tenu de la nature des images (Rayons X), sensibles au bruit de speckle (multiplicatif), un classique traitement contre ce type de bruit [3] a été aussi soumis à l'expert.

Une égalisation d'histogramme a été jugée suffisante par l'expert humain dans le cadre de l'augmentation de la lisibilité des fenêtres en vue d'une aide à la localisation manuelle des points : elles sont très peu contrastées et une aide à leur visualisation consiste en une mise en valeur de certaines structures osseuses (structures blanches sur la radiographie). La suppression du bruit de speckle diminue parfois l'information sur les fines structures et a été rejetée par le praticien.

La figure 3 présente les résultats obtenus après égalisation d'histogramme effectuée sur la fenêtre trois.

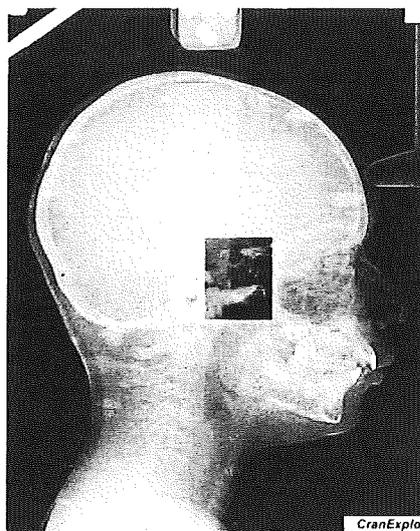


Figure 3: Egalisation d'histogramme dans la fenêtre trois (selle turcique)

3.3 Rehaussement d'une structure longue et noire

La fenêtre un regroupe trois points céphalométriques et présente un bon contraste. La localisation des différents points qu'elle contient nécessite pourtant une bonne identification aussi bien au niveau des structures noires (sutures) qu'au niveau des structures blanches (os) [9]. Les structures anatomiques nécessaires sont la branche montante du maxillaire, l'os nasal, la suture naso-frontale et la suture naso-fronto-maxillaire. En général, les structures osseuses sont bien visibles sur les radiographies dont nous disposons (l'os nasal et l'os frontal). Le problème se pose au niveau de la visibilité de la branche montante du maxillaire qui est une courbe noire en dessous de l'os nasal. Il s'agit donc de trouver une méthode pour détecter des lignes assez fines sur la radiographie puis de modifier localement le contraste.

3.3.1 Détection des contours

La branche montante du maxillaire est une très fine structure (0.5 mm soit 3 pixels environ) plus foncée que son environnement. Elle peut être interrompue en un ou plusieurs endroits (figure 5). Le contraste est souvent faible. La solution retenue consiste à détecter les bords de la suture, puis à les épaissir tout en rehaussant leur contraste avec le voisinage (figure 4). La détection des bords, est réalisée par un détecteur de contours de type Deriche. Le paramètre α est classiquement pris égal à 0.9. Une suppression des gradients non maxima permet ensuite de supprimer les points de gradient élevé, qui ne correspondent pas à un point de contour. La détection des bords fait ensuite appel à des connaissances à priori acquises sur l'ensemble des images dont nous disposons (157 images). Le contraste de la suture avec son environnement est supérieur au bruit de l'image, estimé par la variance du gradient (σ), mais nettement plus faible que celui des structures osseuses. En assimilant le premier pic de l'histogramme à une gaussienne, les valeurs du gradient de la suture se situe à la limite de cette gaussienne. Nous utilisons donc un seuillage par hystérésis. Le seuil haut est égal à 3σ , le seuil bas à 2σ . Ce seuillage effectue une reconstruction de l'image seuillée à 2σ à partir de l'image seuillée à 3σ . Lors de cette reconstruction, toutes les structures de fort gradient ($>3\sigma$) seront présentes. Les structures de faible gradient connexes à des structures de fort gradient seront conservées dans l'image finale. Ceci permet d'éliminer le bruit, tout en conservant les structures significatives.

La radiographie est fortement bruitée par les tissus mous qui ne servent pas lors du repérage des points céphalométriques présents dans cette fenêtre. Par ailleurs que la branche montante du maxillaire, que ce traitement doit mettre en valeur, est une suture assez fine et longue. Les chaînes de longueur inférieure ou égale à deux seront éliminées de l'image gradient, pour ne préserver dans l'image gradient que les contours assez longs pour être significatifs.

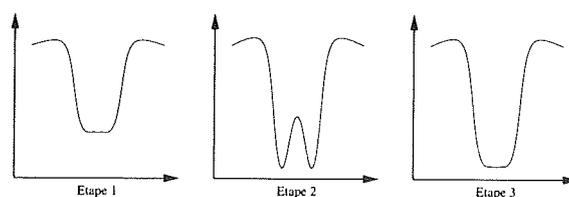


Figure 4: Critère de mise en valeur des structures noires

3.3.2 Amélioration de la perception

L'objectif est d'augmenter le contraste de la suture avec son voisinage. Le principe commun à ces méthodes est de modifier l'intensité des points de contours (bords de la suture : figure 4, étape 2), ainsi que celle de leurs voisins immédiats (figure 4, étape 3) si ceux-ci sont des points susceptibles d'être une suture. Ces derniers points sont estimés à partir de leur caractéristiques photométriques. Compte tenu des structures osseuses traversées, les intensités des points de la suture sont proportionnelles environ à 1/3 de l'intensité de la boîte crânienne. Cette dernière est estimée par la moyenne des points situés à l'intérieur du contour endocrânien déterminé au paragraphe 2.1. Ceci donne la valeur maximum de l'intensité des points de la suture. L'intensité des points sélectionnés est ensuite modifiée par une fonction. Trois fonctions ont été proposées à l'expert.

- La première fonction augmentait l'intensité des points blancs et diminuait celle des points noirs,
- la deuxième fonction diminuait l'intensité des points noirs,
- la troisième fonction mettait l'intensité des points noirs à zéro.

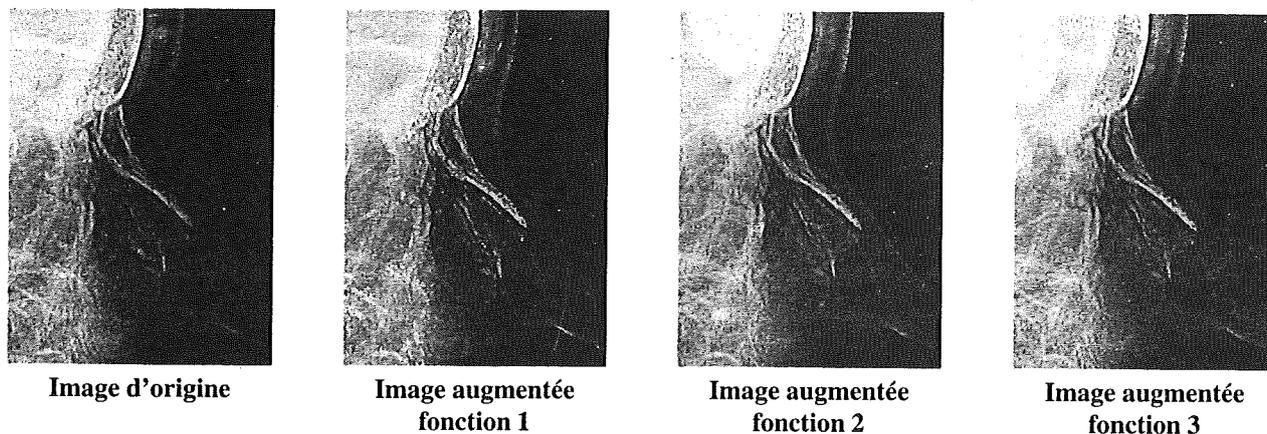


Figure 5: Résultats obtenus pour la première région d'intérêt

La figure 5 montre les résultats obtenus. Le travail a été évalué à l'aide d'une base constituée de 57 radiographies. Le traitement proposé pour la fenêtre 1 est jugé efficace sur 52 des 57 radiographies. Sur les 5 radiographies restantes, l'image d'origine en elle-même ne contient aucune information concernant l'existence de la branche montante du maxillaire qui doit être mise en valeur. D'un point de vue perceptif, le praticien a préféré la troisième méthode dans la plupart des cas. La première fonction rehaussait trop les zones claires, gênant la perception des lignes noires. La deuxième fonction n'augmentait pas suffisamment le contraste.

3.4 Sixième région d'intérêt

La suture fronto-pariétale, qui souvent est peu visible, doit être réhaussée dans la fenêtre six. Cette fenêtre présente un assez bon contraste. La suture en question est positionnée dans une zone de l'image, où le céphalostat présente deux artéfacts. Le deuxième problème dans cette région est l'absence, dans un certain nombre de cas, de la suture qui disparaît chez des

enfants plus âgés. La suture est une structure curviligne qui paraît plus foncée que son environnement. Elle est positionnée sur le contour exocrânien, et se dirige en direction du centre du crâne. L'angle entre la suture et le contour exocrânien est toujours d'environ 60° . La détection de cette suture est effectuée en utilisant ces propriétés. Le schéma de détection est itératif : on commence avec une courbe sur le contour exocrânien. Plusieurs positions potentielles de la suture sont obtenues en recalant le modèle d'intensité (figure 6) de la suture le long de la courbe préalablement définie. Ces nouvelles positions doivent être mises en correspondance avec les points préalablement détectés à l'itération précédente. Elles doivent former approximativement une courbe droite dont la direction est d'environ 60° avec celle du contour exocrânien. La courbe exocrânienne est ensuite déplacée en direction du barycentre du crâne et le processus réitéré sur une distance d'environ 5mm, correspondant à l'épaisseur de l'os crânien..

Les structures foncées détectées grâce à cette méthode sont connectées au contour exocrânien. Les trois plus longues sont conservées car le céphalostat ajoute dans cette région deux sutures "artificielles". Les petites structures correspondant au bruit sont ainsi supprimées. La figure 6 présente les résultats obtenus pour la fenêtre six.

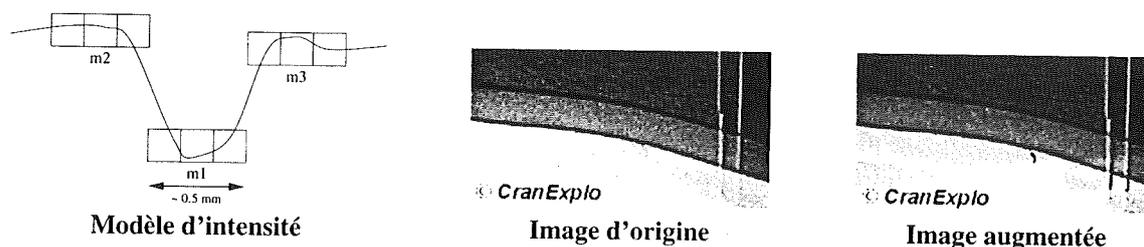


Figure 6: Résultats obtenus pour la fenêtre six

Le traitement proposé pour la fenêtre six donne des résultats moins bons que ceux obtenus pour la fenêtre un, car il ne s'applique que sur une seule suture, peu visible, parfois inexistante chez le patient, parfois masquée par le céphalostat. Sur la banque de 57 radiographies, 10 images donnent des résultats non satisfaisants. Sur la majorité de ces 10 images, la suture s'avère inexistante.

4 Résultats

Le repérage

Une évaluation de l'erreur entre les résultats du repérage statistique et ceux du repérage expert a été effectuée. Dans la région proche de la région fronto-nasale, dans laquelle se trouve la première région d'intérêt, la valeur moyenne de l'erreur est d'environ 2.1 mm en X, 3.9 mm en Y, avec une erreur maximale d'environ 26 mm. Dans les autres régions, dans lesquelles se trouve la majorité des points céphalométriques, la valeur moyenne de l'erreur est de 3.5 mm en X, 2.6 mm en Y, avec un maximum réduit à 15 mm. Les erreurs doivent alors être comparées avec les variabilités inter-expertes, qui ont été jugées supérieures aux valeurs que l'on obtient.

Réalité augmentée

L'efficacité des processus proposés pour les fenêtres d'intérêt un et six a été évaluée. Les processus spécifiques proposés pour les fenêtres un et six ont été jugés mauvais si les structures n'ont pas été réhaussées, ou si le réhaussement ne concernait pas les structures qui nous intéressent. 90% des images augmentées obtenues grâce au processus destiné à la première région d'intérêt donnent de bons résultats. Le processus proposé pour la sixième région d'intérêt est moins efficace, uniquement 85% des images résultantes sont intéressantes aux yeux du praticien. Cependant, la raison de ces échecs est souvent l'absence de la structure anatomique sur l'image d'origine. Une autre raison des échecs pour cette sixième région d'intérêt est la superposition entre la structure anatomique étudiée et le céphalostat.

Il est à noter que les processus d'amélioration de la perception ont été définis par et pour le praticien de manière assez subjective.

5 Conclusion

Cet article traite du difficile problème de repérage des points céphalométriques sur les radiographies. Nous avons proposé un schéma à réalité augmentée afin de répondre au besoin d'un repérage assisté par ordinateur. La première étape est d'effectuer un repérage automatique et de déterminer les régions d'intérêt.

Notre méthode permet d'obtenir un repère adaptatif, qui varie avec les caractéristiques de chacun des crânes étudiés. Dans ce repère spécifique, les points céphalométriques sont repérés statistiquement. Cette localisation permet de déterminer les régions d'intérêt, sur lesquelles le praticien se focalise habituellement lors du repérage. Dans chacune de ces régions, un processus spécifique est proposé pour mettre en valeur les structures locales. Les images augmentées sont alors proposées au praticien afin de l'aider dans son repérage manuel. Les résultats sont prometteurs, et ces travaux sont déjà intégrés à un logiciel développé par la société TCI (Cranexplo[©]) ainsi qu'un ouvrage pédagogique [10].

References

- [1] F.L. Bookstein. *Thin-Plate Splines and the Decomposition of Deformations*. IEEE PAMI, 11, (6), pp 567-585, 1989.
- [2] G.E. Christensen, R.D. Rabbitt, M.I. Miller. *Deformable Templates Using Large Deformation Kinematics*. Image Processing (5), pp. 1435-1447, 1996.
- [3] T. Crimmins. *The Geometric Filter for Speckle Reduction*. Applied Optics, Vol 24, N. 10, pp. 1438-1443, 1985.
- [4] L.D. Cohen, I. Cohen. *Finite-Element Methods for Active Contour Models and Balloons for 2-D and 3-D Images*. IEEE Transactions on PAMI, Vol 15, pp 1131-1147, 1993.
- [5] M. Crétot. *L'image téléradiographique en céphalométrie*. Éditions cpd, 1989.
- [6] D.N. Davis, C.J. Taylor. *A Blackboard Architecture for Automatic Cephalogram Analysis*. Medical Informatics, Vol 16, pp 137-149, 1991.
- [7] R. Deriche. *Fast algorithms for low-level vision*. IEEE Transactions on PAMI, 1(12), pp 78-88, January 1990.
- [8] M.J. Deshayes. *Nouvelle approche de céphalométrie: le projet télérâne international*. L'orthodontie française, 1997.
- [9] M.J. Deshayes. *Cranofacial Morphogenesis* CD-ROM, 1998.
- [10] M.J. Deshayes. *Repérages crâniens Cranial Landmarks* Editions CRANEXPLO, 2000.
- [11] M. Desvignes, B. Romaniuk, R. Demoment, M. Revenu, M.J. Deshayes. *Computer Assisted Landmarking of Cephalometric Radiographs* IEEE Southwest Symposium on Image Analysis and Interpretation, Austin, Texas, pp 296-300, April 2000.
- [12] A. Ratter, O. Baujard, C.J. Taylor, T.F. Cootes. *A Distributed Approach to Image Interpretation Using Model Based Spatial Reasoning* BVMA, pp 476-481, 1993.
- [13] G. Subsol, J.Ph. Thirion, N. Ayache. *A General Scheme for Automatically building 3D Morphometric Anatomical Atlases: Application to a Skull Atlas*. Medical Image Analysis, 2 (1), pp 37-60, 1998.