

CONCEPTION ET FABRICATION D'IMPLANTS CHIRURGICAUX PAR AJUSTEMENT DE CYLINDRES GENERALISES

B. Chalmond

Universite Paris-Sud, UA CNRS 743,
Mathematique, 91405 Orsay Cedex.

RESUME

Cette présentation se limite à la conception des tiges de prothèses totales de hanche. Une séquence d'images tomographiques de la cuisse du patient est prise perpendiculairement à un axe longitudinal. A partir de ces images, la méthode optimise la forme de la tige afin qu'elle s'adapte au mieux à l'anatomie du canal médullaire du fémur. La tige est modélisée par un cylindre généralisé.

INTRODUCTION

Les prothèses de hanche sont composées d'une sphère, la tête fémorale, vissée sur une tige que le chirurgien place à l'intérieur du canal médullaire du fémur. Bien que la morphologie du canal soit très variable entre les individus, les fabricants ne proposent qu'un nombre limité de tiges. Aussi, la tige ajuste grossièrement le canal. Il en résulte des risques de descellement et un affaiblissement des propriétés mécaniques de l'ensemble.

L'objet de notre présentation est une suite de processus conduisant à des prothèses ajustant parfaitement l'anatomie de tout individu, Chalmond [1]. Un premier travail avait été développé par Cinquin [2]. En fait, cet auteur s'intéressait à la reconstruction

SUMMARY

Our paper is restricted to the hip prosthesis design. A sequence of hip CT images of the patient is obtained along a line perpendicular to the plane of cross-section. From this images, the method optimizes the shape of the tail in order to fit best the anatomy of the medullary canal of the femur. The tail is modeled by a generalized cylinder.

du canal médullaire à partir de quelques images radiographiques de projections. Ici, seulement la conception de la tige est abordée parce que la position et l'orientation de la tête en découle aisément. La construction de la tige a lieu en quatre étapes:

- (a) une séquence d'images tomographiques est prise suivant un protocole;
- (b) sur chacune des images numériques, le contour du canal est échantillonné;
- (c) à partir de ces échantillons la forme optimale est calculée sous certaines contraintes;
- (d) la forme est usinée par une machine à commande numérique.

Après l'examen tomographique, on dispose de n images de coupes



($n > 10$), dans un système de coordonnées Oxyz dont l'axe z est orienté vers la partie inférieure du fémur. Les images sont perpendiculaires à l'axe z et ont pour coordonnées z_1, \dots, z_n . Nous décrivons maintenant l'étape (c) qui est la clef de voûte de notre dispositif.

CONCEPTION OPTIMALE

Sur chaque images, m points ont été extraits du contour du canal. Les données sont constituées par n échantillons de m valeurs. Il s'agit de déterminer par lissage une forme paramétrique qui ajuste les données. Nombreuses méthodes de lissage existent et notamment en CAD, mais la forme devant respecter plusieurs contraintes, ces méthodes ne sont pas directement utilisables. La première contrainte est évidente: la tige doit pouvoir pénétrer dans le canal tout en étant parfaitement ajustée. D'autre part, la forme doit être "simple" tout en gardant les caractéristiques de la morphologie du canal. Ainsi, le chirurgien suture mieux la prothèse. Cette simplicité permettra aussi l'usinage et le calcul de la position de la tête.

1. Méthode.

La tige est modélisée par un cylindre généralisé. Par définition c'est une surface 3-D caractérisée par un axe curviligne 3-D continu et ouvert à partir duquel se développent continuellement des courbes planes fermées dans des plans transversaux à l'axe, Shani [3]. La difficulté que soulève la considération de ce modèle est son ajustement par lissage. Mais ici,

la difficulté est atténuée car les données sont réparties dans des sections de coupes parallèles. Près du petit trochanter, sur les coupes de cotes (z_1, \dots, z_s) le contour du canal peut être très désordonné alors que sur les suivantes de cotes (z_{s+1}, \dots, z_n) le contour ressemble grossièrement à une ellipse. La méthode d'ajustement est donc la suivante, elle comprend 4 étapes:

1°) chaque échantillon est lissé suivant une ellipse;

2°) les n centres de ces ellipses constituent un échantillon de l'axe anatomique du canal. Les projections de cet échantillon dans les plans Oxz et Oyz sont lissées séparément par une courbe polynomiale par morceaux de degré 3 si $z \leq z_s$ et de degré 2 si $z > z_s$. Ces polynômes sont continus jusqu'à la dérivée première. Le résultat constitue l'axe de la tige;

3°) la première étape est recommencée, mais en imposant aux ellipses d'être centrées sur l'axe de la tige;

4°) chaque ellipse est caractérisée par son centre (X,Y), ses deux axes d, D et son angle A entre son grand axe et Ox. Les n valeurs de X, Y d, D, et A sont lissées séparément par la même technique qu'à la seconde étape.

Tous ces ajustements se font par minimisation de critères des moindres-carrés sous contraintes linéaires. Le cylindre généralisé résultant est constitué par un axe dont les projections dans Oxz et Oyz sont des courbes polynomiales telle que $\forall z_1 \leq z \leq z_n$:

$$X(z) = a_1^{(k)} + b_1^{(k)}z + c_1^{(k)}z^2 + d_1^{(k)}z^3$$

$$Y(z) = a_2^{(k)} + b_2^{(k)}z + c_2^{(k)}z^2 + d_2^{(k)}z^3$$

et par un déploiement d'ellipses:

$$d(z) = a_3^{(k)} + b_3^{(k)}z + c_3^{(k)}z^2 + d_3^{(k)}z^3$$

$$D(z) = a_4^{(k)} + b_4^{(k)}z + c_4^{(k)}z^2 + d_4^{(k)}z^3$$

$$A(z) = a_5^{(k)} + b_5^{(k)}z + c_5^{(k)}z^2 + d_5^{(k)}z^3$$

centrées sur l'axe $\forall z_1 \leq z \leq z_n$ où $k=1$ si $z \leq z_s$ et $k=2$, $d_1^{(2)}=d_2^{(2)}=d_3^{(2)}=d_4^{(2)}=d_5^{(2)}=0$ si $z > z_s$.

2. Compléments.

Les moindre-carrés conduisent à une forme qui passe par la position moyenne des données 3-D et par conséquent il est nécessaire de la réduire afin qu'elle s'inscrive à l'intérieur du canal. Si $Q_k(x,y) = 0$ désigne l'ellipse de section du cylindre pour l'échantillon $\{(x_i, y_i), i=1, \dots, n\}$ de cote z_k , alors la tige est érodée par réduction des axes d et D suivant le critère:

$$\forall i: Q_k(x_i, y_i) \leq \epsilon$$

et ce pour tout les échantillons. On en déduit une réduction pour l'ensemble de la tige par lissage des réductions précédemment obtenues.

3. Commentaires.

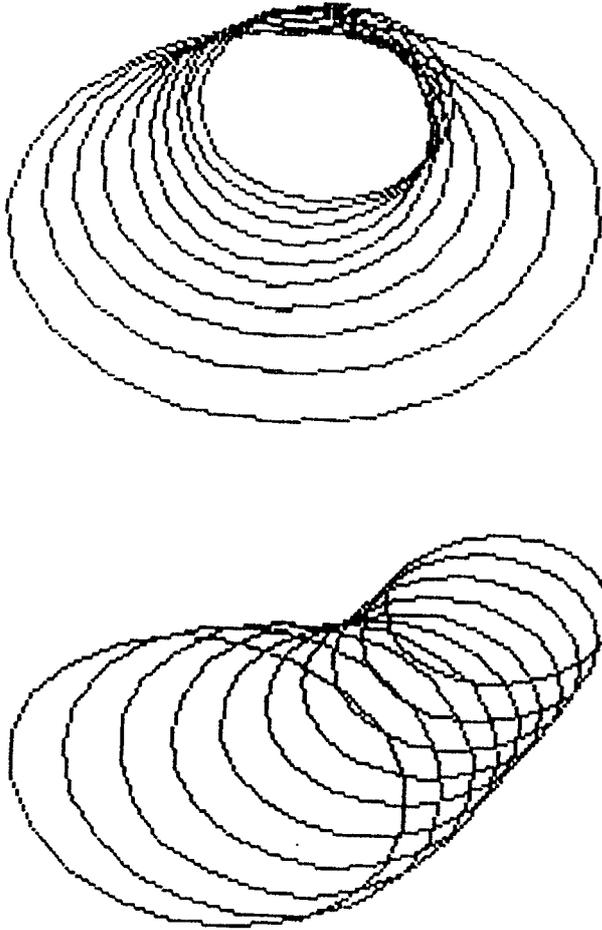
On peut se demander si la tige ainsi construite est assurée de pénétrer le canal. Seule une réponse heuristique est ici donnée. Par notre connaissance de la morphologie du canal médullaire et de la forme des prothèses standards, nous pensons qu'un cylindre généralisé dont les coordonnées des axes sont des branches de parabole décroissantes et les sections des ellipses

décroissantes, pourra être placé à l'intérieur du canal. Mais comme on l'a vu, le comportement de la forme est décrit en deux morceaux continuellement reliés car près du petit trochanter le contour est mal défini. Dans cette région du fémur, les paramètres des ellipses d'ajustement de la première étape peuvent être entachés d'erreurs. C'est pourquoi notre postulat est appliqué seulement à la partie inférieure du fémur sous le petit trochanter: $z_s \leq z \leq z_n$ et en pratiquant un lissage de degré supérieur pour $z_1 \leq z \leq z_s$ afin d'éviter que les erreurs se propagent à l'ensemble de la forme. Enfin, on peut imposer des contraintes linéaires lors du lissage pour assurer les décroissances citées.

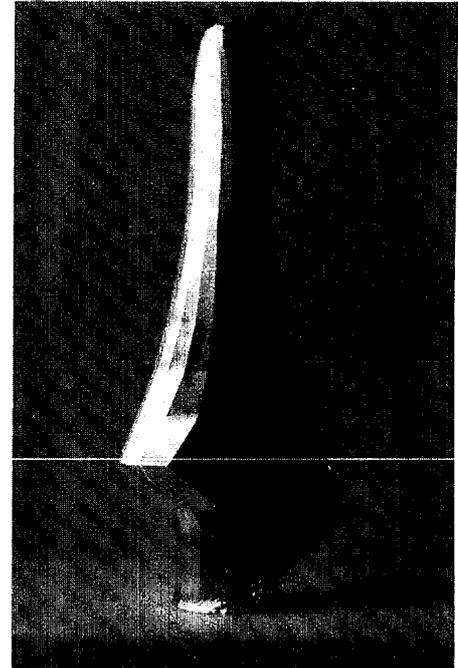
Tout ce processus est basé sur les n échantillons du canal. Or, pendant l'opération, le chirurgien creuse le canal jusqu'à la partie osseuse et la cavité résultante ne ressemble pas exactement à celle des échantillons. D'autre part, il est difficile de placer précisément en profondeur la tige. Cependant, elle trouve naturellement sa place d'autant plus qu'elle présente une torsion semblable à celle du fémur.



Deux tiges vues de dessus



Tige usinée



REFERENCES

- [1] B. CHALMOND, Procédé de fabrication d'un implant chirurgical personnalisé adapté au canal médullaire d'un os receptr et implant réalisé par ce procédé, Brevet numéro 2577697, Paris 1985.
- [2] P. CINQUIN, et all. Hip prosthesis design, Lectures Notes in Medical Informatics, 1982, vol.16, pp 195-200, Springer-Verlag.
- [3] U. SHANI, D. BALLARD, Spline as embeddings for generalized cylinders. Computer Vision, Graphics and Image Processing vol. 27, pp 129-156, 1984.