



**HAL**  
open science

## Détection et modélisation du contour crânien sur des céphalogrammes

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

► **To cite this version:**

Michel Desvignes, Barbara Romaniuk, Julien Robiaille, Marinette Revenu, Marie-Josèphe Deshayes. Détection et modélisation du contour crânien sur des céphalogrammes. 18e colloque GRETSI sur le traitement du signal et des images, 2001, Toulouse, France. pp.287-290. hal-00867677

**HAL Id: hal-00867677**

**<https://hal.science/hal-00867677>**

Submitted on 30 Sep 2013

**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.

# Détection et modélisation du contour crânien sur des céphalogrammes

Michel DESVIGNES<sup>1</sup>, Barbara ROMANIUK<sup>1</sup>, Julien ROBIAILLE<sup>1</sup>, Marinette REVENU<sup>1</sup>, Marie Joséphe DESHAYES<sup>2</sup>

<sup>1</sup> GREYC-ISMRA UMR 6072  
6 bd Maréchal Juin, 14050 Caen , France

<sup>2</sup>Télécrane Innovation (TCI)  
15 av. de Pont l'Évêque , 14 820 Merville-Franceville, France

Michel.Desvignes@greyc.ismra.fr, Barbara.Romaniuk@greyc.ismra.fr, Julien.Robaille@greyc.ismra.fr, Marinette.Revenu@greyc.ismra.fr, Deshayes@cpod.fr

**Résumé** – La céphalométrie a pour objectif la détection précoce des dysharmonies du rangement dentaire chez le jeune enfant. Elle se base sur la comparaison des mesures d'angles et de longueurs entre les points céphalométriques à des valeurs normatives. Ces points sont repérés sur des radiographies latérales numériques à haute résolution (1576x1976 pixels). Nos travaux antérieurs sur la localisation automatique se fondent sur la détection et la modélisation du contour crânien, qui est une courbe non fermée. La solution globale doit être robuste. Dans cet article, nous présentons une méthode de détection et de poursuite de contour rapide et robuste, basée sur la notion de plus court chemin entre 2 points. Cette méthode est appliquée dans le cadre de la céphalométrie en ayant détecté deux points de passage du contour crânien qui est modélisée par une ellipse.

**Abstract** – The goal of orthodontic and orthognatic therapy is to improve the interrelationships among craniofacial tissues. Radiographies are used to evaluate these relationships. Cephalometric image landmarks are bony landmarks and are first located on the hight resolution digital radiograph. Distances and angles among these landmarks are compared with normative values to diagnose a patient's deviation from ideal form. Previous works on automatic localization of landmarks need the detection of cranial contour which is an open curve. In this paper, we present a fast and robust method for the detection and the tracking of the cranial contour. It is based upon the shortest path between 2 points. This method is then applied to the cephalometric problem. Two points of the cranial contour are detected. The cranial contour is then approximated by an ellypse.

## 1 Introduction

La céphalométrie a pour objectif la détection précoce des dysharmonies du rangement dentaire chez le jeune enfant. Cette détection précoce fournit une aide à la décision de traitements thérapeutiques et minimise les risques de récidives et d'échecs de ces traitements. La céphalométrie se base sur la comparaison de mesures d'angles et de longueurs entre les points céphalométriques à des valeurs normatives. Ces points sont repérés sur des radiographies latérales numériques à haute résolution (1576x1976 pixels) (fig. 1). Nos travaux antérieurs sur la localisation automatique [1] se fondent sur la détection et la modélisation du contour crânien. La détection du contour exocrânien (voûte crânienne limitée par le nez et le point le plus inférieur du crâne) par des méthodes classiques de traitement d'images (gradients [2], contours actifs [3]) échouent pour des configurations locales délicates à gérer lors de la poursuite de contours. En particulier, la densité osseuse très différente le long de ce contour conduit les méthodes locales à s'éloigner du contour du crâne en présence d'encoches vers l'intérieur du crâne ou de bruit (fig.2). Les méthodes globales comme les Levels Sets [4] ou des recherches dans des graphes ont l'inconvénient d'un coût algorithmique élevé. Nous proposons d'utiliser une approche régionale de type plus court chemin, sur l'image

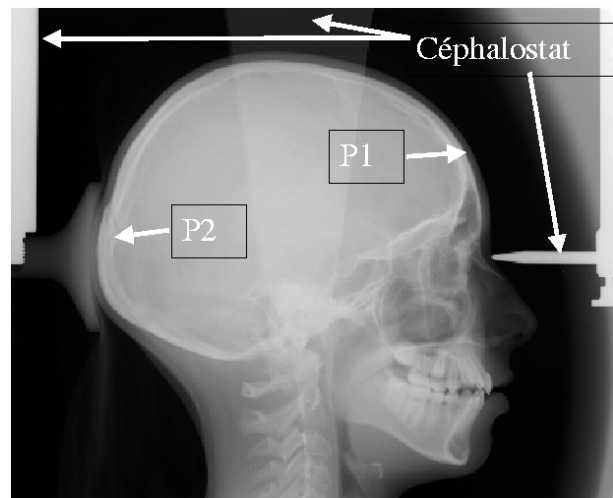


FIG. 1: Radiographie numérique

gradient, en utilisant la régularité de la trame d'une image afin d'allier robustesse et faible coût algorithmique. Dans cet article, nous présentons une méthode de détection de ce contour basée sur la notion de plus court chemin, puis sa modélisation par une ellipse, ainsi que les résultats obtenus sur 424 radiographies. L'absence de segmentation préalable et de seuils conduit à une bonne robustesse.

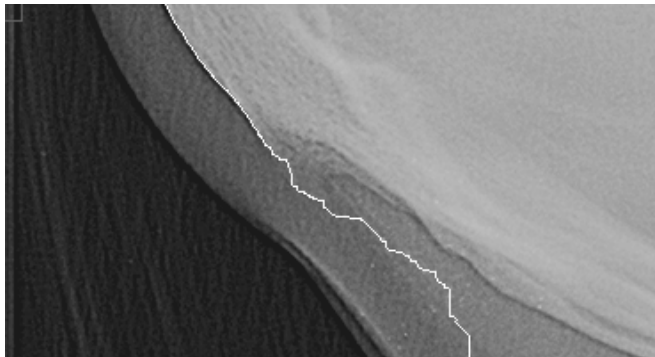


FIG. 2: Erreur de poursuite par une méthode classique

## 2 Méthode

Le contour exocrânien est la projection 2D de la frontière extérieure de la voûte crânienne, limitée par le nez et le point le plus inférieur du crâne. Il est marqué par une fine ligne sombre, interface entre la peau et l'os, de l'ordre de 1 à 3 pixels de large. Les différents éléments présents sur la radiographie sont les suivants : à l'extérieur de la tête, le céphalostat maintient le patient en position. Il est composé de plastique au niveau des oreilles et de butées avant et arrière en matériaux opaques aux rayons X. Il est donc visible sur les radiographies. De la périphérie vers le centre (fig.3), nous trouvons ensuite le fond foncé (niveau : 30), la peau (30 pixels d'épaisseur de valeur moyenne : 80), l'interface peau-os (1 à 3 pixels de valeur plus faible : 35) puis l'os crânien (pixels clair de niveau 170). Dans la partie inférieure, la base du crâne est mal définie et la frontière n'est pas visible. De cette description, nous proposons de

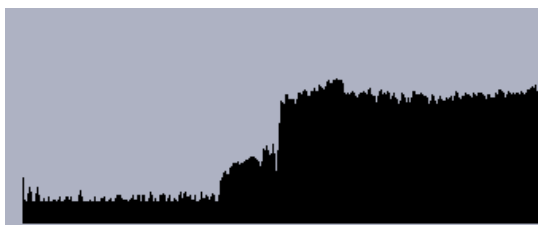


FIG. 3: Profil d'intensité d'une ligne

résoudre le problème posé en 4 étapes :

1. Suppression des éléments extérieurs à la tête
2. Détection de 2 points de passage du contour exocrânien
3. Poursuite du contour entre ces 2 points dans la partie supérieure du crâne
4. Poursuite de la partie inférieure du crâne
5. Modélisation par une ellipse

La difficulté essentielle et l'originalité de l'approche choisie se situe au niveau de la poursuite de contour. Le contour exocrânien suit grossièrement la ligne dont l'intensité est faible et varie peu. Cependant, les différences d'ossification le long de cette ligne se manifestent par des encoches vers le centre dont la valeur est parfois inférieure à celle de

notre contour. Par ailleurs, il existe des cas où le contour est interrompu. Les différentes techniques de poursuite se cataloguent en 2 catégories :

- les solutions locales examinent les voisins immédiats d'un point pour trouver son successeur. La fonction de choix se base sur le coût immédiat. Ces solutions échouent obligatoirement dans les cas d'interruption et des encoches précédentes.
- Les solutions globales recherchent le meilleur chemin dans le graphe soit par des plus court chemin généraux dans des graphes, soit par des techniques de type Level Sets. L'inconvénient majeur de ces techniques, est une solution purement globale. Si le coût associé est la valeur du pixel, le plus court chemin est celui qui traverse la peau, coupe au plus court dans le fond de l'image, retransverse la peau au niveau du deuxième point. Par ailleurs, la complexité et la taille des images éliminent ces techniques.

Le problème de la poursuite du contour exocrânien peut se formuler de la manière suivante : *trouver le chemin minimal entre 2 points en restant dans les zones de niveau faible et en acceptant les interruptions d'une longueur prédéfinie.*

### 2.1 Poursuite de contour entre 2 points

Pour résoudre les conflits lors de la poursuite (plusieurs points de même gradient, embranchements ne conduisant pas au point final, interruptions du contour), nous utilisons une information régionale et non strictement locale ou globale et définissons le plus court chemin régionalement. La poursuite s'effectue séquentiellement de proche en proche sur ce plus court chemin régional.

#### 2.1.1 Plus court chemin

En supposant que 2 points de passage (P1 et P2) soient connus, l'approche choisie est itérative. A partir d'un point initial P1, le point suivant est choisi sur un chemin de coût minimal menant à un point prédit à partir du vecteur tangent. Soient à l'itération  $i$ ,

$C_i$  le point courant,

$\vec{T}_i$  le vecteur normé tangent à ce point.

L'information régionale est déterminée en prédisant la région dans laquelle le contour recherché doit se trouver. Nous utilisons une région de forme rectangulaire, définie par le point  $C_i$  et le point  $D_i = C_i + k \cdot \vec{T}_i$ , i.e. le contour est approximé par une droite. Les points  $D_i$  et  $C_i$  et la normale à  $\vec{T}_i$  au milieu de  $\overline{C_i D_i}$  forment un losange de diagonales  $k$  dans lequel la courbe recherchée passe par  $C_i$  et ressort approximativement par  $D_i$  en suivant le plus court chemin. La valeur du paramètre  $k$  doit donc respecter cette hypothèse i.e. la distance entre le contour réel et  $D_i$  est faible. La fonction de coût du plus court chemin qui est associée à chaque pixel est son niveau de gris.

Sous l'hypothèse d'une courbe monotone dans le repère  $C_i, \vec{T}_i, \vec{N}_i$  tel que  $\vec{T}_i \perp \vec{N}_i$ , à l'intérieur du losange défini par  $D_i$  et  $C_i$ , nous pouvons alors utiliser les outils de programmation dynamique ou de distance d'édition et la fonction de coût s'écrit :

$$\begin{aligned}
C(x, y) = \text{Min}(C(\text{pred1}(x, y)) + a(\vec{T}_i) * I(x, y), \\
C(\text{pred2}(x, y)) + b(\vec{T}_i) * I(x, y), \quad (1) \\
C(\text{pred3}(x, y)) + c(\vec{T}_i) * I(x, y)).
\end{aligned}$$

Les fonctions  $\text{pred1}(x, y)$ ,  $\text{pred2}(x, y)$ ,  $\text{pred3}(x, y)$  décrivent les prédécesseurs du point de coordonnées  $x, y$  en fonction de la direction générale de la tangente  $\vec{T}_i$ . Le tableau 1 présente deux directions (0 et 90 degrés). Les autres sont obtenues par rotation.

TAB. 1: Prédécesseurs d'un point

	$\vec{T}_i=(0,1)$	$\vec{T}_i=(1,1)$
pred1(x,y)	x-1,y-1	x,y-1
pred2(x,y)	x,y-1	x-1,y-1
pred3(x,y)	x+1,y-1	x-1,y

Les valeurs des fonctions  $a()$ ,  $b()$ ,  $c()$  sont les longueurs de ces chemins (1 ou  $\sqrt{2}$ ).

Le calcul est effectué pour tous les points du losange précédent. Les coûts des points situés sur la frontière du losange et à une distance inférieure à  $k/2$  de  $D_i$  sont examinés. Le point et le chemin retenu sont ceux de plus faible coût. Le point de contour suivant  $C_{i+1}$  est alors défini par le point situé à une distance  $d$  ( $d < k$ , paramètre fixé) de  $C_i$  sur ce chemin.

L'algorithme ne nécessite alors que  $3*k^2$  calculs de coût, à comparer à la complexité d'un algorithme de type Dijkstra qui est en  $k^2 * \log(k^2)$ .

### 2.1.2 Validité des hypothèses

La distance entre le point réel et le point calculé  $D_i$  est de l'ordre de grandeur de la distance entre la droite tangente et une ellipse, soit  $a - a/b * \sqrt{b^2 - k^2}$  où  $a$  et  $b$  sont les paramètres de l'ellipse approximant le contour. Cette distance est majorée par  $k/2$ , ce qui conduit à  $k < \frac{4*a*b^2}{4*a^2+b^2}$ . Dans la pratique, l'ordre de grandeur des valeurs de  $a$  et  $b$  est de 400. Cette condition est donc toujours vérifiée.

La deuxième hypothèse forte est la monotonie de la courbe dans le losange défini par  $D_i$  et  $C_i$ . Si la courbe est approximée par une ellipse, elle est monotone dans un quadrant. Cette hypothèse est donc vérifiée dans ce cadre, car nous pouvons remarquer que les valeurs de  $k$  utilisées sont faibles devant les valeurs de courbure du contour exocrânien. L'approximation par une ellipse a été expérimentalement vérifiée, dans sa partie supérieure.

### 2.1.3 Paramètres

Les seules valeurs introduites ici sont les paramètres  $k$  et  $d$ . Les valeurs de  $k$  sont majorées par les axes de l'ellipse et minorées par la longueurs des interruptions que nous traitons. La méthode est donc peu sensible au paramètre  $k$ . Le paramètre  $d$  permet de progresser plus ou moins vite. Seule, la rapidité de l'outil est alors en cause. Pour les exemples présentés,  $k = 100$  et  $d = 1$ .

## 2.2 Poursuite de la partie inférieure du crâne

Cette poursuite est assurée par la même méthode, son arrêt est réalisé sur un critère de rugosité. L'idée de cette mesure est que le contour est très lisse et suit une direction elliptique lorsque la frontière de l'os est visible et devient chaotique et sans direction précise ensuite. Nous définissons la rugosité par :

$$K(x_j) = \sum_{i=1}^N ((x_i - x_{lisse_i})^2 + (y_i - y_{lisse_i})^2)$$

Le point d'arrêt  $C_k$  est celui pour lequel la courbe est parfaitement lisse avant et complètement chaotique ensuite. Il maximise le rapport entre la rugosité de la courbe entre  $C_{k-N}$  et  $C_k$  et la rugosité entre  $C_k$  et  $C_{k+N}$  où  $N$  est fixé.

Pour disposer d'une mesure fiable ( $K$  est assimilable à une statistique d'ordre 2),  $N$  doit être supérieur à 100. Il est ici fixé à 300.

## 2.3 Détection de 2 points de passage du contour exocrânien

Ce sont les bords antérieur et postérieur du crâne. Deux templates binaires ont été construits à partir d'un échantillon de radios et modélisent les parties antérieures (resp. frontales) du crâne. Un simple template matching est alors réalisé sur l'image gradient. Les points de départ P1 et P2 sont les points de plus fort gradient situés à moins de 5 pixels du point de réponse maximale du template, sur l'axe orthogonal (horizontal) à la tangente du modèle.

Les templates construits se rapprochent d'un cercle de grand diamètre. Dans ce cas, les objets extérieurs tels que le céphalostat peuvent avoir des réponses très fortes, voire supérieure aux points réels. Afin d'éliminer ces réponses, la radiographie est auparavant filtrée en utilisant deux filtres médians directionnels. Leur taille est défini par l'espace libre entre la tête et le bord de l'image, qui est à peu près constant. Ils assurent la suppression des butées avant et arrière du céphalostat.

## 2.4 Modélisation par une ellipse

Une conique est représentée par l'ensemble des points  $(x, y)$  vérifiant  $F(\mathbf{a}, \mathbf{x}) = 0$  où  $F$  est la fonction (2) suivante :

$$F(\mathbf{a}, \mathbf{x}) = \mathbf{a}\mathbf{x} = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f \quad (2)$$

avec  $\mathbf{a} = [a \ b \ c \ d \ e \ f]$  et  $\mathbf{x} = [x^2 \ xy \ y^2 \ x \ y \ 1]^T$ .

$F(\mathbf{a}, \mathbf{x}_i)$  est la distance algébrique d'un point  $\mathbf{x}_i$  à la conique d'équation  $F(\mathbf{a}, \mathbf{x}) = 0$ .

Pour  $N$  points  $\mathbf{x}_1, \dots, \mathbf{x}_N$ , le problème consiste à trouver le vecteur  $\hat{\mathbf{a}}$  vérifiant :

$$\hat{\mathbf{a}} = \arg_{\mathbf{a}} \min \sum_{i=1}^N F(\mathbf{a}, \mathbf{x}_i)^2 \quad (3)$$

sous la contrainte respectée par une ellipse, i.e.  $b^2 - 4ac < 0$ .

D'après [5], la solution à ce système est donnée par le

vecteur propre associé à l'unique valeur propre négative du système généralisé (4) :

$$D'D\mathbf{a} = S\mathbf{a} = \lambda C\mathbf{a} \quad (4)$$

avec  $D = [\mathbf{x}_1 \ \mathbf{x}_2 \ \dots \ \mathbf{x}_N]'$  la matrice liée aux données,  $S = D'D$  la matrice représentative de l'espace de points formé,  $\lambda$  la valeur propre associée au vecteur propre  $\mathbf{a}$  et  $C$  une matrice exprimant une contrainte algébrique relative à la conique à déterminer, à savoir (5) :

$$b^2 - 4ac = \mathbf{a}' \begin{bmatrix} 0 & 0 & -2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \mathbf{a} = \mathbf{a}'C\mathbf{a} \quad (5)$$

Ce système est de rang déficient et sa solution peut être rapidement trouvée par une décomposition en blocs.

Nous déterminons ainsi les matrices  $S_1, S_2, S_3, S_4, \mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2$ , et  $C_1$ . Le système généralisé (4) devient alors :

$$\begin{bmatrix} S_1 & S_2 \\ S_3 & S_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{a}_1 \\ \mathbf{a}_2 \end{bmatrix} = \lambda \begin{bmatrix} C_1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{a}_1 \\ \mathbf{a}_2 \end{bmatrix} \quad (6)$$

soit :

$$\begin{cases} [S_1 + S_2S_4^{-1}(-S_3)] \mathbf{a}_1 = \lambda C_1 \mathbf{a}_1 \\ \mathbf{a}_2 = S_4^{-1}(-S_3 \mathbf{a}_1) \end{cases} \quad (7)$$

Nous inversons la matrice  $S_4$  en réalisant au préalable une décomposition de Cholesky.

Soit

$$T = [S_1 + S_2S_4^{-1}(-S_3)]$$

Le problème initial devient

$$T\mathbf{a}_1 = \lambda C_1 \mathbf{a}_1 \quad (8)$$

Ou encore

$$C^{-1} * T\mathbf{a}_1 = \lambda \mathbf{a}_1 \quad (9)$$

La solution recherchée est l'unique racine négative du polynôme caractéristique de degré 3 du système 9, et le vecteur propre  $\mathbf{a}$  définit l'ellipse recherchée.

### 3 Résultats et Conclusion

L'ensemble des traitements présentés ont été testé sur 424 céphalogrammes obtenus à partir de 3 cabinets de radiologie différents sur 2 appareils de radiologie numérique de marques différentes. Les différents paramètres ont été fixé ou vérifié à partir d'une quinzaine de radios. Sur 424 céphalogrammes, les points initiaux P1 et P2 de deux images n'ont pas été détectés. Pour les autres radios, le contour a été vérifié visuellement et globalement. La notion d'erreur est définie par un écart visuellement important pour un radiologue. Les résultats sont alors exacts sur 97% des radios. Un test supplémentaire a été réalisé afin de mettre en évidence la robustesse de la méthode proposée. Nous avons utilisé une planche radiographie classique scannée, dont les niveaux de gris moyens et le bruit sont très différents des radios numériques. Cette radio a été

traitée avec succès, illustrant la robustesse de l'outil proposé. L'ellipse obtenue est ensuite utilisée pour la localisation statistique des points céphalométriques avec une précision de 3mm en moyenne.

Nous avons proposé un outil pour la poursuite de contour sur des images 2D entre deux points. Il est basé sur une approche itérative régionale de plus court chemin. Il a été appliqué avec succès à la détection et poursuite du contour exocrânien pour lesquelles les hypothèses de base ont été vérifiées. Les outils proposés présentent des avantages de robustesse (absence de seuils, solution régionale) et de rapidité (méthode itérative) illustrés par les nombreux tests effectués, y compris sur des images dont la qualité et l'aspect ne répondent pas au cahier des charges initial. Ces outils sont actuellement intégrés au logiciel CranExplo de la société TCI.



FIG. 4: Contour détecté et ellipse

### Références

- [1] M. Desvignes, B. Romaniuk, R. Demoment, M. Revenu, M.J. Deshayes. *Computer Assisted Landmarking of Cephalometric Radiographs*. 4th IEEE SSIAT, pp. 296-300, April 2000.
- [2] R. Deriche. *Fast algorithms for low-level vision*. IEEE Trans. on PAMI,1(12):78-88, 1990.
- [3] L D. Cohen, R Kimmel. *Global Minimum for Active Contour Models: A Minimal Path Approach*. IJCV, 24 (1):57-78,1997.
- [4] P.Cocquerez, S.Philips. *Analyse d'images : filtrage et segmentation*. Masson 1995.
- [5] M. Pilu, AW. Fitzgibbon, RB.Fisher. *Ellipse-specific Direct Least-square Fitting*. ICIP 1996, pp 599-603.