Annales de Chirurgie
1999, 53, n° 8



# Comparaison de la fidélité de deux systèmes d'acquisition 3D sur l'étude de paramètres anthropométriques et posturaux

K.F. ZABJEK[1,2], G. SIMARD[1,2], M.A. LEROUX[2], C. COILLARD[1,2], C.H. RIVARD[1,2]

ZABJEK K.F., SIMARD G., LEROUX M.A., COILLARD C., RIVARD C.H. – Comparaison de la fidélité de deux systèmes d'acquisition 3D sur l'étude de paramètres anthropométriques et posturaux.
*Ann Chir*, 1999, *53*, n° 8, 751-760.

RÉSUMÉ : Le but de cette étude est de comparer la fiabilité intra-session et inter-session des évaluations posturale et anthropométrique, réalisées à l'aide d'un système stéréo-vidéographique (MA) et d'un système ultrasonique (FP). L'étude permettra également d'évaluer le potentiel d'automatisation de la prise de mesures anthropométriques. Les évaluations posturale et anthropométrique de 15 sujets contrôles ($\bar{x}$ : 25 ans, Sx : 6) et d'un mannequin ont été effectuées avec les deux instruments d'acquisition 3D. Une toise anthropométrique conventionnelle fut également utilisée pour évaluer 15 paramètres de hauteur. Le mannequin fut évalué à une occasion et les sujets à deux reprises dans un intervalle d'une semaine. Chaque session comprend la détection de 52 sites anatomiques, suivie par cinq acquisitions avec chaque outil. La localisation 3D des sites anatomiques sert d'intrant au modèle multi-segmentaire décrivant la position et l'orientation de la ceinture scapulaire, du thorax, du bassin, des jambes et de la base de sustentation. Il s'agit spécifiquement des rotations, bascules, versions, déjettements antéro-posterieurs (AP), déjettements médio-latéraux (ML) et hauteurs. Le rachis est représenté par les apophyses épineuses (T1 à S1) dont les coordonnées servent au calcul des paramètres cutanés de cyphose, lordose et de courbures dans le plan frontal. Les comparaisons inter- et intra-session laissent voir une bonne correspondance des 15 hauteurs

*(Suite du résumé page suivante)*

ZABJEK K.F., SIMARD G., LEROUX M.A., COILLARD C., RIVARD C.H. – Comparison of the reliability of two 3D aquisition systems used for the study of anthropometric and postural parameters. *(In French)*.
*Ann Chir*, 1999, *53*, n° 8, 751-760.

SUMMARY : The goal of this study is to compare the between trials and between session reliability of the postural geometry (PG) and anthropometrical evaluations, obtained by the FreePoint (FP) system and the Motion Analysis System (MA). The potential of automatisation of the anthropometric evaluation is also evaluate through the comparison of height measurements obtained by the two 3D systems and traditional anthropometrical tools. The PG of 15 adult control subjects ($\bar{x}$ : 25 years, SD : 6) evaluated on two occasions (1 week interval) and a mannequin on one occasion were evaluated with both systems. Each evaluation involved the identification of 52 anatomical landmarks followed by the acquisition of 5 trials with each system. The 3 dimensional position of the anatomical landmarks serves to define a postural model including the shoulder girdle, spinous processes (T1 to S1), thorax, pelvis, lower extremities and base of support. Postural parameters were calculated, including rotations, tilts, versions, kyphosis, lordosis, right and left Cobb, anteroposterior shifts, (AP), mediolateral shifts (ML) and vertical heights. The between trials and between session results demonstrate a strong correspondence of the 15 anthropometric heights and the 20 postural parameters between the three systems, permitting the proposal of a broadened clinical utilisation of the FreePoint system. However, the validity of

*(Summary continued on next page)*

1. *Faculté de Médecine, Université de Montréal, CP 6128, Succursale « Centre-Ville », MONTRÉAL, Québec H3C 3J7 (Canada).*

2. *Centre de Recherche, Hôpital Sainte-Justine, 3175, chemin Côte Sainte-Catherine, MONTRÉAL, Québec, H3T 1C5 (Canada).*

*Correspondance :* K.F. Zabjek (adresse ci-contre).
*E-mail :* karl@justine.umontreal.ca

**Manuscrit reçu à la Rédaction le 12 juillet 1999.**
Journée Scientifique du Département de Chirurgie, Montréal, 1998.

© *Société d'Édition de l'Association d'Enseignement Médical des Hôpitaux de Paris, 1999*

*(Suite du résumé)*

anthropométriques et des 20 paramètres posturaux mesurés avec les différents outils, ce qui permet de proposer une utilisation clinique plus élargie du système FreePoint. Par ailleurs, la fidélité et la validité des mesures semblent influencées par la précision du marquage anthropométrique, par l'oscillation naturelle du sujet et par la variation intra-spécifique de la posture du sujet.

MOT-CLÉ : Rachis.

*(Summary continued)*

these measures is influenced by the reliability of the anthropometric landmarking, natural oscillation of the body and the intra-specific variation of the posture of each subject.

KEY-WORDS : Anthropometry. – Posture. – Idiopathic scoliosis. – Growth.

## INTRODUCTION

Il est depuis longtemps admis que les poussées de croissance de haute vélocité sont associées de près à l'évolution des courbures rachidiennes que l'on retrouve dans la scoliose idiopathique [1-4]. Bien que l'étiologie de cette maladie ne soit pas encore clairement définie, le suivi de la croissance squelettique est un paramètre qui devrait être ajouté au suivi régulier des patients atteints de scoliose idiopathique. Ainsi, conjugué aux indices habituels de maturation osseuse (âge osseux et signe de Risser), le suivi détaillé de la croissance permet de mieux apprécier le stade de développement où se situe l'enfant. Cependant, le suivi traditionnel des patients est habituellement constitué d'un examen clinique qualitatif et d'un examen radiologique. L'examen clinique permet de reconnaître certaines caractéristiques posturales comme la différence de hauteur entre les deux crêtes iliaques ou les épaules. Ainsi, la présence d'anomalies posturales reliées à la croissance peut s'inclure dans l'organisation posturale du patient. Par exemple, une inégalité de croissance des membres inférieurs peut se traduire posturalement par une bascule du bassin. Bien que ces caractéristiques posturales s'observent cliniquement et radiologiquement en deux dimensions, elles impliquent néanmoins les trois plans de l'espace en se traduisant par des changements de position et d'orientation de tous les paliers corporels, incluant également le rachis, le thorax et la ceinture scapulaire [5, 6].

Il est intéressant de constater que ces caractéristiques posturales sont de plus en plus reconnues et de mieux en mieux identifiées et étudiées chez les patients scoliotiques [7-9], bien que les interactions (facteur aggravant ou coexistant de la maladie) entre ces anomalies et la scoliose ne soient pas clairement établies. Il est cependant difficile dans le cadre des évaluations traditionnelles clinique et radiologique, d'évaluer et de définir l'impact des paramètres posturaux et anthropométriques sur l'état pathologique du patient scoliotique. Ce problème provient partiellement du fait que la radiologie est une évaluation invasive, bidimensionelle et localisée. Dans le cas d'un suivi de scoliose idiopathique, elle est spécifique au rachis et ne permet pas l'évaluation complète de la posture du patient. De plus, les instruments cliniques qui sont présentement utilisés pour les évaluations posturale et anthropométrique du patient scoliotique sont pour la plupart subjectifs ou imprécis, qualitatifs (examen clinique), spécifiques à la colonne vertébrale ou ne fournissent pas une représentation globale de la posture du patient scoliotique [7, 10-16].

Récemment, un modèle postural non-invasif a été développé de façon à quantifier objectivement l'examen clinique conventionnel [8]. Le but de ce modèle est de fournir aux cliniciens des données quantitatives et une représentation graphique sur l'état de la posture du patient avant, pendant ou après une intervention thérapeutique. L'avantage de cette évaluation est de fournir des données précises, quantitatives et systémiques sur la position et l'orientation des différents paliers corporels, ainsi que sur la croissance des structures osseuses composant ces paliers (tronc, rachis, bassin, fémur, tibia). Ce modèle a déjà démontré la capacité à identifier des différences posturales entre des sujets contrôles et scoliotiques [8], à étoffer la classification radiologique traditionnelle des scolioses en sous-classes présentant des caractéristiques posturales plus homogènes [17], ainsi qu'à identifier des adaptations posturales induites par une semelle orthopédique [5].

Le modèle postural a été développé avec le Motion Analysis (MA), un système stéréo-vidéographique, qui permet la localisation spatiale de repères anatomiques spécifiques, identifiés à l'aide de marqueurs réfléchissants. Le coût élevé de ce système, la nécessité d'une manipulation importante des données informatisées ainsi que de la disponibilité d'une grande surface de travail limitent son intégration dans un environnement clinique. Il existe cependant d'autres systèmes plus flexibles pour une utilisation clinique,

tel que le FreePoint (FP) dont la technologie est basée sur des impulsions ultrasoniques qui permettent l'acquisition et la reconstruction tridimensionnelle d'un point. Ainsi, la numérisation séquentielle des tous les repères anatomiques fournit les intrants nécessaires à l'utilisation du modèle de géométrie posturale. Il en résulte donc une utilisation plus simple et un traitement minimal des données, ceci à un coût beaucoup plus abordable. Cependant, il est possible que l'acquisition séquentielle des coordonnées spatiales des repères induise des erreurs, dans le calcul des paramètres, causées par l'oscillation naturelle du patient. Ceci est dû au fait que la majorité des paramètres posturaux sont basés sur le calcul d'un angle ou d'une position défini par deux points anatomiques.

Le but de cette étude est de comparer la fiabilité intra-session et inter-session des évaluations posturale et anthropométrique réalisées avec le système stéréo-vidéographique (MA) et le système ultrasonique (FP). Cette étude permettra également d'évaluer le potentiel d'automatisation de la prise de mesures anthropométriques en comparant les paramètres de hauteurs calculés à partir des deux systèmes d'acquisition 3D à ceux mesurés avec les outils anthropométriques traditionnels (toise et compas).

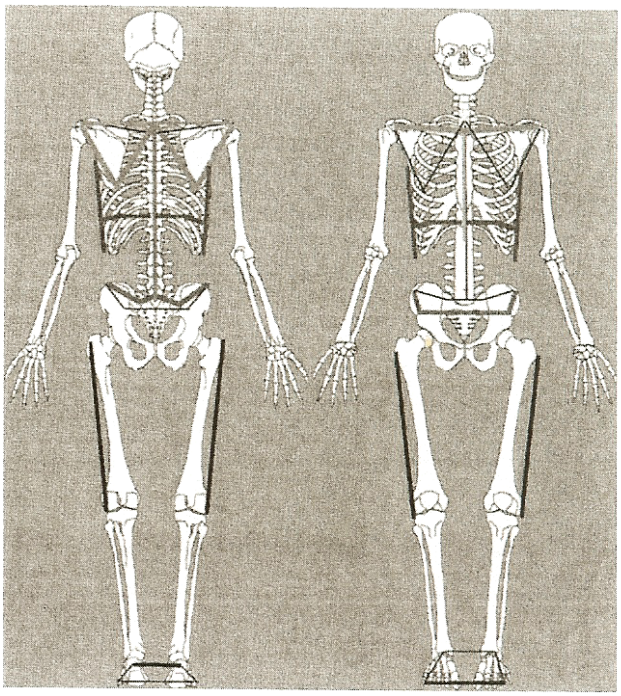

**Fig. 1. – Repères anatomiques définissant les hauteurs anthropométriques et le modèle de géométrie posturale.**

Fig. 1. – Anatomical landmarks that define the anthropometrical heights and postural geometry model.

## MÉTHODOLOGIE

Afin de déterminer le degré de correspondance entre les mesures des trois outils, tout en éliminant l'impact de l'oscillation du patient et de la variabilité posturale, les évaluations posturale et anthropométrique ont d'abord été effectuées sur un mannequin rigide de morphotype humain. Pour le mannequin, un total de 15 essais répartis également entre les systèmes MA, FP et les outils anthropométriques traditionnels furent réalisés. Par la suite, 15 sujets contrôles ($\bar{x}$ : 25 ans, Sx : 6), huit hommes et sept femmes ne présentant pas d'affections orthopédiques connues ni détectées furent évalués. Les sujets contrôles se sont prêtés à deux sessions d'acquisition, séparées par une semaine d'intervalle. Chacune de ces visites était constituée de dix essais alternés entre les deux systèmes d'acquisition tridimensionnelle, le choix du premier outil utilisé étant déterminé par le hasard. La tâche de chaque sujet consistait à maintenir une posture debout stable avec les bras en légère abduction. La position des pieds de chaque sujet était contrôlée par l'utilisation d'un gabarit [8].

L'acquisition des données posturales et anthropométriques nécessite préalablement la détection et l'identification de 52 repères anatomiques qui définissent la base de sustentation (talon droit (D) et gauche (G), deuxième orteil D et G), les membres inférieurs (plateau tibial externe D et G, trochanter D et G), la ceinture pelvienne, (EIAS D et G, EIPS D et G, et iliocristal D et G), le rachis (chaque apophyse épineuse de T1 à S1), la ceinture scapulaire (acromion D et G, omoplate D et G, sus-sternal et appendice xiphoïde), les gibbosités (thoracique et lombaire), le thorax (creux axillaire D et G, base des côtes D et G, mi-latéral D et G, circonférence antérieure D et G et circonférence postérieure D et G) (fig. 1). La détection de ces repères fut effectuée par un évaluateur unique formé à cet effet. Le marquage de six des 15 sujets a été fait de façon permanente entre les deux visites.

Le système MA est composé de 8 caméras stéréo-vidéographiques et permet l'acquisition simultanée (temps d'acquisition 1 sec, fréquence d'échantillonnage 20 Hz) de l'image de tous les repères anatomiques, préalablement identifiés par des marqueurs réfléchissants (fig. 2). D'autre part, pour obtenir les coordonnées 3D d'un repère, le système FP définit la position de l'extrémité d'un pointeur, par le calcul trigonométrique entre deux sources émettrices d'ultrasons captés par trois récepteurs fixés au mur (fig. 3). Ce système nécessite la numérisation séquentielle des 52 points définissant le modèle (temps d'acquisition $\bar{x}$ 2 min). L'ordre d'acquisition des différents sites ana-

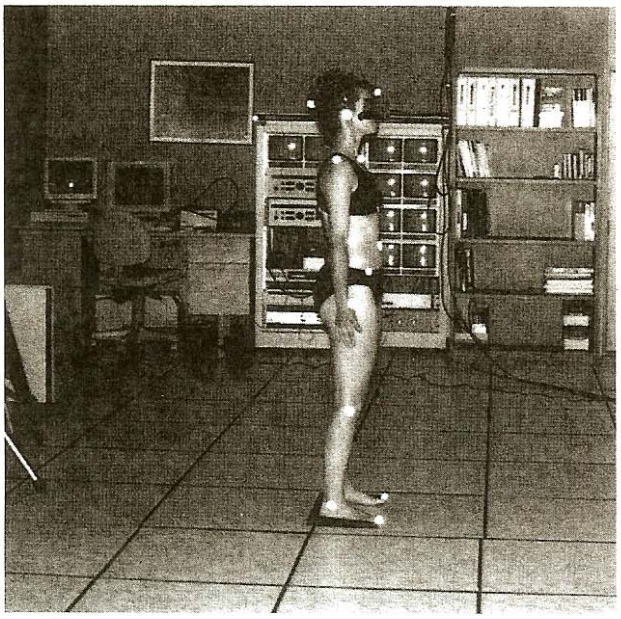

**Fig. 2. – Système Motion Analysis et installation du laboratoire.**

Fig. 2. – Motion Analysis system laboratory set up.

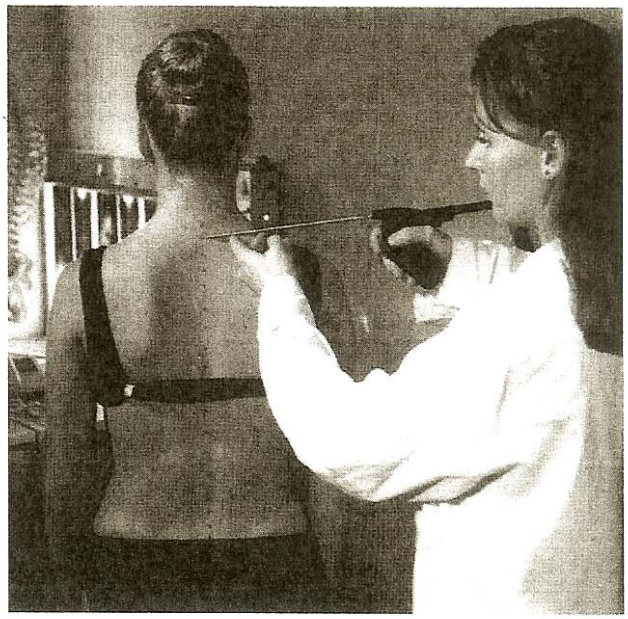

**Fig. 3. – Patient évalué par le système FreePoint.**

Fig. 3. – Patient being evaluated with the Free Point system.

tomiques est prédéterminé et ainsi standardisé et débute par les segments corporels supérieurs, en terminant avec la base de sustentation.

La position verticale de chaque repère fournit les données anthropométriques de hauteur. Les coordonnées 3D servent à calculer les positions angulaires et linéaires de chaque palier corporel par rapport à la base de sustentation. L'étude anthropométrique a porté sur quinze mesures de hauteurs réparties sur les différents paliers corporels. L'évaluation posturale comprenait quant à elle six mesures de déjettement, dix mesures angulaires et quatre indices de courbures rachidiennes. Les paramètres anthropométriques considérés sont les hauteurs bilatérales de l'épine iliaque antéro-supérieure, de l'épine iliaque postéro-supérieure, de l'iliocristal, de l'acromion, du trochanter, du plateau tibial externe et des apophyses épineuses des vertèbres T1, L3 et S1. Les paramètres posturaux d'orientation sont : les rotations, bascules et versions du bassin et des épaules ; les paramètres de position sont : les déjettements antéro-posterieur (AP) et médio-latéral (ML) ; les indices de courbures rachidiennes sont : les Cobb droit et gauche, la cyphose et la lordose.

Le système de référence de ces mesures ainsi que la technique de calcul des mesures angulaires et linéaires sont les mêmes que ceux rapportés par De La Huerta [8]. Pour chacun des systèmes (FP et MA), le système d'axes global en X, Y et Z subit une translation et une rotation afin d'être rapporté sur le système local du sujet, dont le talon droit définit l'origine (0,0,0). L'axe Y est orienté vers le talon gauche, l'axe Z est vertical et l'axe des X est le produit vectoriel des deux premiers. Les variables angulaires représentant une position anti-horaire sont positives, alors que pour les variables linéaires, la valeur positive indique la gauche, l'avant ou la verticalité. Il est à noter que pour le calcul du paramètre de déjettement ML, l'origine est rapportée à mi-distance entre les deux talons.

La variabilité des différents paramètres à l'intérieur d'une session a été représentée par l'écart entre les valeurs minimales et maximales (MAX-MIN) obtenues pour chaque outil. La moyenne des cinq essais fut considérée comme la juste représentation de l'amplitude (A) de chaque paramètre. Ces valeurs A furent utilisées pour calculer le coefficient de corrélation intra-classe (ICC), estimant ainsi la correspondance entre les deux outils. Afin d'évaluer la pertinence clinique des résultats obtenus, les différences d'amplitude ($DS_A$) et de variabilité ($DS_{MAX\text{-}MIN}$) entre FreePoint et Motion Analysis ont été calculées pour chaque sujet. Pour chaque paramètre, $\overline{x}_A$ et $\overline{x}_{MAX\text{-}MIN}$ représentent respectivement les différences moyennes d'amplitude et de variabilité calculées pour l'ensemble du groupe. La même procédure a été employée avec les données issues de l'évaluation du mannequin. La différence entre les deux outils est alors notée $DM_A$ et $DM_{MAX\text{-}MIN}$.

La fiabilité inter-session a été évaluée à partir des différences d'amplitude de chaque paramètre entre les deux sessions ($A_2$-$A_1$) pour chaque sujet. La moyenne de ces différences a ensuite été calculée pour l'ensemble du groupe.

## RÉSULTATS

### Sujets contrôles

Les résultats associés à l'analyse des paramètres posturaux sont présentés au tableau I alors que ceux obtenus pour les paramètres anthropométriques forment le tableau II. L'amplitude des coefficients de corrélation intra-classe (ICC) laissent voir une correspondance élevée entre les mesures prises avec les deux outils (hauteurs : 1,00 ; mesures d'orientation : 0,83-0,99 ; déjettements : 0,82-0,94 ; et courbures rachidiennes : 0,97-0,99).

Les différences intra-session ($DS_A$) entre les deux outils indiquent cependant que, pour tous les paramètres posturaux, les différences sont plus importantes au niveau de la ceinture scapulaire que pour le bassin. Les mesures relatives faites entre ces deux segments laissent également voir de plus grandes différences

TABLEAU I. – **Différence moyenne, corrélation intra-classe (ICC), moyenne de la variabilité intra-session et différences inter-session (MA et FP) pour les mesures posturales.**

TABLE I. – Mean difference, intra class correlation, mean intra-session variability and inter-session differences (MA and FP) for the postural measures.

| | $DS_A$ | | ICC | $DS_{MAX-MIN}$ | | | | $A_2 - A_1$ | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | MA-FP | | MA-FP | MA | | FP | | MA | | FP | |
| | $\bar{x}$ | Sx | | $\bar{x}$ | Sx | $\bar{x}$ | Sx | $\bar{x}$ | Sx | $\bar{x}$ | Sx |
| Rot-c | −0,5 | 1,5 | 0,93 | 2,8 | 1,5 | 3,7 | 1,1 | −0,4 | 1,2 | −0,4 | 2,1 |
| Bas-c | −0,2 | 0,4 | 0,98 | 0,6 | 0,2 | 1,1 | 0,6 | 0,1 | 0,6 | 0,0 | 0,6 |
| Version | −0,3 | 1,1 | 0,99 | 2,3 | 1,3 | 2,6 | 1,4 | 0,8 | 2,2 | 0,7 | 1,9 |
| Version-g | −0,3 | 0,8 | 0,99 | 2,4 | 1,3 | 3,0 | 1,8 | 0,8 | 2,1 | 0,7 | 1,7 |
| Version-d | −0,3 | 1,3 | 0,98 | 2,0 | 1,1 | 2,4 | 1,3 | 0,7 | 2,3 | 0,6 | 2,3 |
| A_AP-S1 | −2,2 | 16,0 | 0,84 | 20,7 | 12,9 | 18,2 | 11,9 | −9,1 | 12,0 | −8,7 | 13,9 |
| A_ML-S1 | −0,4 | 5,0 | 0,90 | 9,7 | 4,6 | 11,1 | 4,3 | 0,7 | 4,0 | 1,0 | 10,9 |
| Cobb-g | −0,2 | 0,3 | 0,98 | 0,4 | 0,2 | 0,6 | 0,2 | 0,1 | 0,3 | 0,0 | 0,4 |
| Cobb-d | −0,2 | 0,2 | 0,97 | 0,5 | 0,3 | 0,6 | 0,4 | −0,1 | 0,5 | −0,1 | 0,6 |
| Cyphose | −0,2 | 0,7 | 0,98 | 1,2 | 0,6 | 2,6 | 1,3 | 1,0 | 3,7 | 0,1 | 1,2 |
| Lordose | 0,1 | 0,4 | 0,99 | 0,8 | 0,4 | 1,6 | 1,0 | −0,2 | 0,6 | 0,2 | 1,2 |
| Rot-Ép | −1,1 | 2,1 | 0,85 | 2,8 | 1,4 | 4,8 | 1,6 | −0,3 | 1,8 | −0,3 | 2,6 |
| Bas-Ép | −0,1 | 1,0 | 0,84 | 1,3 | 0,6 | 1,5 | 0,8 | 0,0 | 0,4 | −0,8 | 1,6 |
| Version-Ép | 4,4 | 2,2 | 0,90 | 2,6 | 1,3 | 5,9 | 4,2 | −0,6 | 3,1 | −0,3 | 5,0 |
| A_AP-T1 | −8,9 | 20,3 | 0,82 | 22,9 | 12,0 | 26,3 | 16,6 | −6,1 | 17,4 | −12,0 | 21,7 |
| A_ML-T1 | −2,4 | 6,4 | 0,91 | 10,4 | 3,4 | 13,3 | 5,0 | −0,3 | 7,0 | 1,8 | 14,2 |
| Rot-É/B | −0,6 | 1,9 | 0,83 | 2,2 | 0,9 | 4,2 | 1,8 | 0,1 | 1,3 | 0,1 | 2,0 |
| Bas-É/B | 0,3 | 1,1 | 0,92 | 1,4 | 0,6 | 1,9 | 1,0 | −0,1 | 0,8 | −0,8 | 1,8 |
| AP-T1/S1 | −6,7 | 8,2 | 0,93 | 10,9 | 7,0 | 19,1 | 7,9 | 2,9 | 6,9 | −3,2 | 11,6 |
| ML-T1/S1 | −2,1 | 3,7 | 0,94 | 6,5 | 2,7 | 8,3 | 3,1 | −0,8 | 5,1 | 0,8 | 6,7 |

TABLEAU II. – **Différence moyenne, corrélation intra-classe (ICC), moyenne de la variabilité intra-session et différences inter-session (MA et FP) pour les mesures anthropométriques.**

TABLE II. – Mean difference, intra class correlation, mean intra-session variability and inter-session differences (MA and FP) for the anthropometric measures.

| | $DS_A$ | | ICC | $DS_{MAX-MIN}$ | | | | $A_2 - A_1$ | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | MA-FP | | MA-FP | MA | | FP | | MA | | FP | |
| | $\bar{x}$ | Sx | | $\bar{x}$ | Sx | $\bar{x}$ | Sx | $\bar{x}$ | Sx | $\bar{x}$ | Sx |
| T1 | 2,0 | 2,7 | 1,00 | 3,1 | 1,8 | 3,5 | 1,3 | 2,0 | 8,2 | −2,7 | 9,0 |
| L3 | −0,1 | 2,1 | 1,00 | 3,3 | 1,3 | 3,2 | 1,6 | −5,4 | 10,7 | −8,3 | 11,3 |
| S1 | −0,4 | 2,4 | 1,00 | 3,8 | 1,5 | 3,7 | 1,3 | −2,1 | 3,9 | −4,9 | 4,4 |
| Acromion D | 2,5 | 5,4 | 1,00 | 10,1 | 5,9 | 7,1 | 2,5 | 3,4 | 6,6 | −2,3 | 5,6 |
| Acromion G | 1,4 | 7,3 | 1,00 | 8,8 | 4,0 | 9,8 | 5,2 | 3,3 | 5,9 | 2,8 | 8,6 |
| Eias D | −1,6 | 2,6 | 1,00 | 3,1 | 1,9 | 4,6 | 3,2 | 1,9 | 4,4 | −1,2 | 4,8 |
| Eias G | −1,1 | 2,4 | 1,00 | 4,2 | 2,4 | 7,2 | 5,3 | 1,6 | 4,5 | −1,1 | 4,5 |
| Ilio D | −1,5 | 1,7 | 1,00 | 3,4 | 1,3 | 4,6 | 2,5 | 2,5 | 5,4 | −0,5 | 5,7 |
| Ilio G | 0,0 | 2,1 | 1,00 | 2,8 | 1,1 | 5,7 | 4,9 | 2,1 | 4,3 | −0,3 | 5,5 |
| Eips D | 0,8 | 2,2 | 1,00 | 4,1 | 2,0 | 3,7 | 1,1 | −0,5 | 4,2 | −3,2 | 4,1 |
| Eips G | 0,8 | 2,4 | 1,00 | 3,8 | 1,8 | 3,9 | 1,5 | −1,2 | 3,6 | −3,3 | 3,0 |
| Trochanter D | −1,6 | 1,5 | 1,00 | 3,1 | 1,2 | 4,7 | 2,5 | 1,3 | 4,1 | −1,4 | 4,8 |
| Trochanter G | 0,0 | 2,3 | 1,00 | 3,4 | 1,9 | 4,8 | 2,0 | 1,5 | 4,2 | 0,8 | 4,1 |
| Plat Tib D | −0,4 | 3,0 | 1,00 | 3,2 | 0,9 | 5,7 | 8,8 | −0,1 | 4,2 | −0,5 | 5,6 |
| Plat Tib G | 0,3 | 2,9 | 1,00 | 3,8 | 1,5 | 5,0 | 3,1 | −1,1 | 5,2 | −0,1 | 3,9 |

d'amplitude. Les moyennes de ces différences en valeurs absolues ont également été calculées pour évaluer l'écart entre les deux outils. Les valeurs obtenues pour le bassin, les épaules et pour les épaules/bassin sont les suivantes pour les rotations : 1,1°, 1,9° et 1,4° ; pour les bascules : 0,3°, 0,8° et 0,8° ; pour les versions : 0,8° et 4,4° ; pour les déjettements AP : 12,0 mm, 17,0 mm et 8,9 mm et pour les déjettements ML : 4,2 mm, 5,2 mm et 3,4 mm. Pour tous les paramètres anthropométriques, ces différences moyennes pour les valeurs absolues s'étendent de 1,6 à 2,5 mm.

Les résultats obtenus quant à la variabilité intra-session ($DS_{MAX-MIN}$) démontrent, pour les paramètres posturaux, une tendance pour avoir une plus grande variabilité pour les paramètres de rotation, de version et de déjettement AP que pour les paramètres de bascule, de déjettement ML et d'indices rachidiens. Les tendances sont similaires entre MA et FP. Pour les mesures anthropométriques, le maximum de variabilité est observé au niveau des épaules, alors que les autres paramètres présentent peu de variabilité. Les différences d'amplitude inter-session sont très similaires pour les deux outils. Pour les mesures angulaires, cette différence est inférieure à 1° et elle est de moins de 2 mm pour le déjettement ML. Cependant, des différences plus élevées sont observées pour les déjettements AP de T1 et de S1 qui s'échelonnent de –6 mm à –12 mm. Pour les paramètres anthropométriques les différences inter-session ont été de moins de 5 mm excepté pour L3. De plus, ces différences présentaient une amplitude comparable entre MA et FP.

Une partie de la différence inter-session notée peut être attribuée à l'erreur engendrée par l'obligation de reprendre le marquage anthropométrique. Cette erreur a été évaluée par le marquage permanent de six sujets. La différence moyenne pour les paramètres anthropo-

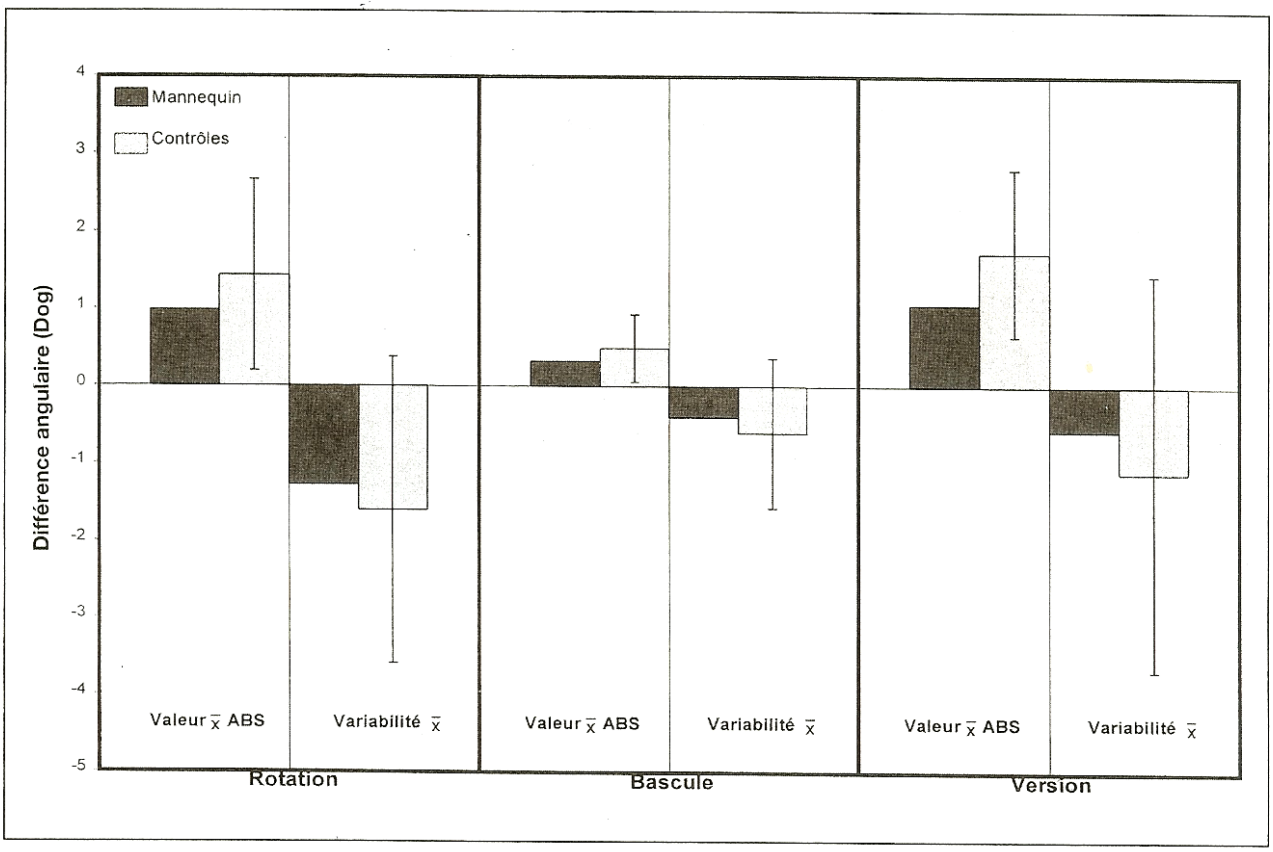


**Fig. 4. – Différences pour les mesures angulaires entre Motion Analysis et Free Point, pour le mannequin et les sujets contrôles.**

Fig. 4. – Differences for the angular measures between Motion Analysis and Free Point, for the mannequin and the control subjects.

métriques était de 2,9 mm (Sx : 1,4 mm), et pour les 9 sujets marqués de façon temporaire, cette différence moyenne était de 5,2 mm (Sx : 1,9 mm). Pour les paramètres posturaux, les différences moyennes entre les deux groupes ont été de moins de 0,5° pour les rotations et les bascules, 1° pour les versions, 1 mm pour les déjettements AP, 2 mm pour les déjettements ML et 0,56 % pour les indices de courbures rachidiennes.

## Mannequin

Les évaluations faites sur le mannequin ont permis de comparer les deux systèmes d'acquisition 3D ainsi que les outils traditionnels en supprimant l'effet de l'oscillation et de la variabilité naturelle de la posture d'un sujet vivant. Les différences d'amplitude et de variabilité entre MA et FP obtenues pour les paramètres posturaux et les mesures de hauteurs des sujets contrôles ($DS_A$ et $DS_{MAX-MIN}$) et du mannequin ($DM_A$ et $DM_{MAX-MIN}$) sont présentées aux figures 4, 5 et 6. Il semble effectivement y avoir une plus grande différence d'amplitude et de variabilité pour les sujets contrôles par rapport au mannequin. Cette différence semble plus évidente pour les paramètres de déjettement AP.

Pour préciser l'impact de l'oscillation du sujet sur les paramètres posturaux et anthropométriques, la différence entre le mannequin et les sujets contrôles a été observée. L'effet de l'oscillation affecte peu les mesures de hauteurs (différence moyenne : 2,3 mm), les mesures angulaires (rotation, bascule, version) qui présentent une différence moyenne de moins de 1,0° ainsi que le déjettement ML (2 mm) mais davantage les déjettements AP (10 mm).

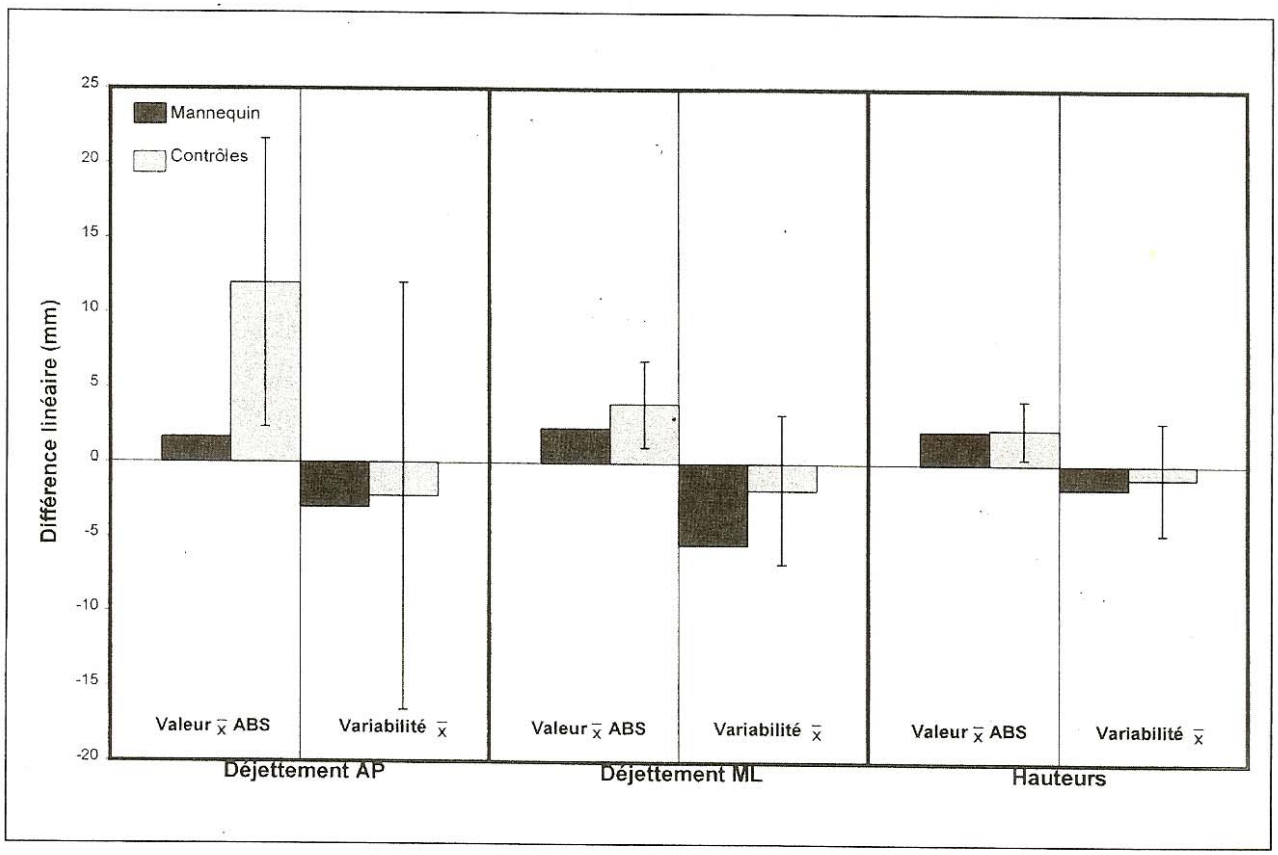


**Fig. 5. – Différences pour les mesures linéaires entre Motion Analysis et Free Point, pour le mannequin et les sujets contrôles.**

Fig. 5. – Differences for the linear measures between Motion Analysis and Free Point, for the mannequin and the control subjects.

## DISCUSSION

Le but de cette étude était de comparer la fiabilité intra-session et inter-session des évaluations posturale et anthropométrique, réalisées avec le système stéréo-vidéographique (MA) et le système ultrasonique (FP). Cette étude visait également à évaluer le potentiel d'automatisation de la prise de mesures anthropométriques en contexte clinique. Les différents résultats présentés indiquent que l'amplitude de la variabilité intra-session et inter-session pour le système FreePoint est similaire à celle du système Motion Analysis pour les deux évaluations et est aussi comparable aux résultats obtenus par d'autres auteurs chez les adolescents et les patients scoliotiques [8, 18]. La tendance à obtenir moins de variabilité dans les mesures angulaires de version et de bascule ainsi que dans les mesures de hauteurs et plus de variabilité dans les paramètres de rotation et de déjettement AP est similaire à celle notée par De la Huerta *et al.* [8].

La différence principale entre les deux systèmes 3D est reliée à la technique d'acquisition des coordonnées tridimensionnelles permettant la localisation des sites anatomiques. Le système Motion Analysis capte instantanément (1 sec) la position de tous les repères alors que le système FreePoint nécessite la numérisation séquentielle des repères (2 min). La précision des paramètres posturaux et anthropométriques issus des deux systèmes est influencée par les erreurs associées à la variabilité naturelle de la posture du sujet ainsi qu'à la précision du marquage anthropométrique. Cependant, l'effet de l'oscillation peut affecter la précision de certains paramètres car si un mouvement se produit durant la numérisation séquentielle, le calcul de distance qui sera fait entre les points sera moins précis. C'est ce qui pourrait expliquer les différences observées entre les deux systèmes pour certains paramètres tels que le déjettement AP de T1/S1, les bascules et les rotations. Dans un contexte clinique où différentes pathologies sont étudiées, il est important de prendre en considération

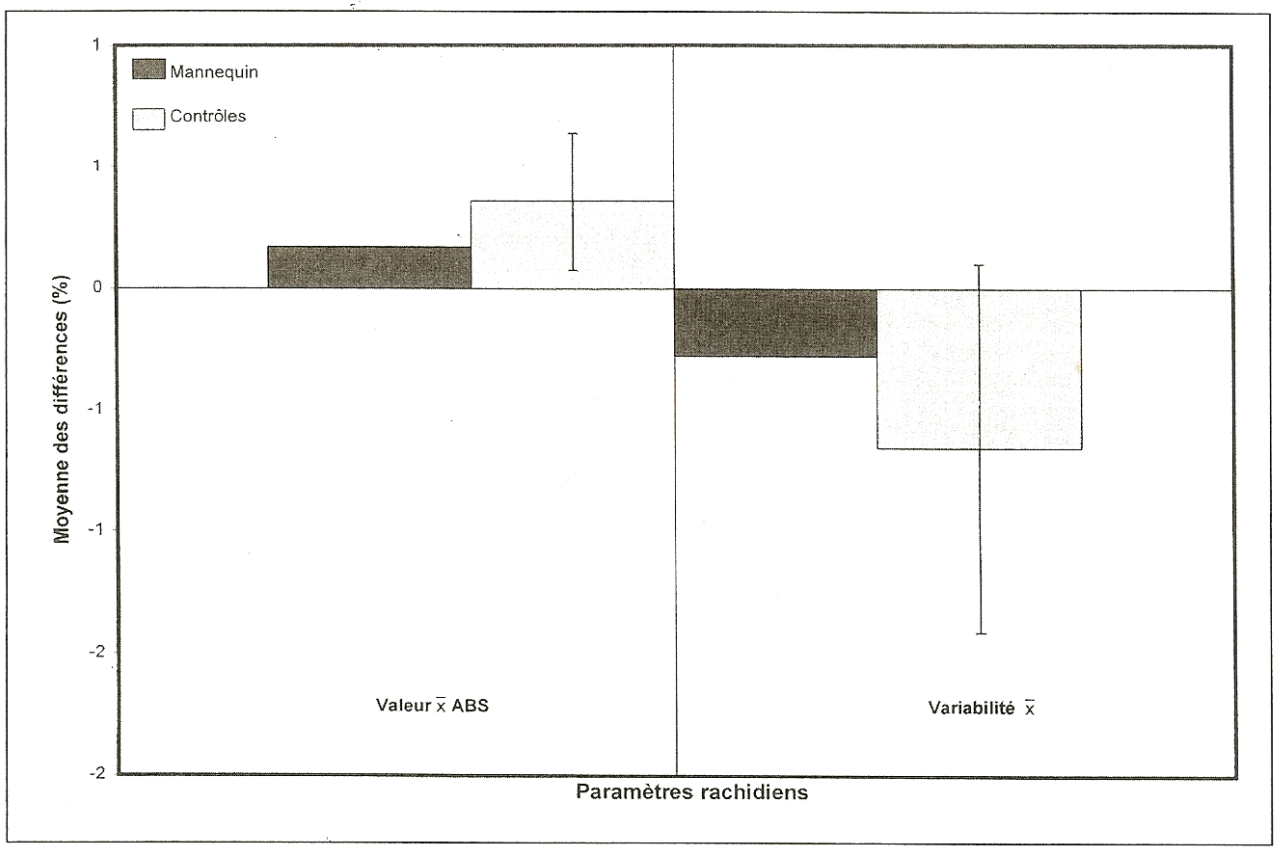


**Fig. 6. – Différences pour les mesures de courbures rachidiennes entre Motion Analysis et Free Point, pour le mannequin et les sujets contrôles.**

Fig. 6. – Differences for the spinal measures between Motion Analysis and Free Point, for the mannequin and the control subjects.

que l'oscillation est connue pour varier en fonction de l'âge [19-21], de la position des pieds [22, 23] et de l'environnement qui fournit les informations aux systèmes vestibulaire, proprioceptif et visuel. Comme l'oscillation pourrait être plus grande en période de croissance rapide [24] ou chez les enfants ayant un problème au niveau du contrôle postural, [25-33] une étude visant spécifiquement les enfants scoliotiques est suggérée pour mieux valider la technique d'évaluation posturale avec le système FreePoint.

Enfin, avant de cautionner entièrement l'utilisation clinique du système FreePoint, il est important de mentionner certains critères qui maximisent sa précision lors de l'utilisation. Une limitation du système FreePoint est l'erreur de reconstruction des repères anatomiques qui se produit lorsque la transmission des ultrasons entre le pointeur et les récepteurs n'est pas directe. Ceci implique que la position du patient devant les récepteurs ne doit pas être parfaitement parallèle. Deuxièmement, pour minimiser l'erreur induite par l'oscillation du sujet, ce dernier devrait être placé dans une position debout standardisée. Les pieds doivent être placés dans un gabarit, talons écartés de 30 cm, les pieds formant un angle de 20° dans le plan sagittal, les yeux doivent fixer un repère visuel placé devant le sujet, et les bras doivent être en légère abduction. La numérisation des repères anatomiques doit suivre un ordre prédéfini et doit durer moins de deux minutes. Durant toute la durée de l'évaluation, la position du sujet devrait être vérifiée par l'évaluateur pour éviter tout mouvement ou repositionnement du sujet durant l'acquisition des données. Il serait difficile d'utiliser une autre technique de stabilisation (appui pour les mains, support pelvien) que celle décrite plus haut sans induire de modifications à la posture naturelle du patient.

Le modèle de géométrie posturale permet l'évaluation initiale et un suivi régulier des caractéristiques

anthropométriques et posturales des patients scoliotiques. Cependant, le potentiel d'intégration du modèle postural dans un environnement clinique ou scientifique dépend en grande partie de son coût et du temps requis pour le traitement des données. Une alternative intéressante au système Motion Analysis pour l'implantation en clinique d'un modèle de géométrie posturale, est le système FreePoint pour son coût abordable, sa manipulation simple, sa convivialité ainsi que pour sa fiabilité acceptable qui permet une évaluation posturale et anthropométrique plus complète et plus rapide que ce qui est présentement fait dans le traitement traditionnel des patients scoliotiques.

## CONCLUSION

Les résultats comparables observés pour les systèmes FP et MA suggèrent une efficacité acceptable du système FP pour la reconstruction des paramètres posturaux et pour l'automatisation de l'acquisition des paramètres anthropométriques. La fidélité inter et intra-session du modèle de géométrie posturale démontre l'application potentielle d'un système de numérisation séquentielle pour les évaluations posturale et anthropométrique du patient scoliotique. Les avantages de chaque instrument devraient être considérés lors de l'évaluation de patients scoliotiques en vue de leur intégration dans un cadre clinique ou scientifique.

### RÉFÉRENCES


1. DIMEGLIO A., BONNEL F. – Le rachis en croissance. France, Springer-Verlag, 1990.
2. DIMEGLIO A. – La croissance en orthopédie., Montpellier, Sauramps Médical, 1987.
3. DUVAL-BEAUPÈRE G. – Pathogenic relationship between scoliosis and growth. *In : Scoliosis and growth : Proceedings of a third syposium held at the Institute of Diseases of the Chest, Brompton Hospital, London.* Churchill Livingstone, Edinburgh and London, 1970 : 58-64.
4. TAYLOR F.R., TWOMEY L.I. – Factors influencing growth of the vertebral column. *In : Modern manual therapy of the vertebral column.* Churchill Livingstone, 1986 : 30-36.
5. BEAUDOIN L., ZABJEK K.F., LEROUX M. A., COILLARD C., & RIVARD C.H. – Acute systematic and variable postural adaptations induced by an orthopaedic shoe lift in control subjects. *Eur Spine J* (In press).
6. CUMMMINGS G., SCHOLZ J.P., BARNES K. – The effect of imposed leg length difference on pelvic bone symmetry. *Spine* 1993 ; *18 :* 368-373.
7. LE BLANC R., LABELLE H., POITRAS B., RIVARD C.H., KRATZENBERG J. – Évaluation 3D de la posture chez des adolescents. *Ann Chir* 1996 ; *50 :* 631-636.
8. DE LA HUERTA F., LEROUX M.A., ZABJEK K.F., COILLARD C., RIVARD C.H. – Évaluation stéréo-vidéographique de la géométrie posturale du sujet sain et scoliotique. *Ann Chir* 1998 ; *52 :* 776-783.
9. IWAHARA T., IMAI M., ATSUTA Y. – Quantification of cosmesis for patients affected by adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 1998 ; *7 :* 12-15.
10. ROMANO M., BONACCORSI S., CAMA V. – Early diagnosis (non-invasive and dynamic) of postural disequilibria in adolescent scoliosis. *Annali di Igiene* 1989 ; *1 :* 1689 – 1704.
11. THEOLOGIS T.N., FARIBANK J.C., TURNER-SMITH A.R., PANTAZOPOULOS T. – Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back. *Spine* 1997 ; *22 :* 1223-1227.
12. KOROVESSIS P.G., M.V. STAMATAKIS M.V. – Prediction of scoliotic cobb angle with the use of the scoliometer. *Spine* 1996 ; *21 :* 1661-1666.
13. WILLNER S. – Spinal pantograph – a noninvasive anthropometric device for describing postures and asymmetries of the trunk. *J Pediatr Orthop* 1983 ; *3 :* 245-249.
14. ADAIR I.V., VAN WIJK M.C., ARMSTRONG G.W. – Moire topography in scoliosis screening. *Clin Orthop* 1977 ; *129 :* 165-171.
15. KLING T.F. Jr., COHEN M.J., LINDSETH R.E., DE ROSA G.P. – Digitalradiography can reduce scoliosis x-ray exposure. *Spine* 1990 ; *15 :* 880-885.
16. TURNER-SMITH A.R., HARRIS J.D., HOUGHTON G.R., JEFFERSON R.J. – A method for analysis of back shape in scoliosis. *J Biomech* 1988 ; *21 :* 497-509.
17. NGUYEN F.H., LEROUX M.A., BADEAUX J., ZABJEK K., COILLARD C., RIVARD C.H. – Classification des scolioses thoraco-lombaires gauches selon leur morphologie radiologique et leur géométrie posturale. *Ann Chir* 1998 ; *52 :* 752-760.
18. DAO T.V., LABELLE H., LE BLANC R. – Variabilite intra-observateur de la mesure de la posture a l'aide d'un numérisateur tridimensionnel. *Ann Chir* 1987 ; *51 :* 848-853.
19. WOLFF D.R., ROSE J., JONES V.K., BLOCH D.A., OEHLERT J.W., GAMBLE J.G. – Postural balance measurements for children and adolescents. *J Orthop Res* 1998 ; *16 :* 271-275.
20. RIACH C.L. HAYES K.C. – Maturation of postural sway in young children. *Dev Med Child Neurolog* 1987 ; *29 :* 650-658.
21. SAKAGUCHI M., TAGUCHI K., MIYASHITA Y., KATSUNO S. – Changes with aging with head and center of foot pressure sway in children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1994 ; *29 :* 101-109.
22. KIRBY R.L., PRICE N.A., MacLEOD D.A. – The influence of foot position on standing balance. *J Biomech* 1987 ; *20 :* 423-427.
23. DAY B.L., STEIGER M.J., THOMPSON P.D., MARSDEN C.D. – Effect of vision and stance width on human body motion when standing : implications for control of lateral sway. *J Physiol* (Lond) 1993 ; *469 :* 479-499.
24. LONCAR-DUSEK M., PECINA M., PREBEG Z. – A longitudinal study of growth velocity and development of secondary gender characteristics versus onset of idiopathic scoliosis. *Clin Orthop* 1991 ; *270 :* 278-282.
25. LIDSTROM J., FRIBERG S., LINDSRTOM L., SAHLSTRAND T. – Postural control in siblings to scoliosis patients and scoliosis patients. *Spine* 1998 ; *13 :* 1070-1074.
26. SAHLSTRAND T., ORTENGREN R., NACHEMSON A. – Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand* 1978 ; *49 :* 354-365.
27. GEISSELE A.E., KRANSDORF M.J., GEYER C.A., JELINEK J.S., VAN DAM B.E. – Magnetic resonance imaging of the brain stem in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1991 ; *116 :* 761-763.
28. YEKUTIEL M, ROBIN G.C., YAROM R. – Proprioceptive function in children with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1981; *6 :* 560-566.
29. SAHLSTRAND T., PETRUSON B., ORTENGREN R. – Vestibulospinal reflex activity in patients with adolescent idiopathic scoliosis. Postural effects during caloric labyrinthine stimulation recorded by stabilometry. *Acta Orthop Scand* 1979 ; *50 :* 275-281.
30. BARRACK R.L., WYATT M.P., WHITECLOUD T.S. 3d., BURKE S.W., ROBERTS J.M., BRINKER M.R. – Vibratory hypersensitivity in idiopathic scoliosis. *J Pediatr Orthop* 1988 ; *8 :* 389-395.
31. KEESSEN W., CROWE A., HEARN M. – Proprioceptive accuracy in idiopathic scoliosis. *Spine* 1992 ; *17 :* 149-155.
32. BYL N.N., HOLLAND S., JUREK A., HU S.S. – Postural imbalance and vibratory sensitivity in patients with idiopathic scoliosis : implications for treatment. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997 ; *26 :* 60-68.
33. DE LA HUYERTA F., LEROUX M.A., ZABJEK K.F., COILLARD C., RIVARD C.H. – Stéréovidéo graphique de la géométrie posturale du sujet sain et scoliotique. *Ann Chir* 1998 ; *52 :* 776-783.