

DEVELOPPEMENT D'UNE METHODE DE RECONSTRUCTION 3D DU TRONC D'UN SCOLIOTIQUE PAR IMAGERIE STEREOSCOPIQUE

P. ABELLARD, F. BELMAJDOUB, J. DUPLAIX (1)
J.L. CONIL, A. DELARQUE (2)

(1) Laboratoire MS-LAIAT, Université de Toulon, BP 132, 83957 LA GARDE CEDEX
(2) CHU Timone, Service de Rééducation Fonctionnelle, 13006 MARSEILLE

RÉSUMÉ

Le but du travail présenté dans ce papier est d'apporter une aide à l'orthésiste durant les phases de conception et de fabrication des corsets de scoliose, et de permettre à l'équipe médicale d'avoir un meilleur suivi de l'évolution de la scoliose. La méthode repose sur 3 phases : acquisition des données relatives au tronc du patient par une méthode stéréoscopique, reconstruction 3D et corrections, et fabrication avec une machine à commande numérique. De plus la méthode stéréoscopique peu coûteuse permet de mieux suivre l'évolution de la scoliose par des prises de données régulières.

1. INTRODUCTION

Les corsets de scoliose sont réalisés traditionnellement par thermoformage de différents éléments sur un moulage en plâtre corrigé par l'appareilleur [1,2]. Tout au long du traitement de cette maladie évolutive qu'est la scoliose, la possibilité pour l'orthésiste et le médecin rééducateur de conserver une trace des différents "trons corrigés" serait une aide appréciable leur permettant de tester le bien fondé de leur travail, qui est surtout actuellement qualitatif [3].

L'outil informatique apporte des solutions à de nombreuses difficultés rencontrées aux différentes étapes de la fabrication (prise de données tridimensionnelles, corrections du moulage, inversion droite-gauche, simulation...).

La méthode repose sur trois phases :

1° - Une phase d'acquisition de données 3D relatives au tronc du patient (ou au moulage en plâtre). Cette phase utilise une méthode stéréoscopique d'acquisition et de traitement numérique des images et permet d'obtenir un fichier de points tridimensionnels utilisable par un logiciel de CAO [4].

ABSTRACT

The aim of the work presented in this paper is to bring a help to the orthesist during the design and the making of the scoliosis braces, and to allow the medical team to improve the scoliosis evolution. The method rests on three stages. First, a phase of 3D data acquisition of the patient trunk with a stereoscopic method in order to obtain a file of 3D points usable by a CAD tool. Then, a phase of design for corrections, and at last a phase of making with a CNC machine. In addition to the fact of making a ready-made brace, the stereo allows the medical team to have a better knowledge of the scoliosis.

2° - Une phase de *conception* qui permet à l'appareilleur d'apporter à l'écran toutes les corrections souhaitées et de simuler le corset modifiable à volonté jusqu'à l'obtention d'un résultat jugé satisfaisant. La prise en compte de coupes scanner peut enrichir le modèle [5].

3° - Une phase de *Fabrication Assistée par Ordinateur*, réalisée par l'envoi du fichier de données corrigées à une machine à commande numérique. Le positif corrigé obtenu est alors directement utilisé pour le thermoformage des éléments du corset du patient qui est ensuite contrôlé en radiographie [6].

2. METHODE DE RECONSTRUCTION 3D.

Pour des considérations d'obtention de résultats performants à faible coût, nous avons choisi d'utiliser une méthode stéréoscopique. Le passage d'un point P en surface extérieure d'un objet 3D à un point I de l'image issue d'une caméra, est réalisé par une transformation non-linéaire (figure 1). Pour pouvoir décrire ce passage d'une façon linéaire, il faut passer en coordonnées homogènes.

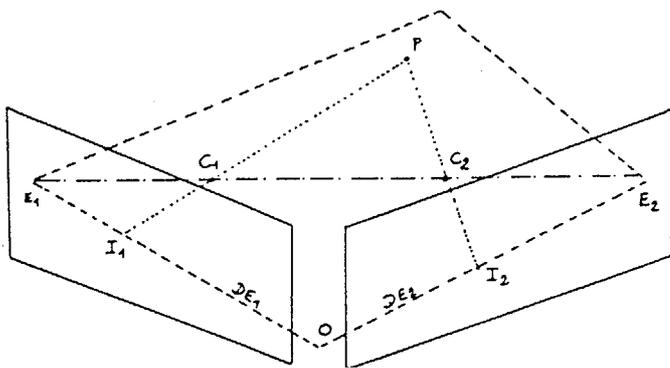


Figure 1 : Géométrie de la stéréovision.

Soient $I = \begin{bmatrix} U \\ V \\ S \end{bmatrix}$ les coordonnées projectives du point I et $P = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$ les coordonnées spatiales du point P.

Nous avons la relation : $\begin{bmatrix} U \\ V \\ S \end{bmatrix} = T * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$

T est une matrice de dimensions 3*4, propre à la caméra :

$$\begin{bmatrix} U \\ V \\ S \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} t_{11} & t_{12} & t_{13} & t_{14} \\ t_{21} & t_{22} & t_{23} & t_{24} \\ t_{31} & t_{32} & t_{33} & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

Donc :

$$\begin{aligned} U &= t_{11}x + t_{12}y + t_{13}z + t_{14} \\ V &= t_{21}x + t_{22}y + t_{23}z + t_{24} \\ S &= t_{31}x + t_{32}y + t_{33}z + 1 \end{aligned}$$

Or, les coordonnées images sont définies par : $\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} U/S \\ V/S \end{bmatrix}$. On peut donc écrire :

$$\begin{aligned} uS = U &= t_{11}x + t_{12}y + t_{13}z + t_{14} \\ vS = V &= t_{21}x + t_{22}y + t_{23}z + t_{24} \end{aligned}$$

Ainsi :

$$\begin{aligned} U - uS = 0 &= t_{11}x + t_{12}y + t_{13}z + t_{14} - u(t_{31}x + t_{32}y + t_{33}z + 1) \\ V - vS = 0 &= t_{21}x + t_{22}y + t_{23}z + t_{24} - v(t_{31}x + t_{32}y + t_{33}z + 1) \end{aligned}$$

donc :

$$\begin{aligned} x(t_{11} - ut_{31}) + y(t_{12} - ut_{32}) + z(t_{13} - ut_{33}) + t_{14} - u &= 0 \\ x(t_{21} - vt_{31}) + y(t_{22} - vt_{32}) + z(t_{23} - vt_{33}) + t_{24} - v &= 0 \end{aligned}$$

Il faut donc 6 points non-coplanaires pour trouver les 11 paramètres inconnus de la matrice T, ce qui justifie l'utilisation d'une méthode stéréoscopique, basée sur les principes suivants :

1°) Un point P a pour coordonnées i, j dans l'image 1 et u, v dans l'image 2. En fonction de i et j, cette contrainte impose à u et v de se situer sur une droite épipolaire de la forme $y = au + b$.

2°) La connaissance des matrices perspectives T_1 et T_2 permet de retrouver les coordonnées d'un point physique P(x,y,z) car, d'une part le passage du point P objet au point image I_1 est modélisé par le système d'équations suivant

$$\begin{aligned} (t_{11} - it_{31}) \cdot P + t_{14} - it_{34} &= 0 \\ (t_{21} - jt_{31}) \cdot P + t_{24} - jt_{34} &= 0 \end{aligned}$$

D'autre part, le passage de P à I_2 par t'_1 (paramètres de la matrice T_2) conduit au système suivant :

$$\begin{aligned} (t'_{11} - ut'_{31}) \cdot P + t'_{14} - ut'_{34} &= 0 \\ (t'_{21} - vt'_{31}) \cdot P + t'_{24} - vt'_{34} &= 0 \end{aligned}$$

Ces équations sont liées puisque I_1 et I_2 sont dans le même plan épipolaire. On obtient donc un système de 4 équations à 3 inconnues que l'on peut résoudre par exemple, par la méthode des moindres carrés.

Pour optimiser la correspondance entre les 2 images, nous avons sélectionné plusieurs critères :

1°) La *contrainte d'ordre* qui impose que deux points consécutifs dans une image soient dans le même ordre dans l'autre image.

2°) La *contrainte d'unicité* qui exprime le fait qu'un point dans une image a au plus un correspondant dans l'autre image, ce qui exclut tout alignement accidentel.

3°) le *coefficient de corrélation* pour la mise en correspondance des niveaux de gris:

- X étant le niveau de gris point de coordonnées i, j dans l'image gauche,
- Y étant le niveau de gris point de coordonnées u, v dans l'image droite, la variance est alors définie par :



$$\sigma_x^2 = E\{(X - \bar{X})^2\} \quad \text{et} \quad \sigma_y^2 = E\{(Y - \bar{Y})^2\}$$

et la covariance $\mu = E\{(X - \bar{X})(Y - \bar{Y})\}$

donc le coefficient de corrélation devient:

$$C_k = \frac{\mu}{\sigma_x \cdot \sigma_y} = \frac{E\{(X - \bar{X})(Y - \bar{Y})\}}{E\{(X - \bar{X})^2\} \cdot E\{(Y - \bar{Y})^2\}}$$

4°) le critère de la disparité qui est utilisé pour réduire le nombre de coefficients de corrélation à calculer.

Si (i,j) et (u,v) sont les coordonnées d'un même point dans chaque image, la disparité D est le coefficient : $D = (i - u)^2 + (j - v)^2$; ce qui impose une contrainte s'appuyant sur l'hypothèse que les surfaces physiques sont localement continues et que la variation de leur profondeur par rapport à l'observateur est généralement faible. On peut réduire considérablement le nombre de calculs car $u = i + D^2 - (j - v)^2$

Nous trouvons donc une valeur de u estimée et nous calculons avec la droite épipolaire le terme v correspondant et le coefficient de corrélation entre ces deux points. Celui pour lequel ce coefficient est le plus important est le point correspondant au couple (i,j). Le cycle de calcul de la disparité se répète jusqu'à une valeur prédéfinie à l'initialisation.

Le système d'équations précédent peut se mettre sous la forme matricielle :

$$[A] = [a] \cdot [b] \quad \text{en posant :}$$

$$A = \begin{bmatrix} (t_1 - it_3)^t \\ (t_2 - yt_3)^t \\ (t'_1 - ut'_3)^t \\ (t'_2 - vt'_3)^t \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad b = \begin{bmatrix} it_{34} & -t_{14} \\ jt_{34} & -t_{24} \\ ut'_{34} & -t'_{14} \\ vt'_{34} & -t'_{24} \end{bmatrix}$$

La solution est alors : $a = (A^t \cdot A)^{-1} \cdot A^t \cdot b$ sous réserve que $(A^t \cdot A)$ soit inversible.

Pour réduire les temps de traitement, les calculs ont été implémentés sur un multiprocesseur constitué de processeurs à flux de données μ PD 7281. Pour faciliter la programmation parallèle, les calculs ont été modélisés par Réseaux de Petri à Flux de Données [7,8]. A titre d'exemple, la figure 2 montre la représentation du calcul précédent.

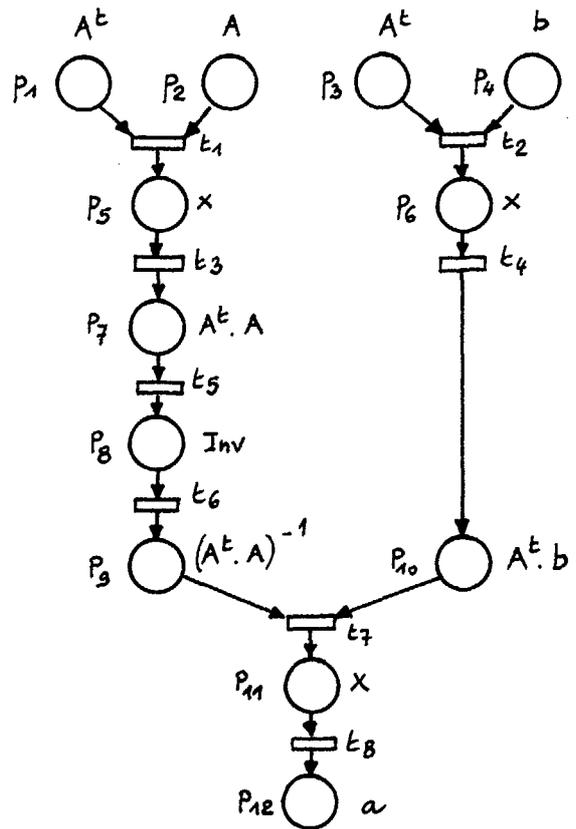


Figure 2 : Réseau de Petri à Flux de Données.

3. APPLICATION A LA CFAO DES CORSETS DE SCOLIOSE.

Le fichier de points obtenus est utilisé par un logiciel de CAO. Le nombre de points utilisés est fonction de l'échantillonnage. A titre indicatif, chaque courbe de niveau est représentée par une spline comportant 80 points et la distance entre les courbes est de 5 mm (figure 3). A partir de ce modèle, l'appareilleur peut entreprendre les corrections à trois niveaux : pelvien, thoracique, scapulaire. La méthode de correction peut être en partie automatisée grâce à la constitution d'une base de données importante et à la comparaison au travail manuel classique.

Lorsque le modèle corrigé obtenu est jugé satisfaisant, on extrait un fichier de points pour l'usinage d'un positif corrigé sur lequel l'appareilleur peut thermoformer les différents éléments du corset. Ce fichier est transmis à une machine à commande numérique pour réaliser l'usinage. La trajectoire de l'outil est obtenue pour chaque courbe, en définissant une spline identique à celle du niveau considéré mais décalée d'une quantité égale au rayon de l'outil.



4. CONCLUSION.

La méthode stéréoscopique est performante et peu coûteuse ce qui permet respecter les contraintes financières imposées par la fabrication. De plus, outre le fait de réaliser des *sur-mesures*, l'utilisation de données numériques acquises par le système stéréoscopique, permet à l'équipe médicale d'avoir un meilleur suivi de l'évolution de la scoliose d'un patient, par une prise de données à intervalles réguliers, et, plus globalement, une étude plus précise de la scoliose est possible, par la constitution d'une base de données importante, fonction du nombre de patients et du temps de traitement.

MOTS CLES : Reconstruction 3D, CFAO, corsets de scoliose.

REMERCIEMENTS :

Ces travaux sont encouragés et aidés par : le Conseil Régional Provence Alpes Côte d'Azur, le Réseau Génie Biologique et Médical PACA et l'ANVAR.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] RAINAUT J.J : *Les scolioses*. Editions Ellipses 1984.
- [2] PERDRIOLLE R : *La scoliose, étude tridimensionnelle*. Editions Maloine 1979.
- [3] ALLEGRE G, LECANTE P : *Le corset actif, sa technique et sa réalisation*. Congrès de Barcelone, 19-20 Septembre 1975.
- [4] ABELLARD P, CONIL J.L, DELARQUE A, DUPLAIX J : *Apport de la CAO dans la fabrication des corsets de scoliose*. Congrès National de l'Association Française d'Appareillage, Hyères, 19-20 Avril 1991.
- [5] ABELLARD P, BELMAJDOUB F, CONIL JL, DELARQUE A, DUPLAIX J : *Conception et fabrication assistées par ordinateur de corsets type Münster*. Journées de Bandol, 10-12 Octobre 1991.
- [6] ABELLARD P, BARDOT A, CONIL JL, DELARQUE A, VITON JM : *CFAO de corsets de scoliose*. Journées Nationales SOFMERR, Actualités et perspectives en Médecine de Rééducation, 4-6 Décembre 1991, Paris.
- [7] ALHMANA J : *Modélisation par Réseaux de Petri à Flux de Données. Application à la synthèse de l'opérateur de Riccati rapide*. Thèse de Doctorat d'Etat, Université de Marseille, 1983.
- [8] ABELLARD P, NOLIBE G, RAZAFINDRAKOTO N : *A data flow architecture for parallel computation*. Internat. Conf. PARBASE 90, Miami, IEEE Computer Press, 1990

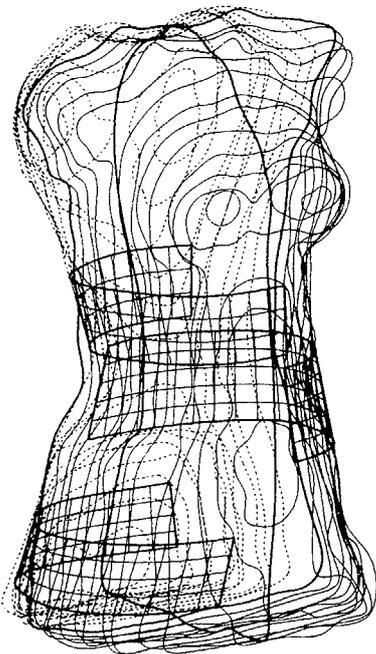
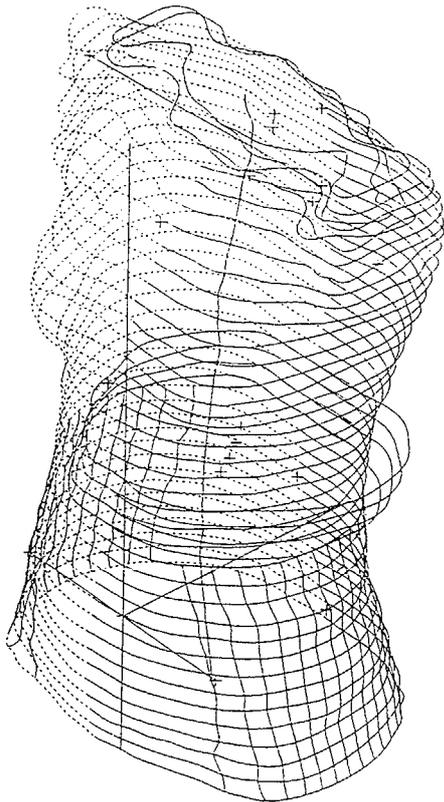


Figure 3 :

a) Reconstruction tridimensionnelle du tronc d'un scoliotique par imagerie stéréoscopique.

b) Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur du corset de correction de la scoliose.