

# Traitement d'images dans une étude du genou au moyen d'une caractérisation du condyle

Jean-Jacques Rousselle<sup>1</sup>, Gilles Verley<sup>1</sup>, Jean Brilhault<sup>2</sup>, Nicole Vincent<sup>1</sup>, V. Sabard<sup>1</sup>, L. Favard<sup>2</sup>

(1) Laboratoire d'Informatique (LI.)  
Ecole d'Ingénieurs en Informatique pour  
l'Industrie

(E3I Université François Rabelais)  
64, av. Jean Portalis, 37200 Tours, France  
☎ 0247361414, Fax 0247361422  
rousselle,verley@univ-tours.fr

(2) Orthopédie 1 CHU Trousseau  
37044 Tours Cedex, France  
☎ 0247475905

## Résumé

*Cet article traite des aspects méthodologiques et technologiques concernant les différentes phases du processus permettant d'améliorer la compréhension de l'anatomie du genou.*

*L'étude comporte trois étapes. D'abord l'élaboration du protocole d'acquisition d'images 2D de fémurs disséqués qui doit permettre de conserver un maximum d'informations utiles sur l'anatomie réelle en 3D. Ensuite le traitement automatique des images qui doit permettre d'extraire des mesures et des contours caractéristiques en s'affranchissant de la variabilité résultant de traitements manuels. Enfin, il s'agit alors de quantifier les contours obtenus.*

*Nous avons pu caractériser le condyle par quatre paramètres. Deux paramètres classiques, la hauteur et la profondeur, mais surtout par une courbe de Bézier à deux coefficients permettant une classification. Enfin, l'analyse des données qui permettra d'extraire de nouvelles connaissances interprétables sur l'anatomie du genou. Compte tenu du nombre restreint d'individus et des traitements médicaux préalables à l'acquisition, si nous voulons une interprétation significative et fiable, l'ensemble du processus doit être pensé avec une très grande rigueur.*

*Dans le genu-valgum deux thèses sont en présence [6] et [2] à propos de la taille des condyles. Notre étude permet d'établir que les condyles externes ne sont pas hypotrophiques. Cette conclusion est importante pour la mise en place de prothèses du genou qui vise à restaurer une anatomie idéale.*

## Mots-clés

Analyse d'images médicales, acquisition d'images, extraction de contours, segmentation, Courbes de Bézier, reconnaissance de formes, analyse de données, condyle, fémur, genu-valgum.

## Abstract

*In this paper, we are interested in the methodological and technological aspects concerning the various phases of the process for the improvement in understanding anatomy of the knee.*

*First the elaboration of the acquisition protocol of the 2D pictures of a dissected femur must allow one to preserve the whole information of the real 3D anatomy. Next the automatic process on the pictures must allow one to extract measures and characteristics which avoid the variations resulting from the manual processing. It is a question of quantifying the outline obtained. In the end, the data analysis allows one to extract some new interpretable knowledge on knee anatomy. The whole process has to be thought through great strictness taking into account the limited number of the available subjects and medical processes preliminary to the image acquisition, if we want to obtain significant and reliable interpretation.*

*Concerning the genu-valgum, two thesis are in conflict [6] and [2] about the condyle size. Our study allows us to establish that the lateral condyle is not hypotrophic. This conclusion is important for putting knee prosthesis in place, which aims to restore an ideal anatomy.*

## Key Words

Medical Picture Analysis, Image Acquisition, Outline, Segmentation, Bézier curves, Pattern Recognition, Data Analysis, Condyle, Femur, Genu-valgum.

## 1 Introduction

Il est fréquent que les médecins, afin de poursuivre leurs recherches et d'accroître leur efficacité, s'adressent aux informaticiens. Le sujet que nous proposons dans cet article n'en est qu'un exemple parmi beaucoup d'autres. Il concerne

la pathologie du genou et notamment les déformations appelées genu-valgum et genu-varum.

Le problème à résoudre nécessite d'abord une acquisition de données, c'est-à-dire de mesures des différents éléments

en jeu (fémur - tibia). Elle nécessite une phase de prise de vues, puis une phase importante de traitement des images obtenues et une phase de modélisation assurant la vérification de notre hypothèse. Notre étude s'ordonnera selon ces différents points.

## 2 La prise de données

Rappelons schématiquement le problème. La Figure 1 permet de comparer la position respective des fémurs et des tibias dans le genu-valgum et le genu-varum.

La Figure 2 permet de voir la modélisation d'un système fémur-tibia idéal.

Deux hypothèses sont en présence, pouvant expliquer la morphologie d'un genu-valgum. Elles sont présentées sur la Figure 4 où le condyle externe est plus petit que le condyle interne [6], la Figure 3 où les condyles sont sensiblement identiques et où l'axe épicondylien s'incline [2].

On peut constater d'une part que l'angle formé par l'axe mécanique fémoral et l'axe mécanique tibial est beaucoup plus grand dans le cas du genu-

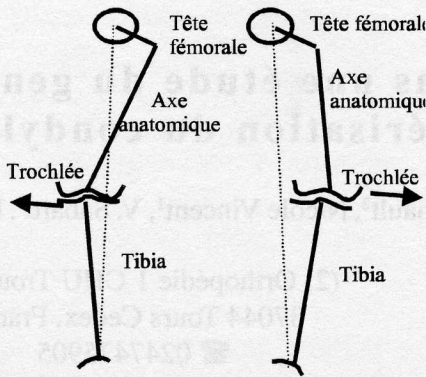


Figure 1 - Aspect du genu-varum et du genu-valgum

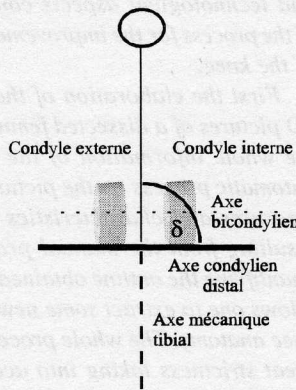


Figure 2 - Schéma d'un système fémur-tibia idéal

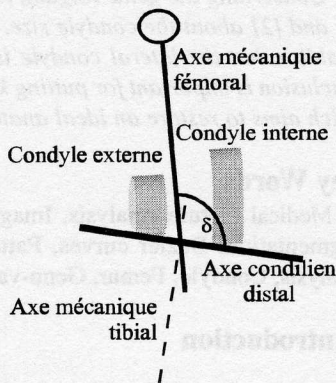


Figure 3 - Première Hypothèse pour le genu-valgum. Condyles de taille différente

valgum que dans le cas idéal et se traduit par une inclinaison de l'axe condylien distal. D'autre part, deux thèses s'opposent sur la raison de cette inclinaison et mettent en cause ou non la taille respective des condyles interne et externe. Cela montre l'importance qui doit être accordée à l'observation du condyle

fémoral. Nous n'avons pas à insister sur les dispositifs de mesures des différentes parties du fémur et du tibia, ni sur le matériel utilisé. Notons toutefois que les clichés radiographiques ont été écartés car les contours y sont difficiles à cerner et ne laissent pas suffisamment apparaître les cartilages, éléments non dénués d'importance dans l'usage de l'articulation. Il a été décidé de ne considérer que des vues photographiques prises sur des os disséqués.

Pour permettre des comparaisons fiables, de nombreuses photographies ont été prises de manière identique et sous

des angles variés sur une quarantaine de fémurs. Huit prises de vues ont été effectuées sur chaque fémur. Elles ont été numérisées à 600 dpi et un quadrillage a été établi permettant de vérifier les mesures (Figure 5) et de retrouver, à tout instant, une référence fiable.

Deux images ont particulièrement été utilisées pour en extraire des paramètres. Elles sont présentées Figure 6 et

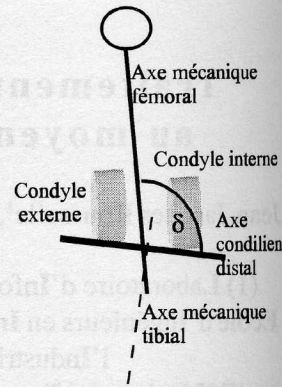


Figure 4 - Deuxième hypothèse pour le genu-valgum. Condyles de même taille

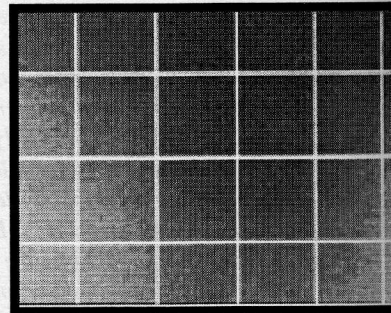


Figure 5 - Quadrillage de réglage

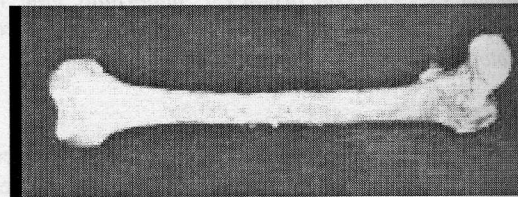


Figure 6 - Fémur entier

Figure 7.

Le quadrillage a permis de vérifier l'échelle et la non-déformation des images. Les mesures sur cette mire ont été faites après extraction des droites par transformée de Hough.

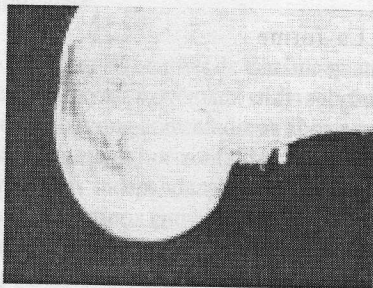


Figure 7- Condyle externe

Trois familles de paramètres ont été alors retenues, celle de paramètres de distances linéaires, des paramètres de mesures angulaires et des paramètres caractérisant la forme de la courbe (Figure 8).

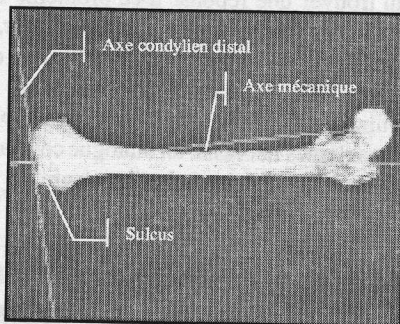


Figure 8 - Les axes permettant les mesures

Pour atteindre tous ces paramètres, il est nécessaire de

commencer par l'extraction des contours. De plus la connaissance de certains points est nécessaire : la place du sulcus et le centre de la tête fémorale, afin de définir l'axe mécanique. Il faut également connaître l'axe épicondilien distal, en particulier les deux points de tangence. Les caractéristiques de forme pour une partie du contour du condyle externe devront être extraites.

### 3 Le traitement des images

Les problèmes essentiels résidaient dans la détection des contours et l'élimination du bruit. Le travail, sur des os frais et non sur des radios ou sur des images IRM, induit de nombreux problèmes particuliers : présence de coups de scalpel, ainsi que de résidus qui entraînent un bruit non négligeable dans les contours.

#### 3.1 La détection des contours

La détection des contours est réalisée par la combinaison de deux opérations morphologiques, d'abord un lissage puis une érosion et une dilatation. La fenêtre d'examen est de 3 x 3. Le lissage permet de rendre moins raides les contours. L'érosion et la dilatation permettent de décaler leurs bords dans des directions opposées ; ainsi la combinaison des deux images permet l'extraction du contour. De plus, l'opération

de lissage réalise une suppression de bruit [4].

De façon plus précise, le processus est réalisé en une seule passe sur l'image, et nécessite une étude locale dans une fenêtre 5 x 5, du fait de la convolution de la fenêtre de 3 x 3 par elle-même.

En fait, pour chaque pixel on considère une fenêtre 5 x 5 centrée sur lui. On affecte au pixel central un niveau de gris qui dépend de la distribution de la moyenne des niveaux de gris calculée sur les 9 fenêtres 3 x 3 contenues dans la fenêtre d'observation [7].

L'action de cet opérateur est visible Figure 10. Le bruit résiduel dans cette opération est bien moins important qu'avec un opérateur de Sobel [3].

Un filtrage supplémentaire est appliqué par convolution de l'image avec le masque

$$H = \frac{1}{10} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

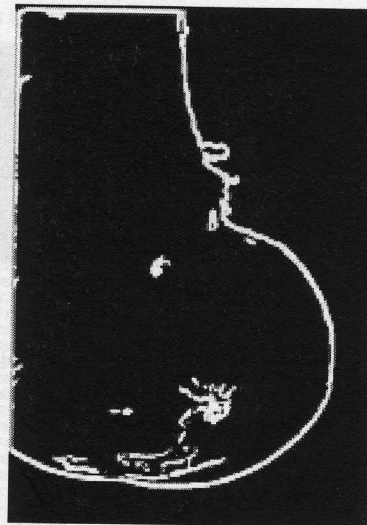


Figure 9- Binarisation et élimination du bruit

L'image est ensuite binarisée, le contour extrait est bruité et les zones non significatives doivent être éliminées (Figure 9 et Figure 10). La méthode utilisée consiste donc en un balayage de l'image par une fenêtre carrée de taille fixée. Si tous les pixels du bord de la fenêtre carrée sont de la même couleur, la fenêtre est effacée [1].

La dernière phase de l'extraction du contour de l'os s'appuie sur la présence d'un seul os dans chaque image, et sur l'uniformité du fond qui rend plus fiables



Figure 10 - Détection des contours

les étapes précédentes d'extraction de contour. Ainsi, le contour peut être finalement extrait en quatre phases en parcourant les lignes ou les colonnes en partant des bords extérieurs de l'image. Le premier pixel blanc rencontré est marqué comme appartenant au contour. Ce procédé est très sensible aux artefacts des photos ainsi qu'aux résidus laissés sur les os et autres coups de scalpel. Il est complété par un suivi de contour qui donne finalement à ce dernier une structure de liste chaînée.

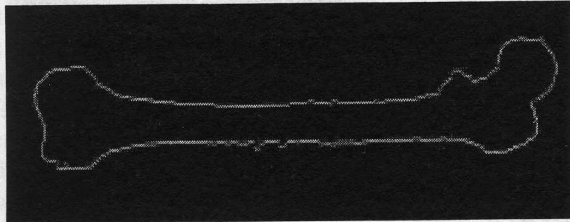


Figure 11 - Contour de l'os entier

Le même traitement peut être appliqué aux deux autres images comme sur la Figure 11.

### 3.2 Première Extraction des mesures linéaires

Après ce traitement global, l'étude est alors concentrée sur les parties extrêmes du fémur. En particulier, la hauteur et la profondeur (Figure 12) du condyle latéral peuvent être déterminées à partir de l'image résultant du traitement (Figure 15). Il faut chercher les points de contact sur les axes horizontal et vertical.

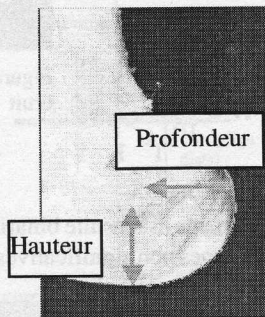


Figure 12 - Notion de profondeur et de hauteur

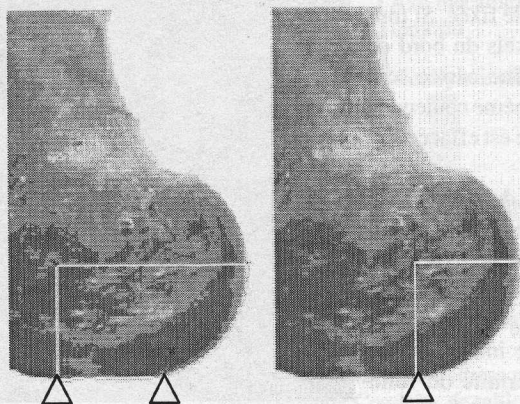


Figure 13 - Problème de la tangence horizontale

La forme de certains condyles fait apparaître quelques problèmes. Pour la hauteur, certains condyles présentent

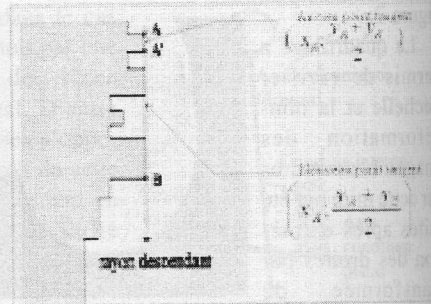


Figure 14 - Problème du point de tangence verticale une bosse qui

ne correspond pas au point cherché (Figure 13). Il a donc fallu trouver une réponse à ce problème en suivant le contour du haut vers le bas. Pour la profondeur, certains condyles présentent une sorte de plat dans la zone qui nous intéresse (Figure 14). Pour résoudre ce cas où plusieurs pixels traduiraient le contact, il faut prendre le pixel médian. Tous ces problèmes nécessitent un dialogue constant avec les experts mais apparaissent au fur et à mesure de l'avancement des travaux.

### 3.3 Caractérisation de la courbure du condyle

La portion du condyle concernée est montrée sur la Figure 15. Une première caractérisation a été effectuée à partir du modèle des quatre barres croisées [5]. Ce modèle, très fonctionnel, nécessite d'optimiser sept paramètres. D'une part, le faible nombre d'éléments du jeu de données ne permet pas de conclure de manière pertinente avec sept paramètres. D'autre part, nous cherchons une méthode plus descriptive.

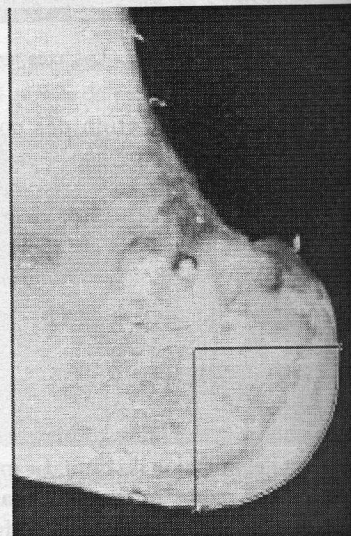


Figure 15 - Mesure de la hauteur et de la profondeur

Nous partons de la connaissance du contour chaîné du condyle. De plus les tangentes à la courbe en ses extrémités sont connues et morphologiquement significatives, elles sont horizontales et verticales. Toutes les courbes que nous avons à comparer ont une concavité unique. Les courbes sont très régulières. Il nous a semblé judicieux de chercher une modélisation de la courbe dans une famille présentant le

moins possible de paramètres.

Nous avons choisi d'utiliser les courbes de Bézier à quatre points de contrôle, les deux points extrémaux et deux points intermédiaires que nous pouvons contraindre à appartenir respectivement aux deux segments horizontaux et verticaux. Ainsi, il reste deux paramètres indépendants que nous notons  $a$  et  $b$ ,  $a$  et  $b$  étant des réels compris entre 0 et 1 (Figure 16). Ces valeurs permettent de déformer la courbure suivant les axes X ou Y. Les points P1 et P2 sont "flottants"

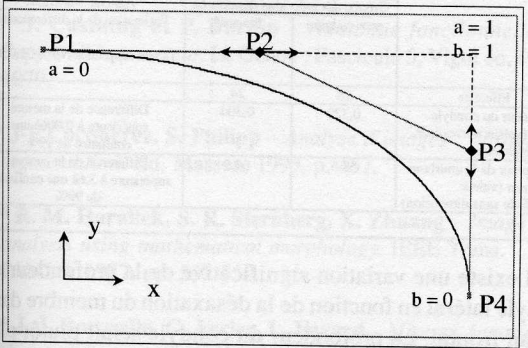


Figure 16 - Courbe de Bézier à quatre points de contrôle

respectivement sur l'axe des abscisses et des ordonnées.

Les équations paramétriques des courbes s'écrivent donc :

$M(t) = (x(t); y(t))$  avec  $t \in [0, 1]$  suivant :

$$x(t) = \sum_{i=0}^n C_n^i t^i (1-t)^{n-i} x_i$$

$$y(t) = \sum_{i=0}^n C_n^i t^i (1-t)^{n-i} y_i$$

$a$  et  $b$  tels que :

$$x2 = (1-a)x1 + ax4 \text{ avec } x2 \in [x1; x4]$$

$$y3 = by1 + (1-b)y4 \text{ avec } y3 \in [y4; y1]$$

où  $a$  et  $b$  constituent les paramètres de l'optimisation.

Le modèle classique à quatre points de contrôle a pour équations :

$$x(t) = (1-t)^3 x1 + 3t(1-t)^2 x2 + 3t^2(1-t)x3 + t^3 x4$$

$$y(t) = (1-t)^3 y1 + 3t(1-t)^2 y2 + 3t^2(1-t)y3 + t^3 y4$$

Le modèle adapté avec  $a$  et  $b$  s'écrit donc :

$$x(t) = (1-t)^3 x1 + 3t(1-t)^2 [(1-a)x1 + ax4] + 3t^2(1-t)x4 + t^3 x4$$

$$y(t) = (1-t)^3 y1 + 3t(1-t)^2 y1 + 3t^2(1-t)[by1 + (1-b)y4] + t^3 y4$$

Pour le calcul de la fonction objectif, dans un premier temps, le contour a été échantillonné sur vingt points pris à intervalles réguliers sur la courbe (tableau ci-dessous). Ensuite nous avons utilisé l'ensemble  $n$  des points du contour (environ 200 points).

L'optimisation des attracteurs  $a$  et  $b$  du modèle de Bézier est réalisée en minimisant l'erreur quadratique entre un point du modèle de Bézier et le point correspondant du contour. Pour cette optimisation, nous avons utilisé le solveur

Calcul des coefficients a et b pour la liste des points échantillonnés du contour

Nb points échantillonnés	Paramètre t	x(t)	y(t)	x réel	y réel	Distance	
1	0	169	440	169	440	0	
2	0.1780702	177.96679	438.79556	178	439	0.2071238	
3	0.2549394	187.00855	437.0388	187	437	0.0397305	
4	0.3171725	195.94388	434.79954	196	435	0.2081684	
5	0.3737453	205	432	205	432	3.027E-06	
6	0.4257473	213.8736	428.68983	214	429	0.3349379	
7	0.4787719	223.24404	424.49911	223	424	0.5555798	
8	0.5322247	232.79978	419.35225	232	418	1.5710625	
9	0.5748954	240.35794	414.51861	240	414	0.6301401	
10	0.6278499	249.46716	407.55061	249	407	0.7220898	
11	0.6787566	257.75293	399.76348	258	400	0.3420319	
12	0.7273201	265.04733	391.26767	266	392	1.2016179	
13	0.7721087	271.09982	382.44912	272	383	1.0536332	
14	0.8114184	275.77139	373.88879	276	374	0.2542192	
15	0.8493745	279.62666	364.86003	280	365	0.3987156	
16	0.8798089	282.19812	357.05672	282	357	0.2060756	
17	0.912552	284.39703	348.08054	284	348	0.4051209	
18	0.9432108	285.87816	339.11191	285	339	0.8852655	
19	0.9722344	286.72638	330.10339	285	330	1.7294692	
20	1	287	321	287	321	0	
						Erreur	10.746715

Résultats :

a =	0.5799134
b =	0.984521

d'Excel, qui permet d'optimiser simultanément les paramètres  $a$  et  $b$  et les  $n$  valeurs du paramètre  $t$  du point le plus proche des  $n$  points échantillonnés sur la courbe de Bézier. On a donc  $n + 2$  points à optimiser avec pour fonction objectif :

$$z = \min_{(a,b)} \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_{contour}(i) - x_{Bézier}(t))^2 + (y_{contour}(i) - y_{Bézier}(t))^2}$$

### 3.4 Mesures d'angles

L'Angle Femoro-Mécanique Distal (AFMD) est l'angle formé par l'axe condylien distal et l'axe mécanique. On rappelle que l'axe condylien distal, se définit comme l'axe tangent aux deux plateaux condyliens. L'axe mécanique est l'axe passant par le centre de la tête fémorale et le sulcus (Figure 8).

#### 3.4.1 Obtention du sulcus

Pour déterminer le sulcus, seule la partie gauche de l'image est intéressante. On limite l'analyse à la partie à gauche de la droite verticale ayant la plus grande intersection avec l'os, l'axe épicondylien. Dans cette portion, le sulcus est le point le plus rentrant du contour.

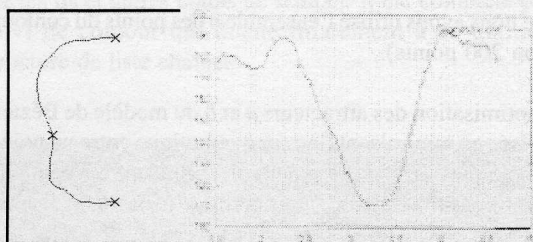


Figure 17 - Détermination du sulcus - méthode de la signature

Nous allons considérer la signature du contour. Cette signature est obtenue par le couple  $(r, t)$ , distance et angle du contour par rapport au milieu du segment joignant les extrémités du contour. Le sulcus correspond au minimum dans le graphe de la signature très évident sur la Figure 17.

### 3.4.2 Obtention de la tête fémorale

La tête fémorale est assimilée à une sphère. Pour trouver le centre de cette sphère, nous approximations le contour réel par un cercle optimal. Il s'agit donc de minimiser l'erreur entre le cercle et le contour au sens des moindres carrés.

$$\min \sum_{i=1}^N (CM_i - r)^2$$

(voir Figure 18)

On utilise pour cela une méthode itérative, pour laquelle le barycentre du contour est pris comme point de départ de l'optimisation.

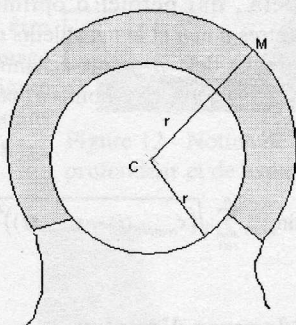


Figure 18 - Optimisation du centre de la tête fémorale

La Figure 8 nous permet de visualiser les axes qui ont été extraits de la photo originale du fémur.

Nous allons maintenant analyser les valeurs obtenues à partir de cette étude.

## 4 L'exploitation des résultats

L'exploitation des résultats sur 42 membres inférieurs d'adultes montre que la taille des condyles n'intervient pas pour le genu-valgum. La première hypothèse n'est donc pas confirmée statistiquement. La deuxième hypothèse est donc plausible.

Cela apparait résumé dans le Tableau ci-dessous.

	Groupe des individus désaxés en		Analyse statistique Estimation de la différence de deux moyennes NF X 06-058
	genu-valgum	Normal	
Effectifs	18	24	
Profondeur du condyle latéral (valeur normalisée sans dimension)	0,320	0,304	Différence de la mesure supérieure à 0,006 à une confiance de 99%
Descripteur de la courbure par Bézier (valeur normalisée sans dimension)	58,5	64,9	Différence de la mesure supérieure à 3,6 à une confiance de 99%

Il existe une variation significative de la profondeur du condyle latéral en fonction de la désaxation du membre dans le plan frontal. La profondeur du condyle serait plutôt plus gros dans le genu-valgum (0,32 pour 0,30). Ces résultats nous incitent à penser que la désaxation en valgus du membre inférieur n'est donc pas due à la taille du condyle mais à sa position sur le fémur.

Pour le descripteur de Bézier du condyle latéral, il existe aussi une différence significative, en fonction de la désaxation du membre dans le plan frontal. Ce descripteur est plutôt plus petit (58 pour 64). Ceci montre que la courbure est plutôt plus plate, c'est-à-dire un condyle plutôt plus gros. La thèse du condyle latéral hypotrophique ne peut donc pas être retenue.

## Conclusion

Ce travail pluridisciplinaire est une collaboration entre chirurgiens, informaticiens et statisticiens. Cette recherche technologique apporte des solutions à des problèmes posés par le monde socio-économique.

A partir d'os de fémur de cadavres disséqués, nous avons traité les images pour effectuer des mesures d'angles, de hauteurs et une caractérisation de courbure.

L'originalité réside d'abord dans le travail sur photos d'os disséqués, ce qui entraîne, par rapport aux classiques radios ou RMN, des problèmes spécifiques de traitement d'images (coup de scalpel, résidus). Elle réside ensuite dans la caractérisation d'une courbure (condyle) par des méthodes récentes d'optimisation. Ce travail n'a pu déboucher que par la complémentarité des expertises.

On obtient une nouvelle caractérisation de la forme du

condyle chez les patients présentant un genu-valgum. La conclusion obtenue grâce cette à caractérisation des condyles est très importante pour l'élaboration et la mise en place de prothèses du genou.

## Références

- [1] \* **M. Basseville** – *Détection de contour : méthodes et études comparatives*. Annales de télécommunications, N° 11-12, 1979, p.559-579
- [2] \* **J. Castaing et P. Burdin** – *Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur*. Le Genou : Fascicule 5, Vigot ed, Paris, 1979.
- [3]\* **J-P Cocquerez, S. Philipp** – *Analyse d'images : filtrage et segmentation*. Ed. Masson, 1995, p. 457.
- [4]\* **R. M. Haralick, S. R. Sternberg, X. Zhuang** – *Image analysis using mathematical morphology*. IEEE Trans. PAMI-9, 1987, pp. 532-550.
- [5] \* **J. J. Rousselle, G. Verley, L. Favard** - *Mise en équation du tracé d'un condyle de fémur*. CNRIUT98. Colloque National de la Recherche IUT' 98, 18 - 20 mai 1998, Créteil, France.
- [6] \* **L. A. Whiteside, J. Arima** – *The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty*. Clin . Orthop, 321: 168, 1995.
- [7] \* **P. Zamperoni, R. Klette** – *Handbook of Image Processing Operators*. Ed. Wiley, 1994.