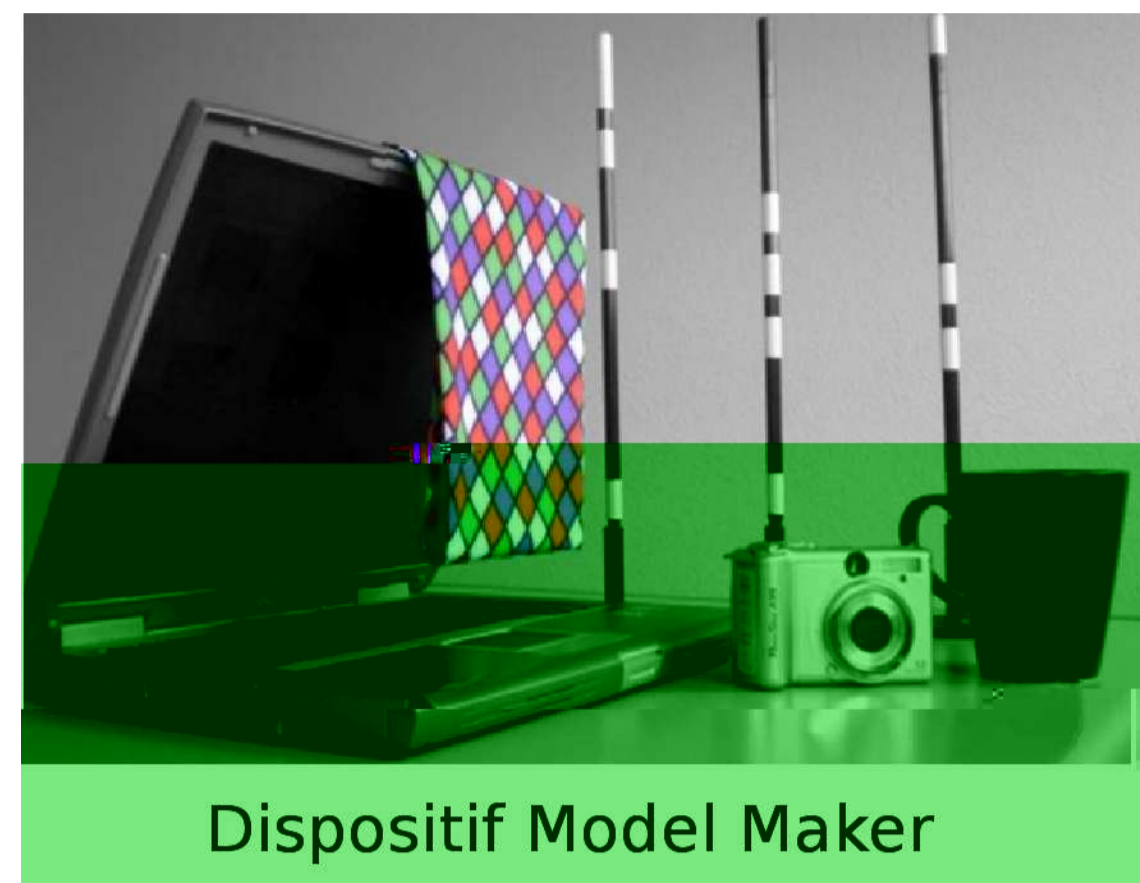


## Introduction

La scoliose est une déformation structurale tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Il est généralement admis que le traitement orthopédique par corset est efficace si l'on se limite à l'objectif de stabiliser les courbures en phase évolutive. Afin de mieux comprendre son impact sur la colonne vertébrale, l'analyse des efforts mécaniques exercés par un corset sur un patient est primordiale. Et l'étape indispensable pour pouvoir effectuer cette analyse est la reconstruction en 3D d'une partie de l'anatomie du patient telle que les côtes, le rachis et les tissus mous.

Dans cette optique, Proteor a développé et breveté un système, appelé **Model Maker**, qui permet de reconstruire l'enveloppe extérieure du corps humain à l'aide d'un appareil photo numérique standard. Pour l'obtention des géométries du rachis et de la cage thoracique, une interface graphique permettant la reconstruction à partir de radiographies biplane est en cours de développement. A l'heure actuelle, elle permet seulement la création de géométries du rachis.



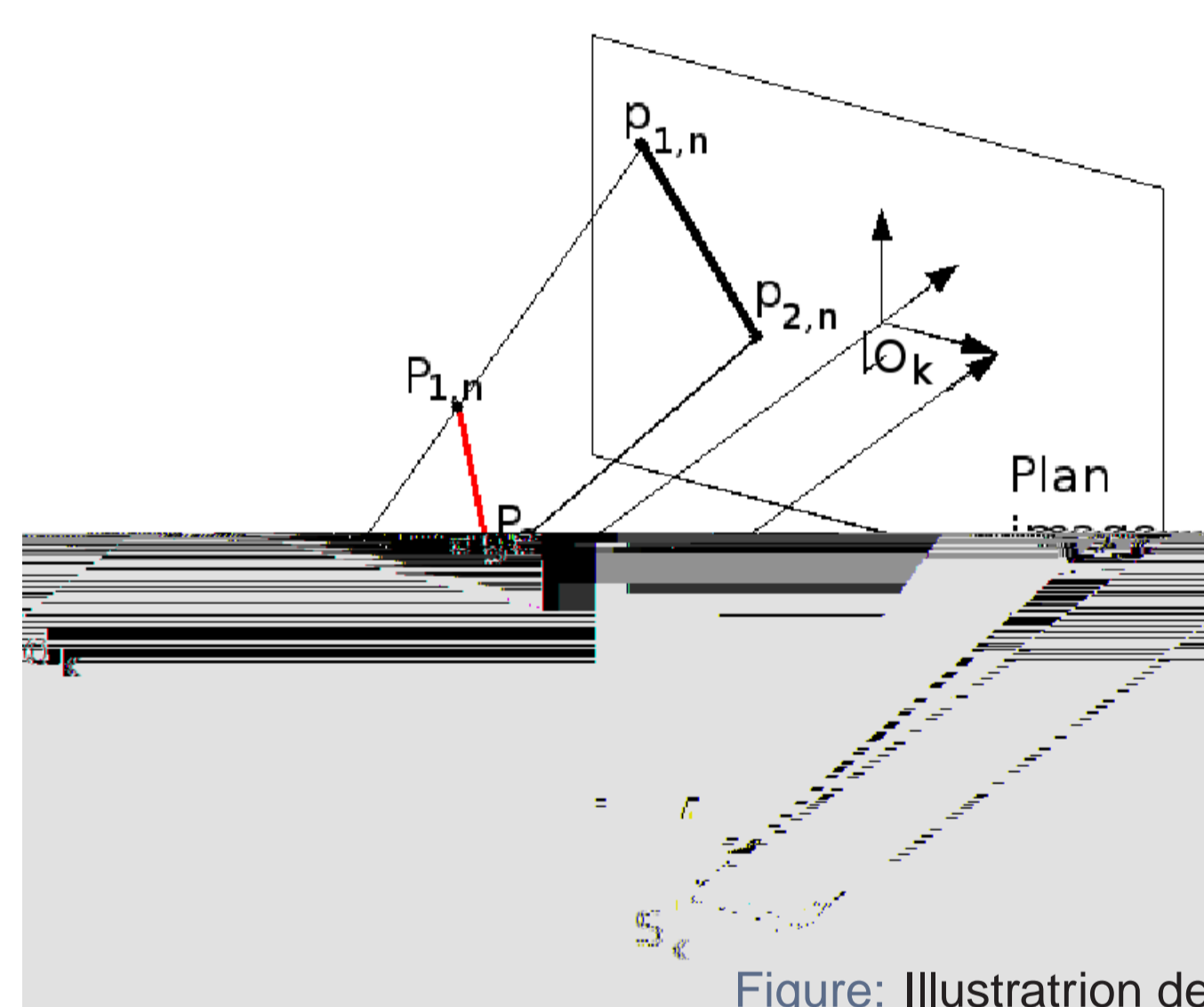
Bien que des méthodes de reconstruction 3D du rachis à partir de radiographie donnant de très bons résultats existent déjà, comme par exemple celles exposées dans [3], [4], et [1]. Elles présentent néanmoins l'inconvénient majeur de nécessiter un dispositif radiographique spécifique qui n'est disponible que dans très peu de sites. La méthode présentée ici possède l'avantage d'utiliser deux clichés radiographiques numériques (face+profil) réalisés à partir d'un équipement standard.

## Calibration de l'environnement radiographique

La calibration sert à déterminer les paramètres de l'environnement radiographique influence fortement les résultats de la reconstruction nécessite un objet de calibration: les 6 baguettes du système **Model Maker** (4 marqueurs par baguettes)

### La méthode:

1. Calibration avec **Model Maker**, obtention de la matrice de rotation entre les vues et des positions 3D des marqueurs.
2. Pour chaque vue, calcul des positions de  $O_k$ ,  $P_{1,n}$ ,  $P_{2,n}$ ,  $p_{1,n}$  et  $p_{2,n}$  par rapport à  $S_k$ .
3. Ces positions, calculées pour chaque vue, sont ramenées dans le même repère grâce à la matrice de rotation.
4. La présence d'écarts entre les positions calculées avec les différentes vues et **Model Maker** entraîne le calcul d'une position optimale par minimisation de l'erreur de retroprojection.



- $S_k$  la source radio ( $k=F$  pour frontale,  $S$  pour sagittale)
- $d_k$  la distance source-écran
- $P_{1,n}$  l'extrémité supérieure de la baguette  $n$
- $P_{2,n}$  l'extrémité inférieure de la baguette  $n$
- $L_n = \|P_{1,n} P_{2,n}\|$
- $p_{1,n}$  et  $p_{2,n}$  les projections de  $P_{1,n}$  et  $P_{2,n}$  dans le plan image.
- $n = 1, \dots, 6$

Figure: Illustration de la méthode de calibration

La méthode donne de bons résultats à condition de minimiser le déplacement des baguettes entre la prise des photos pour la reconstruction avec **Model Maker** et la prise des clichés radiographiques. Ci-dessous un exemple de retroprojection des baguettes calculées lors de la calibration:

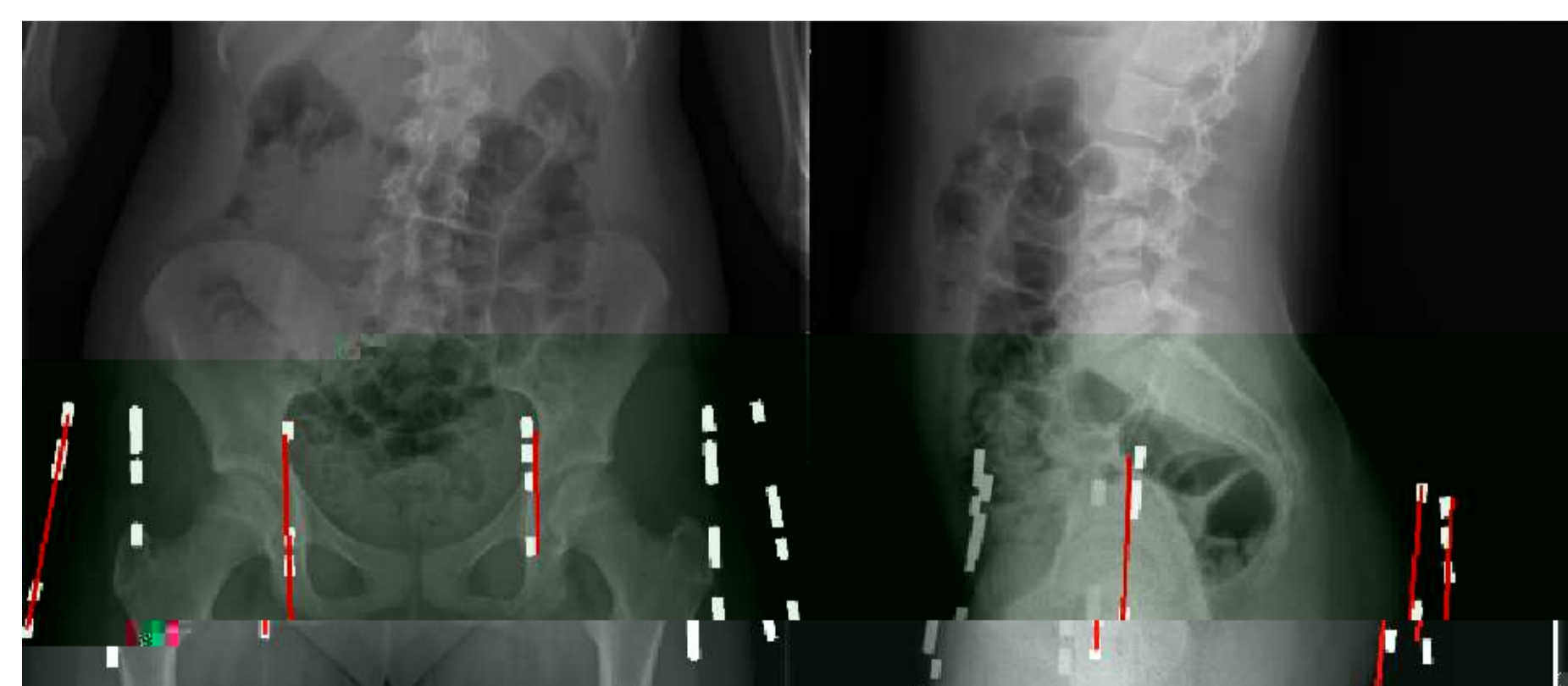


Figure: Rétroprojection des baguettes de calibration (en rouge)

## Reconstruction 3D du rachis

La méthode est basée sur l'identification de 5 contours non stéréo-correspondants:

- 3 dans l'image frontale: contours droit et gauche du rachis + ligne des apophyses épineuses
- 2 dans l'image sagittale: contours antérieur et postérieur du rachis

Chaque contour est défini par au moins 8 points, reliés par une interpolation par spline cubique. Le calcul de la spline passant au milieu des contours droit et gauche, et de celle passant au milieu des contours antérieur et postérieur permet de définir 2 contours stéréo-correspondants.

La reconstruction des disques et des vertèbres se fait en 3 étapes:

1. Calcul d'une poutre englobant le rachis. Sa ligne moyenne est définie à l'aide des 2 contours stéréo-correspondants. Sa section (qui varie) est calculée à partir des 4 contours non stéréo-correspondants.
2. Segmentation de la poutre basée sur les hypothèses faites dans [2]. Elle permet de définir un volume englobant, propre à chaque vertèbre et à chaque disque

3. Prise en compte de la rotation vertébrale dans le plan transverse à l'aide de la ligne des épineuses qui permet de calculer la forme finale des vertèbres et des disques.

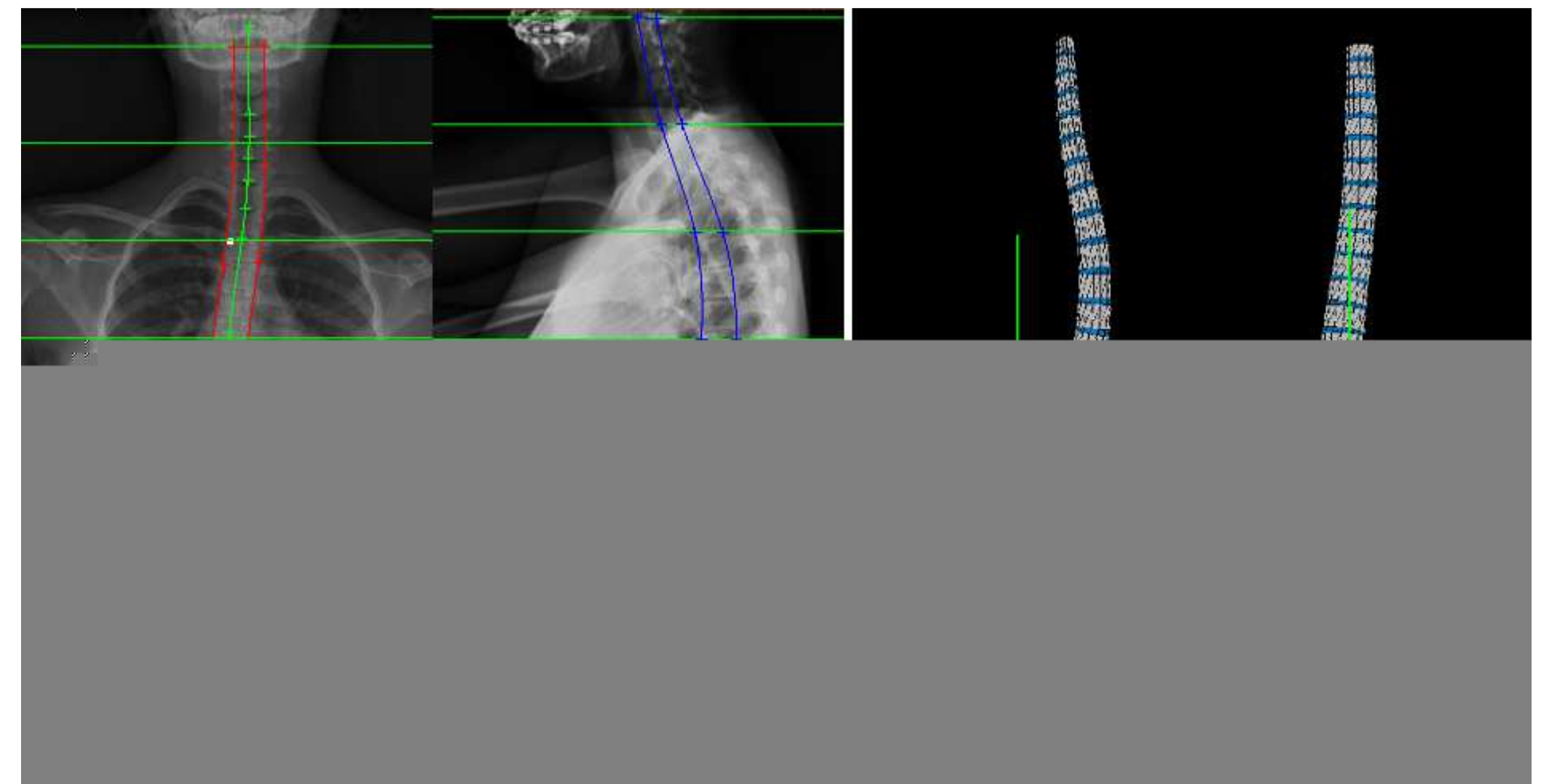


Figure: Définition des contours non stéréo-correspondants (à gauche), le rachis entièrement reconstruit (à droite)

L'erreur de reconstruction est plus importante pour les vertèbres cervicales et lombaires que pour les thoraciques. Cela est dû aux hypothèses faites lors de la segmentation.

## Analyse modale du rachis scoliotique

► Soit:

- ▷  $\Gamma_0$  la surface extérieure du rachis qui est laissée libre
- ▷  $\Gamma_1$  le bord du rachis qui est encastré
- ▷  $\Omega_n$   $1 \leq n \leq 47$ , les disques et les vertèbres
- ▷  $\Gamma_{int,n}$  où  $1 \leq n \leq 46$ , l'interface entre  $\Omega_n$  et  $\Omega_{n+1}$ .

► Le problème consiste à trouver  $(u_1, \dots, u_{47}, \omega)$  solution de :

$$\begin{cases} -\rho_n \omega^2 u_n = \text{div} \sigma(u_n) & 1 \leq n \leq 47 & (\Omega_n) \\ \sigma(u_n) \cdot \mathbf{n} = 0 & & (\Gamma_0) \\ \mathbf{u} = 0 & & (\Gamma_1) \\ \sigma(u_n) \cdot \mathbf{n} = \sigma(u_{n+1}) \cdot \mathbf{n} & 1 \leq n \leq 46 & (\Gamma_{int,n}) \\ u_n = u_{n+1} & 1 \leq n \leq 46 & (\Gamma_{int,n}) \end{cases} \quad (1)$$

► La formulation variationnelle de (1) s'écrit:

$$\sum_{n=1}^{47} \left[ \int_{\Omega_n} \sigma(u_n) : \varepsilon(v_n) dV - \omega^2 \int_{\Omega} \rho u_n \cdot v_n dV \right] = 0 \quad (2)$$

► En utilisant les éléments de Lagrange, (2) devient:

$$\begin{bmatrix} \mathbb{K}_1 & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \mathbb{K}_{47} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{U}_1 \\ \vdots \\ \mathbf{U}_{47} \end{bmatrix} - \omega^2 \begin{bmatrix} \mathbb{M}_1 & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \mathbb{M}_{47} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{U}_1 \\ \vdots \\ \mathbf{U}_{47} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

► La résolution donne les résultats suivants:

$f_i = \omega_i / 2\pi$	$f_1$	$f_2$	$f_3$	$f_4$	$f_5$	$f_6$	$f_7$	$f_8$	$f_9$	$f_{10}$
(en Hz)	0.133	0.172	0.483	0.549	1.230	1.643	1.976	2.438	3.121	3.313

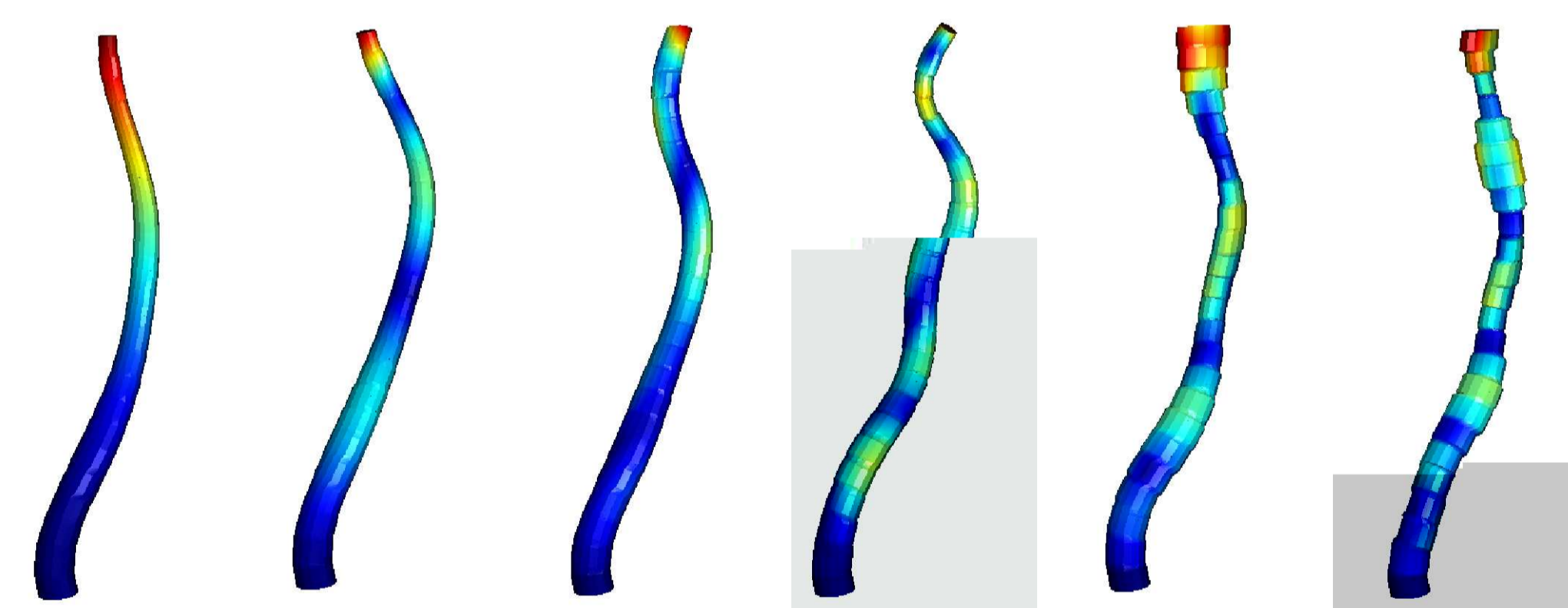


Figure: Formes modales obtenues à l'aide de **COMSOL Multiphysics** pour  $f_1=0.133\text{Hz}$ ,  $f_5=1.230\text{Hz}$ ,  $f_9=3.121\text{Hz}$ ,  $f_{14}=5.807\text{Hz}$ ,  $f_{17}=7.230\text{Hz}$  et  $f_{24}=10.156\text{Hz}$

L'étude faite en [2] montre que si on ne prend pas en compte les propriétés mécaniques des disques, les valeurs des fréquences propres sont environ 20 fois plus grandes. Elle a aussi mis en avant l'importance d'un nombre élevé d'éléments de maillage.

## Conclusion

► Les méthodes de calibration et de reconstruction mises en oeuvre à travers une interface permettent d'obtenir des géométries du rachis de façon simple et rapide. Bien que géométriquement il existe des différences avec la réalité (hauteur des vertèbres cervicales et lombaires), elles permettent néanmoins d'obtenir une description fidèle de la forme et des courbures du rachis.

► L'analyse modale a permis de valider les géométries créées en montrant qu'elles étaient utilisables dans **COMSOL Multiphysics**. Du fait de l'absence de symétrie au sein de la structure, les modes obtenus sont tous simples, et comme attendus pour ce type de structure 3D, les valeurs des fréquences propres sont relativement faibles.

► La nécessité d'un grand nombre d'éléments de maillage permet d'exclure l'utilisation d'un ordinateur bureau pour effectuer les simulations lorsque tout le tronc sera reconstruit (enveloppe externe+rachis+côtes).

## Bibliographie

- [1] Mitulescu A., *Contribution à la reconstruction 3d du rachis du bassin et du thorax à partir du système charpak.*, Thèse de Doctorat ENSAM Paris, 2001.
- [2] Gesbert J.C., *Modélisation géométrique et mécanique 3d du rachis scoliotique*, Stage de Master 2 Université Rennes1, 2010.
- [3] Bertrand S., *Modélisation géométrique 3d in vivo du tronc humain à partir de l'imageur basse dose eos*, Thèse de Doctorat ENSAM Paris, 2005.
- [4] Jolivet E. Sandoz B. Laporte S. Mitton D. Skalli W., *Fast 3d reconstruction of ribcage from biplanar radiographs.*, Med Biol Eng Comput (2010).