

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**DÉTERMINATION DE L'ORIENTATION DU BASSIN OSSEUX PAR DES
MESURES EXTERNES CHEZ DES USAGERS DE FAUTEUIL ROULANT :
DÉVELOPPEMENT DES RELATIONS INTERNES-EXTERNNES**

**NADINE MICHÈLE LALONDE
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL**

**THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLÔME DE
PHILOSOPHIAE DOCTOR
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
SEPTEMBRE 2005**

© Nadine Michèle Lalonde, 2005.



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-17000-7

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-17000-7

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée :

**DÉTERMINATION DE L'ORIENTATION DU BASSIN OSSEUX PAR DES
MESURES EXTERNES CHEZ DES USAGERS DE FAUTEUIL ROULANT :
DÉVELOPPEMENT DES RELATIONS INTERNES-EXTERNES**

présentée par LALONDE Nadine Michèle

en vue de l'obtention du diplôme de : Philosophiae Doctor

a été dûment acceptée par le jury d'examen constitué de :

Mme VILLEMURE Isabelle, Ph.D., présidente

M. DANSEREAU Jean, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. AISSAOUI Rachid, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

Mme CHERIET Farida, Ph.D., membre

M. GAGNON Denis, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

Je tiens sincèrement à remercier tout d'abord mes directeurs de recherche, M. Jean Dansereau et M. Rachid Aissaoui, pour leur dévouement et leurs conseils au cours de ce travail, et sans qui ce dernier n'aurait pas été réalisé. J'adresse un merci particulier à Michèle Lacoste, qui a toujours été présente à mes côtés, a participé à plusieurs expérimentations et a été une aide précieuse lors de toutes les étapes de ce projet.

Ce projet a notamment été possible grâce au financement CRSNG et FCAR, des gouvernements canadien et québécois que je remercie. Je suis reconnaissante envers l'École Polytechnique de Montréal, qui m'a permis d'acquérir une excellente formation et expérience en recherche. Je garde de merveilleux souvenirs de mes années passées à la Chaire ATP, et je remercie tous les étudiants que j'ai côtoyés au sein de ce laboratoire, notamment Yue Li, Éric Wagnac, Frédéric Parent, Éric Phan, et qui m'ont procuré aide et écoute et ont su rendre l'ambiance de travail fort agréable.

J'aimerais exprimer ma reconnaissance envers les gens du laboratoire TIMC-IMAG de Grenoble, notamment à Philippe Cinquin, Stéphane Lavallée et Gelu Ionescu, qui m'ont accueillie chaleureusement au sein de leur équipe et ont collaboré au projet. Je remercie également M. Pierre Pauget et Mme Dominique Ferté, du Centre Médico-Universitaire Daniel Douady (France) pour leur collaboration. Je remercie M. Lebas pour sa collaboration lors de l'acquisition des images IRM en France.

Je voudrais aussi souligner le soutien et la collaboration des étudiants, associés et professeurs du laboratoire LIS3D de Ste-Justine et du Centre de Recherche Marie-Enfant, notamment Hubert Labelle, François Prince, Carl-Éric Aubin, Marie Beauséjour, Philippe Labelle, Vicky Bussières et Maxime Roy, qui ont contribu   à la réalisation de ce projet et qui ont su répondre à mes questions. Je voudrais remercier Mme Johanne Bégin et Mme Sylvie D'Arcy du Centre de Réadaptation Marie-Enfant, qui ont particip   au recrutement des patients, et Mme Lauraine Leblanc pour l'acquisition des radiographies. Je voudrais remercier Lubomir Alexandrov pour ses conseils en statistique, ainsi que Pierre Mathieu pour le prêt d'un adiposomètre.

Je remercie également tous les sujets qui ont particip   aux différentes études, et ont ainsi permis l'avancement des recherches concernant la posture assise des usagers de fauteuil roulant.

Enfin, j'aimerais exprimer toute ma reconnaissance à mes parents, Louise et Michel, à mon mari, Stéphane, et à mes grands-parents, Brigitte et Claude, pour leur amour inconditionnel, leur soutien et leur encouragement tout au long de ces années. Je leur dédie cet ouvrage. Un grand merci aussi à tous mes amis pour leur soutien, particulièrement à Isabelle.

RÉSUMÉ

Pour les personnes ayant un déficit important à la mobilité, le fauteuil représente souvent leur principal moyen de locomotion. Le positionnement dans le fauteuil doit optimiser la santé et la motilité de l'individu. Le bassin est la première structure à orienter car il influence directement l'alignement des autres segments corporels. Des changements de posture (repositionnement) doivent également être effectués régulièrement afin de soulager les zones corporelles soumises à de fortes pressions. Pour les personnes incapables de modifier seules leur posture, l'utilisation de mécanisme de repositionnement, tels que les systèmes de bascule et de dossier, est alors recommandée. Ces systèmes permettent entre autres de redistribuer les pressions entre l'utilisateur et le fauteuil, mais peuvent parfois entraîner une instabilité corporelle.

Certaines études ont évalué les effets de la variation des angles de bascule et de dossier sur l'orientation 2D du bassin; peu d'études ont analysé les changements d'orientation 3D du bassin. Des techniques non effractives, moins coûteuses et plus faciles d'utilisation que les techniques d'imagerie médicale, sont souvent utilisées pour analyser des repères anatomiques externes. Toutefois, les résultats peuvent être influencés par l'épaisseur des tissus mous, qui entraînent des différences entre la position des repères internes et externes et influencent les résultats ; ce sont les artefacts dus aux tissus mous. Ces derniers ne sont généralement pas pris en compte; peu de relations existent entre les repères pelviens internes et externes, particulièrement pour une position assise.

En tenant compte de la littérature, une hypothèse clinique est posée : la modification des angles de bascule et de dossier entraîne des changements de position au niveau du bassin osseux (interne) différents de ceux imposés. Cette hypothèse implique que l'orientation du bassin doit systématiquement être évaluée lors d'un positionnement. Sachant que les résultats obtenus par les techniques d'acquisition externe peuvent être influencés par les tissus mous, une hypothèse technique est posée: il existe des relations entre les repères pelviens internes et externes, en position assise statique. Ces relations dépendent de la technique utilisée (numérisation ou marquage cutané) et de données anthropométriques telles que l'épaisseur du pli cutané et l'indice de masse corporelle (IMC). L'objectif général du projet est de déterminer l'orientation relative du bassin osseux (interne) par rapport à des mesures externes prises soit sur le fauteuil (angles de dossier et d'assise) soit sur des repères cutanés pelviens chez des usagers de fauteuil roulant. Trois objectifs spécifiques peuvent être élaborés : 1- évaluer les changements de position du bassin osseux lors de la modification des angles siège-dossier et de bascule, 2- déterminer les différences et les corrélations entre les repères pelviens internes et externes, dans un contexte de repositionnement, et 3- élaborer des relations mathématiques entre les repères pelviens internes et externes, en tenant compte des données anthropométriques.

Une première méthode a été développée afin de répondre aux deux premiers objectifs spécifiques. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) a été utilisée pour modéliser en 3D le bassin entier de blessés médullaires, en position couchée ; différents repères ont été identifiés sur les images. Par la suite, des images échographiques des crêtes du

bassin ont été acquises pour chaque patient en quatre positions assises, combinant des angles de bascule et siège-dossier différents. Des diodes infrarouges fixées sur la sonde échographique et liées au localisateur 3D OptotrakTM ont permis de repérer les images dans l'espace. Le contour osseux a été segmenté sur chaque image, afin d'obtenir un ensemble de courbes sur lesquelles le modèle pelvien IRM a ensuite été recalé ; de ce fait, le bassin 3D a été représenté en différentes positions assises. Un pointeur lié au localisateur a également été utilisé afin de numériser des repères pelviens externes.

Les résultats ont démontré (article 1) que l'augmentation de l'angle siège-dossier (52°) n'est pas équivalente à celle de la bascule pelvienne interne (20°). Les changements de posture imposés ont entraîné un déplacement du bassin par rapport à l'assise, pouvant être à l'origine de forces de cisaillement ou de friction, non mesurées dans ce projet, liées à la formation d'escarres. Cette étude a mis en évidence l'importance d'une modélisation 3D du bassin pour en évaluer le déplacement global. Les résultats ont démontré (article 2) qu'il existe des différences significatives parfois importantes entre les coordonnées des repères internes et externes (selon l'orientation du fauteuil, 25-34 mm pour les épines iliaques antéro-supérieures EIAS et 72-96 mm pour le sommet des crêtes iliaques SCrI) ; ces dernières sont dues à l'épaisseur des tissus mous mais également à l'identification différente des repères selon l'orientation du bassin (position couchée ou assise). Des corrélations significatives ont néanmoins été observées entre les coordonnées des repères internes et externes. Ces corrélations impliquent que des relations entre la position des repères internes et externes peuvent être élaborées.

Une seconde méthode a donc été développée afin d'acquérir la géométrie interne et externe du bassin dans la même posture, et approfondir les relations internes-externes pour les EIAS et SCrI chez des usagers de fauteuils roulants de handicaps divers, en tenant compte des données anthropométriques (pli cutané, IMC). Une approche stéréoradiographique a été utilisée pour obtenir la géométrie pelvienne interne. Deux techniques d'acquisition externe ont été utilisées : 1- localisateur 3D mécanique pour numériser les repères, 2- marqueurs radio-opaques collés sur la peau au niveau des repères, puis reconstruits par stéréoradiographie. Cette expérimentation a permis de développer, pour chaque technique externe, différents modèles statistiques entre les coordonnées des repères internes et externes ($r \geq 0.64$). Ces modèles permettent donc d'obtenir la position des repères internes à partir des repères externes. Des études ultérieures, sur une population présentant une plus grande variabilité d'IMC et de pli cutané, sont néanmoins nécessaires afin de pouvoir confirmer les modèles développés.

Ce projet est l'un des premiers à utiliser des techniques 3D novatrices d'imagerie médicale pour l'étude du positionnement assis, et a permis de parer à certaines limites identifiées dans la littérature, en caractérisant l'orientation 3D du bassin osseux dans un contexte de repositionnement chez des usagers de fauteuil roulant et en développant des relations internes-externes pour les repères pelviens. De futures recherches sont nécessaires afin de valider les modèles établis ; ces derniers permettront de développer une méthode complète pour caractériser de façon précise et non effractive l'orientation du bassin, et ainsi optimiser le positionnement des usagers dans leur fauteuil roulant.

ABSTRACT

For people with reduced mobility, the wheelchair is often their main means of locomotion. The positioning in the wheelchair should optimize the person's health, safety, motion and interaction with the environment. The pelvis is the first structure to position ; it supports the weight of the trunk and arms, and influences directly the postural alignment of all anatomical segments. An inadequate positioning may cause numerous health problems and deformities. Furthermore, postural changes (or repositioning) must be performed frequently to relieve body structures subject to high pressure. For people unable to perform alone these changes, the wheelchair's repositioning mechanism (such as the system tilt or seat-to-back angles) can be used. However, these systems may cause the body to become unstable.

In the literature, studies have focused on the pelvis' postural changes observed with the modification of the system tilt or seat-to-back angle. However, these studies only evaluate in general the 2D postural changes in the sagittal plane ; few studies have analyzed the 3D changes in the pelvis' orientation. Furthermore, most studies use non-invasive techniques, which are less costly and easier to use compared to medical imaging techniques, to study external landmarks. However, the results obtained can be influenced by the soft tissue thickness, creating artefacts generally not taken into account. Few studies have been conducted on the relationships between internal and external pelvic landmarks, particularly for the seated posture of wheelchair users.

In regards to the literature, a clinical hypothesis can be stated : the modifications of the system tilt and seat-to-back angles are not equal to the postural changes of the pelvis. This hypothesis implies that the pelvis' orientation should be evaluated for every seated posture. Knowing that soft tissue artefacts influence the results obtained by techniques based on external landmarks, a technical hypothesis is stated : relationships exist between internal and external pelvic landmarks, for a static seated posture. These relationships depend on the external acquisition method used (digitization of landmarks or use of skin markers) and on anthropometric data such as the body mass index (BMI) or the skinfold thickness at the landmarks' loci. The general objective of the project is to determine the internal pelvic bone orientation and position from external data acquired either on the wheelchair (tilt and seat-to-back angles) or by pelvic skin landmarks, on wheelchair users. Three specific objectives can be elaborated : 1- evaluate the postural changes of the pelvic bone under modifications of the system tilt and seat-to-back angles, 2- determine the differences and correlations between internal and external pelvic landmarks, in different seated positions, and 3- develop the relationships between the internal and external pelvic landmarks, with regards to anthropometric data (BMI and skinfold thickness).

An approach was developed to fulfill the first two specific objectives. Magnetic resonance imaging (MRI) was used to obtain 3D models of spinal-cord injured subjects' pelvis, in a supine posture ; different pelvic landmarks were identified on the images. Afterwards, ultrasound images of the pelvis' crests were acquired for each patient in

different seated positions, combining different system tilt and seat-to-back angles. The ultrasound probe was equipped with infrared leds linked to the 3D localizer OptotrakTM; therefore, the ultrasound images could be located in the 3D space. The bone contours were extracted on each image to obtain a modelisation of the pelvic crests for each position. Surface based registration algorithms were applied between the MRI and ultrasound models; hence, the whole MRI pelvic model, obtained in a supine posture, was transferred into the seated postures. Furthermore, a digitizer linked to the 3D localizer was used to identify external pelvic landmarks.

The first results (article 1) showed that the increase in the seat-to-back angle (52°) is not equal to the increase in the internal pelvic tilt angle (20°). The pelvis shows a displacement along the seat with the modification of the system tilt or seat-to-back angles. This displacement can create shear forces and friction, not measured in this project, which can cause pressure ulcers. Second results (article 2) revealed that the external landmark coordinates are generally significantly different than the corresponding internal ones (depending on the wheelchair configurations, 25-34 mm for the antero-superior iliac spine ASIS, 72-96 mm for the apex of the iliac crest AICr). These differences are notably due to different identifications of the landmarks depending on the orientation of the pelvis: a supine posture for the internal landmarks, and seated postures for the external landmarks. Correlations were shown between the internal and external landmark coordinates, implying that relationships can be developed between the two in another study.

A second approach was developed in order to acquire the internal and external pelvic geometry in the same seated posture, and hence elaborate internal-external relationships for the ASIS and AICr. A 3D radiographic reconstruction method was used to obtain the internal pelvic landmarks, on patients with different handicaps. Two techniques were used to acquire the external data : 1- a 3D mechanical localizer to digitize the landmarks, 2- skin markers, visible on the X-rays and afterwards reconstructed, placed over pelvic landmarks. The skinfold thickness at the landmarks' loci and the BMI were measured. From this experiment, statistical models were developed between the internal and external landmarks ($r \geq 0.64$), for each external acquisition techniques. These models can be used to determine the internal location of pelvic landmarks from the corresponding external ones. Further studies must be conducted, on a population showing a larger variability in soft tissue thickness and BMI, to validate the models.

This project is one of the first to use innovative 3D imaging techniques to study the seated posture, and deal with the limits found in the literature, by characterizing the pelvic bone's 3D orientation with wheelchair users in different seated postures and developing relationships between the internal and external pelvic landmarks. Hence, valuable information was obtained. Further research is still needed to validate the models and afterwards develop a complete non-invasive and precise method for the evaluation of the pelvis' orientation, and hence optimize the seated posture of wheelchair users.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ	VI
ABSTRACT	X
TABLE DES MATIÈRES	XIV
LISTE DES TABLEAUX	XIX
LISTE DES FIGURES	XXI
LISTE DES ANNEXES	XXIV
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXV
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1- REVUE DE LA LITTERATURE	5
1.1 ASPECTS ANATOMIQUES	6
1.1.1 Ostéologie du tronc et du bassin	6
1.1.2 Articulations du bassin.....	8
1.1.3 Myologie du bassin	10
1.2 POPULATIONS UTILISANT UN FAUTEUIL ROULANT	11
1.3 LA POSITION ASSISE DANS UN FAUTEUIL ROULANT	12
1.3.1 Description du positionnement.....	13
1.3.2 Problèmes liés à la position assise.....	15
1.3.2.1 Systèmes cardio-vasculaire et respiratoire.....	16

1.3.2.2	Système abdominal	16
1.3.2.3	Plaies de pression	17
1.3.2.4	Problèmes d'alignement postural	18
1.3.3	Classification des systèmes de positionnement	19
1.3.4	Méthodes d'analyse du positionnement	22
1.3.4.1	Analyse de la pression	22
1.3.4.2	Analyse du cisaillement	27
1.3.4.3	Analyse de la posture	28
1.3.4.4	Analyse du confort	30
1.4	LE REPOSITIONNEMENT	32
1.4.1	Le repositionnement et les pressions	36
1.4.2	Le repositionnement et la posture	39
1.5	TECHNIQUES D'IMAGERIE MEDICALE	47
1.5.1	Les rayons X	47
1.5.2	L'imagerie par résonance magnétique	48
1.5.3	L'échographie	49
1.6	TECHNIQUES D'ACQUISITION DE DONNEES EXTERNES	49
1.6.1	Les localisateurs 3D	49
1.6.1.1	Les localisateurs mécaniques	50
1.6.1.2	Les localisateurs optiques	51
1.6.1.3	Les localisateurs électromagnétiques	52
1.6.1.4	Les localisateurs acoustiques	53
1.6.2	Instruments de mesure	53
1.6.3	Topographie Moiré et rasterstéréographie	54
1.6.4	Photographie	54
1.7	TECHNIQUES DE RECONSTRUCTION 3D	55
1.7.1	Segmentation et mise en correspondance	55
1.7.2	Reconstruction de projections	56

1.7.3	Reconstruction de coupes tomographiques	58
1.7.4	Techniques de recalage rigide	59
1.8	DIFFERENCES ET RELATIONS INTERNES-EXTERNES	61
1.8.1	Artefacts dus aux tissus mous dans des conditions statiques	62
1.8.2	Artefacts dus aux tissus mous lors de changements de posture	68
1.9	SYNTHESE DE LA REVUE DE LA LITTERATURE	70

CHAPITRE 2- PROBLEMATIQUE, HYPOTHESES, OBJECTIFS ET METHODE GENERALE

.....	72
2.1 PROBLEMATIQUE.....	72
2.2 HYPOTHESES	76
2.3 OBJECTIFS	78
2.4 APPROCHE GENERALE DU PROJET	80

CHAPITRE 3- ACCESSING THE INFLUENCE OF REPOSITIONING ON THE PELVIS' 3D

ORIENTATION IN WHEELCHAIR USERS	88
3.1 ABSTRACT	89
3.2 INTRODUCTION	89
3.3 METHODS	92
3.3.1 Materials	93
3.3.2 Acquisition of the Pelvic Geometry	94
3.3.3 Identification of the Internal Pelvic Landmarks on the MRI Images	96
3.4 RESULTS	100
3.5 DISCUSSION	106
3.6 CONCLUSION	109
3.7 REFERENCES	111
3.8 BIOGRAPHY	113

CHAPITRE 4- DIFFERENCES BETWEEN PELVIC SKIN AND BONE LANDMARK

IDENTIFICATION IN DIFFERENT SEATED POSITIONS ON SPINAL-CORD

INJURED SUBJECTS..... 117

4.1	ABSTRACT	118
4.2	INTRODUCTION	119
4.3	METHODS	121
4.3.1	Acquisition of the Internal Geometry.....	123
4.3.2	External Geometry	128
4.3.3	Orientation Indices and Analysis of Results	129
4.4	RESULTS	132
4.5	DISCUSSION	137
4.6	CONCLUSION	144
4.7	REFERENCES.....	145
4.8	BIOGRAPHY	149

CHAPITRE 5- MODELLING SKIN PELVIC LANDMARK COORDINATES INTO

CORRESPONDING INTERNAL BONE FOR WHEELCHAIR USERS:

PRELIMINARY RESULTS 152

5.1	ABSTRACT	153
5.2	INTRODUCTION	153
5.3	METHODS	156
5.3.1	Acquisition of the External Digitized Geometry.....	158
5.3.2	X-ray Acquisitions	159
5.3.3	Analysis.....	162
5.4	RESULTS	163
5.5	DISCUSSION	168
5.6	CONCLUSION	174

5.7	REFERENCES.....	175
5.8	BIOGRAPHY	178
CHAPITRE 6- DISCUSSION.....		181
6.1	ÉVALUATION DU BASSIN OSSEUX PAR DES MESURES EXTERNES LIEES AU FAUTEUIL (ARTICLE 1)	183
6.2	DIFFERENCES ET CORRELATIONS ENTRE LES REPERES PELVIENS INTERNES ET EXTERNES (ARTICLE 2).....	185
6.3	RELATIONS ENTRE LES REPERES PELVIENS INTERNES ET EXTERNES (ARTICLE 3)	187
6.4	REMARQUES GENERALES	192
CHAPITRE 7- CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		196
RÉFÉRENCES.....		200
ANNEXES		226

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1-1- Influence du repositionnement sur la posture en position assise (2 pages)	40
Tableau 1-2- Variabilité liée à l'identification des repères pelviens externes	63
Tableau 1-3- Différences et relations entre les repères pelviens internes et externes	65
Tableau 3.1_Article 1- Wheelchair configurations	94
Tableau 3.2_Article 1- Differences (and standard values) for the orientation parameters, between the seated positions	101
Tableau 3.3_Article 1- Differences (and standard deviation) for the landmark coordinates between the seated positions	103
Tableau 3.4_Article 1- Total pelvic motion between the seated positions.....	105
Tableau 4.1_Article 2- Mean difference between the internal and external coordinates, mm (sd).....	133
Tableau 4.2_Article 2- Pearson correlation coefficient r between the internal and external coordinates significant at the p-levels 0.05.....	135
Tableau 4.3_Article 2- Mean difference, standard deviation (sd), and Pearson correlation coefficient r (p- level 0.05) between internal and external orientation indices and ASIS-ASIS vector length, and variability of external ASIS-ASIS vector length	137
Tableau 5.1_Article 3- Mean difference (standard deviation) between the external and internal coordinates: digitized or identified with skin markers (n = 10). Significant differences in bold (p ≤ 0,05).....	164
Tableau 5.2_Article 3- Multiple regression models obtained with the digitized external landmarks; significant variables in bold	165

Tableau 5.3_Article 3- Multiple regression models obtained with the skin markers; significant variables in bold.....	165
Tableau A2.1- Postures liées au bassin : causes, avantages, inconvénients et solutions (Letts, 1995; Mayall et Desharnais, 1995; Norton, 1994; Ward, 1994), 2 pages.....	228
Tableau A2.2- Postures liées au tronc : causes et solutions (Lacoste et Valiquette, 1999; Letts, 1995) ...	230
Tableau A2.3- Postures liées aux hanches: causes et solutions (Lacoste et Valiquette, 1999; Letts, 1995), 2 pages.....	231
Tableau A2.4- Postures liées aux épaules: causes et solutions (Letts, 1995).....	233
Tableau A2.5- Postures liées au cou: causes et solutions (Lacoste et Valiquette, 1999; Letts, 1995)	234
Tableau A2.6- Postures liées aux membres inférieurs: causes et solutions (Lacoste et Valiquette, 1999).....	235
Tableau A3. 1- Résumé des travaux portant sur les changements de pression suite aux variations d'angles de dossier et de bascule	236
Tableau A3. 2- Résumé des travaux portant sur les changements de pression suite aux variations d'angle d'assise et de supports de jambes.....	237
Tableau A4.1- Séquences des positions assises	238

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1- Fonction motrice selon le niveau de lésion médullaire (www.paratetra.net).....	7
Figure 1.2- Bassin : représentation générale (adapté de PC Corps Human, MythosSoftware inc.)	8
Figure 1.3- Repères anatomiques du bassin (adapté de Boutillier et Outrequin, www.corps-humain.com) .	9
Figure 1.4- Insertion des muscles au niveau du bassin (adapté Boutillier et Outrequin, www.corps-humain.com).....	10
Figure 1.5- Alignement postural du bassin	14
Figure 1.6- Exemples d'éléments devant être ajustés dans le fauteuil roulant.....	15
Figure 1.7- Facteurs favorisant le développement des plaies de pression.....	17
Figure 1.8- Types de coussins: a) coussin d'air Roho, b) coussin mousse plat, c) gel, d) coussin multicouches et e) coussin Iscus à relief ischiatique	21
Figure 1.9- a) matrice de pression FSA, capteurs piézo-résistifs, b) distribution de pression d'assise acquise par la matrice FSA chez un sujet sain, avec affichage de paramètres mécaniques et représentation 3D des valeurs des pressions (analyse réalisée dans le cadre de la maîtrise)...	22
Figure 1.10- Différents types de repositionnement	33
Figure 1.11- a) bascule du fauteuil (Letts, 1995), b) fauteuil avec augmentation de l'angle siège-dossier (Letts, 1995) et c) trois positions de l'axe de rotation (Ward, 1994)	33
Figure 1-12- a) Localisateur mécanique Microscribe 3DL (Immersion corp.), b) Localisateur 3D optique à marqueurs passifs Motion Analysis (Motion Analysis inc.), c) exemple d'une installation expérimentale avec le Motion Analysis	50
Figure 1-13- a) schéma d'un localisateur optique à marqueurs actifs (Péria, 1996), b) Optotrak, c) exemples de rigid bodies: sonde échographique, pointeur, référentiel (gauche à droite).....	52
Figure 1.14- Exemples d'instruments de mesure et représentation rasterstéréographique du dos (adapté de Burdett et al., 1986, Drerup et Hierholzer, 1994).....	54

Figure 1.15- Installation radiographique	57
Figure 1.16- Détermination du CRH selon la norme ISO 16840 (2002)	66
Figure 3.1_Article 1- Seat-to-back and system tilt angles representation	94
Figure 3.2_Article 1- Optotrak and wheelchair referentials.....	96
Figure 3.3_Article 1- Pelvis landmarks and stick representation of the reconstructed pelvis in the sagittal plane (subject 6, position 1)	97
Figure 3.4_Article 1- Pelvic orientation parameters	99
Figure 3.5_Article 1- Comparison of orientation parameter values between the seated positions.....	103
Figure 3.6_Article 1- Translation T_y between the seated positions for each subject.....	105
Figure 3.7_Article 1- Stick representation in the sagittal plane of subject 8's pelvis in the four sitting positions	106
Figure 4.1_Article 2- Examples of pelvic contour extraction on the MRI (a) and ultrasound (b) images; c) example of a 3D MRI pelvic reconstruction obtained from contour extraction (1) and ultrasound contours in the form of clouds of points (2), before registration; d) example of registration between the 3D reconstructed points obtained from MRI contours and the ultrasound points	124
Figure 4.2_Article 2- Example of the computer identification of the right ASIS, represented by the intersection of the horizontal and vertical lines on the transverse (upper-left corner), frontal (lower-left corner), and lateral (upper-right) images. The horizontal and vertical lines of the transverse plane image correspond respectively to the images seen in the frontal and sagittal views (the same principle applies for the horizontal and vertical lines in the frontal and sagittal planes).....	125
Figure 4.3_Article 2- Optotrak and wheelchair referentials.....	129

Figure 4.4_Article 2- Typical representation of internal and external landmark locations (subject 1 2in position 1). ---*--- external representation, — o — internal representation.....	134
Figure 5.1_Article 3- Experimental setup	158
Figure 5.2_Article 3- Definition of the pelvis referential	161
Figure A1.1- a) principales variations morphologiques du bassin (Kamina, 1995), b) différence schématique entre le bassin des hommes et celui des femmes (Kapandji, 1982).....	227
Figure A4.1- Paramètres géométriques.....	239
Figure A4.2- Valeurs des paramètres géométriques obtenus pour les différentes positions (tirée de la présentation au congrès RESNA, Lalonde et al., 1999)	240
Figure A4.3- Corrélation entre l'angle du bassin et l'angle de dossier, pour l'ensemble des positions n = 92 (tirée de la présentation au congrès RESNA, Lalonde et al., 1999)	240
Figure A5. 1- a) Octree à deux niveaux et sa représentation sous forme d'arbre, b) représentation 2D d'un octree (Lavallée et al., 1996; Szeliski et Lavallée, 1996).....	243

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE 1- CARACTÉRISTIQUES DU BASSIN	226
ANNEXE 2- DESCRIPTION DES POSTURES ASSISES	228
ANNEXE 3- LE REPOSITIONNEMENT ET LES PRESSIONS	236
ANNEXE 4- ÉTUDE PRÉLIMINAIRE DES EFFETS DU REPOSITIONNEMENT SUR LA POSTURE ASSISE	238
ANNEXE 5- RECALAGE RIGIDE PAR POINTS NON-CORRESPONDANTS : MÉTHODE DE L'OCTREE.....	242

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

↓	Diminution
↑	Augmentation
2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions
AICr	Apex of the Iliac Crest (version anglaise de SCrI)
Ant.	Antérieur
AP	Antéro-postérieur
ASIS	Anterior-superior iliac spine (version anglaise de EIAS)
BM	Blessé médullaire
BMI	Body Mass Index (version anglaise de IMC)
CAC	Centre des acétabulums
Chaire ATP	Chaire Industrielle CRSNG sur les aides techniques à la posture
CHU	Centre Hospitalier Universitaire
CMUDD	Centre Médico-Universitaire Daniel Douady, France
CRSNG	Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada
DLT	Direct Linear Transformation
EIAS	Épine iliaque antéro-supérieure
EIPS	Épine iliaque postéro-supérieure
FCAR	Formation de Chercheurs et l'Aide à la Recherche
IMC	Indice de masse corporelle

IRM	Imagerie par résonance magnétique
GT	Grand Trochanter
LIS3D	Laboratoire Informatique de Scoliose 3D
MRI	Magnetic Resonance Imaging (version anglaise de IRM)
OPHQ	Office des Personnes Handicapées du Québec
PA	Postéro-antérieur
PO	Pelvic obliquity (obliquité pelvienne)
Post.	Postérieure
PR	Pelvic rotation (rotation transverse du bassin)
PT	Pelvic tilt (bascule du bassin)
RMN	Résonance magnétique nucléaire
RSG	Rasterstéréographie
SCI	Spinal Cord Injury (version anglaise de BM)
SCrI	Sommet des crêtes iliaques
TDM	Tomodensitométrie X

INTRODUCTION

Pour toute personne, une posture assise prolongée est source d'inconfort. Ainsi, un changement de position est automatiquement effectué dès que de l'inconfort est ressenti. Toutefois, la situation est différente chez les personnes ne ressentant pas la douleur ou étant incapables de modifier seules leur posture, notamment les usagers de fauteuil roulant. La posture assise prolongée peut alors entraîner de nombreux problèmes physiologiques, tels que les plaies de pression, les difformités squelettiques, ainsi que des troubles aux niveaux des systèmes cardio-vasculaire, respiratoire, circulatoire et abdominal (Cooper, 1995 ; Edlich et al., 2004a ; Engström, 1993).

Afin d'éviter ces complications, une modification de la posture (ou repositionnement) doit alors être effectuée afin de soulager entre autres les pressions au niveau du pelvis et ainsi favoriser la circulation sanguine (Coggrave et Rose, 2003). Chez les personnes ayant un bon tonus musculaire, des flexions antérieures et latérales du tronc peuvent être effectuées ; chez les personnes ayant perdu cette capacité, des mécanismes de repositionnement propres au fauteuil roulant peuvent être utilisés, notamment les systèmes de variation d'angles de bascule et de dossier. Ces derniers peuvent par contre entraîner une posture instable et un glissement de la personne, augmentant le risque de plaies de pression (Burns et Betz, 1999 ; Cooper, 1995 ; Ward, 1994). Quelques études ont analysé les effets des variations de bascule et de dossier sur la posture, en particulier sur l'orientation du bassin, qui représente la base pour tout positionnement assis

puisque'il supporte le poids du tronc et des membres supérieurs, et influence l'alignement des segments corporels (Andersson et al., 1979 ; Aissaoui et al., 2001c ; Alm et al., 2003 ; Bogie et Bader, 1987 ; Janssen-Potten et al., 2001 ; Nwaobi et al., 1988). Les résultats démontrent entre autres que les changements de posture imposés ne sont pas nécessairement équivalents à ceux subis par le corps.

Plusieurs remarques peuvent être faites concernant ces études. Premièrement, la majorité d'entre elles analyse les déplacements corporels dans le plan sagittal. Or, il importe de déterminer le déplacement 3D du bassin, afin de mieux comprendre la biomécanique impliquée avec les changements de posture (Aissaoui et al., 2001c). Deuxièmement, les résultats des études réalisées sur des sujets sains ne peuvent pas nécessairement être appliqués à une population handicapée, en raison des différences importantes aux niveaux physiologique et musculaire entre les deux groupes (Hobson et Tooms, 1992 ; Knight, 1993 ; Koo et al., 1996). Troisièmement, plusieurs études évaluent le déplacement de repères anatomiques externes. Or, en raison de l'épaisseur des tissus mous, les repères externes ne peuvent pas tous représenter adéquatement les repères anatomiques internes ; de plus, ces mêmes repères présentent très souvent une grande variabilité d'identification (Cappozzo et al., 1996 ; Della Croce et al., 1999 ; Lundberg, 1996 ; Maltais et al., 2001 ; Zabjek et al., 1999). De nombreuses études ont porté sur les relations internes-externes pour le dos et pour les membres inférieurs, mais peu de relations ont été développées entre les repères internes et externes du bassin, en

particulier pour des applications en position assise (Knight, 1993 ; Sprigle et al., 2002, 2003c).

En tenant compte des limites des études recensées dans la littérature, le présent projet de doctorat a pour but de déterminer l'orientation relative du bassin osseux (interne) par rapport à des mesures externes prises soit sur le fauteuil (angles de dossier et d'assise) soit sur des repères cutanés pelviens. Plus spécifiquement, le projet vise dans un premier temps à déterminer, dans un contexte de repositionnement, l'orientation du bassin (structure osseuse) en relation avec différentes configurations de fauteuil roulant. Dans un second temps, le projet vise à déterminer les différences et les relations entre les repères anatomiques pelviens internes et externes, en différentes positions assises. Ces relations sont importantes afin d'évaluer plus précisément et de façon non effractive la position interne du bassin à partir des repères externes lors d'évaluation clinique.

Pour répondre aux objectifs, différentes techniques d'imagerie médicales et de reconstruction tridimensionnelle ont été utilisées afin d'obtenir la géométrie interne du bassin, soit l'imagerie par résonance magnétique, l'échographie et la radiographie. La géométrie externe du bassin a été acquise par deux techniques de mesures externes, soit la numérisation par un pointeur et l'identification par des marqueurs collés sur la peau.

Afin de mieux présenter le contexte de la position assise chez les usagers de fauteuil roulant et le contexte des problèmes liés à l'utilisation des techniques d'acquisition

externe, une revue de la littérature est d'abord présentée au Chapitre 1. Cette revue fait mention de quelques techniques d'imagerie médicale pouvant être utilisées pour analyser la structure anatomique osseuse, et quelques techniques de reconstruction 3D associées. Les différences entre les repères internes et externes sont également expliquées. La problématique issue de la littérature est énoncée au Chapitre 2 ; les hypothèses et les objectifs y sont élaborés, ainsi qu'un résumé de la méthode générale employée.

Cette thèse présente trois articles publiés ou soumis à des revues reconnues. Le premier article, présenté au Chapitre 3, est consacré aux changements d'orientation du bassin osseux suite à des modifications d'angles de bascule et de dossier. Le second article, présenté au Chapitre 4, traite des différences et des corrélations entre les repères pelviens internes et externes, observées pour différentes orientations du fauteuil. Finalement, le dernier article, présenté au Chapitre 5, se veut une analyse plus approfondie des relations internes-externes. Une discussion sur l'ensemble du projet et des résultats obtenus est présentée au Chapitre 6, suivi de la conclusion et des recommandations au Chapitre 7.

CHAPITRE 1- REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre a pour but de situer le contexte de la position assise chez les usagers de fauteuil roulant et de présenter différentes techniques pour l'analyse de la posture. En position assise, le bassin joue un rôle primordial dans l'alignement des segments corporels et est donc la première structure à positionner. Afin d'assurer la stabilité et le confort des usagers, les forces agissant sur le bassin et le tronc doivent être équilibrées. Afin de mieux comprendre leurs rôles dans la position assise, l'anatomie générale du bassin et du tronc est décrite à la section 1.1. Les différentes populations utilisant un fauteuil roulant sont présentées à la section 1.2. Le positionnement dans le fauteuil roulant doit assurer la santé et la sécurité de l'utilisateur, sa mobilité et son interaction avec l'environnement. La section 1.3 est consacrée à tout ce qui a trait au positionnement dans un fauteuil roulant : les caractéristiques d'un positionnement adéquat, les conséquences d'une posture inadéquate, les systèmes de positionnement et les méthodes d'évaluation. Le repositionnement, une technique utilisée pour obtenir notamment une redistribution des pressions d'assise par la variation mécanique ou physique de la posture, sera expliqué à la section 1.4.

Les techniques d'imagerie médicales, les techniques d'acquisition de mesures anatomiques externes, les techniques de reconstruction 3D utilisées pour analyser une structure, ainsi que les différences entre les mesures internes et externes sur des sujets humains seront présentées aux sections 1.5 à 1.8. La section 1.9 présente une synthèse de la littérature.

1.1 Aspects anatomiques

Afin d'assurer une posture stable et confortable aux usagers de fauteuil roulant, l'alignement vertical du bassin et du tronc est essentiel. En effet, le positionnement de ces derniers influence la stabilité assise, l'intégrité des tissus mous ainsi que la fonction musculaire (Cooper, 1995, Letts, 1995).

1.1.1 Ostéologie du tronc et du bassin

Le squelette du tronc est représenté par trois parties: le rachis (colonne vertébrale), la cage thoracique (thorax) et le bassin. La colonne vertébrale est constituée de 33 à 35 vertèbres, soit 7 vertèbres cervicales (C1 à C7), 12 vertèbres thoraciques ou dorsales (T1 à T12), 5 vertèbres lombaires (L1 à L5), 5 vertèbres sacrées soudées entre elles (S1 à S5) formant le sacrum, et de 4 à 6 vertèbres coccygiennes également soudées entre elles, formant le coccyx (Kamina, 1991; Marieb, 1993). Le plateau sacré de S1 (promontoire) est fréquemment utilisé pour caractériser l'orientation du bassin dans le plan sagittal. La cage thoracique est constituée du sternum, des cartilages costaux et de 12 paires de côtes, qui s'insèrent dans les 12 vertèbres thoraciques. La Figure 1.1 présente les différentes parties du rachis, ainsi que les fonctions motrices associées à chaque niveau vertébral. Une personne est dite tétraplégique ou quadriplégique si elle a une atteinte aux niveaux C1-C8 (perte de l'usage des membres supérieurs et inférieurs); une personne paraplégique présente une atteinte aux niveaux T1-S1 (paralysie des membres inférieurs).

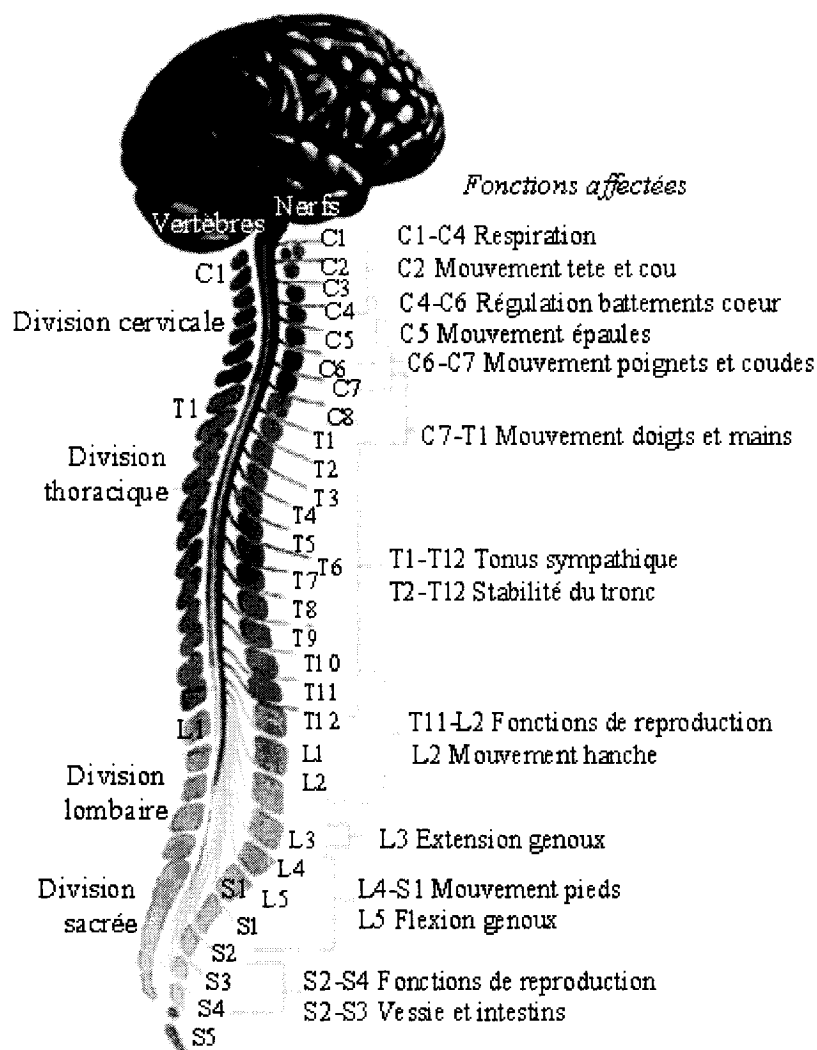


Figure 1.1- Fonction motrice selon le niveau de lésion médullaire (www.paratetra.net)

Le bassin peut être séparé en trois parties, soit les deux os iliaques et le sacrum, incluant le coccyx (Figure 1.2). Le sacrum est situé entre les deux os iliaques et correspond à la base de la colonne vertébrale. Chaque os iliaque comporte trois parties, soit l'ilion, le pubis et l'ischion. L'ilion est constitué par l'aile de l'os iliaque et est limité, sur sa face

intérieure, par la ligne innommée. La crête iliaque représente le pourtour de l'ilion, de l'épine iliaque antéro-supérieure (EIAS) à l'épine iliaque postéro-supérieure (EIPS).

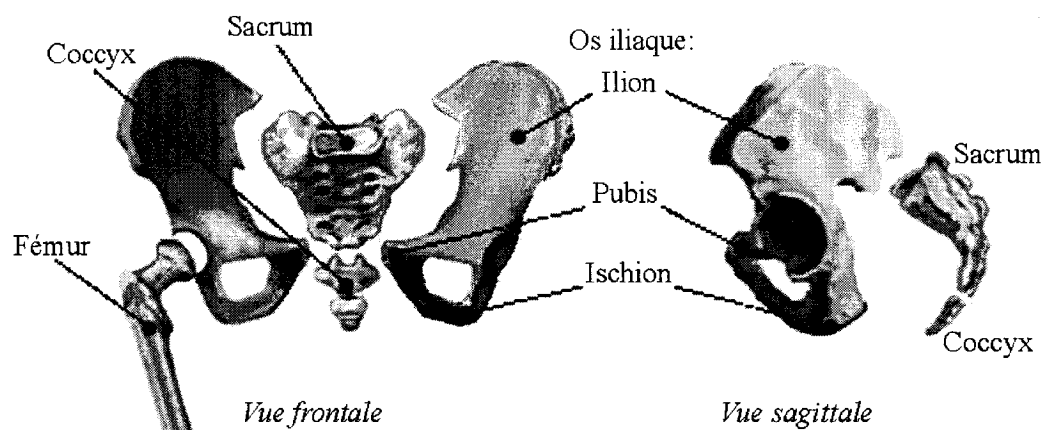


Figure 1.2- Bassin : représentation générale (adapté de PC Corps Human, MythosSoftware inc.)

Quelques repères anatomiques pelviens fréquemment utilisés pour reconstruire ou caractériser le bassin sont identifiés à la Figure 1.3, notamment les EIAS, les EIPS, le sommet des crêtes iliaques (SCrI, point le plus élevé dans le plan sagittal). Les têtes fémorales s'insèrent dans les acétabulums, et assurent la rotation des fémurs et le mouvement de la hanche; le grand trochanter (grande tubérosité près de la tête fémorale) est un repère externe palpable également utilisé dans les analyses posturales. Les principales formes morphologiques du bassin et les différences entre les hommes et les femmes sont données en annexe 1.

1.1.2 Articulations du bassin

Le bassin comporte trois articulations: la symphyse pubienne, reliant les os iliaques sur la face antérieure, et deux articulations sacro-iliaques, reliant les os iliaques au sacrum

(Kapandji, 1982; Rouvière, 1974). Deux autres articulations se situent au niveau du bassin: l'articulation lombo-sacrée (articulation entre le bassin et la colonne) et l'articulation sacro-coccygienne (articulation entre le sacrum et le coccyx).

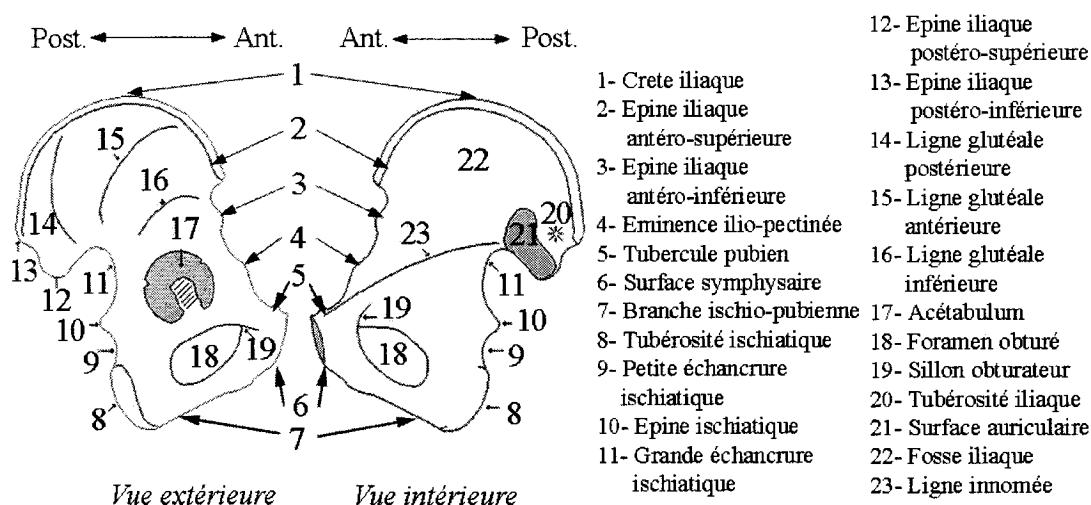


Figure 1.3- Repères anatomiques du bassin (adapté de Boutillier et Outrequin, www.corps-humain.com)

Aucun muscle ne joint le sacrum aux os iliaques; de ce fait, il n'y a pas de mouvement volontaire entre les trois segments. Le bassin est généralement considéré comme étant un corps rigide (Denton, 1986); toutefois, chez la femme, les articulations deviennent mobiles pendant une grossesse. Certains chercheurs ont néanmoins observés de légers mouvements des articulations. Walheim et Selvik (1984) rapportent un mouvement de la symphyse de 2 mm en translation et 3° en rotation chez des sujets sains, selon la posture (debout, couché sur le dos ou sur le ventre, membres inférieurs fléchis ou non fléchis). Andersson et al. (1979) observent, chez des sujets sains, un mouvement de 4° entre le sacrum et les os iliaques lors d'un transfert assis-debout.

1.1.3 Myologie du bassin

Plusieurs muscles se rattachent au bassin; ils assurent le mouvement de la hanche, des cuisses et du tronc. La Figure 1.4 présente les lieux d'insertion des muscles sur les os iliaques (Boutiller et Outrequin, site internet; Kamina et Rideau, 1987). En position debout, le grand fessier recouvre les ischions; en position assise, ce dernier se déplace latéralement (Norton, 1994; Zacharkow, 1988). De ce fait, les ischions ne sont plus recouverts que par la peau et les matières grasses (souvent nommées tissus mous). Dans la littérature, l'épaisseur rapportée des tissus mous en position assise sous les ischions varie entre 5-60 mm (Brodeur et al., 1996; Hubbard et al., 1993; Reed et al., 1999; Zacharkow, 1988).

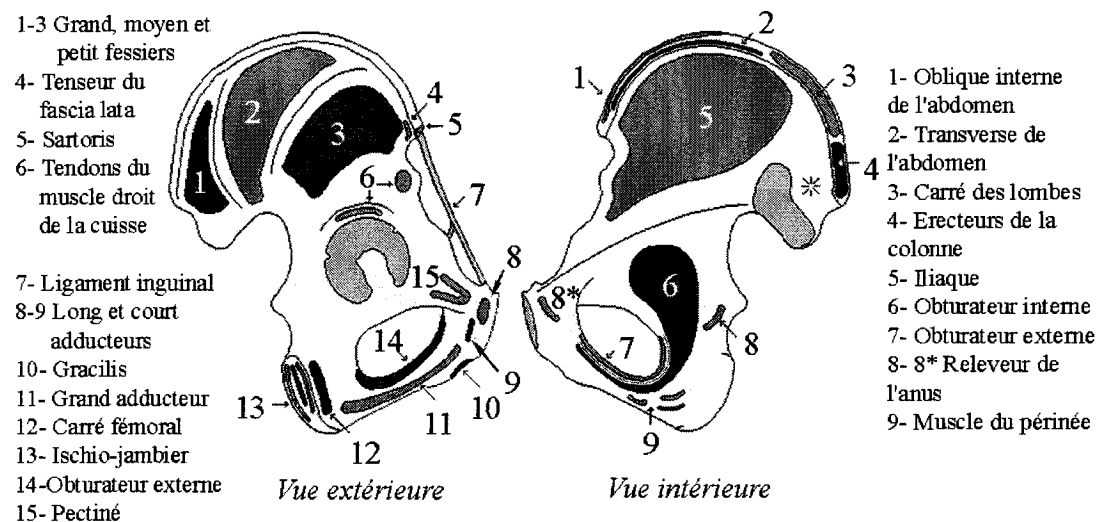


Figure 1.4- Insertion des muscles au niveau du bassin (adapté Boutiller et Outrequin, www.corps-humain.com)

1.2 Populations utilisant un fauteuil roulant

Selon les données récentes de l'Office des personnes handicapées du Québec (OPHQ), il y avait 514 100 personnes en 1998 ayant une incapacité à la mobilité, dont 236 800 étaient âgées de plus de 65 ans. Parmi elle, douze pour-cent (12%) utilisaient une aide technique à la mobilité. Selon les données récentes de l'enquête québécoise sur les limitations d'activités (EQLA) réalisée par l'Institut de la statistique du Québec, il y avait 28 600 usagers de fauteuils roulants au Québec en 1998. Les personnes âgées de plus de 65 ans représentent la classe dominante d'utilisateurs de fauteuil roulant. Cette population s'accroît chaque année, et devrait atteindre 20% de la population totale du Québec en 2021 (Conseil consultatif sur les aides technologiques, 1994).

Par comparaison, aux États-Unis, le National Health Interview Survey on Disability dénombrait 1 564 000 utilisateurs de fauteuil roulant en 1994, dont 863 000 étaient âgés de plus de 65 ans. Selon Péliissier et al. (1997), le nombre de personnes utilisant un fauteuil roulant en 1997 en France se situe entre 105 000 et 160 000. D'après cette étude, 34% des usagers utilisent leur fauteuil quelques heures par jour et 17% toute la journée; 28% utilisent leur fauteuil à l'intérieur et à l'extérieur, et seulement 38% utilisent seuls leur fauteuil roulant. Les personnes sujettes à l'utilisation d'un fauteuil roulant sont en général celles ayant un déficit moteur cérébral, celles atteintes de dystrophie musculaire, de lésions médullaires (traumatisme), d'un défaut congénital (spina bifida) ou de maladies du système nerveux (sclérose en plaque, arthrose) etc.

1.3 La position assise dans un fauteuil roulant

Le fauteuil roulant a pour rôle de répondre aux besoins de locomotion, de soutien et de maintien de la personne. Le positionnement assis dans le fauteuil doit répondre à 5 principaux objectifs afin d'obtenir satisfaction de la part de l'utilisateur (Ward, 1994). Premièrement, le positionnement doit assurer la santé de l'utilisateur, au niveau de la respiration, de la circulation sanguine, de la digestion et de l'endurance. Ensuite, la position assise doit assurer une indépendance à l'utilisateur, lui permettant de s'exprimer et de réaliser ses activités quotidiennes. Troisièmement, le positionnement doit veiller à la sécurité de la personne assise en lui assurant par exemple une stabilité corporelle. Quatrièmement, la posture assise doit permettre à l'utilisateur d'interagir avec les autres, aux niveaux physique, cognitif, perceptif et émotionnel. Finalement, la personne doit pouvoir interagir avec son environnement : portée, mobilité, accessibilité.

Afin de répondre à ces objectifs, les paramètres neuro-musculo-squelettiques de la personne (morphométrie, motilité, tonus et force musculaire), les paramètres sensorielles et physiologiques (fonctions respiratoire, cardio-vasculaire, digestive) ainsi que ceux liés à la fonction mentale doivent être pris en compte pour déterminer les configurations optimales du fauteuil et du positionnement de la personne dans ce dernier. Une description du positionnement, les problèmes liés à la position assise, les différents systèmes de positionnement et les méthodes d'évaluation seront décrits aux sections 1.3.1 à 1.3.4.

1.3.1 Description du positionnement

Le positionnement assis en fauteuil roulant doit favoriser un alignement vertical de la personne, pour optimiser la vitalité et la santé de l'individu. Cet alignement doit assurer la stabilité du corps, qui est obtenu par l'équilibre des forces et moments agissant sur les régions pelvienne et rachidienne dans tous les plans du corps (Letts, 1995). Deux types de forces sont à considérer: 1- les forces intrinsèques à la personne : le tonus musculaire, les réflexes, les patrons de mouvements, la tolérance cutanée aux forces de compression et les difformités, 2- les forces extrinsèques : la gravité et les forces liées aux composants du fauteuil (assise, dossier, composants de maintien et de soutien).

Tout positionnement assis commence par le bassin, la base pour le maintien du reste du corps, suivi des membres inférieurs, du tronc, de la tête et des membres supérieurs (Letts, 1995; Mayall et Desharnais, 1995; Norton, 1994; Ward, 1994). Le bassin (via les ischions) et les cuisses supportent le poids du tronc, des membres supérieurs et de la tête. Selon Yasukouchi et Isayama (1995), l'inclinaison du bassin et la courbure lombaire sont corrélées ($r = 0.99$). Le positionnement du bassin est généralement réalisé par palpation et observation (Mayall et Desharnais, 1995; Ward, 1994), en alignant les crêtes iliaques de façon à minimiser l'obliquité et la rotation transverse du bassin. Il n'existe pas de méthode fiable et précise pour mesurer l'orientation du bassin (Ward, 1994).

En position assise sans dossier, le bassin bascule vers l'arrière (rotation sagittale) par rapport à la position debout, entraînant une diminution de la courbure lombaire

(Andersson et al., 1979). Selon l'orientation du bassin, la posture dans le plan sagittal peut être définie comme étant antérieure, neutre (médiane) ou postérieure (Cooper, 1995; Medhat et Hobson, 1992 ; Zacharkow, 1988). Ainsi, dans une position neutre, le centre de gravité du tronc est situé au-dessus des ischions (Zacharkow, 1988). Dans une posture antérieure, le centre de gravité est situé en avant des ischions, et conséquemment, dans une posture postérieure, le centre de gravité est situé derrière de ces derniers (Zacharkow, 1988). Selon Medhat et Hobson (1992), l'inclinaison du plateau sacré par rapport à l'horizontale peut être utilisée pour déterminer l'orientation du bassin dans le plan sagittal ; ainsi, un angle supérieur à 50° caractérise un bassin en bascule antérieure alors qu'un bassin en bascule postérieure présente un angle inférieur à 15° . La Figure 1.5 montre l'alignement postural du bassin selon les trois plans associés au corps (frontal, transversal et sagittal).

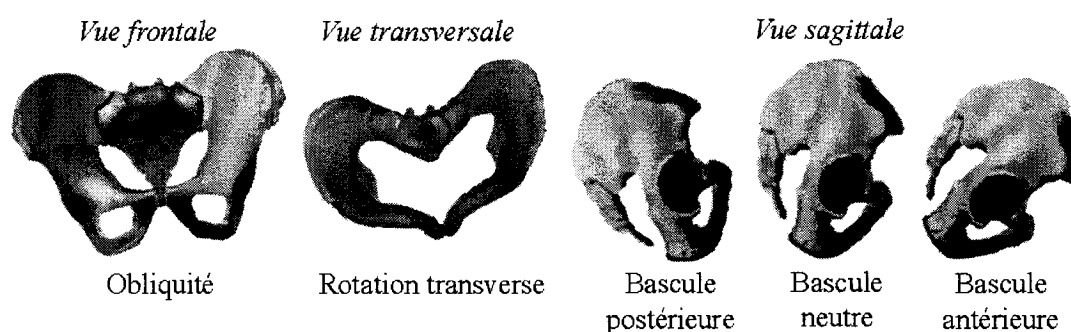


Figure 1.5- Alignement postural du bassin

Lors du positionnement, la hauteur, l'inclinaison et la profondeur de l'assise, de même que la position, la forme, la hauteur et l'angle du dossier doivent d'abord être ajustées, suivi de la longueur, l'angle et la forme des appuis-jambes et des appuis-bras (Cooper,

1995) (Figure 1.6). Les angles optimaux de dossier, d'assise et de support de jambes diffèrent selon les études. Mayall et Desharnais (1994) recommandent en général, pour les usagers de fauteuil roulant, un angle maximum de hanche de 100° et un angle d'extension des genoux de 105° . Cooper (1995) rapporte un angle de dossier optimal à 110° . Letts (1995) recommande une assise inclinée postérieurement entre $3-10^{\circ}$ par rapport à l'horizontal, un angle siège-dossier entre $90-102^{\circ}$ ou un dossier incliné entre $10-15^{\circ}$ par rapport à la verticale. Différents composants de soutien et de maintien (tels que le support de tête, les appuis latéraux, les sangles, et les butées pelviennes, etc.) peuvent être utilisés pour assurer l'alignement corporel.

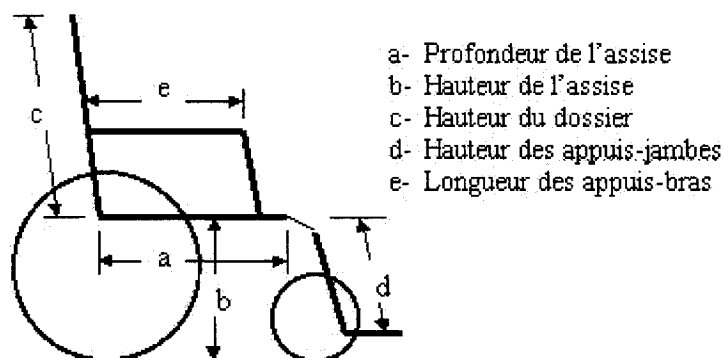


Figure 1.6- Exemples d'éléments devant être ajustés dans le fauteuil roulant

1.3.2 Problèmes liés à la position assise

Chez les personnes non handicapées, un changement de position est automatiquement effectué dès que de l'inconfort est ressenti. Toutefois, la situation est différente chez les usagers de fauteuils roulants, qui ne ressentent pas nécessairement la douleur (perte de sensibilité) ou ne sont pas capables d'effectuer seuls les changements de positions. Une

posture assise prolongée inadéquate peut alors être source de nombreux problèmes physiologiques : atteintes aux systèmes cardio-vasculaire, respiratoire, circulatoire et abdominal, formation de plaies de pression, difformité (Cooper, 1995; Engström, 1993; Hardwick et Feichtinger, 1995; Stewart, 1991). L'orientation d'une personne en position assise affecte également sa perception de l'orientation (vestibulaire, visuelle), son état d'éveil, son endurance, son accessibilité fonctionnelle et l'intégration de ses réflexes (Ball, 1997; Mayall et Desharnais, 1995). Tous ces problèmes influencent directement le confort et la satisfaction de l'utilisateur envers son fauteuil roulant.

1.3.2.1 Systèmes cardio-vasculaire et respiratoire

Une position assise en bascule postérieure, qui comprime les poumons, peut entraîner des troubles au niveau des systèmes cardio-vasculaire et respiratoire, tel que l'hypoventilation; celle-ci diminue l'activité des poumons et du cœur. Les intestins poussent les organes de la cage thoracique vers le haut, pouvant alors provoquer une hernie diaphragmatique (Engström, 1993; Stewart, 1991).

1.3.2.2 Système abdominal

La position assise comprime également l'estomac, diminuant ainsi son volume. Cette réduction de volume entraîne généralement une diminution de l'appétit. La compression des intestins peut également provoquer la constipation. La compression des organes augmente la pression abdominale, affectant ainsi les organes de la ceinture pelvienne et étirant les muscles pelviens. Il s'ensuit une probable diminution de l'efficacité de ces muscles, une descente des organes pelviens et l'incontinence (Engström, 1993).

1.3.2.3 Plaies de pression

Les plaies de pressions (escarres ou ulcères) représentent un problème majeur lié à la position assise prolongée. Les zones à risques en position assise sont les régions sacrée (sacrum, coccyx) et ischiatique, les talons, les coudes, les omoplates et l'occiput (Fernandez, 1987; Piérard-Franchimont et al., 1995). Les plaies de pression découlent d'une nécrose tissulaire profonde, résultant d'une ischémie provoquée par des forces de longue durée appliquées sur la peau ; la compression des vaisseaux sanguins diminue l'apport du sang empêchant le métabolisme cellulaire. Plusieurs facteurs intrinsèques et extrinsèques (Figure 1.7) favorisant le développement des plaies de pression ont été identifiés (Allman et al., 1986; Allman, 1989; Barbenel, 1991; Barnett et Ablarde, 1995; Edlich et al., 2004a; Fernandez, 1987; Patterson et Fisher, 1986; Piérard-Franchimont et al., 1995).

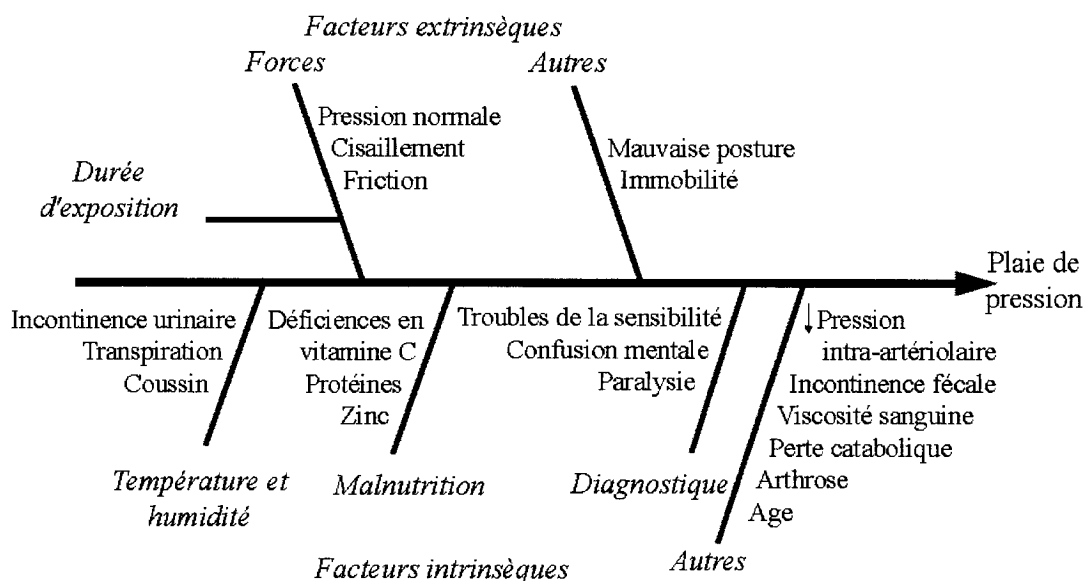


Figure 1.7- Facteurs favorisant le développement des plaies de pression

Parmi les facteurs extrinsèques, trois types de forces agissent sur les tissus mous : les forces normales (ou pressions normales), les forces de cisaillement et les forces de friction. Les pressions normales sont directement liées à la répartition du poids corporel sur les régions en contact avec le fauteuil. Le cisaillement interne (dû aux forces normales) apparaît lorsque les tissus sous-cutanés se déplacent tangentiellement aux fascias, entraînant l'étirement, l'étranglement et la distorsion des vaisseaux. La friction (force tangentielle) survient lorsque les forces de cisaillement sont supérieures aux forces normales, résultant en un glissement de la peau sur le siège. La durée d'exposition à ces forces est également à prendre en considération: de fortes pressions s'étendant sur de courtes périodes sont moins dommageables que des pressions plus faibles s'étendant sur de grandes périodes (Barbenel, 1991; Fernandez, 1987; Patterson et Fisher, 1986; Reswick et Rogers, 1976).

1.3.2.4 Problèmes d'alignement postural

Un positionnement inadéquat résultant d'un mauvais alignement postural affecte la santé, la sécurité et la mobilité (amplitude des mouvements, accessibilité à l'environnement, déplacement) de la personne assise. Des difformités, des plaies de pression et des douleurs peuvent survenir suite à des problèmes d'alignement postural non corrigés (Letts, 1995; Mayall et Desharnais, 1995; Norton, 1994; Ward, 1994). Une augmentation des spasmes peut être observée, pouvant entraîner des forces de friction ou la chute du patient.

Une obliquité pelvienne entraîne un ajustement de la colonne afin de rééquilibrer le centre de gravité, favorisant le développement d'une scoliose, l'instabilité du tonus musculaire et les douleurs dorsales. La pression et les forces de cisaillement du côté inférieur augmentent lors d'une obliquité, favorisant le développement des plaies de pression. Une rotation transverse du bassin peut entraîner des douleurs au niveau de la hanche et du dos. Une bascule postérieure prononcée, avec appui sur le sacrum, amène une cyphose dorsale, un risque de développement de plaies de pression dans la région du coccyx et provoque une hyper-extension du cou. Une bascule antérieure prononcée accentue les courbures dorsales et entraîne de l'inconfort. Un tableau résumé des différents problèmes posturaux en position assise se trouve en annexe 2.

1.3.3 Classification des systèmes de positionnement

Le fauteuil roulant répond aux besoins de locomotion, de soutien et de maintien du corps (Lacoste et Valiquette, 1999). Pour répondre au besoin de locomotion, il existe deux types de fauteuils : le fauteuil manuel (pliant ou rigide) et le fauteuil motorisé (Letts, 1995). Ce dernier est utilisé par les personnes dont les capacités fonctionnelles des membres supérieures et le tonus musculaire du tronc sont moindres, notamment les personnes atteintes de lésions médullaires aux niveaux C1-C8. Le besoin de soutien est assuré par les dispositifs liés à l'assise, au dossier, aux coussins d'assise et de dossier, ainsi qu'aux supports de jambes, de pieds, d'avant-bras et de tête. Ces derniers permettent de supporter et répartir le poids du corps et de reproduire la forme des segments corporels. Les composants de maintien du bassin (tel que les ceintures

pelviennes), des membres inférieurs et supérieurs, du tronc (tel que les supports thoraciques) et de la tête répondent au besoin de maintien.

Différents systèmes de positionnement peuvent être utilisés, selon l'objectif principal recherché du positionnement en fonction des capacités physiques et mentales des usagers.: objectif 1- contrôle postural et suivi des difformités, objectif 2- suivi des pressions et de la posture, et objectif 3- assurer le confort et une posture adéquate (Cooper, 1998; Medhat et Hobson, 1992). Ce dernier objectif (3) est principalement visé pour les personnes âgées; en fonction de leur degré d'activité, un fauteuil non mobile ou un fauteuil roulant (utilisé seul ou avec un tiers) peut être utilisé.

Chez les personnes atteintes d'un déficit moteur cérébral ou de difformités rachidiennes graves, où l'objectif principal est d'assurer le contrôle postural et le suivi des difformités (objectif 1), des systèmes linéaires ou à relief peuvent être utilisés. Les systèmes linéaires (préfabriqués ou individuels) sont constitués de dossiers et d'assises plats, déformés uniquement par le poids de la personne assise; les systèmes à relief présentent une forme pré-moulée ou personnalisée qui épouse le corps. L'utilisation d'appuis thoraciques joue également un rôle important pour le support du dos chez les personnes atteintes de scoliose (Holmes et al., 2003).

Lorsque le suivi des pressions et de la posture prime (objectif 2), notamment chez les personnes atteintes de lésions médullaires ou de dystrophie musculaire avancée, une

attention particulière sera alors portée au coussin qui joue un rôle primordial dans la répartition des pressions tout en assurant la stabilité et le positionnement du bassin. Selon Ferguson-Pell (1990), trois facteurs sont à prendre en compte lors de la sélection d'un coussin : 1- facteurs influençant le confort (humidité, température, stabilité, pressions), 2- facteurs liés à la fonctionnalité (poids, épaisseur, coût, maintenance et durabilité du coussin) et 3- facteurs liés à la santé (escarres, stabilité, maintenance et durabilité du coussin, inflammabilité). Il existe quatre grandes catégories de coussins : 1- coussins à flottaison soit à base d'air (comme le Roho, The Roho Group, Floride, E-U.), d'eau, de gel élastomère ou soit de fluide à haute viscosité, 2- coussins mousse (polyuréthane, latex) à densité constante, multicouches ou viscoélastiques, avec une forme plane, moulée ou à relief ischiatique (comme l'Iscus, Orthofab, Montréal), 3- coussins dynamiques, permettant la variation de la pression d'assise par des systèmes mécaniques ou par la variation automatique de la pression interne du coussin, et 4- coussins hybrides combinant des technologies précédentes (comme les coussins Jay, Jay Medical Ltd, Colorado, E-U). La figure 1.8 présente différents types de coussins.

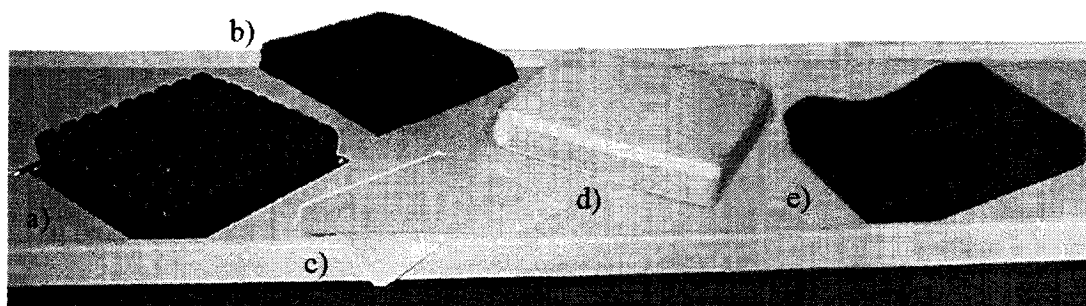


Figure 1.8- Types de coussins: a) coussin d'air Roho, b) coussin mousse plat, c) gel, d) coussin multicouches et e) coussin Iscus à relief ischiatique

1.3.4 Méthodes d'analyse du positionnement

Différentes méthodes ont été développées afin d'évaluer quantitativement le positionnement assis, par l'analyse des pressions et des forces de cisaillement entre l'utilisateur et le fauteuil, l'analyse de la posture ou l'analyse du confort.

1.3.4.1 Analyse de la pression

Afin d'optimiser la configuration du fauteuil roulant et le choix du coussin, différentes technologies ont été développées pour quantifier les pressions à l'interface usager-fauteuil. Trois grandes catégories de capteurs de pression sont recensées dans la littérature (Cooper, 1995) : 1- les capteurs à alvéoles, soit électro-pneumatiques, soit hydrauliques, 2- les capteurs piézo-résistifs et 3- les capteurs capacitifs. Selon leur principe, les capteurs peuvent être utilisés seuls, pour mesurer la pression en un seul point, ou être regroupés pour former une matrice à la dimension de l'assise ou du dossier (Figure 1.9a). Certains capteurs peuvent également être utilisés pour acquérir les pressions en continue (capteurs dynamiques) lors de diverses activités.

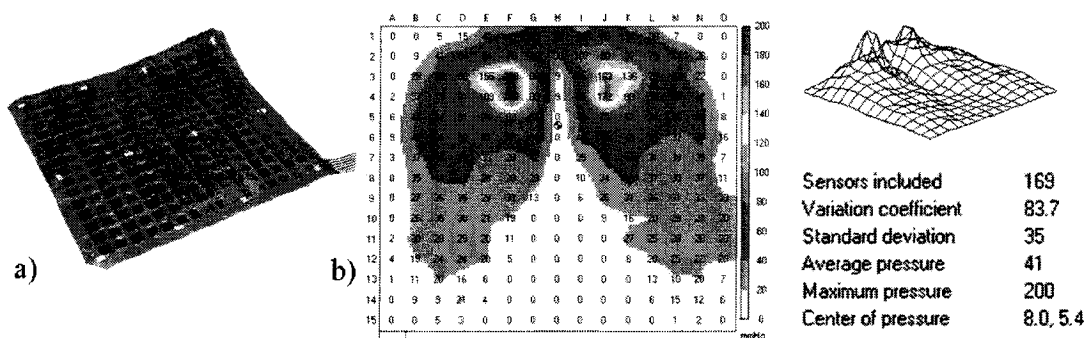


Figure 1.9- a) matrice de pression FSA, capteurs piézo-résistifs, b) distribution de pression d'assise acquise par la matrice FSA chez un sujet sain, avec affichage de paramètres mécaniques et représentation 3D des valeurs des pressions (analyse réalisée dans le cadre de la maîtrise)

Selon Taylor (2000), différents critères doivent être considérés lors de l'utilisation de capteurs de pression et de l'interprétation des résultats : la vitesse d'acquisition, la résolution spatiale, l'hystéresis, l'instabilité, la température et l'humidité. Les matrices de capteurs résistifs ou capacitifs doivent être suffisamment souples afin d'épouser avec fidélité le fessier. Tous ces facteurs influencent la fiabilité, la reproductibilité et la précision des pressions acquises.

Différents paramètres mécaniques peuvent être analysés par les pressions acquises, dont les plus courants sont la pression maximale (valeur et localisation), la pression moyenne, le gradient de pression, la position du centre de pression et surface de contact. La Figure 1.8b montre un exemple de distribution de pression acquise par la matrice FSA (Vistamedical, Winnipeg) sur un coussin mousse plat, chez un sujet sain, et quelques paramètres mécaniques calculés automatiquement par le logiciel d'acquisition (nombre de capteurs, coefficient de variation, écart-type des pressions, pression moyenne, pression maximale, position du centre de pression). Sprigle et al. (2003a) mentionnent d'autres paramètres pouvant être analysés, comme l'indice de dispersion des pressions sur différentes zones identifiées, les pourcentages de pression pour chaque zone et l'écart-type des pressions. Des techniques de segmentation d'images peuvent également être utilisées afin de définir la région autour des ischions pour mieux évaluer les paramètres mécaniques précédents (Aissaoui et al., 2001b). Les patrons de distribution de pression (appréciation subjective de l'ensemble des pressions) peuvent être étudiés

pour donner une appréciation globale des coussins, sans l'évaluation des paramètres mécaniques précédents (Stinson et al., 2003a). Eitzen (2004) propose également de comptabiliser, sur une durée donnée, les pressions moyennes et maximales et d'utiliser cette analyse fréquentielle pour comparer différents coussins.

Des études sur la reproductibilité et la variabilité des paramètres mécaniques in vivo ont démontré que ces derniers présentent des différences significatives entre des essais en posture constante (Bader et Hawken, 1986; Maltais et al., 2001). Stinson et al. (2002) démontrent que la pression maximale est un paramètre peu fiable in vivo, et que la comparaison des pressions moyennes lors de différents essais ne peut être le seul élément considéré pour caractériser le positionnement. Par contre, dans une étude ultérieure réalisée sur un sujet sain, Stinson et al. (2003a) démontrent que l'analyse seule des patrons de distribution de pression, avec une appréciation subjective des pressions, est plus fiable et moins variable pour la comparaison de coussins que l'utilisation de paramètres mécaniques. La fiabilité des paramètres mécaniques a été évaluée par un modèle physique de fessier par Sprigle et al. (2003a). Selon les auteurs, l'indice de dispersion, la surface de contact, le pourcentage de pression dans la zone ischiatique et l'écart-type sont des paramètres fiables, contrairement aux autres paramètres, particulièrement la pression maximale. Malgré les études démontrant le peu de fiabilité concernant la pression maximale, ce dernier paramètre est couramment utilisé afin de comparer notamment différents coussins. Quelques résultats sur les paramètres de pression en position assise sont présentés dans les lignes qui suivent.

Aucune différence n'a été observée pour les paramètres mécaniques (pression moyenne et maximale) entre les hommes et les femmes (Stinson et al., 2003b). Ces paramètres ne sont pas corrélés directement avec le poids ou la taille, mais l'indice de masse corporel (l'IMC est fonction de la masse -kg- divisée par la taille -m- au carré) est corrélé avec les pressions moyennes (Stinson et al., 2003b). Kernozek et al. (2002) démontrent que les personnes ayant un IMC faible ($< 20 \text{ kg/m}^2$, personne maigre) ont des pressions maximales significativement plus grandes que les populations ayant un IMC plus élevé. Antérieurement, Garber et Krouskop (1982) avaient montré que les personnes maigres développent des pressions au niveau des ischions supérieures à celles développées par des personnes obèses, car la répartition des pressions maximales chez ces derniers est observée sur une grande zone de tissus mous. Ferrarin et al. (2000) ont montré que les personnes âgées ont une pression moyenne supérieure et une surface de contact inférieure à celles observées chez des personnes paraplégiques ou celles atteintes de troubles neurologiques. Les sujets souffrant de paralysie présentent des pressions moyennes et maximales plus élevées comparativement à des sujets sains (Ferrarin et al., 2000; Hobson, 1992; Koo et al., 1996; Vaisbuch et al., 2000).

Certains auteurs utilisent les paramètres mécaniques précédents pour caractériser la posture assise. Maltais et al. (2001) comparent l'orientation 3D du bassin obtenue en localisant différents repères (EIAS, GT, SCrI) par un pointeur 3D aux pressions d'assise et à l'orientation pelvienne calculée en localisant les ischions par palpation sur la matrice

de pression. Les résultats démontrent que l'identification des ischions est difficile, spécialement lorsque les personnes sont assises en bascule postérieure. L'obliquité et la rotation calculées par les pressions montrent une plus grande variabilité que les mêmes angles obtenus à partir des repères pelviens; la bascule pelvienne calculée à partir de la position des ischions et celle des EIAS (ou SCrI) présente une variabilité comparable à la bascule obtenue par les repères pelviens uniquement. Gutierrez et al. (2004) évaluent l'asymétrie pelvienne à partir des paramètres mécaniques. Les auteurs démontrent que les blessés médullaires présentent une plus grande asymétrie des pressions que les sujets sains. Selon Tam et al. (2003), la position des pressions maximales dans les régions ischiatiques ne correspondent pas exactement, lors de propulsion, avec la position des ischions, dont la position a été déduite à partir des EIAS et EIPS identifiés par un localisateur 3D; en effet, lors de la propulsion, les ischions sont situés en moyenne 19.2 mm postérieurement par rapport à la position des pressions maximales. Par contre, aucune mesure permettant de déterminer la position réelle des ischions n'a été effectuée.

De nombreuses études ont comparé les pressions obtenues avec différents coussins, dans des conditions statiques ou dynamiques, afin d'en évaluer la stabilité (Ferguson-Pell, 1990; Staarink, 1995). Dans des conditions statiques, Koo et al. (1996) montrent que les coussins d'air permettent de diminuer les pressions moyennes et maximales comparativement à des coussins plats en mousse. La stabilité assise sur différents coussins, lors d'exercices de pointage par exemple, peut être évaluée par les paramètres mécaniques liés au centre de pression (déplacement et vitesse). Ainsi, pour une distance

de pointage imposée, Aissaoui et al. (2001a) ont démontré par l'analyse du centre de pression que les coussins à relief ischiatique permettent d'augmenter la stabilité dynamique lors d'exercices de pointage, par rapport à des coussins d'air (Roho) ou des coussins plats. Par contre, Sprigle et al. (2003b) ont montré que le type de coussins n'affecte pas significativement la distance de préhension maximale pouvant être atteinte. Les mesures des pressions à l'interface usager-fauteuil permettent de comparer les populations, les coussins et les configurations du fauteuil. Par contre, les mesures de pression ne permettent pas à elles seules d'évaluer les limites pour le risque de développement d'escarres car elles ne peuvent déterminer directement les contraintes tissulaires perçues. Plusieurs auteurs recommandent d'évaluer également les forces de cisaillement et de friction, qui ont une répercussion sur une région plus grande que les pressions normales (Bennett et al., 1979; Zhang et Roberts, 1993). De plus, selon Péliissier et al. (1997), des études sur la microcirculation cutanée (par exemple, analyse non-effractive de la pression d'oxygène transcutanée) est nécessaire afin d'évaluer adéquatement les risques du développement de plaies de pression.

1.3.4.2 Analyse du cisaillement

Les forces de cisaillement et de friction sont des facteurs qui influencent également le risque de développement d'escarres. Toutefois, il est difficile de mesurer ces forces et peu de recherche ont porté sur le sujet. Néanmoins, une étude réalisée par Bennett et al. (1984) démontre que les paraplégiques présentent des forces de cisaillement trois fois supérieures à des sujets non-handicapés, mais que leur circulation sanguine est trois fois

inférieure. Patterson et al. (1990) ont montré que les forces de friction sont plus grandes pour les coussins d'air (Roho) que les coussins plus fermes en mousses et gel (Jay). Zhang et Roberts (1993) ont développé un modèle permettant de déterminer les forces internes des tissus mous à partir de forces externes de cisaillement et de friction. Les auteurs ont notamment démontré que le flux sanguin des tissus mous diminue avec l'augmentation des forces de cisaillement. Goossens et al. (1997) ont démontré que les forces de cisaillement les plus fortes sont dans le voisinage des pressions les plus fortes; ces forces sont très sensibles aux changements de posture.

1.3.4.3 Analyse de la posture

Deux types d'analyse peuvent être réalisés pour caractériser la posture, soit une analyse de l'orientation des segments corporels, soit une analyse de la déformation des assises sous la contrainte du poids (représentation surfacique). Dans le premier cas, l'orientation des segments corporels peut se faire par l'analyse de repères externes (cutanés) ou internes. Différentes techniques externes peuvent être utilisées, notamment les inclinomètres, les goniomètres, les localisateurs 3D, la photographie, etc. Les repères internes sont obtenus par des techniques d'imagerie médicale telles que les rayons X, l'imagerie par résonance magnétique, l'échographie. Les repères externes présentent des artefacts par rapport aux repères internes en raison de l'épaisseur des tissus mous, variable selon les régions anatomiques. Les techniques internes et externes ainsi que les artefacts dus aux tissus mous seront discutés aux sections 1.5 à 1.8.

Par l'utilisation de la radiographie, Hobson et Tooms (1992) ont démontré que les personnes ayant une lésion médullaire ont un bassin incliné postérieurement de 15° par rapport à une population saine; ainsi, les ischions des sujets handicapés sont déplacés antérieurement par rapport à ceux des sujets sains. Boninger et al. (1998) ont démontré, également par radiographie, que les sujets tétraplégiques ont une cyphose lombaire et une scoliose plus prononcées comparativement à une population non handicapée.

Il existe une divergence dans la littérature au niveau des angles définissant l'orientation du bassin, selon la technique utilisée. De nombreux travaux sur la position debout et certains sur la position assise orientent le bassin dans le plan sagittal (2D) par des paramètres calculés à partir de repères pelviens internes, notamment le plateau sacré et les acétabulums (Andersson et al., 1979; Hobson et Tooms, 1992; Knight, 1993; Legaye et al., 1998; Medhat et Hobson, 1992). Ces paramètres internes constituent une référence pour l'orientation du bassin, mais sont inaccessibles par des repères externes et nécessitent l'utilisation de techniques d'imagerie médicale souvent effractives comme la radiographie. Plusieurs études caractérisant l'orientation 3D du bassin définissent un référentiel propre au bassin. Bell et al. (1990) définissent ce référentiel par les EIAS et les EIPS; d'autres utilisent les EIAS et la symphyse pubienne pour définir un autre référentiel pelvien (Manary et al., 1994; Reed et al., 1999). Selon la norme ISO 16840, les EIAS, les EIPS et l'estimation du centre de rotation de la hanche (CRH), sont nécessaires pour orienter dans l'espace le bassin. Toutefois, les EIPS sont inaccessibles

en fauteuil roulant, et l'identification de la symphyse pubienne peut être source de gêne et d'inconfort pour les patients.

Différentes techniques ont été développées afin de mesurer la déformation de la surface de l'assise, et donc la forme du fessier : 1- usage de potentiomètres pour mesurer la déformation verticale de l'assise et obtenir une représentation 3D de la surface déformée (Brienza et al., 1993a, 1993b, 1996; Sprigle et Schuch, 1993), 2- usage de l'échographie (Kadaba et al., 1984; Levine et al., 1990), 3- capteurs de déformation (Yamazaki, 1992; Li et al., 2000, 2004), 4- matrice de sondes (Chang et al., 1996). Ces techniques ont principalement été développées afin d'établir des formes génériques de déformation d'assise pour la conception de coussins mieux adaptés pour la réduction de pression. Selon Levine et al. (1990), l'analyse de la déformation du fessier représente une façon plus directe que les pressions pour mesurer l'effet des forces externes, les propriétés mécaniques des tissus mous et l'interaction avec le coussin. Par contre, ces techniques ne permettent pas d'évaluer l'orientation des segments corporels ou la posture.

1.3.4.4 Analyse du confort

Le confort représente un sentiment propre à chaque personne. Slater et Thomas (1985) et Shen et Vértiz (1997) définissent le confort comme étant un état plaisant, où règne l'harmonie entre l'individu et l'environnement, tant au niveau psychologique (état de bien-être et de satisfaction), physiologique (bonne santé), que physique (aspects négatifs liés à l'environnement). Selon Shen et Vértiz (1997), l'absence d'inconfort ne définit

pas l'état de confort. Ces notions de confort et d'inconfort rapportées par les usagers restent toutefois difficilement quantifiables. Certains travaux ont permis de déterminer des paramètres objectifs et subjectifs permettant de les quantifier. Différents outils d'analyse (par exemple, le WcS-DAT rapporté dans Crane et al., 2004, ou le QUEST rapporté par Demers et al., 2002) permettent de quantifier subjectivement sous forme de notes d'appréciation le confort et l'inconfort. Ainsi, différents critères liés au confort peuvent être évalués : appréciation générale du confort, absence d'inconfort, absence de douleur, zones corporelles de confort, appréciation du fauteuil et de ces composants, stabilité, relaxation, état de bien-être, éveil, aspect social (Crane et al., 2004; Lee et Ferraiuolo, 1993; Zhang, 1996). L'inconfort peut être évalué selon les critères suivants : douleurs, engourdissement, fatigue, anxiété, besoin de mouvement, points de pression, sensation de froid ou d'humidité, incapacité à la concentration, instabilité, environnement (Crane et al., 2004; Zhang, 1996).

Différents paramètres objectifs ont été utilisés pour quantifier le confort, particulièrement pour l'industrie automobile : pression à l'interface usager-siège, activité musculaire, courbures lombaires et thoraciques, température, vibration, densité de la mousse du siège, l'anthropométrie et la démographie des individus, l'apparence du siège (Ebe et Griffin, 2000, 2001; Fenety et al., 2000; Gyi et Porter, 1999; Kolich et Taboun, 2004; Pywell, 1993; Shen et Vértiz, 1997). Bien que l'analyse des pressions soit souvent utilisée, certains auteurs démontrent que le confort et les pressions d'assise sont faiblement ou non corrélés (Gyi et Porter, 1999; Lee et Ferraiuolo, 1993).

1.4 Le repositionnement

Le repositionnement consiste en la variation dans l'espace de la posture assise. Le repositionnement est recommandé pour les personnes en fauteuil roulant qui ne ressentent pas la douleur due à une posture assise prolongée ou sont incapables d'effectuer seul un changement de posture. Il permet d'abord de soulager les ischions en redistribuant les pressions, et diminuer ainsi le risque de la formation de plaies de pression, l'inconfort et la douleur. Selon Coggrave et Rose (2003), les changements de posture doivent avoir une durée minimum d'environ 2 minutes afin que le taux d'oxygénation des tissus comprimés revienne à un niveau acceptable. Le repositionnement permet également de réguler la température et l'humidité sous le fessier, de prévenir la surcharge des muscles de la hanche et de réduire la pression des disques intervertébraux (Zacharkow, 1988).

Le repositionnement peut être soit mécanique soit physique. Dans ce dernier cas, le repositionnement est réalisé par des flexions antérieures et latérales du tronc. Le repositionnement mécanique est obtenu par la variation de l'angle de bascule (dossier et assise solidaires), de l'angle siège-dossier, de l'angle de l'assise, de l'angle et de la hauteur des supports de jambes. Ces changements sont conseillés par les cliniciens afin d'augmenter la stabilité, favoriser un meilleur alignement postural et améliorer les fonctions physiologiques (Allard, 1998; Cooper, 1995). La Figure 1.10 présente de façon schématique différents types de repositionnement. La Figure 1.11 montre un exemple de fauteuil roulant motorisé en position de bascule (Figure 1.11a) et de dossier

incliné (Figure 1.11b). La Figure 1.11c montre les systèmes de bascule selon la position de l'axe de rotation (Ward, 1994). Un axe de rotation postérieur hausse la hauteur des genoux, pouvant parfois nuire aux différentes fonctions physiques de l'utilisateur, mais permet une augmentation de la portée antérieure et de la visibilité. Un axe de rotation central permet de mieux distribuer la répartition du poids du corps par rapport au fauteuil, mais augmente légèrement la hauteur des genoux. Un axe de rotation antérieur permet de garder une hauteur constante des genoux, mais diminue la portée antérieure.

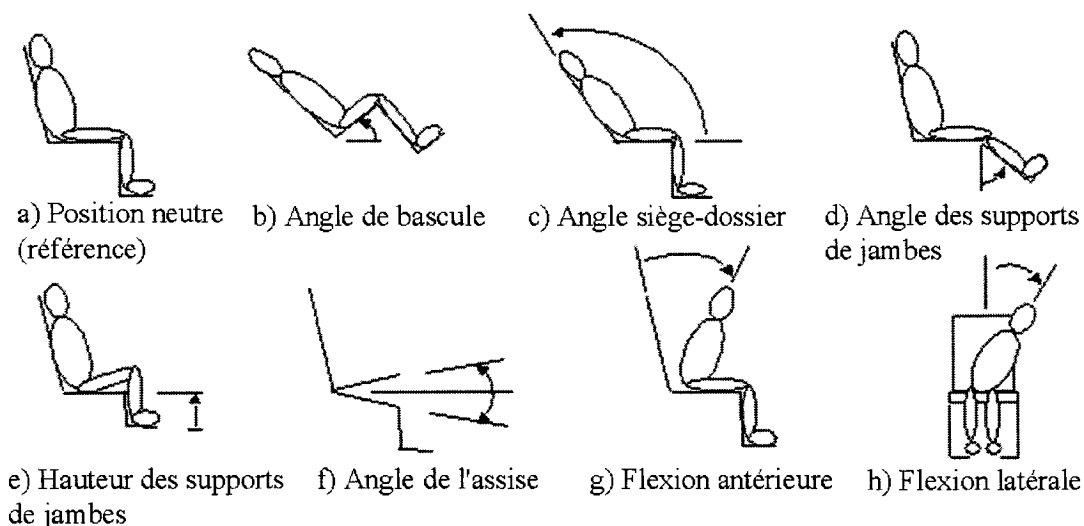


Figure 1.10- Différents types de repositionnement

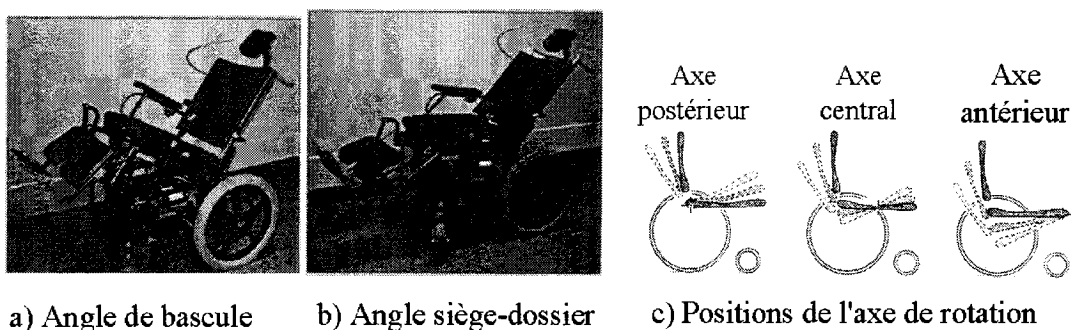


Figure 1.11- a) bascule du fauteuil (Letts, 1995), b) fauteuil avec augmentation de l'angle siège-dossier (Letts, 1995) et c) trois positions de l'axe de rotation (Ward, 1994)

Certains systèmes complexes, réservés pour les usagers avec de grandes complications et besoins particuliers, permettent une inclinaison latérale de l'ensemble du fauteuil (Ward, 1994). D'autres systèmes permettent aussi de descendre uniquement la partie arrière de l'assise, sans modifier l'inclinaison de la partie avant, afin de soulager les ischions (Makhsous et al., 2003). Edlich et al. (2004b) font mention de nouveaux fauteuils motorisés, encore peu répandus et très coûteux, permettant au sujet de maintenir une position debout statique; cette posture permet de réduire les pressions et d'augmenter globalement les fonctions physiologiques. Le type de repositionnement dépend du handicap de la personne assise (tonus musculaire, niveau de lésion vertébrale, capacité mentale) et peut nécessiter l'aide d'un tiers pour être effectué.

Selon Coggrave et Rose (2003), les flexions antérieures et latérales sont d'abord conseillées, suivi de la bascule du fauteuil ($> 65^\circ$), pour soulager les tissus mous. La modification de l'angle siège-dossier influence la fonction cardio-pulmonaire, l'alignement du corps, la portée des mains, le tonus musculaire, la vision et la distribution de pression (Ball, 1997; Ward, 1994). L'augmentation ou la diminution de l'angle de bascule peut être utilisée dans 1- les cas où des changements fréquents de posture sont nécessaires (faible endurance à la position droite, redistribution des pressions, augmentation du confort, insuffisance respiratoire), 2- les cas de maladies dégénératives, 3- l'accomplissement de certaines tâches, comme le travail à l'ordinateur, les repas, le repos ou les transferts (Ball, 1997; Hardwick et Feichtinger, 1995; Hastings

et al., 2003; Ward, 1994; Zoras, 1995). Un angle de bascule de 30° est nécessaire pour améliorer le contrôle postural alors qu'un angle de bascule 45° est conseillé pour effectuer une redistribution efficace des pressions (Zoras, 1995). Bien que fréquemment utilisés par les personnes ayant de grandes limitations dans leur mouvement ou ayant une instabilité posturale, les systèmes à bascule variable sont également utilisés dans une autre optique par des usagers sportifs présentant un bon tonus du tronc et des membres supérieurs. Dans ce dernier cas, la variation de l'angle de bascule permet de déplacer et positionner volontairement le corps en rapport avec la gravité, le fauteuil et l'environnement, afin d'améliorer la propulsion et la manœuvrabilité (Ward, 1994).

Une étude réalisée par Lacoste et al. (1999, 2003) démontre que 97.5% de la population étudiée (adultes atteints de divers handicaps : sclérose, dystrophie, lésions médullaires, etc.) utilisent les systèmes de repositionnement mécanique d'angle siège-dossier et de bascule chaque jour. Bien que ces mécanismes de repositionnement soient conseillés pour optimiser principalement le plan physiologique des personnes assises, la majorité des utilisateurs (70%) les emploie pour des raisons de confort et de repos; 33% les utilisent pour prévenir les escarres, améliorer la respiration et faciliter la propulsion, alors que 60% les emploie pour optimiser la posture et que moins de 50% les utilisent pour des raisons physiologiques. Dans une étude réalisée avec 16 sujets tétraplégiques ayant un fauteuil motorisé avec bascule, Burns et Betz (1999) rapportent que les sujets réalisent un repositionnement en moyenne toutes les 19 minutes (5-30 minutes).

Pour une population ayant une instabilité posturale importante, un problème lié au repositionnement réside dans le fait que la posture modifiée peut devenir instable; un glissement peut également survenir, entraînant l'augmentation des forces de cisaillement, le déclenchement de spasmes et le plissement des vêtements (Burns et Betz, 1999; Cooper, 1995; Ward, 1994). Trefler et Taylor (1991) mentionnent que l'augmentation de l'angle de dossier ou de bascule peut entraîner notamment chez certains patients une augmentation du tonus des muscles extenseurs du tronc. Différentes recherches ont été effectuées afin d'évaluer les effets du repositionnement sur les pressions et la posture; les résultats de ces études sont discutés aux sections 1.4.1 et 1.4.2.

1.4.1 Le repositionnement et les pressions

Plusieurs recherches ont permis d'évaluer les effets du repositionnement sur les pressions observées. Les résultats des différents travaux ont permis de constater que les flexions antérieures du tronc (30-50°) entraînent les plus grandes réductions des pressions d'assise, comparativement aux flexions latérales du tronc (15-20°), à l'augmentation de l'angle de bascule ou à l'augmentation de l'angle siège-dossier (Henderson et al., 1994; Hobson, 1992; Koo et al., 1996; Vaisbuch et al., 2000). Par ailleurs, l'augmentation de l'angle de bascule permet une plus grande réduction des pressions moyennes et maximales, comparativement à l'augmentation de l'angle siège-dossier. Toutefois, ces diminutions sont observées pour un seuil de bascule, variable selon les études : 15° selon Aissaoui et al. (2001c), 20° selon Hobson (1992), 25° selon Spijkerman et al. (1995), 30° selon Pélissier et al. (1997) et 65° selon Henderson et al.

(1994). L'augmentation seule de l'angle siège-dossier n'entraîne pas ou peu de changement significatif pour la pression maximale (Stinson et al., 2003b); une diminution de 6% de la pression moyenne est notée pour un angle de 120° (Aissaoui et al., 2001c). La combinaison de l'augmentation de l'angle de bascule et de dossier permet de plus grandes réductions de pression (Aissaoui et al., 2001c; Vaisbuch et al., 2000). Le tableau A3.1 en annexe présente les études réalisées sur les changements de pression observés suite aux modifications d'angle siège-dossier et de bascule; le tableau A3.2 présente les études sur l'inclinaison de l'assise et l'angle des supports de jambes.

Janssen-Potten et al. (2000) ont démontré, par l'analyse du déplacement du centre de pression, que l'augmentation de l'angle de bascule (de 0° à 7° et 12°) et de l'angle de dossier (de 100° à 112°) permet d'augmenter la stabilité assise lors d'exercices de pointage, chez des sujets sains ou des sujets ayant un bas niveau de lésion médullaire.

Goossens et Snijders (1994) déterminent les combinaisons d'angles de dossier et d'assise nécessaires pour ne pas avoir de cisaillement sur l'assise, par exemple un dossier à environ 104° et une assise inclinée à environ 12°. Gilsdorf et al. (1990) remarquent une augmentation des forces normales et des forces de cisaillement lors du retour à la position initiale suite à une augmentation d'angle de dossier, contrairement à Péliissier et al. (1997) qui ne trouvent pas de changement dans les pressions normales.

L'augmentation de l'angle de l'assise (inclinaison postérieure), sans changement au dossier, provoque une augmentation des pressions maximale et moyenne au niveau des ischions; une inclinaison antérieure de l'assise entraîne une diminution des pressions sous les ischions mais une augmentation sous les cuisses (Bogie et Bader, 1987; Gilsdorf et al., 1990). Par contre, l'inclinaison de l'assise (axe de rotation antérieur) sans modification au dossier ne modifie pas significativement les paramètres mécaniques de pression (Maurer et Sprigle, 2004). L'élévation des supports de jambes entraîne une augmentation des pressions sous les ischions, car les cuisses sont moins en contact avec l'assise; l'utilisation de supports de jambes compensatoires (ayant un axe de rotation mobile) est alors conseillée (Aissaoui et al., 2000).

Certaines différences peuvent être notées entre les résultats des études, notamment au niveau de l'angle de bascule nécessaire pour obtenir une réduction significative des pressions ou l'effet de l'augmentation de l'angle siège-dossier. L'utilisation de coussins différents, l'étude sur des populations variées et la plage diversifiée d'angles de repositionnement effectués peuvent expliquer le manque de concordance entre les différentes études. Koo et al. (1996) ont notamment démontré qu'il existe une plus grande variabilité des pressions chez la population handicapée comparativement à une population saine, pouvant ainsi affecter les résultats.

1.4.2 Le repositionnement et la posture

Par définition, le repositionnement modifie la posture de la personne assise. Par contre, il est important de pouvoir quantifier ces changements de posture d'autant plus que l'évaluation du positionnement diffère selon le point de vue de l'examineur ou du patient (Alm et al., 2003). Différentes études de domaines variés ont porté sur les changements de posture, tant pour des sujets handicapés que pour des sujets sains. Le Tableau 1-1 présente un résumé des travaux touchant différents aspects du repositionnement en position assise.

L'étude préliminaire réalisée par Lalonde et al. (1999) est détaillée en annexe 4. Les résultats des diverses études démontrent que les modifications imposées au fauteuil ne sont pas équivalentes aux changements corporels observés. Ainsi, une augmentation de l'angle siège-dossier n'entraîne pas une augmentation égale de l'angle de bascule du bassin ou de la hanche (Lalonde et al., 1999; Nwaobi et al., 1988); par contre, Andersson et al. (1979) montrent, par radiographie, que l'augmentation de 30° (80° à 110°) de l'angle siège-dossier provoque une augmentation similaire de la bascule pelvienne. La contradiction entre les résultats de Andersson et al. (1979) avec ceux de Lalonde et al. (1999) et Nwaobi et al. (1988) peut possiblement être due au fait que ces deux dernières études ont analysé la posture externe des patients contrairement à la posture interne étudiée par Andersson et al. De plus, la variation de l'angle siège-dossier réalisée par Andersson et al. (1979) est inférieure aux variations imposées par Lalonde et al. (1999) et Nwaobi et al. (1988).

Tableau 1-1- Influence du repositionnement sur la posture en position assise (2 pages)

Auteurs	Méthodologie	Résultats
Alm et al. (2003)	30 sujets BM* - Méthode : photographie et marqueurs cutanés, questionnaire sur le confort - Repères : EIAS, SCrI, GT - Positions : droite et avachie, sur une surface plane et dans un fauteuil roulant	- Faibles différences pour la bascule du bassin (6°) entre les positions droite et avachie dans le fauteuil roulant - Différence entre l'évaluation du positionnement par le clinicien et la perception des sujets
Hastings et al. (2003)	14 sujets BM - Méthode : photographie numérique - Positions : trois fauteuils, avec différents angles d'assise (0°, 3.6° et 14°), avec dossier perpendiculaire au sol	L'augmentation de l'angle d'assise permet d'augmenter la portée et favorise un meilleur alignement postural du haut du dos dans le plan sagittal
Makhsous et al., (2003)	15 sujets sains - Méthode : radiographie - Paramètres : pente sacrée, courbure lombaire, hauteur intervertébrale - Positions : avec ou sans support sous les ischions, et avec ou sans support lombaire	- La suppression de l'assise sous les ischions uniquement entraîne une rotation antérieure du bassin, une ↑ des distances intervertébrales et une ↑ de la courbure lombaire. - Ressemblance avec une posture debout
Janssen-Potten et al., (2001)	10 sujets sains, 20 sujets BM - Méthode : localisateur 3D optique - Repères : T10, T12, L2, L4, EIPS, EIAS, GT, condyle fémoral (marqueurs passifs) - Positions : assise 0° et antérieure -10° - Étude de la stabilité lors d'exercices de pointage	- Sujets sains : plus de flexion du tronc et plus de mouvement du bassin - Inclinaison antérieure de l'assise : pas de changement significatif de la bascule du bassin, pas ↑ significative de la stabilité lors du pointage, glissement antérieur du bassin
Aissaoui et al., (2001)	10 sujets sains - Coussin multicouches - Méthode : localisateur 3D mécanique - Repères : acromion, GT, condyle fémoral, - Positions : Bascule: 0°, 15°, 30°, 45° Dossier: 90°, 100°, 110°, 120°	↑ angle dossier : déplacement de l'acromion vers le bas du dossier et déplacement du GT vers l'arrière de l'assise
Aissaoui et al., (2000)	10 sujets sains - Méthode : localisateur 3D optique - Repères : C7, acromion, SCrI, EIAS, condyle fémoral, GT, malléole, appendice xiphoïde, fourchette sternale, tête du péroné - Positions : élévation du support de jambe avec supports conventionnel ou compensatoire	Support conventionnel : l'élévation du support entraîne un changement de flexion de la hanche, de l'angle des cuisses, de la rotation transverse du bassin
Lalonde et al., (1999)	12 sujets BM - Coussin mousse plat - Méthode : localis. 3D opt. (marqueurs passifs) - Repères: GT, EIAS, SCrI, acromion - Positions : Bascule: 0°, 25°, 35° Dossier: 100°, 120° Séquences aller-retour	↑ angle dossier : ↑ moins grande de la bascule postérieure du bassin ↑ angle de bascule: ↑ 5° de la bascule postérieure du bassin - Séquence aller-retour: aucun changement significatif
Koo et al., (1996)	8 sujets sains, 6 sujets BM - Coussin mousse et Roho - Méthode : pointeur 3D magnétique - Paramètres : obliquité par les EIAS, inclinaison sagittale (EIAS et Coccyx) - Positions : flexion antérieure du tronc 45° et flexion latérale du tronc 20°	- Plus grande variabilité de l'obliquité chez les sujets BM; sujets BM présentent un bassin en bascule postérieure par rapport aux sujet sains - Flexion latérale du tronc : ↑ bascule postérieure du bassin chez les sujets BM - Flexion antérieure du tronc : bascule antérieure moins importante du bassin; les sujets sains ont un plus grand mouvement du bassin

Auteurs	Méthodologie	Résultats
Black et al., (1996)	• 30 sujets sains • Méthode : pointeur 3D et inclinomètre électronique • Repères : point milieu entre le nez et la lèvre supérieure, mastoïde, fourchette sternale, T1, L1, S2, EIAS • Paramètres : inclinaison cervicale, courbure lombaire, courbure lombaire, inclinaison du bassin. • Positions : confortable, avachi, droit, flexion antérieure du tronc 10° • Pas de dossier	• Peu de changements dans l'orientation de la tête entre les positions • Position avachie : bassin incliné vers l'arrière, extension cervicale, flexion lombaire • Position droite : bassin incliné vers l'avant, flexion cervicale, extension lombaire • Flexion antérieure : rotation antérieure du bassin • Corrélations entre courbure lombaire et l'angle cervical • Les 3 positions influencent significativement l'orientation du bassin
Hobson et Tooms, (1992)	• 10 sujets sains, 12 sujets BM • Méthode : radiographie • Paramètres : 14 paramètres géométriques • Positions : flexion latérale du tronc 15° et flexion antérieure du tronc 30°	• Position neutre : bascule postérieure du bassin des sujets BM par rapport aux sujets sains (+15°), avec positionnement antérieur des ischions • Flexion antérieure : rotation antérieure du bassin plus petite; rotation sujets BM > sujets sains • Flexion antérieure : déplacement postérieur des ischions • Obliquité pelvienne plus grande chez les sujets BM
Nwaobi et al., (1988)	• 6 sujets sains et 12 sujets avec paralysie cérébrale (légère et sévère) • Méthode : goniomètre (angle de la hanche) • Positions : angle siège-dossier de 60° à 130°, par incréments de 10°	• L'angle du dossier n'est pas égal à l'angle de la hanche • Plus l'angle de dossier augmente, plus la différence entre l'angle de la hanche et l'angle dossier diminue • Les différences entre les angles dépendent du diagnostic de la personne assise
Bogie et Bader, (1987)	• 5 sujets sains • Coussin mousse • Méthode : Rasterstéréographie • Paramètre : flexion lombaire • Positions : assise antérieure -10° à postérieure +20°, dossier fixe ou variant avec l'assise	• Dossier fixe, assise de 0° à 20°: ↓ courbure lombaire • Dossier variable, assise de 0° à 20°: ↑ bascule postérieure du bassin et ↑ courbure lombaire • Inclinaison assise de 0° à -10°: ↑ courbure lombaire
Bendix, (1984)	• 10 sujets sains • Méthode : inclinomètre • Repères marqués : milieu du sacrum, L4, T6, T2, EIAS, os occipital, milieu entre EIPS • Paramètres: inclinaison du bassin, courbure lombaire, cervicale, globale • Positions : assise antérieure -5° et postérieure +5° (axe central), 3 hauteurs de dossier	• Inclinaison antérieure 5°: ↑ courbure lombaire et légère bascule antérieure du bassin • Chaises de bureau
Andersson et al., (1979)	• 38 sujets sains • Méthode : radiographie latérale • Paramètres : courbure lombaire, pente sacrée • Position : debout, assise avec ou sans dossier Angles de dossier : 80°, 90°, 100°, 110° 4 tailles de support lombaire, 3 positions	• ↑ angle du dossier : peu de changement de la lordose, mais ↓ de la pente sacrée • ↑ de la taille de l'appui lombaire : ↑ de la lordose et ↑ pente sacrée • Hauteur de l'appui : peu d'effet sur la lordose

* BM : blessés médullaires

Une augmentation de l'angle de bascule du fauteuil, sans un changement de l'angle siège-dossier, entraîne une légère augmentation de la bascule du bassin (Lalonde et al., 1999). Par contre, aucun changement de posture n'a été noté lors d'une séquence aller-retour (Lalonde et al., 1999).

Une flexion antérieure du tronc entraîne une bascule antérieure moins importante du bassin. Ainsi, Hobson et Tooms (1992) montrent par radiographie qu'une flexion antérieure de 30° entraîne une rotation antérieure du bassin de 8° chez des sujets sains et 12° chez des blessés médullaires. D'après les résultats de Koo et al. (1996), une flexion antérieure de 45° du tronc entraîne une rotation antérieure du bassin entre 12-14° chez des sujets sains et 5.6-7.2° chez des blessés médullaires, selon le type de coussins utilisé. Par contre, selon Koo et al. (1996), les sujets sains présentent un plus grand mouvement du bassin que des blessés médullaires (BM) lors d'une flexion antérieure, alors que selon Hobson et Tooms (1992), ce mouvement entraîne une rotation antérieure du bassin un peu plus grande chez les sujets handicapés que chez des sujets sains, même si ces derniers présentent une bascule antérieure plus grande. Les différences peuvent venir du fait que Hobson et Tooms (1992) ont analysé directement les repères internes du bassin par l'utilisation de la radiographie, alors que Koo et al. (1996) ont analysé la position de repères externes différents (ELIAS et coccyx). Dans ce dernier cas, l'épaisseur des tissus mous peut avoir influencé la numérisation des repères et donc les résultats. Les différences (artefacts) entre les repères internes et externes dues aux tissus mous sont discutées à la section 1.8.

Aissaoui et al. (2001c) ont montré que l'augmentation de l'angle siège-dossier ou de l'angle de bascule entraîne un déplacement vers le bas de l'acromion et un déplacement vers l'arrière des grands-trochanters, indiquant que la personne assise n'a pas tendance à glisser vers l'avant du fauteuil. Par contre, le déplacement du bassin n'a pas été évalué. Sprigle et al. (2003b) ont démontré que la posture influence la fonction des membres supérieurs chez des usagers avec lésions médullaires; ainsi, un bassin en bascule postérieure augmente la stabilité, permettant des mouvements plus grands des bras. Selon les auteurs, la hauteur du dossier n'influence pas directement la stabilité assise lors d'exercices de pointage. Selon Hastings et al. (2003), la portée est augmentée avec une augmentation de l'angle de l'assise (sans modification au dossier); un meilleur alignement postural des vertèbres cervicales et thoraciques est également noté.

D'autres domaines s'intéressent également à la posture assise chez des personnes non handicapées, notamment pour le positionnement sur des chaises de bureau. Ainsi, la courbure lombaire est améliorée par l'inclinaison antérieure de l'assise et par l'utilisation d'un appui lombaire (Andersson et al., 1979; Bogie et Bader, 1987). Bendix (1984) ont montré que l'inclinaison antérieure de 5° de l'assise entraîne une légère rotation antérieure du bassin chez des sujets sains; par contre, Janssen-Potten et al. (2001) ont montré que l'inclinaison antérieure de 10° de l'assise n'entraîne pas la rotation antérieure du bassin, chez des sujets sains et des blessés médullaires. Les divergences peuvent résulter des différentes méthodes utilisées (localisateur 3D optique, inclinomètre, pointeur) ; les artefacts dus aux tissus mous n'ont pas été pris en compte

dans les études, ce qui peut avoir influencé les résultats. Différents dossiers ont également été utilisés entre ces trois études. Makhsous et al. (2003) remarquent que la suppression de la partie arrière de l'assise, soulageant ainsi les ischions, permet d'avoir une posture assise semblable à une posture debout; par contre, ce positionnement pourrait entraîner des douleurs au niveau de la hanche.

Malgré ces études, les effets du repositionnement sur la posture sont encore peu connus, soit parce que 1) peu de variations dans les configurations du fauteuil ont été étudiées, 2) parce que l'orientation 3D des structures n'a pas été étudiée, 3) parce que les études ont été réalisées avec des sujets non handicapés, ou soit 4) parce que des repères externes ont été étudiés. Ces points sont détaillés ci-dessous :

1. Configuration du fauteuil : pour les personnes ayant de grandes limitations de mouvement ou d'instabilité, les systèmes de repositionnement de bascule et d'angle siège-dossier sont utilisés. Selon Zoras (1995), une bascule de 45° est recommandée pour avoir un transfert de poids efficace; seulement deux études (Aissaoui et al., 2001c; Lalonde et al., 1999) étudient l'influence de bascules élevées de 35° et 45°, par des repères anatomiques externes. De plus, la majorité des études sur l'angle siège-dossier portent sur un angle inférieur ou égal à 120°; or, d'après les résultats sur la variation de pressions (section 1.4.1), l'augmentation de l'angle siège-dossier à 120° n'apporte pas ou peu de changement des paramètres mécaniques calculés à partir des pressions.

2. Orientation 2D et 3D : la majorité des études ne considèrent principalement que le plan sagittal pour orienter le bassin (Aissaoui et al., 2001c; Andersson et al., 1979; Bendix, 1984; Black et al., 1996; Bogie et Bader, 1987; Knight, 1993; Nwaobi et al., 1988); quelques études analysent en plus le plan frontal (Hobson et Tooms, 1992; Koo et al., 1996; Lalonde et al., 1999). Or, le bassin étant une structure tridimensionnelle, il est important de l'analyser selon les trois plans du corps, car tout changement de posture dans un plan donné est susceptible de modifier l'orientation du bassin dans les autres plans, spécialement chez des patients handicapés qui n'ont plus de tonus musculaire. Par exemple, Koo et al. (1996) démontrent qu'une flexion latérale entraîne une augmentation de la bascule postérieure du bassin chez les sujets handicapés. De plus, le bassin ne présentant pas une symétrie parfaite par rapport au plan sagittal, des déplacements 3D peuvent survenir et doivent être mesurés ; ce point est d'autant plus pertinent chez une population handicapée ayant des difformités squelettiques pelviennes ou rachidiennes. L'étude du mouvement 3D du bassin permettrait de mieux comprendre les changements de posture imposés.

3. Populations handicapée et non handicapée : les résultats issus des études réalisées sur des sujets sains ne sont pas nécessairement applicables à une population handicapée. Hobson et Tooms (1992) montrent des différences significatives entre l'alignement postural d'un groupe de blessés médullaires et un groupe témoin. Dans la position neutre, les blessés médullaires ont un bassin incliné postérieurement

d'environ 15° par rapport aux sujets sains, entraînant un déplacement antérieur des ischions; les sujets handicapés montrent également une plus grande obliquité. Les blessés médullaires ont une plus grande variabilité de l'obliquité pelvienne que les sujets sains (Koo et al., 1996). Knight (1993) montre une importante variabilité de l'angle lombaire entre des sujets à lésions médullaires.

4. Repères internes et externes : Plusieurs études caractérisent la posture par des repères anatomiques externes (Aissaoui et al., 2001c; Bendix, 1984; Black et al., 1996; Bogie et Bader, 1987; Koo et al., 1996; Nwaobi et al., 1988). Or, les techniques utilisant des repères externes peuvent présenter des artefacts liés à l'épaisseur des tissus mous et à leurs déplacements par rapport aux structures internes, selon la région du corps. Peu de travaux ont permis d'étudier les corrélations et les relations entre les repères internes et externes du bassin, pourtant essentielles afin de pouvoir utiliser des mesures externes. Ce sujet sera discuté à la section 1.8.

Pour toutes ces raisons, l'un des objectifs de ce projet de doctorat sera d'évaluer les effets du repositionnement sur les changements d'orientation 3D interne du bassin, suite à la variation de l'angle siège-dossier et de l'angle de bascule, chez des usagers de fauteuil roulant.

1.5 Techniques d'imagerie médicale

Les techniques d'imagerie médicale permettent de visualiser les structures anatomiques internes. Trois phénomènes physiques regroupent ces techniques (Péria, 1996; Taylor et al., 1996): 1- la transmission de rayons X (radiographie, fluoroscopie, tomodensitométrie X), 2- l'émission (imagerie nucléaire, IRM) et 3- la réflexion (échographie). Quelques techniques d'imagerie médicales sont expliquées dans les paragraphes qui suivent.

1.5.1 Les rayons X

La radiographie, la fluoroscopie et la tomodensitométrie X sont des techniques effractives basées sur le principe de la transmission des rayons X au travers le corps. La radiographie permet d'obtenir une image 2D d'un corps, dans des conditions statiques. Les rayons X sont partiellement absorbés par les différentes structures anatomiques ; l'atténuation du faisceau incident permet alors de déterminer la composition du corps analysé. Comparativement à la radiographie conventionnelle (où l'image est affichée sur un film photographique), la radiographie numérique (image numérique) permet de réduire les coûts ainsi que la dose de radiation administrée au patient (Macovski, 1983). En fluoroscopie, l'image obtenue est affichée en temps réel sur un écran permettant ainsi la visualisation du mouvement des structures comme le cœur (Macovski, 1983). La tomodensitométrie X (TDM ou ct-scan) permet l'acquisition d'une série de plans (ou coupes) d'un corps, afin d'étudier un volume. Une coupe est construite à partir d'un

ensemble de projections de rayons X prises à différentes orientations autour d'un plan (Buthiau et al., 1992; Macovski, 1983; Manelfe, 1989 ; Taylor et al., 1996).

1.5.2 L'imagerie par résonance magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est issue du phénomène physique de la résonance magnétique nucléaire (RMN) qui consiste à étudier les modifications de l'aimantation des noyaux atomiques d'un corps (particulièrement les protons d'hydrogène) soumis à deux champs magnétiques : un champ statique B_0 et un champ électromagnétique tournant B_1 (Alaux, 1994; Desgrez et al., 1989; Kastler et al.; 1997; Manelfe, 1989; Roy et al., 1989). Sous l'influence d'un champ magnétique constant B_0 , les moments nucléaires des protons s'orientent, créant ainsi un vecteur magnétique. Si un second champ B_1 de courte durée est appliqué, l'orientation initial des protons est perturbée. Cet état est instable, et dès l'arrêt de B_1 , les protons tendent à retrouver leur état d'équilibre initial : c'est le phénomène de relaxation RMN qui est capté et analysé.

Comme la TDM, l'IRM permet d'analyser un volume par l'acquisition de coupes parallèles. Le temps d'acquisition des images dépend de ce volume et peut être long; aucun mouvement du corps ne doit être effectué. Cette technique est très sensible aux objets métalliques (une attention doit être portée aux implants métalliques insérés dans le corps). Son absence de radiation ionisante, la qualité des informations anatomiques obtenues et l'obtention de coupes dans les trois plans de l'espace, placent l'IRM parmi les techniques d'avant-garde.

1.5.3 L'échographie

L'échographie est basée sur l'émission d'ondes ultrasonores par une sonde et l'analyse des signaux réfléchis à l'interface des différentes structures anatomiques (Bourgeois et al., 1995; Jouve, 1993; Macovski, 1983; Schmutz, 1993). L'onde réfléchi est recueillie par la sonde et peut être transformé en différents signaux. C'est une technique très utilisée dans l'investigation médicale de part sa simplicité technique, sa valeur diagnostique, son faible coût et son innocuité totale.

1.6 Techniques d'acquisition de données externes

En plus des techniques d'imagerie énoncées précédemment, d'autres technologies permettent d'obtenir des renseignements sur des structures anatomiques externes directement accessibles, dans des conditions statiques ou dynamiques: localisateurs 3D, instruments de mesure, topographie Moiré et rasterstéréographie RSG, photographie (Burdett et al., 1986; Lundberg, 1996; MacKenzie, 1996; Malagodi et al., 1994).

1.6.1 Les localisateurs 3D

Les localisateurs 3D (ou système d'analyse du mouvement, système de localisation) permettent d'obtenir la position et l'orientation de repères par rapport à une origine donnée, dans des conditions statiques ou dynamiques. Différents types de localisateurs peuvent être utilisés: les localisateurs mécaniques, les localisateurs optiques, les localisateurs électromagnétiques et les localisateurs acoustiques (Péria, 1996).

1.6.1.1 Les localisateurs mécaniques

Les localisateurs mécaniques (Figure 1-12a) sont constitués de bras articulés, c'est-à-dire de segments reliés entre eux par des articulations. Ces systèmes possèdent généralement entre 3 et 6 degrés de liberté. Des potentiomètres ou codeurs optiques sont montés sur chaque articulation ainsi que sur la pointe terminale du dernier segment. Connaissant la dimension de chaque segment et leur orientation dans l'espace, il est ainsi possible de localiser la pointe terminale par rapport à la base du localisateur. Certains systèmes permettent de définir une autre origine. Ces systèmes ont l'avantage d'être faciles à utiliser et présentent en générale une bonne précision (allant de ± 0.1 à 1 mm) ainsi qu'un temps d'acquisition court. Par contre, ces localisateurs peuvent être encombrants, le volume d'analyse est restreint, aucune acquisition simultanée d'un ensemble de points et aucune acquisition en dynamique ne peuvent être réalisées.

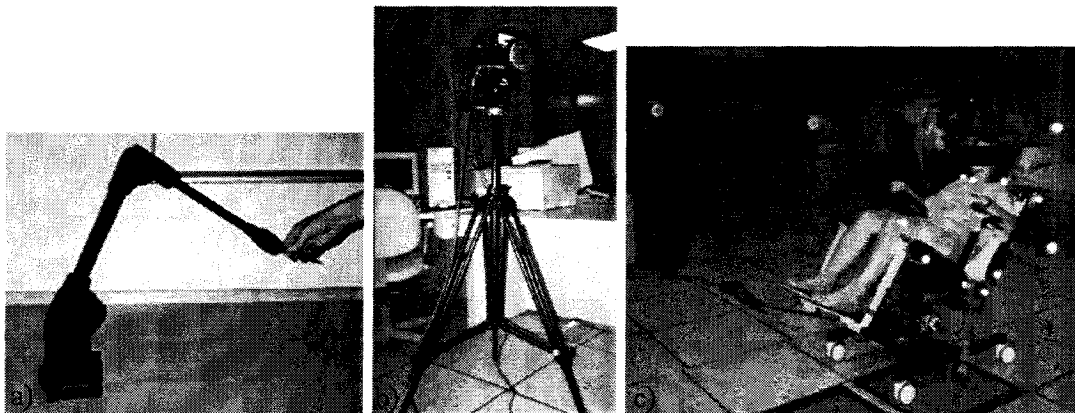


Figure 1-12- a) Localisateur mécanique Microscribe 3DL (Immersion corp.), b) Localisateur 3D optique à marqueurs passifs Motion Analysis (Motion Analysis inc.), c) exemple d'une installation expérimentale avec le Motion Analysis

1.6.1.2 Les localisateurs optiques

Les localisateurs optiques sont constitués de marqueurs passifs ou actifs disposés sur l'objet considéré et d'un ensemble de caméras vidéo. Les techniques de reconstruction photogrammétrique, discutées à la section 1.7, permettent d'obtenir la position 3D des repères. Les systèmes utilisant des marqueurs passifs (réfléchissants) utilisent au moins deux caméras vidéo standard 2D (Figure 1.12b et c). Chaque marqueur doit être vu par deux ou plusieurs caméras, afin de pouvoir obtenir sa position tridimensionnelle. La lumière réfléchie par les marqueurs est enregistrée par les caméras, et les coordonnées 3D du barycentre de chaque marqueur peuvent être calculées sur les images. L'avantage de ces localisateurs est qu'il n'existe aucune liaison physique (câbles de raccordement) entre les marqueurs et les caméras, contrairement aux localisateurs acoustiques, électromagnétiques et même les localisateurs optiques à marqueurs actifs.

Les localisateurs optiques à marqueurs actifs ou diodes infrarouges (par exemple, OptotrakTM, Northern Digital inc., Toronto, Canada) permettent de localiser un objet grâce à un ensemble de trois caméras CCD linéaires (Charge-Coupled Device), sensibles aux longueurs d'onde infrarouges émises par les diodes. Les marqueurs actifs sont fixés sur l'objet, puis activés de façon séquentielle par le système gérant le tout (Péria, 1996). Des marqueurs peuvent aussi être placés sur des objets indéformables (*rigid body*) afin de les localiser dans l'espace. Chaque caméra analyse un plan de l'espace tridimensionnel (Figure 1-13). Pour chaque projection, un point P est représenté par un

plan, perpendiculaire à la barrette. La position 3D du point P est donc déterminée par l'intersection des trois plans des caméras.

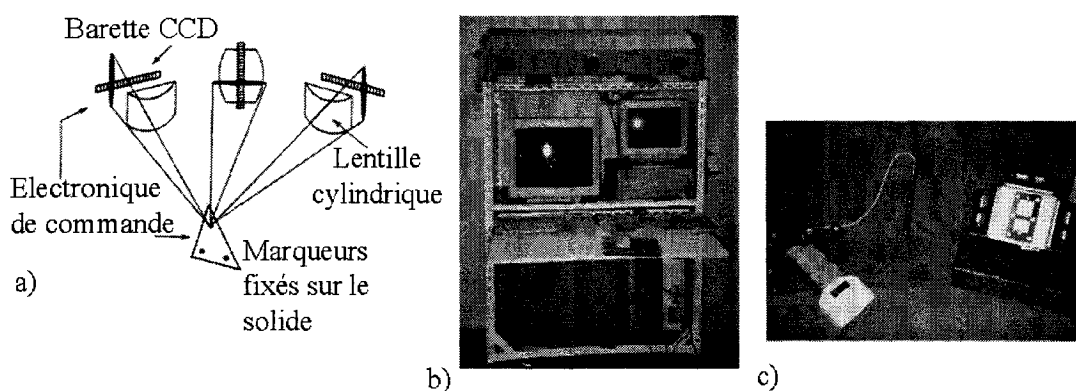


Figure 1-13- a) schéma d'un localisateur optique à marqueurs actifs (Péria, 1996), b) Optotrak, c) exemples de rigid bodies: sonde échographique, pointeur, référentiel (gauche à droite)

1.6.1.3 Les localisateurs électromagnétiques

Ces localisateurs sont constitués d'un émetteur à champ électromagnétique, placé dans le laboratoire, et de récepteurs, placés sur l'objet considéré. L'émetteur est constitué de trois bobines orientées orthogonalement entre elles, qui envoient un champ sinusoïdal dans une sphère environnante de quelques mètres. Chaque bobine définit une direction dans l'espace. Le récepteur est également constitué de trois bobines, qui génèrent un courant sous l'influence du champ magnétique transmis dans l'air. En fonction de l'intensité et de la direction du champ, il est possible de calculer la position et l'orientation des récepteurs par rapport à l'émetteur. L'inconvénient principal de ces capteurs est d'être sensibles aux objets métalliques dans la zone de travail;

l'encombrement dû aux câbles de connexion impose aussi des limites dans l'amplitude des mouvements exécutés (Lundberg, 1996).

1.6.1.4 Les localisateurs acoustiques

Ces localisateurs sont constitués d'émetteurs d'ondes ultrasonores, placés sur le corps à analyser, et de récepteurs, disposés sur une structure dont la géométrie est connue. Chaque émetteur est excité séquentiellement, et le temps requis à l'onde pour atteindre chaque récepteur est mesuré. Connaissant la vitesse de propagation des ondes dans l'air et la géométrie des récepteurs, les coordonnées 3D des émetteurs peuvent être calculées. La précision obtenue est de quelques millimètres. L'utilisation de câbles de connexion et les risques d'interférence avec des objets placés entre les émetteurs et les récepteurs, limitent les conditions expérimentales.

1.6.2 Instruments de mesure

Divers instruments de mesure peuvent être utilisés pour caractériser l'orientation ou les courbures des parties corporelles, tels que les inclinomètres, les goniomètres et les rubans à mesurer (Figure 1.14 a, b, c) . Ces techniques sont souvent utilisées pour analyser la courbure lombaire, l'inclinaison du bassin ou la flexion de la hanche. Ces instruments, utilisés dans des conditions statiques, sont généralement peu fiables par rapport à des mesures prises par radiographie; la variabilité des mesures dépend de la posture adoptée, et les mesures obtenues par ces instruments peuvent être influencées par le mouvement des tissus mous (Burdett et al., 1986).

1.6.3 Topographie Moiré et rasterstéréographie

La topographie Moiré et la rasterstéréographie (RSG) sont des méthodes basées sur la projection d'un patron lumineux connu sur une surface (Figure 1.14d). La rasterstéréographie nécessite la projection d'un quadrillage sur la surface; la déformation de ce dernier est enregistrée par une caméra. Connaissant la géométrie de l'installation par le biais d'un calibrage (relations mathématiques entre la source de lumière et l'objet), les projections peuvent être reconstruites en trois dimensions (Turner-Smith, 1988). Certains systèmes, comme le Inspeck (3D Captuor, Québec) permettent d'enregistrer la forme de l'objet et sa couleur, puis d'obtenir une modélisation de la surface.

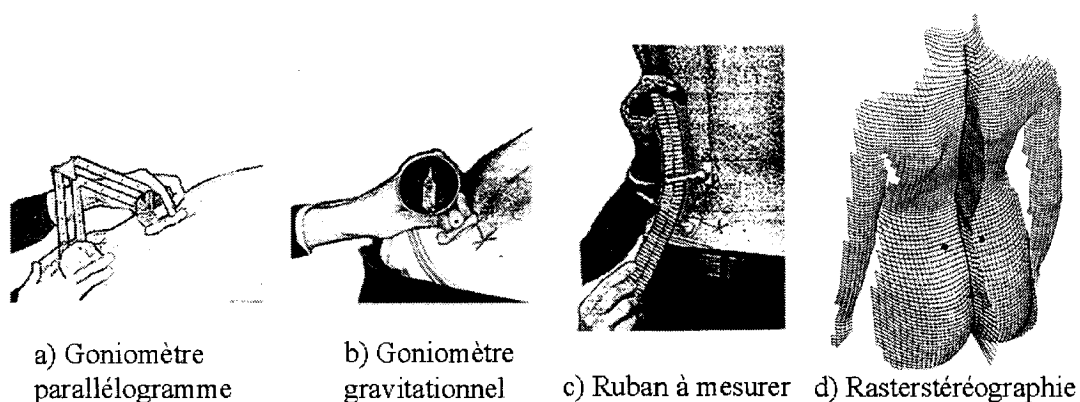


Figure 1.14- Exemples d'instruments de mesure et représentation rasterstéréographique du dos (adapté de Burdett et al., 1986, Drerup et Hierholzer, 1994)

1.6.4 Photographie

Des images photographiques ou vidéo peuvent également être prises afin d'analyser un objet en 2D ou en 3D; dans ce dernier cas, un minimum de deux vues est nécessaire pour permettre la reconstruction de l'objet (voir section 1.7).

1.7 Techniques de reconstruction 3D

Aux sections 1.5 et 1.6, différentes techniques permettant d'obtenir des informations anatomiques internes ou externes ont été présentées. Pour plusieurs techniques donnant des images en 2D (radiographie, localisateur optique, photographie), les informations recueillies doivent être traitées afin d'obtenir la reconstruction 3D de la structure anatomique étudiée.

1.7.1 Segmentation et mise en correspondance

La segmentation et la mise en correspondance sont des étapes essentielles dans le traitement des images (données brutes) afin d'obtenir la reconstruction 3D des structures. La segmentation permet d'identifier et d'isoler les structures anatomiques d'intérêt (repères, contours, régions). Trois types de segmentation peuvent être utilisés : 1- segmentation manuelle, entièrement réalisée par l'utilisateur 2- segmentation de bas niveau, basée sur l'information propre à chaque pixel (intensité, forme locale, texture, gradient) 3- segmentation de haut niveau, qui consiste à déformer mathématiquement des modèles afin de les faire correspondre à la structure désirée. La segmentation manuelle est subjective mais plus précise que les techniques automatiques et, en général, est considérée comme la référence. Toutefois, en fonction du nombre d'images à traiter, cette technique peut s'avérer très longue et fastidieuse.

Lorsque des images 2D radiographiques, photographiques ou optiques sont utilisées, la mise en correspondance, qui consiste à identifier les données ou primitives

correspondantes sur plusieurs images, est nécessaire (Brown, 1992; Styner et al., 2003; van den Elsen, 1993; Venaille, 1990). Différents critères peuvent être utilisés : 1- repères précis internes ou externes (collés sur la peau), arêtes, contours, régions, 2- attributs propres aux pixels (intensité, texture, gradient), 3- graphe, qui représente une description structurelle ou un réseau sémantique des images. Les techniques de reconstruction permettent ensuite de reconstruire en 3D les données désirées.

1.7.2 Reconstruction de projections

Lorsque plusieurs images 2D d'un corps sont obtenues, des techniques de triangulation géométriques liées à l'installation expérimentale peuvent être utilisées afin de reconstruire en 3D le corps, puis en déduire la taille, la forme et la position dans l'espace (principe appelé photogrammétrie). Deux classes de paramètres caractérisent l'installation, soit les paramètres d'orientation interne et externe (Carbonnell et al., 1979; Wolf, 1983). Les paramètres internes font référence à la distance focale f (pour des caméras), à la position du point principal (x_p, y_p) sur les projections, à la résolution, aux erreurs systématiques Δx et Δy (distorsions radiales et tangentielles des lentilles de caméras, distorsion des films). Les paramètres externes font référence à l'orientation 3D des projections (ϕ, ω, κ) et à la position des sources (X_o, Y_o, Z_o) par rapport à un référentiel global externe. La Figure 1.15 représente le cas général une installation radiographique. Selon Marzan (1976), une configuration optimale est obtenue lorsque les plans photographiques sont perpendiculaires entre eux ($\gamma = 90^\circ$).

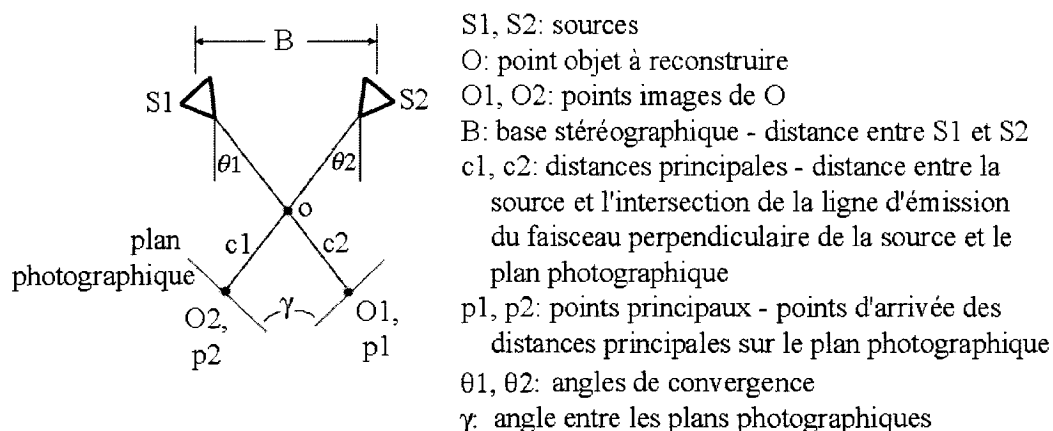


Figure 1.15- Installation radiographique

Lorsque les paramètres de l'installation ne sont pas connus, des méthodes dites analytiques permettent la reconstruction d'un objet (représenté par un nombre fini de points segmentés sur les images) par la résolution de relations mathématiques entre l'espace tridimensionnel de l'objet et l'espace bidimensionnel du plan de projection. Généralement, ces méthodes nécessitent un calibrage (utilisation d'un objet dont les coordonnées de points repères sont connues dans un référentiel propre), permettant ainsi de déterminer les paramètres de l'installation. Une fois ces derniers calculés, la reconstruction 3D de l'objet est optimisée par un algorithme itératif. Une méthode de reconstruction souvent utilisée, le Direct Linear Transformation (Carbonnell et al., 1979; Marzan, 1976; McGlone, 1989), consiste à résoudre des équations comportant 11 paramètres décrivant implicitement la géométrie de l'installation.

La précision de la reconstruction finale dépend, entre autres, de la précision du calibrage (complexité des relations géométriques utilisées, forme de l'objet de calibrage, nombre

de repères de calibrage) ainsi que de la précision de la mise en correspondance des repères anatomiques (Challis et Kerwin, 1992; Chen et al., 1994; Wood et Marshall, 1986). Il est recommandé d'avoir entre 16 et 20 repères de calibrage (Challis et Kerwin, 1992; Chen et al., 1994), d'avoir un objet qui englobe le volume expérimental plutôt qu'une forme complexe ayant des points de contrôle internes (Challis et Kerwin, 1992). La précision augmente avec l'augmentation de l'angle de convergence entre les deux caméras (Wood et Marshall, 1986), mais diminue avec l'augmentation de la distance à l'extérieur de l'objet de calibrage (Chen et al., 1994; Wood et Marshall, 1986). Stevens (1997) a démontré qu'une meilleure précision est obtenue si le nombre de projections utilisées est augmenté (4 optimal). D'autres méthodes de calibrage, dites méthodes en deux étapes, consistent à trouver une solution directe pour la majorité des paramètres de calibrage suivi d'une étape itérative pour l'optimisation des autres paramètres (Cheriet et al., 1999; Haigron, 1993; Tsai, 1987).

1.7.3 Reconstruction de coupes tomographiques

Les techniques d'imagerie telles que la TDM ou l'IRM permettent d'obtenir directement un volume par la superposition de coupes tomographiques préalablement segmentées. Par contre, le volume obtenu présente un manque d'information entre les coupes, affectant ainsi la résolution dans la direction longitudinale (i.e. direction des coupes). Afin d'augmenter la résolution longitudinale, différents types d'interpolations entre les coupes peuvent être utilisés: linéaire, trilineaire, bicubique, tricubique, quadratique, spline, *nearest neighbor*, *shape-based interpolation*, krigeage (Stytz et Parrott, 1993).

L'interpolation peut être réalisée à partir de la couleur, la texture, l'unité Hounsfield (pour les images TDM), les temps de relaxation pour les images IRM, le niveau de gris, le contraste. Une fois l'interpolation réalisée, différents algorithmes de construction de surface peuvent être appliqués, tels que 1- la triangulation directe des contours (Batnitsky et al., 1981; Ganapathy et Dennehy, 1982), 2- la triangulation d'une mosaïque de voxels (Cline et al., 1988; de Guise et al., 1995; Guéziec et Hummel, 1995; Lorensen et Cline, 1987) et 3- les techniques d'affichage comme le ray-tracing (Höhne et Berstein, 1986; Tuy et Tuy, 1984).

1.7.4 Techniques de recalage rigide

Le recalage consiste à déterminer les relations géométriques reliant des systèmes de coordonnées de domaines spatial ou temporel différents, propres à chaque donnée/image. Ces dernières peuvent provenir de différentes modalités d'imagerie (TDM, IRM, échographie, radiographie, etc.), de connaissances à priori (atlas anatomiques, formes géométriques), de localisateurs 3D. Ainsi, des recalages 2D-2D, 2D-3D, 3D-3D, etc., peuvent être réalisés, selon les applications (Péria, 1996). Si le recalage est effectué entre des données provenant d'un même objet n'ayant subi aucune déformation, le recalage est dit rigide et peut être représenté par une translation et une rotation; si, au contraire, le recalage est réalisé entre des données de formes différentes (par exemple, avec des données provenant d'un atlas), le recalage est non rigide, et implique des calculs plus complexes. Seuls les techniques de recalage rigide sont présentées.

Le cas le plus simple consiste au recalage rigide avec points correspondants, c'est-à-dire où des points anatomiques correspondants sur les différentes images ont été identifiés. Lorsque des points anatomiques ne sont pas utilisés, certains chercheurs créent des points de contrôle tels que le centre de masse des surfaces segmentées, les moments invariants des volumes segmentés, ou des points sur le contour polygonal (Cohen et Pintavirooj, 2004; Goshtasby, 1985; Goshtasby et Stockman, 1985, 1986; Stockman et al., 1982). De Castro et Morandi (1987) utilisent les statistiques pour réaliser un recalage rigide de deux images; le signal électrique de chaque image est étudié, et des corrélations sont établies entre les phases des transformées de Fourier des images.

L'ensemble des données segmentées d'une image, sans la détermination des points de contrôle, peut également être utilisé pour réaliser le recalage (Besl et Mckay, 1992; Maurer et al., 1996, 1998; Menq et al., 1992; Sahoo et Menq, 1988; Taylor et al., 1996; Zhang, 1994). Dans ce cas, les techniques utilisées reposent sur le même principe de base : minimiser la distance des données entre deux images. Le recalage peut être appliqué entre deux nuages de points issus de la segmentation, ainsi qu'entre des lignes polygonales, des courbes (implicites ou paramétriques) ou des surfaces (implicites, paramétriques ou polygonales). Les techniques diffèrent principalement dans les critères utilisés pour calculer et évaluer la distance entre les données (point-point, point-surface, surface-surface, etc.). Dans le cadre de ce projet de doctorat, la technique développée par Lavallée et Széliski (1995) et Taylor et al. (1996) a été utilisée (annexe 5). Cette méthode est basée sur l'élaboration d'une carte de distance obtenue par un octree sur un

nuage de points de référence (i.e. maillage caractérisant la forme de l'objet). L'octree permet de calculer rapidement les distances (point-surface) entre un nuage de référence et un second nuage de points, puis de les minimiser par l'algorithme de Levenberg-Marquardt.

1.8 Différences et relations internes-externes

Les techniques utilisant des repères cutanés externes sont non effractives, comparativement à celles utilisant les rayons X, et en général moins chers que les autres techniques d'imagerie médicale (échographie, IRM). Néanmoins, elles présentent deux inconvénients liés aux tissus mous, qui engendrent des artefacts. Premièrement, l'épaisseur des tissus mous par rapport aux structures internes influence la précision de l'identification des repères externes dans des conditions statiques, et deuxièmement, le mouvement de ces tissus mous autour des structures internes n'est pas forcément solidaire du mouvement des structures internes lors d'analyses dynamiques. Ces artefacts peuvent être plus ou moins importants selon les régions étudiées (Lundberg, 1996); par exemple, les artefacts des tissus mous au niveau de la hanche (identification des fémurs, grands trochanters) sont plus importants que ceux au niveau du tibia ou des épines dorsales, où l'épaisseur des tissus est relativement mince. Il est donc essentiel de quantifier et corriger les erreurs engendrées par ces artefacts de peaux.

Quelques études, surtout dans le domaine de l'automobile, prennent en compte l'épaisseur des tissus mous au niveau du bassin dans des conditions statiques. Ainsi,

cette épaisseur est estimée entre 5 et 10 mm au niveau des épines iliaques antéro-supérieures EIAS (Brodeur et al, 1996; Bush et Gutowski, 2003; Manary et al, 1994; Reed et al., 1999) et 10 mm au niveau des épines iliaques postéro-supérieures EIPS (Reed et al., 1999); l'épaisseur des tissus mous au niveau du sacrum et des grands trochanters est estimée entre 5-33.5 mm et 5-61.5 mm respectivement (Zacharkow, 1988). L'épaisseur rapportée des tissus mous en position assise sous les ischions varie entre 5-62 mm selon Zacharkow (1988), 13 mm selon Brodeur et al. (1996), 16 mm selon Reed et al. (1999) et 20 mm selon Hubbard et al. (1993). Les artefacts des tissus mous dans des conditions statiques et lors de changements de posture seront discutés dans les sections 1.8.1 et 1.8.2.

1.8.1 Artefacts dus aux tissus mous dans des conditions statiques

L'identification subjective des repères externes, souvent par palpation, implique des erreurs de reproductibilité; ces erreurs influencent la position 3D des repères et peuvent donc modifier les paramètres géométriques calculés par ces derniers. Différentes études ont évalué la variabilité inter et intra-opérateur pour les repères pelviens (De la Huerta et al. 1998; Della Croce et al., 1999; Leblanc et al., 1998; Maltais et al., 2001 ; Zabjek et al., 1999). Le Tableau 1-2 présente quelques travaux portant sur la variabilité associée à l'identification des repères externes. Selon Della Croce et al. (1999), la variabilité dans l'identification des repères vient du fait qu'un repère anatomique ne peut être représenté par un seul point, mais plutôt par une région plus ou moins large et courbe. Selon Zabjek et al. (1999), la fidélité et la validité des mesures sont influencées par la précision

de l'identification des repères, par l'oscillation naturelle du sujet (particulièrement lorsque les repères sont acquis de façon séquentielle et non simultanément) et par la variation de posture intra-sujet entre deux analyses.

Tableau 1-2- Variabilité liée à l'identification des repères pelviens externes

Auteurs	Méthodologie	Résultats
Maltais et al., (2001)	• 5 sujets sains • Méthode : pointeur 3D • 23 repères, dont : GT, EIAS, SCrI, acromion • 13 paramètres géométriques, dont l'obliquité, la rotation, la bascule, et l'angle de la hanche • Différents tests de variabilité, dans une position assise	• GT: variabilité 7-10 mm • EIAS : variabilité 4-10 mm • SCrI : variabilité 10-18 mm • Obliquité et rotation : variabilité < 2° • Bascule et hanche : variabilité < 4°
Della Croce et al., (1999)	• 2 sujets sains • Méthode : pointeur lié à un localisateur 3D optique • 21 repères, dont : GT, EIAS, EIPS • Paramètre : angle de la hanche • Position debout • Variabilité inter et intra-opérateur	• Variabilité 3D générale intra-opérateur : 6-21 mm • Variabilité 3D générale inter-opérateur : 13-25 mm • GT: variabilité inter et intra-opérateur 18 mm; plus grande variabilité dans la direction antérieure • EIAS : variabilité inter et intra-opérateur 12-25 mm; plus grande variabilité dans le sens latéral • EIPS : variabilité intra-opérateur 13 mm, inter-opérateur 25 mm • Hanche : variabilité intra et inter-opérateur 2.3-5.2°
Zabjek et al., (1999)	• 15 sujets sains • Méthode : localisateur 3D optique (marqueurs passifs), pointeur acoustique • 52 repères préalablement identifiés, dont : GT, EIAS, EIPS, SCrI • 35 paramètres dont : bascule, rotation transverse et obliquité • Position debout	• Variabilité intra et inter-session comparable entre le localisateur optique et le pointeur acoustique • Plus grande variabilité entre les 2 systèmes pour les mesures de rotation transverse et de déjettement antéro-postérieur • Variabilité pour le localisateur optique inférieure à 2.8° et pour le pointeur acoustique, inférieure à 3.7°
Leblanc et al., (1998)	• 8 sujets sains • Méthode : pointeur 3D • 20 repères préalablement identifiés, dont : GT, EIAS, SCrI, acromion • 13 paramètres géométriques, dont l'obliquité, la rotation, la bascule, et l'angle de la hanche • 3 positions assises	• GT: variabilité < 8.9 mm • EIAS : variabilité < 6.4 mm • SCrI : variabilité < 5.8 mm • Paramètres géométriques : variabilité < 1.7°, sauf pour hanche, variabilité < 3.3°
De la Huerta et al., (1998)	• 14 sujets sains, 9 sujets scoliotiques • Méthode : localisateur 3D optique (marqueurs passifs) • 30 repères, dont : EIAS, EIPS, SCrI • Position debout	• Variabilité inférieure à 3.3° pour l'orientation 3D du bassin, et un déplacement global inférieur à 17.8 mm

La variabilité des repères identifiés par Leblanc et al. (1998) et Zabjek et al. (1999) est inférieure à celle obtenue par Maltais et al. (2001) ou Della Croce et al. (1999) par le fait que les repères avaient été préalablement identifiés par un crayon. La variabilité obtenue par Maltais et al. (2001) est en générale inférieure à celles obtenue par Della Croce et al. (1999). Toutefois, ces deux études ont été réalisées sur un petit nombre de sujets. Malgré la variabilité dans l'identification des repères, la variabilité pour les paramètres géométriques du bassin calculés par ces derniers est inférieure à celle des repères. Ces études ont uniquement permis d'évaluer la variabilité dans l'identification des repères externes; la précision dans l'identification des repères par rapport aux repères internes n'a pas été mesurée.

Quelques études, résumées au Tableau 1-3, ont porté sur les relations internes-externes pour les repères pelviens. Peu ou pas de corrélation ont été trouvées entre la mesure interne de la pente sacrée et des mesures externes de bascule pelvienne prises par un goniomètre standard (Gilliam et al., 1994; Knight, 1993). Knight (1993) mentionne que la posture d'une personne assise ne doit pas être caractérisée uniquement par une analyse externe. Par contre, Sprigle et al. (2002, 2003c) ont démontré qu'il existe des corrélations ($r \geq 0.91$) entre les angles de bascule externe (mesurés par un nouveau goniomètre, nécessitant un localisateur 3D magnétique) et les angles internes correspondant. Drerup et Hierholzer (1987) ont démontré que la position des fossettes pelviennes postérieures identifiées par rasterstéréographie est liée avec la position des EIPS internes, permettant ainsi d'évaluer l'obliquité pelvienne ; l'obliquité externe est

corrélée ($r \geq 0.99$) avec l'obliquité interne. Aucune étude n'évalue les relations internes-externes selon les trois plans corporels.

Tableau 1-3- Différences et relations entre les repères pelviens internes et externes

Auteurs	Méthodologie	Résultats
Sprigle et al. (2003c)	30 sujets sains - Interne : radiographie- pente sacrée, bascule pelvienne (EIAS et EIPS), hanche (EIAS, EIPS, ligne médiane du fémur). - Externe : goniomètre magnétique utilisant un localisateur 3D magnétique. Récepteurs magnétiques fixés sur deux ceintures, placées autour du bassin (sur les EIAS et EIPS) et autour de la cuisse. 3 positions assises : 1- position droite, bascule 5°, angle siège-dossier 95°, 2- flexion antérieure du tronc (coudes sur les genoux), 3- position avachie	- Bascule : différence IE* non significative -4.9°, corrélation $r = 0.93$ - Hanche : différence IE non significative 1.2°, corrélation $r = 0.81$ - Variabilité des mesures externes 3°
Sprigle et al. (2002)	10 sujets sains - Interne : idem Sprigle et al. (2003c) - Externe : 1- pointeur lié à un localisateur 3D magnétique pour localiser les EIAS et EIPS, 2- goniomètre magnétique (Sprigle et al., 2003c). 3 positions assises : idem Sprigle et al. (2003c)	- Bascule par pointeur : différence IE non significative 8° (sd 7.8°), corrélation $r = 0.89$ - Bascule par goniomètre : corrélation $r = 0.91$ - Hanche par goniomètre : différence non significative IE 4.9° ($\pm 10^\circ$), corrélation $r = 0.78$
Gilliam et al. (1994)	23 sujets sains et 15 sujets ayant des douleurs au dos - Interne : radiographie- pente sacrée et bascule pelvienne (EIAS et EIPS) - Externe : goniomètre - Position debout	- Bascule : corrélation IE $r > 0.68$ - Pente sacrée corrélée avec la bascule pelvienne externe $r = 0.43$ - Pente sacrée corrélée avec la bascule pelvienne interne $r = 0.58$ - Qualité des images parfois faible
Knight (1993)	11 sujets blessés médullaires - Coussin Roho - Interne : radiographie- angle lombaire (L3-S1), pente sacrée - Externe : goniomètre (hanche) 3 positions assises sans dossier : 1- posture droite, 2- flexion antérieure du tronc 30°, 3- flexion postérieure du tronc 60°	- Pas de corrélation entre les mesures internes et externes - Grande variabilité inter-sujets pour les mesures internes : angle lombaire variant entre 5-47° - Chez certains sujets, peu de changements de posture ont été observés entre les positions
Drerup et Hierholzer (1987)	20 sujets scoliotiques - Interne : radiographie PA (repère EIPS) - Externe : Rasterstéréographie postérieure (identification des fossettes pelviennes) - Position debout droite et position avec obliquité imposée	- Erreur sur la distance entre les repères externes droit et gauche p/r à la distance interne : déviation latérale 9% (sd 5%), déviation crânienne 11% (sd 12%) - Bonne corrélation ($r = 0.99$) entre l'obliquité interne et externe

* IE : interne-externe

Différentes méthodes ont été développées afin d'estimer la position du centre de rotation de la hanche (CRH) à partir de repères pelviens externes (EIAS, EIPS, symphyse). Plusieurs paramètres, comme la largeur et la hauteur du bassin, sont alors utilisés pour déterminer les coordonnées du CRH, de façon statique (Bell et al., 1990; Brodeur et al., 1996; Reed et al., 1999; Reynolds et al., 1981; Seidel et al., 1995). La Figure 1.16 montre la méthode recommandée par la norme ISO 16840.

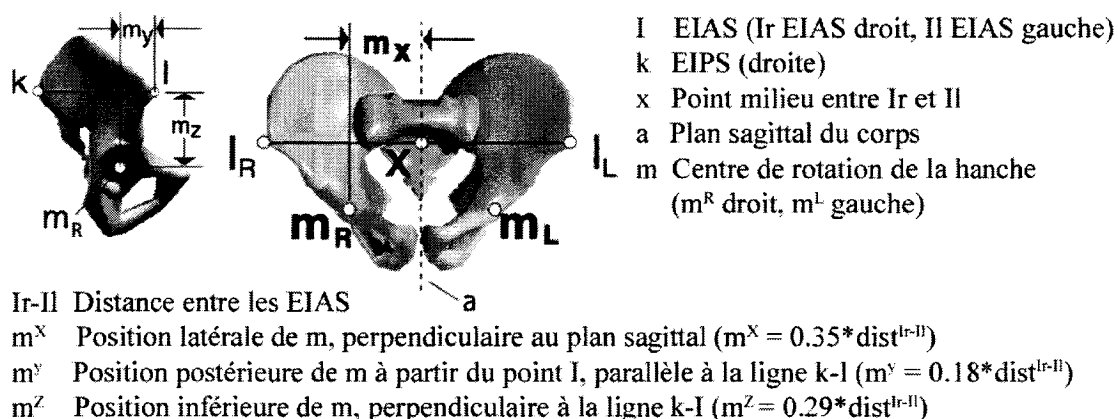


Figure 1.16- Détermination du CRH selon la norme ISO 16840 (2002)

Différentes études ont comparé la précision de mesures angulaires du dos obtenues par des techniques externes. Selon Burdett et al. (1986) et Stokes et Moreland (1987), il existe des différences significatives entre la courbure lombaire et les angles intervertébraux externes obtenus par divers instruments de mesure (ruban à mesurer, goniomètres) et les mesures internes; de faibles corrélations ($r < 0.5$) ont été trouvées entre le mouvement lombaire total interne et externe. Drerup et Hierholzer (1994) démontrent que la rasterstéréographie est assez précise pour évaluer la courbure du dos et la rotation axiale des vertèbres (4 mm en translation, 3° en rotation pour la ligne

médiane de la colonne); par contre, de plus grandes erreurs sont observées pour les paramètres géométriques (erreur de 8° pour l'angle de Cobb). Pazos et al. (2002, 2005) utilisent également une technique de reconstruction de surface pour évaluer l'asymétrie du dos chez des patients scoliotiques; la précision de la reconstruction est de 1.1 ± 0.9 mm. Zhang et Xiong (2003) ont démontré que l'utilisation d'un modèle cinématique appliqué aux coordonnées de repères externes dorsaux permet de réduire les différences internes-externes (1.1 - 5.8°) pour les rotations vertébrales, lors d'une flexion antérieure.

D'autres études ont développé des modèles statistiques pour le dos entre des mesures internes et externes. Le modèle développé par Bryant et al. (1989) montre une erreur moyenne de 41 mm pour la courbure vertébrale totale, et de 68 mm pour la position des vertèbres. Sicard et Gagnon (1992) ont développé un modèle par une analyse statistique de régressions incluant le profil externe de la colonne et des mesures anthropométriques, notamment l'épaisseur du pli cutané. La précision obtenue est supérieure à 2 mm en translation et 3 - 7° en rotation pour l'ensemble des vertèbres. Lee et al. (1995) ont développé des modèles non-linéaires entre les coordonnées internes et externes des vertèbres, en incluant également des données anthropométriques (épaisseur du pli cutané, étirement de la peau entre deux positions). Des corrélations ont été trouvées entre les angles inter-vertébraux internes et externes (r entre 56 et 99) et la précision obtenue (1 mm en translation, 1° en rotation) est supérieure à celle de Sicard et Gagnon (1992). Chen et Lee (1997) ont montré qu'il existe des différences significatives entre les angles vertébraux externes et internes, particulièrement pour l'inclinaison du plateau

S1. Les auteurs ont développé des modèles linéaires ($r^2 > 0.91$), dont la précision est supérieure à 6° pour les angles inter-vertébraux. Puis, Lee et Chen (2000) ont utilisé une approche par régressions multiples afin de développer d'autres modèles ($r^2 > 0.86$) pour obtenir les angles vertébraux, en différentes postures debout, à partir de l'orientation externe du bassin et de la hanche. La précision des modèles est de l'ordre de 1° .

1.8.2 Artefacts dus aux tissus mous lors de changements de posture

Des artefacts liés au déplacement des tissus mous lors de mouvements doivent aussi être pris en compte dans l'étude cinématique des membres inférieurs ou supérieurs. Ces études utilisent généralement des marqueurs collés sur la peau et des localisateurs 3D. Quelques travaux concernant les membres inférieurs et le dos, et par conséquent le bassin, seront présentés.

Des études ont évalué le déplacement de marqueurs collés sur la peau des membres inférieurs par rapport au déplacement des structures internes évalué par des repères solidaires des os, notamment avec des tiges trans-cutanées (Cappozzo et al., 1996; Fuller et al., 1997; Karlsson et Lundberg, 1994). Les résultats de Cappozzo et al. (1996) montrent une différence significative (pouvant atteindre 28°) entre l'orientation 3D interne et externe des membres inférieurs; les différences proviennent principalement du déplacement de la peau de la cuisse (jusqu'à 40 mm). Cappozzo et al. (1996) remarquent que les marqueurs collés sur des repères anatomiques près des articulations (grand trochanter par exemple) présentent un plus grand déplacement que ceux placés au

milieu des segments; une mise en garde doit donc être faite pour les études cinématiques dérivées des données sans correction interne-externe (Kepple et al., 1994). Cappozzo et al. (1997) ont par la suite présenté des critères pour le nombre et la position des marqueurs nécessaires afin de minimiser les artefacts dus aux tissus mous: 1- l'utilisation de quatre marqueurs par segment est suggérée, 2- l'axe longitudinal défini par l'ensemble des marqueurs doit être dans le sens de la structure anatomique étudiée. Dans une étude similaire pour le dos, Chockalingam et al. (2002) comparent différentes configurations de marqueurs pour déterminer les courbures internes à partir de la surface dorsale.

Différentes techniques d'optimisation mathématique peuvent être utilisées pour évaluer le déplacement des marqueurs entre deux positions, en considérant l'ensemble des marqueurs comme une structure rigide ou non-rigide, avec ou sans correction pour le mouvement des tissus mous (Alexander et Andriacchi, 2001; Cappello et al., 1997; Lucchetti et al., 1998; Stagni et al., 2005). Certains chercheurs imposent lors de l'optimisation des contraintes aux articulations, afin d'éviter une apparente dislocation des articulations en raison du mouvement des tissus mous non solidaire de celui des os (Lu et O'Connor, 1999; Roux et al., 2002). L'utilisation de méthodes d'optimisation pour la détermination de la position du centre de rotation de la hanche CRH, avec ou sans contrainte, permet d'en améliorer la précision par rapport aux méthodes appliquées dans des conditions statiques, expliquées à la section précédente (Bush et Gutowski, 2003; Frigo et Rabuffetti, 1998; Leardini et al., 1999; Piazza et al., 2001, 2004; Schwartz et Rozumalski, 2005). Cerveri et al. (2004a, 2004b) ont développé une

méthodologie permettant de mieux évaluer les articulations inter-vertébrales à partir de repères externes, en tenant compte des artefacts dus aux tissus mous; les résultats démontrent une diminution de 50% des artefacts.

1.9 Synthèse de la revue de la littérature

En résumé, ce chapitre a permis de démontrer l'importance d'un positionnement adéquat des sujets en fauteuil roulant et du repositionnement, en montrant le rôle prépondérant du bassin dans toutes positions assises. Par contre, il a été montré que les effets du repositionnement sur l'orientation du bassin osseux sont encore peu connus. Cette revue de la littérature a aussi permis de mettre en évidence la présence d'artefacts dus aux tissus mous avec l'utilisation des techniques externes. Ces tissus mous influencent l'identification des repères, entraînent un déplacement des repères externes différent des structures internes sous-jacentes et peuvent donc influencer les résultats et leurs interprétations. Comme les techniques externes présentent l'avantage d'être non effractives et moins coûteuses que les techniques d'imagerie médicale, il devient primordial de développer des modèles de correction interne-externe, en fonction des technologies utilisées et des segments corporels étudiés.

De façon générale, les données recueillies à l'aide d'instruments de mesure externes (goniomètres, inclinomètres, etc.) peuvent présenter de grandes différences par rapport aux repères internes, et doivent donc être utilisés avec précaution. La rasterstéréographie semble adéquate pour caractériser la surface et la position de certains

repères du dos ou les EIPS, mais ne peut être utilisée pour analyser le mouvement 3D ou calculer des paramètres géométriques. Son application clinique en est donc diminuée, en particulier dans le cas d'utilisateurs de fauteuil roulant. Finalement, lors de l'utilisation des localisateurs 3D pour l'étude des membres inférieurs et de la hanche, une attention particulière doit être portée sur la position des marqueurs; tel que démontré dans la littérature, un déplacement de l'ordre de 40 mm peut être observé pour certains repères externes, en raison du mouvement de la peau autour des repères internes correspondants. La majorité des travaux concerne le dos, les membres inférieurs ou supérieurs. Peu de travaux ont été réalisés sur les repères du bassin pour une application aux personnes assises en fauteuil roulant.

CHAPITRE 2- PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES, OBJECTIFS ET MÉTHODE GÉNÉRALE

2.1 Problématique

La revue de la littérature a démontré que pour les usagers de fauteuil roulant qui passent de longues périodes assises, un positionnement adéquat et des changements de posture réguliers (appelés repositionnement) sont essentiels notamment afin d'éviter de nombreux problèmes physiologiques (Cooper, 1995; Engström, 1993) et d'augmenter leur indépendance, confort et stabilité (Norton, 1994).

Tout positionnement assis commence par une position adéquate du bassin qui représente la base pour le support de la colonne vertébrale (Letts, 1995; Mayall et Desharnais, 1995). Si ce dernier n'est pas orienté de façon appropriée dans le fauteuil roulant, une posture stable et confortable, où s'équilibrent les forces agissant sur les régions pelviennes et rachidiennes, ne pourra être atteinte. Le repositionnement est utilisé afin d'obtenir entre autres une redistribution des pressions dans les régions ischiatiques (Coggrave et Rose, 2003 ; Zacharkow, 1988). Le repositionnement peut être obtenu soit physiquement en effectuant des flexions latérales ou antérieures du tronc, soit mécaniquement par des systèmes de repositionnement permettant de varier les angles de dossier et de bascule du fauteuil. Une conséquence liée au repositionnement réside dans le fait que la posture initiale est modifiée et peut devenir instable; un glissement corporel peut survenir, entraînant l'augmentation des forces de cisaillement de la peau au niveau

de l'assise et le déclenchement de spasmes (Aissaoui et al., 2001c; Burns et Betzs, 1999; Cooper, 1995; Hobson, 1992). Pourtant, peu de recherches ont porté sur les changements de posture observés suite à la modification des angles siège-dossier et particulièrement ceux de la bascule chez les usagers de fauteuil roulant. Dans une étude préliminaire, Lalonde et al. (1999) ont démontré que les modifications d'angles de siège-dossier ne sont pas équivalentes aux modifications d'angles de bascule pelvienne mesurée par des repères externes. Nwaobi et al. (1988) ont également démontré que de grandes variations d'angles de siège-dossier ne sont pas équivalentes aux changements mesurés d'angles de bascule pelvienne externe. Par contre, ces résultats sont contredits par l'étude de Andersson et al. (1979) qui ont caractérisé l'orientation du bassin par radiographie pour de faibles variations d'angle de dossier. Aissaoui et al. (2001) ont observé un glissement des acromions et grands-trochanters suite aux modifications d'angle de siège-dossier et de bascule, mais aucune mesure n'a été prise pour caractériser l'orientation 3D du bassin. Une **première question** est donc posée : est-ce que les modifications imposées au fauteuil (angles mécaniques) sont équivalentes à celles du bassin osseux pour des usagers de fauteuil roulant?

En clinique, le positionnement se fait par palpation et observation (Mayall et Desharnais, 1995; Norton, 1994; Ward, 1994). Cependant, le positionnement peut être difficile à caractériser d'un point de vue purement visuel (Knight, 1993). Différents outils permettent également d'obtenir des mesures plus précises sur différents repères anatomiques cutanés et permettent donc le calcul de paramètres géométriques

caractérisant la posture: 1) instruments tels que des règles, goniomètres, inclinomètres (Koo et al., 1996; Nwaobi et al., 1988; Sprigle et al., 2002, 2003c), 2) localisateurs 3D mécanique, optique, magnétique ou acoustique détectant des marqueurs collés sur la peau (Aissaoui et al., 2001; Brodeur et al., 1996; Janssen-Potten et al., 2001; Maltais et al., 1999), 3) photographies ou méthodes basées sur la lumière telle que la photographie Moiré (Alm et al., 2003; Bogie et Bader, 1987; Drerup et Hierholzer, 1987 et 1994). Les techniques d'imagerie médicale telles que les rayons X, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou l'échographie, représentent une autre alternative pour analyser directement l'orientation des structures osseuses internes, mais sont plus coûteuses et moins adaptées pour l'analyse de la posture de personnes en fauteuil roulant dans le contexte d'un suivi médical des patients.

Les techniques basées sur l'analyse de repères anatomiques cutanés externes présentent l'avantage d'être non effractives et mieux adaptées pour l'analyse de la posture des personnes en fauteuil roulant, particulièrement pour un suivi clinique. Toutefois, l'identification de repères cutanés externes peut induire, selon la technique utilisée, une différence de localisation par rapport à la position des repères internes correspondant et une grande variabilité, en raison de l'épaisseur et du mouvement des tissus mous autour des structures osseuses (Cappozzo et al., 1996 ; Della Croce et al., 1999 ; Lundberg, 1996 ; Maltais et al., 2001 ; Zabjek et al., 1999). Les tissus mous engendrent donc des artefacts qui doivent être pris en compte lors de l'analyse de la posture d'un patient selon la technique employée pour identifier un repère ; ainsi, une distinction doit être faite

entre les techniques utilisant des marqueurs collés sur la peau pour identifier un repère, et celles pointant le repère suite à un étirement et une compression manuelle de la peau.

Des études antérieures ont eu lieu afin d'évaluer les différences de localisation obtenues par les méthodes d'analyse externe, selon différentes méthodes, notamment pour l'analyse du dos et des membres inférieurs lors de la marche ; peu d'études ont porté sur les différences obtenues au niveau du bassin et les résultats n'ont pas permis d'établir de relations directes entre les repères externes et internes (Drerup et Hierholzer, 1987 ; Knight, 1993 ; Sprigle et al., 2002, 2003c). Drerup et Hierholzer (1987) comparent la position interne et externe des épines iliaques postéro-supérieures (EIPS) en position debout. Les résultats démontrent une déviation crânienne de 11% ($\pm 12\%$) et une déviation latérale de 9% ($\pm 5\%$) entre la position des repères externes et internes; les obliquités interne et externe calculées à partir des repères sont fortement corrélées, mais le déplacement vertical des EIPS ne peut être prédit correctement empêchant ainsi la caractérisation de l'orientation 3D du bassin. Knight (1993) compare, en position assise, l'inclinaison sagittale de la hanche obtenue par un goniomètre à des mesures angulaires prises sur des radiographies, notamment la pente sacrée du bassin ; selon l'auteur, il n'existe pas de corrélation entre les mesures internes et externes. Sprigle et al. (2002, 2003c) ont comparé chez des sujets sains, des mesures d'angles pelviens internes obtenues par radiographie, et externes obtenues par un pointeur et un goniomètre. De fortes corrélations entre les angles internes et externes ont été trouvées; toutefois,

certaines repères externes (EIPS) utilisés dans cette étude ne peuvent être localisés chez des personnes en fauteuil roulant sans en modifier la structure.

Dans les études sur le positionnement assis en automobile, quelques travaux (Brodeur et al., 1996 ; Bush et Gutowski, 2003 ; Manary et al., 1994 ; Reed et al., 1999) apportent un ajustement moyen pour l'épaisseur des tissus mous sous les ischions (13 mm), ainsi qu'au niveau des EIAS (5-10 mm) et des EIPS (10 mm) ; ces estimations moyennes des tissus mous ont été mesurées sur des cadavres, et ne tiennent pas compte de la morphologie de chaque individu.

Sachant que seulement trois repères pelviens (soit les épines iliaques antéro-supérieures EIAS, le sommet des crêtes iliaques SCrI et les grands-trochanters GT) sont accessibles en position assise sans apporter de modification au fauteuil roulant, **d'autres questions** sont posées: quelles sont les différences entre la position des repères pelviens internes et externes. Existe-t-il des relations entre les coordonnées de ces repères internes et externes pour des positions assises statiques ? Est-ce que ces relations peuvent être liées à des données anthropométriques tels que l'épaisseur du pli cutané à chaque repère ou l'indice de masse corporelle (IMC).

2.2 Hypothèses

En tenant compte de la problématique énoncée concernant le repositionnement et les méthodes d'acquisition externe pour le bassin, deux hypothèses peuvent être émises,

l'une clinique et l'autre technique. L'hypothèse clinique est énoncée afin de comprendre les effets du repositionnement sur l'orientation interne du bassin.

- Hypothèse clinique : la modification de l'orientation du fauteuil par les angles de bascule et de dossier entraîne des changements de posture au niveau du bassin osseux différents de ceux imposés.

De cette hypothèse clinique découle la nécessité d'analyser directement l'orientation du bassin pour caractériser le positionnement. Or, les techniques d'acquisition de la géométrie anatomique externe, généralement utilisées en raison de leur caractère non effractif, présentent souvent des différences entre la position des repères externes et internes qui influencent les résultats ; ce sont les artefacts dus aux tissus mous. Une hypothèse technique visant l'élaboration de relations internes-externes pour les repères pelviens est alors énoncée :

- Hypothèse technique : il existe des relations entre les repères pelviens internes et externes permettant de compenser les artefacts dus aux tissus mous, pour une position assise statique, et donc de prédire la position interne à partir de la position externe. Ces relations dépendent notamment de la méthode d'identification des repères internes et externes (méthodes d'imagerie, numérisation ou marquage cutané) et de données anthropométriques telles que l'épaisseur du pli cutané et l'IMC.

2.3 Objectifs

L'objectif général du projet est de déterminer l'orientation et la position relative du bassin osseux (interne) par rapport à des mesures externes prises soit sur le fauteuil (angles de dossier et d'assise) soit sur des repères cutanés pelviens.

Objectif spécifique 1: Évaluer les changements d'orientation et de position du bassin osseux suite à des modifications d'angles de dossier et de bascule. **Article 1**

- 1.1:* Déterminer les effets de l'augmentation de l'angle siège-dossier sur l'orientation 3D du bassin.
- 1.2:* Déterminer les effets de l'augmentation de l'angle de bascule sur l'orientation 3D du bassin.
- 1.3:* Déterminer les changements dans l'orientation et la position du bassin lors du retour à la position initiale suite à un repositionnement.

Objectif spécifique 2: Déterminer les différences et les corrélations entre les repères pelviens internes et externes (identifiés par numérisation), dans un contexte de repositionnement. **Article 2**

- 2.1:* Déterminer les différences entre les coordonnées X, Y, Z de repères pelviens internes et externes, pour différents angles de dossier et de bascule.
- 2.2:* Déterminer les différences entre des paramètres géométriques internes et externes servant à caractériser l'orientation du bassin (obliquité, rotation transverse, bascule pelvienne), pour différents angles de dossier et de bascule.

- 2.3: Déterminer les corrélations entre les coordonnées X, Y, Z de repères pelviens internes et externes.
- 2.4: Déterminer l'influence de l'orientation du fauteuil sur l'identification des repères pelviens externes lors de leur numérisation.

Objectif spécifique 3: Élaborer des relations mathématiques entre les repères pelviens internes et externes (identifiés par deux techniques), en considérant des données anthropométriques. **Article 3**

- 3.1: Déterminer les différences entre les coordonnées X, Y, Z de repères pelviens internes et externes (soit numérisés soit identifiés par des marqueurs collés sur la peau).
- 3.2: Élaborer des modèles mathématiques par une analyse de régression multiple entre les coordonnées des repères pelviens internes et externes (numérisés ou identifiés par des marqueurs collés sur la peau) en tenant compte de l'indice de masse corporelle ou de l'épaisseur du pli cutané à l'endroit du repère.

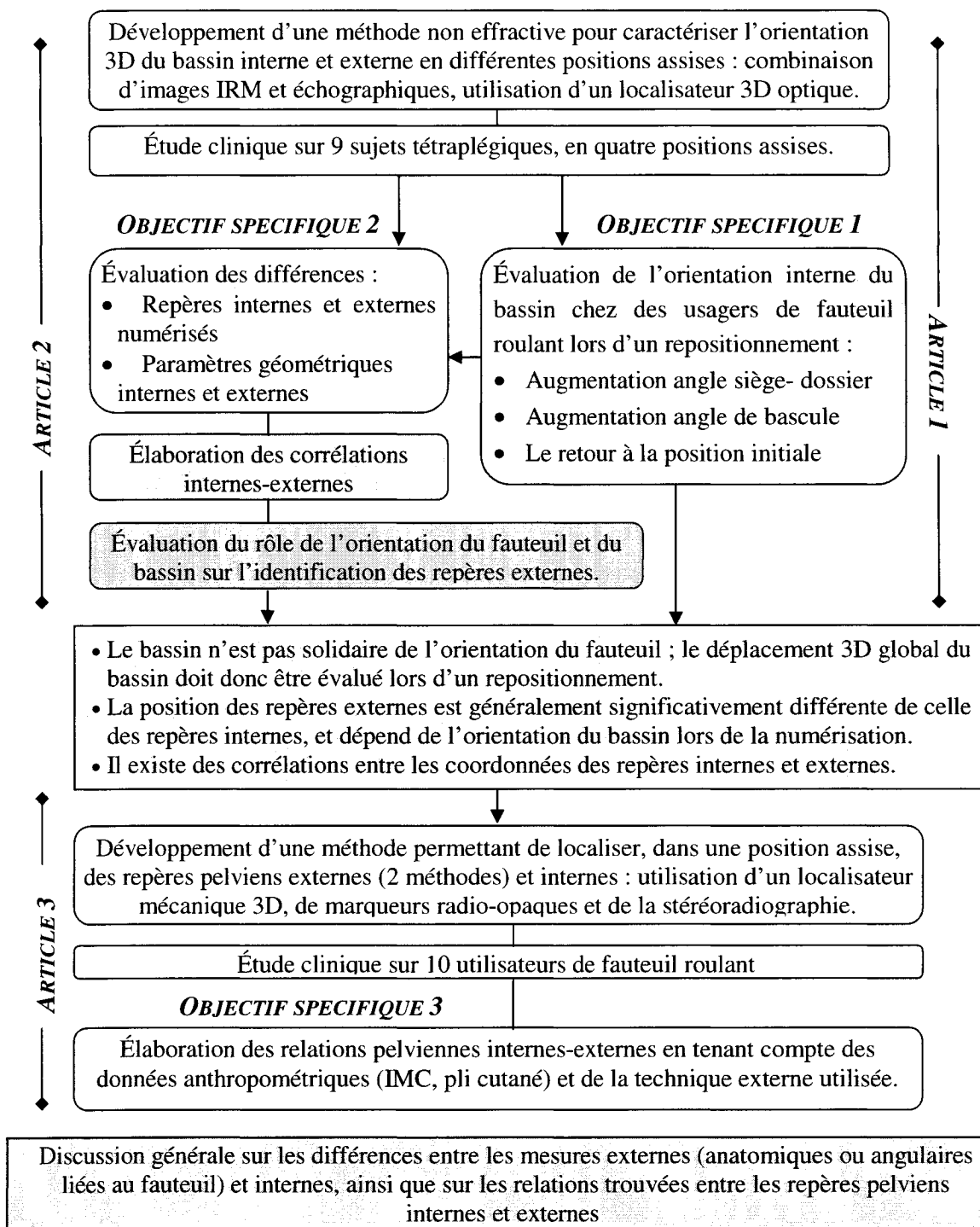
2.4 Approche générale du projet

Pour répondre aux hypothèses posées et aux objectifs énoncés, deux méthodologies ont été développées. Une représentation schématique de l'ensemble du projet de doctorat se trouve en page suivante.

L'objectif général du projet étant de déterminer l'orientation du bassin osseux par des mesures externes (soit anatomiques soit angulaires liées au fauteuil), une première méthode a d'abord été utilisée afin d'acquérir la géométrie interne du bassin. Comme plusieurs postures assises devaient être étudiées, une approche non effractive a dû être développée afin d'obtenir la géométrie interne. L'IRM est une technique qui permet de modéliser en 3D en position couchée l'ensemble du bassin. En revanche, des images échographiques du bassin peuvent être prises en position assise; toutefois, cette technique permet difficilement de localiser un repère anatomique directement mais permet d'obtenir des images 2D du contour des crêtes iliaques. Néanmoins, ces deux méthodes d'imagerie peuvent être utilisées et combinées par des techniques de recalage afin d'obtenir une modélisation complète du bassin osseux en différentes positions (Taylor et al., 1996; Tonetti et al., 1998). De par cette première approche, deux parties du projet de doctorat ont pu être réalisées, la première visant à déterminer les changements de posture obtenus lors d'un repositionnement (**article 1**), et la seconde portant sur les différences et les corrélations entre des repères anatomiques externes numérisés et des repères anatomiques internes du bassin (**article 2**).

OBJECTIF GENERAL

Déterminer l'orientation du bassin osseux par des mesures angulaires liées au fauteuil et par des mesures anatomiques externes.



Un protocole expérimental, approuvé par un comité d'éthique, a été établi et une expérimentation a été réalisée sur 9 sujets tétraplégiques. Des images IRM du bassin ont d'abord été obtenues pour chaque sujet en position couchée. Sur chaque image, le contour du bassin a été segmenté afin d'obtenir une modélisation 3D complète du bassin. Différents repères anatomiques, dont les épines iliaques antéro-supérieures (EIAS), le sommet des crêtes iliaques (SCrI), le centre des acétabulum (CAc), ont été identifiés pour chaque bassin modélisé. Par la suite, des images échographiques 2D du contour des crêtes iliaques ont été prises pour chaque sujet en quatre positions assises :

- 1- Angle siège-dossier de 92° et angle de bascule de 5° (position neutre);
- 2- Angle siège-dossier dossier 144° et bascule 5° ;
- 3- Angle siège-dossier 92° et bascule 25° ;
- 4- Retour à la position neutre.

Ces configurations ont été choisies afin d'obtenir le repositionnement maximum permis par le fauteuil utilisé soit le Poirier PE50, tant au niveau de la bascule que du dossier, tel que recommandé dans la littérature afin d'obtenir un soulagement efficace pour les zones corporelles soumises à de fortes pressions.

Afin de repérer ces images dans l'espace 3D, la sonde échographique a été munie de diodes infrarouges liées à un localisateur 3D optique (Optotrak, Northern Digital inc., Canada); ainsi, les images échographiques ont pu être référées dans l'espace afin d'obtenir une modélisation 3D du contour des crêtes iliaques. Les deux séries d'images IRM et échographique ont été recalées (Taylor et al., 1996; Tonetti et al., 1998),

permettant ainsi de modéliser le bassin complet en position assise, et donc de transférer les repères préalablement identifiés sur les images IRM pour les quatre positions. De plus, six repères cutanés (EIAS, SCrI, GT, droits et gauches) ont été palpés puis identifiés par un pointeur lié au localisateur 3D Optotrak.

Les résultats sur le repositionnement (**article 1**) ont permis de constater que les changements d'orientation imposés au fauteuil ne sont pas équivalents à ceux subis par le bassin interne, particulièrement pour l'augmentation de l'angle siège-dossier; ainsi, une augmentation moindre de l'angle de bascule pelvienne et un déplacement antérieur et inférieur du bassin sont observés. L'augmentation de l'angle de bascule du fauteuil a entraîné un déplacement postérieur du bassin. L'orientation du bassin obtenue lors du retour à la position initiale ne présentait pas de changement significatif par rapport à cette dernière. Cette étude a également permis de mettre en évidence l'importance d'une modélisation 3D du bassin afin d'en évaluer le déplacement global (rotation et translation) en tant que corps solide comparativement à l'évaluation du déplacement de quelques repères pris individuellement.

Les résultats de cette première partie démontrent que l'orientation du fauteuil ne peut être utilisée pour évaluer l'orientation pelvienne, et que le déplacement global du bassin doit être mesuré afin d'évaluer les effets du repositionnement; ainsi, il est nécessaire de pouvoir identifier précisément la position 3D des repères pelviens, et donc de déterminer les différences entre les coordonnées des repères internes et externes. La seconde partie

du projet (**article 2**) avait pour objectif de comparer dans un premier temps les coordonnées internes des repères pelviens déjà obtenues par IRM et échographie aux coordonnées des repères externes correspondant acquis par le pointeur, et dans un second temps, de comparer les paramètres géométriques internes et externes calculés à partir des repères précédents.

Les résultats ont démontré que les coordonnées des repères EIAS, SCrI et GT externes sont généralement différentes des repères internes correspondants. Ces différences sont non seulement dues à l'épaisseur des tissus mous, mais également au fait que l'identification des repères dépend de l'orientation du bassin. En effet, des différences importantes ont été observées par le fait que les repères internes ont été identifiés dans une posture couchée comparativement à une position assise pour les repères externes (différence 3D moyenne pour l'ensemble des positions entre 25-34 mm pour les EIAS, 72-96 mm pour le SCrI, et 96-118 mm pour les GT comparés aux CAC). Des corrélations ont néanmoins été établies entre les coordonnées des repères internes et externes. Malgré les différences observées pour les coordonnées, les paramètres géométriques d'obliquité, de rotation transverse et de bascule pelvienne calculés à partir des repères internes et externes n'ont pas présenté de différences significatives. Il importe néanmoins d'explorer davantage les corrélations internes-externes entre les coordonnées des repères afin de pouvoir notamment évaluer les effets du repositionnement par l'analyse du déplacement global du bassin, telle que recommandée par la première partie de ce projet.

Sachant que des différences importantes internes-externes ont été obtenues pour les repères dans la seconde étude en raison de l'orientation du bassin non identique lors de l'identification des repères internes (couchée) et externes (assis), une seconde approche a été développée afin d'acquérir la géométrie interne et externe du bassin dans la même posture (**article 3**). Cette dernière étude avait pour objectif d'évaluer les relations internes-externes entre les repères pelviens (EIAS, SCrI) par une analyse de régression multiple, en incorporant des données anthropométriques telles que l'indice de masse corporelle (IMC) et l'épaisseur du pli cutané à l'endroit des repères. Deux méthodes d'identification des repères externes ont été étudiées, soit la numérisation suite à un palpement et l'identification par des marqueurs collés sur la peau.

Un second protocole expérimental, approuvé par un comité d'éthique, a été établi et une expérimentation a été réalisée sur 10 utilisateurs de fauteuil roulant nécessitant la prise de radiographies dans le cadre de leur suivi médical. Dans un premier temps, l'épaisseur du pli cutané au niveau des EIAS et SCrI droits et gauches a été mesurée avec un adiposomètre Jamar® medical. Ensuite, les EIAS et SCrI droits et gauches ont été palpés et identifiés à l'aide d'un localisateur 3D mécanique (Microscribe 3DL, Immersion Corporation, E-U) dont le référentiel a été localisé sur une tablette placée devant le sujet (référentiel identifié par des marqueurs radio-opaques). Une fois les repères numérisés, des marqueurs métalliques ont été collés sur la peau au niveau des EIAS et SCrI. Afin d'obtenir une modélisation 3D du bassin interne, une méthode stéréoradiographique a été utilisée : trois images ont été prises (antéro-postérieure 0°

élévation, antéro-postérieure 20° élévation, latérale gauche). Les EIAS et SCrI droits, pour des raisons de visibilité, ainsi que les marqueurs collés sur la peau ont été identifiés sur les radiographies, puis reconstruits par l'algorithme Direct Linear Transformation DLT (Marzan, 1976). Le référentiel MicroScribe, également visible sur les clichés radiographiques, a été reconstruit; les repères anatomiques internes et les marqueurs préalablement reconstruits à partir des radiographies ont ensuite été transférés dans le référentiel MicroScribe. Toutefois, afin de pouvoir élaborer des modèles mathématiques indépendantes du protocole expérimental, un référentiel propre au bassin a été défini pour chaque patient à l'aide des EIAS et SCrI externes numérisés. L'ensemble des données radiographiques et les repères numérisés par le MicroScribe ont ensuite été transférés dans ce référentiel lié au bassin.

Les résultats obtenus démontrent qu'il existe des différences significatives entre les coordonnées interne et externe pour l'EIAS et le SCrI; les différences sont plus élevées pour les repères identifiés par des marqueurs collés sur la peau. Ces différences au niveau de la position des repères internes et externes peuvent influencer les résultats d'analyses ultérieures réalisées à partir de ces derniers, notamment l'évaluation du déplacement global du bassin dans un contexte de repositionnement, et doivent donc être prises en compte. Des modèles mathématiques ont généralement pu être obtenus; l'IMC et à l'épaisseur du pli cutané représentent souvent un facteur significatif dans l'élaboration des modèles, de même que les trois coordonnées liées à un repère.

Les trois articles, résumés ci-dessus, ont été publiés ou soumis à des revues scientifiques reconnues. Les articles sont présentés respectivement aux chapitres 3, 4 et 5. L'ensemble du projet et les résultats obtenus sont discutés au chapitre 6. Une conclusion et les recommandations sont données au chapitre 7.

CHAPITRE 3- ACCESSING THE INFLUENCE OF REPOSITIONING ON THE PELVIS' 3D ORIENTATION IN WHEELCHAIR USERS

Lalonde, N.M.¹, Dansereau, J.^{1,2}, Pauget, P.³, Cinquin, P.⁴, Aissaoui, R.⁵

- 1- Department of biomedical engineering, École Polytechnique de Montréal, Canada,
- 2- Department of mechanical engineering, École Polytechnique de Montréal, Canada,
- 3- Centre médico-universitaire Daniel Douady, Grenoble, France,
- 4- Laboratoire TIMC-IMAG, Université Joseph Fourier, Grenoble, France.
- 5- École de Technologie Supérieure, Montréal, Canada,

Cet article a été soumis dans le journal IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering le 2 février 2004, avec une première révision soumise le 16 décembre 2004.

Remarque : Cette étude avait pour objectif d'évaluer les changements d'orientation et de position du bassin osseux suite à des modifications d'angles de dossier et d'assise, dans un contexte de repositionnement chez des usagers de fauteuil roulant (**objectif spécifique 1**). Une méthode basée sur le recalage entre deux séries d'images (imagerie par résonance magnétique et échographie) a été développée afin d'acquérir la géométrie interne du bassin en différentes positions assises. L'expérimentation, approuvée par un comité d'éthique, a été réalisée avec 9 usagers de fauteuil roulant au Centre Médico-Universitaire Daniel Douady (France).

3.1 Abstract

This study aimed at evaluating the effects of mechanical repositioning, obtained by the increase in seat-to-back (STB) and system tilt angles, on the position of the pelvis with spinal-cord injured subjects seated in a wheelchair. The non-invasive method used combined MRI (magnetic resonance imaging) images of the whole pelvis obtained in a supine posture and ultrasound images of the pelvic iliac crests obtained in four seating positions. The matching of the two image data sets enabled the location of fourteen pelvic landmarks in the seated positions. From these landmarks, the pelvic tilt, obliquity, and transverse rotation, and the 3D motion of the pelvis were calculated. Results showed that the increase in STB angle is not equal to the calculated increase in pelvic tilt and that the pelvis rotated posteriorly, moved forwards and downwards. An increase in the system tilt moved the pelvis rearwards and downwards, which counterbalanced the movement seen with the increase in STB. At the return to the first position, no significant changes were observed in the pelvis' position and orientation compared to the initial posture. Results also demonstrated the importance in calculating the total 3D rotations and translations to characterize adequately the pelvic movement.

3.2 Introduction

For wheelchair users who remain seated for prolonged periods of time, an adequate sitting posture is essential to prevent multiple health hazards, such as muscular-skeletal deformities [1, 20]. However, even with an adequate posture, prolonged sitting without

postural changes can cause notably discomfort and physical problems such as pressure sores [1, 3, 4]. Postural changes (or repositioning) can be achieved mechanically with multi-configuration wheelchairs equipped with tilt and recline systems, or physically by doing forward and lateral flexions. However, these postural changes may cause the body to become unstable when returning to the initial posture [1]. Furthermore, modifications imposed on the wheelchair's configuration may differ from the modifications perceived by the body. Few studies have been conducted on the effects of repositioning on the posture with wheelchair users, and more specifically on the orientation of the pelvis, which is the foundation for the support of upper body [20]. Koo et al. [4] and Hobson and Tooms [9] studied notably the effect of lateral and forward bendings on the pelvis' orientation with spinal-cord injured (SCI) and non-handicapped subjects. Both studies [4, 9] showed that the two populations present distinct differences in the pelvic orientation. Nwaobi et al. [7] compared variations imposed on the seat-to-back angle with the variations perceived in the external hip flexion angle with able-bodies and subjects with cerebral palsy. The authors [7] found that, in general, the two angles are related but not equal: an increase in seat-to-back angle is not equal to the increase in the hip flexion. However, as the seat-to-back angle increases, the difference between the two decreases.

Studies on the seated posture have also been conducted with non-handicapped people [8, 9, 10, 11], but the results may not directly be extended to the wheelchair user population as shown with the previous studies [4, 9]. For instance, Aissaoui et al. [8] studied the

effects of different system tilt and seat-to-back angles on the external posture of able-bodied subjects. Results showed that the acromion slides downwards with an increase of the seat-to-back angle or tilt angle ; the greater trochanter and the femoral condyle slide rearwards with the seat-to-back angle increase, implying that the subjects does not move out of the chair. However, Aissaoui et al. [8] used a 3D localizer to digitize external pelvic landmarks; hence, the soft tissue thickness and movement of the skin with respect to the internal corresponding landmarks may have influenced the digitization, which can result in differences between the internal and external landmark's 3D position [12, 13]. Furthermore, variability in external identification of the greater trochanter can range between 7.2-10.4 mm as reported by Maltais et al. [5] and as much as 17.9 mm by Della Croce et al. [15]. Hence, analysis of internal landmarks is important to characterize adequately the pelvis' 3D orientation. Andersson et al. [9] used X-rays on able-bodied subjects to study the influence of backrest inclination notably on the pelvis tilt. However, results [9] showed that the increase in STB angle is equal to the increase in pelvic tilt, which contradicts those of Nwaobi et al. [7]. Makhsous et al. [10] studied the effects of lowering the rear part of the seat on a simulation chair (thus reducing the ischial support) with an adjustment in lumbar support notably on pressure and posture measured by X-ray. The authors [10] found that reducing the ischial support and using a lumbar support reduced notably the peak pressure under the ischia, maintained lumbar lordosis, and increased in intervertebral disc height, which could help reduce low back pain. However, the authors [10] stated that an evaluation on a longer period of sitting time is needed to see if hip pain may

occur from the lack of ischial support. Furthermore, this type of chair may not be directly usable with wheelchair users. Finally, Sprigle et al. [11] determined the reliability and validity in three seated positions of a new pelvic goniometer, composed of a pelvic band placed over the iliac spines and a thigh bar aligned with the femur, to measure pelvic tilt and hip flexion. The goniometer was found reliable, but no direct results on the pelvic tilt and hip flexion measurements were given.

From the revue of the literature, it is clear that there is a need for further studies on the seated posture of SCI wheelchair users, specially the effects of tilt and recline systems on the pelvis' 3D orientation and position which has not been extensively studied. This study aims at answering the following questions 1- what is the displacement of the pelvis under system tilt and seat-to-back angle increases? , 2- does an increase in the seat-to-back angle produce an equal increase in the pelvic tilt angle?, 3- does the pelvis regain its original position and orientation when the system tilt and seat-to-back angles are returned to their initial values?

3.3 Methods

In a previous article [13], the authors used a non-invasive method, based notably on the acquisition of images by magnetic resonance imaging (MRI) and ultrasound, to determine the accuracy between internal and external pelvic landmarks in four seated positions with spinal-cord injured subjects. The images obtained in the previous experimentation were also used in the present study to assess the influence of the four

seating positions on the pelvis' 3D location and orientation. The methodology presented in the previous article [13] is summarized below. The experimental protocol was approved by the ethical committee of the CHU of Grenoble (France).

3.3.1 Materials

Four females and five males with spinal-cord injuries (8 subjects with the spinal level of lesion at C7, and 1 subject with a D4 level), from the Centre Medico-Universitaire Daniel Douady in France (CMUDD), participated in this study (mean age of 24 years, mean body weight of 62 kg, mean body height of 1.76 m). Four subjects had a small piece of their pelvis excised and grafted in the neck for the stabilization of fractured vertebrae : the right anterior superior iliac spines (ASIS) in one subject and the left ASIS for the three others. The subjects were seated in a PE50 Poirier wheelchair (Invacare^R Poirier, Fondettes, France) with the help of an occupational therapist. The armrests were removed to get better access to the pelvis and instead, an independent arm suspension device was placed above the wheelchair to hold the subjects' arms. The footrests were adjusted so that the subjects' thighs were parallel to the seat surface. To minimize the risk of pressure sore development during the experiment, an 8 cm thickness contoured foam Jay cushion was used (Jay Medical Ltd, Colorado, USA). Four static seated positions were studied according to Tableau 3.1_Article 1 (see also Figure 3.1_Article 1). The backrests angles of 92° and 144° corresponded respectively to the maximum limit angles in the upright and reclined positions of the wheelchair used in the study. In the same matter, the system tilt angles of 5° and 25° corresponded to the maximum limit

angles in the neutral and tilted positions of the wheelchair. Position P4 was only done with the last 7 subjects, due to time constraints with the first two.

Tableau 3.1_Article 1- Wheelchair configurations

	Seat-to-back angle (STB)	System tilt angle
P1 neutral position	92°	5°
P2 increase in STB	144°	5°
P3 increase in system tilt	92°	25°
P4 neutral position	92°	5°

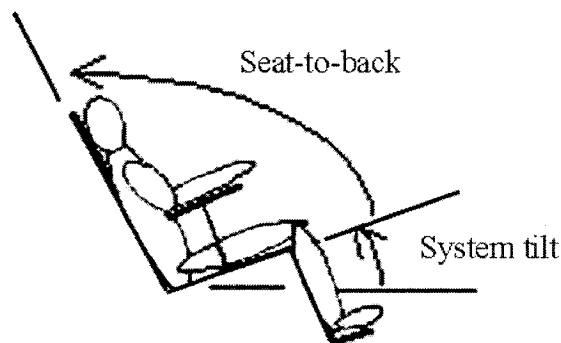


Figure 3.1_Article 1- Seat-to-back and system tilt angles representation

3.3.2 Acquisition of the Pelvic Geometry

It was decided to study the position of the internal anatomical structure of the pelvis to avoid skin artefacts seen when studying external landmarks [13-15]. To acquire internal information about the pelvis, non-invasive imaging techniques exist such as MRI and ultrasound. To date, the former can mainly be done in a supine position. The latter,

which can be realized in a seated position, provides only 2D images and cannot alone give 3D coordinates of internal landmarks. Hence, the two techniques were combined to obtain a non-invasive method [13] that enabled the acquisition of the whole pelvis' location in the 3D space in different seated positions. An image registration technique, based on the matching of two data sets, respectively MRI and ultrasound images [13, 16, 17], was used. More specifically, MRI images of the whole pelvis were first obtained for each subject pre-experimentally in a supine position. The pelvic contours were then extracted on each MRI slice image to obtain a 3D surface model of the whole pelvis for each subject. Different anatomical pelvic landmarks, described in *section 3.3.3*, were then identified on the MRI images. Secondly, ultrasound images of the iliac crests edges were acquired for each subject in the wheelchair: 15 images, chosen to overlay most of the iliac crest, were acquired on each side of the pelvis for each position. Since ultrasound images cannot alone be located in a 3D space, a rigid body device (RB_a) containing infrared light emitting leds was mounted on the ultrasound probe and was linked to a 3D optical localizing system, the Optotrak™ system (Northern Digital inc., Toronto, Canada) [17]. The acquisition of each ultrasound image was recorded simultaneously with the acquisition of the ultrasound probe's position. Hence, each ultrasound image was located in the Optotrak's 3D coordinate system, which had its origin on another rigid body device (RB_b) attached to the wheelchair (Figure 3.2_Article 1).

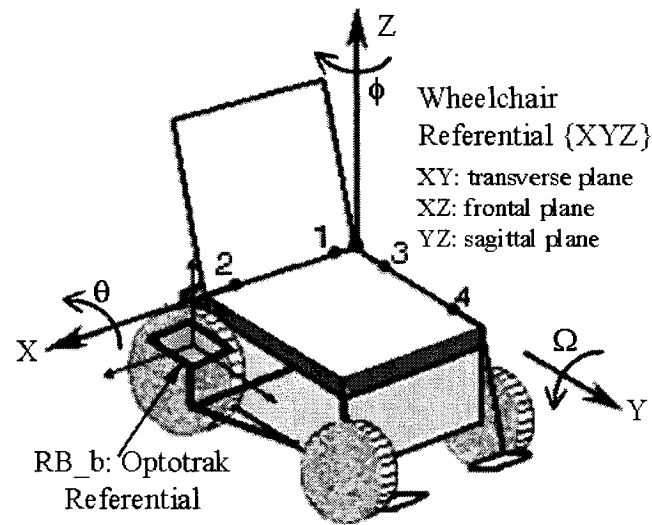


Figure 3.2_Article 1- Optotrak and wheelchair referentials

Afterwards, contours of the pelvis' iliac crests were extracted manually on each ultrasound image with the computer mouse, to obtain a second 3D surface model of the iliac crests. Surface based registration algorithms [16] were then applied to match the MRI and ultrasound models and thus obtain the transformation matrix between the MRI and ultrasound coordinates systems; the accuracy of the registration method is of 2.6 mm and 1.5°, as reported by Tonetti et al. [17] in a similar study. Anatomical landmarks identified on the MRI images were then transferred to the Optotrak referential to obtain their 3D coordinates in the different seating positions.

3.3.3 Identification of the Internal Pelvic Landmarks on the MRI Images

Fourteen anatomical pelvic landmarks (Figure 3.3_Article 1), chosen to overlay most of the pelvis, were identified on the images with the help of a specialized computer tool

developed for the study that enabled the visualization of the corresponding MRI images in the transverse, frontal, and sagittal planes simultaneously:

- IT: Right & left ischial tuberosities
- CAc: Right & left centers of the acetabulum
- ASIS: Right & left anterior-superior iliac spines
- AICr: Right and left apex of the iliac crests
- PSIS: Right and left posterior-superior iliac spines
- Co: Extremity of the coccyx
- ASeP: Anterior point of the sacral end plate
- CSeP: Centre of the sacral end plate
- PSeP: Posterior point of the sacral end plate

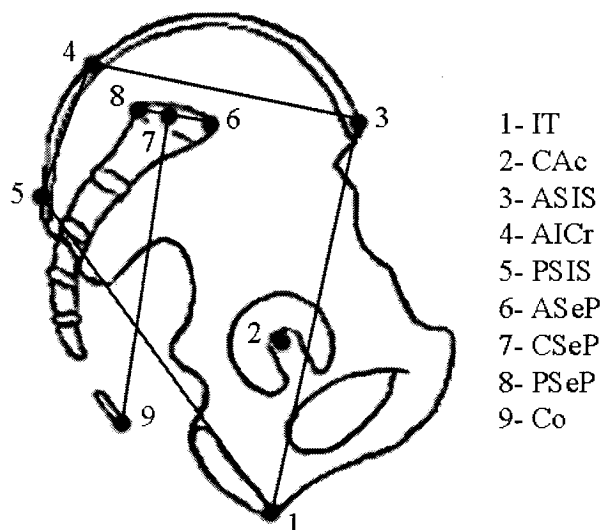


Figure 3.3_Article 1- Pelvis landmarks and stick representation of the reconstructed pelvis in the sagittal plane (subject 6, position 1)

Since there are no specific standards in the literature as to which bone point can adequately represent an anatomical landmark, the latter were identified as follows. The ASIS, PSIS and Co were located by the extreme bone points respectively seen in the sagittal plane and centered with the corresponding bone region seen in the transverse and frontal planes. The AICr and IT corresponded respectively to the upper and lower extreme points seen in the transverse plane, centered with the corresponding bone region in the frontal and sagittal plane. The CAc and the CSeP were adjusted respectively in the three planes as to correspond to the center of the acetabulum and the center of the sacral end plate. The ASeP and PSeP were located by the extreme anterior and posterior points of the sacral end plate seen in the sagittal plane and centered with the corresponding sacral plate region seen in the transverse and frontal planes.

A right handed orthogonal coordinate system (according to the international reference standard ISO 16840-1) was defined on the wheelchair (Figure 3.2_Article 1) by digitizing four points located on the seat frame structure with a pointer linked to the OptotrakTM system that was used to locate the ultrasound images. The X-axis (vector defined by the points 1 and 2 located on the seat-to-back rotation axis) represents the lateral axis of the sitting posture, the Z-axis is perpendicular to the plane formed by points 1, 2, 3, and 4; the Y-axis is obtained by a cross-product between the X and Z axes. The internal pelvic landmarks, first transferred from the MRI referential to the Optotrak referential, were afterwards transferred in the wheelchair referential which is more representative of the anatomical reference positions used in the literature [18].

Three orientation parameters frequently used in clinics or in the literature [18] to characterize the 3D orientation of the pelvis were calculated (Figure 3.4_Article 1):

- Pelvic obliquity (PO): defined as the angle between the transverse plane and the line joining the two ASIS, projected onto the frontal plane.
- Pelvic rotation (PR): defined as the angle between the frontal plane and the line joining the two ASIS, projected onto the transverse plane.
- Pelvic tilt (PT): defined as the angle, calculated for the right and left sides, between the transverse plane and the line joining the CAc and the ASIS, projected onto the sagittal plane.

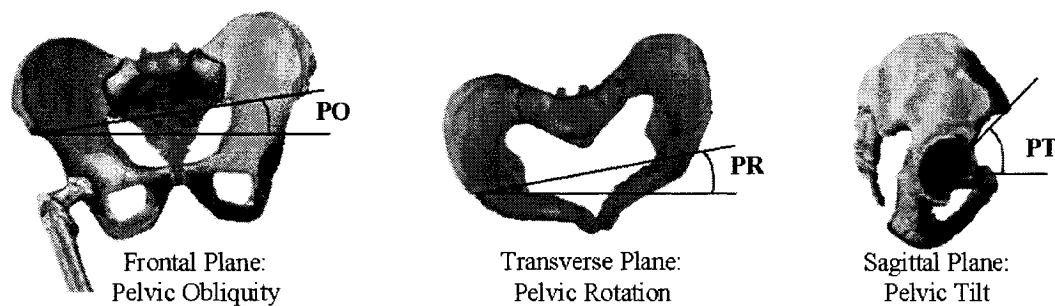


Figure 3.4_Article 1- Pelvic orientation parameters

Furthermore, to get a better understanding of the pelvis' response to the changes imposed on the wheelchair, the total pelvic movement between the four positions P1, P2, P3 and P4, was calculated. To our knowledge, this total movement has not been studied in the literature for the positioning of wheelchair users. Since the pelvis can be considered as a solid anatomical structure defined in this study by fourteen points, the total pelvic motion M is called rigid and can be decomposed into a rotation matrix R and

a translation vector T (T_x , T_y , T_z) [19]. Euler/Cardan angles were chosen to calculate the rotation of the pelvis between two positions because of its facility of use and spatial representation. Hence, R is defined by three rotations r_θ , r_Ω , and r_ϕ around the three axes X, Y, and Z respectively: r_θ represents the pelvic tilt, r_Ω represents the pelvic obliquity, and r_ϕ represents the pelvic transverse rotation. The transformation (equation 3.1), solved by least squares with the QR decomposition algorithm, was calculated between P1-P2, P1-P3, and P1-P4.

$$(x_b y_b z_b 1)^t = \begin{pmatrix} (R) & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix} (x_a y_a z_a 1)^t \quad (3.1)$$

where (x_a, y_a, z_a) are the initial 14 landmark coordinates,

(x_b, y_b, z_b) are the final 14 landmark coordinates

The nonparametric Wilcoxon matched pairs tests (p-level = 0.05) were conducted to study the effect of repositioning on the landmarks coordinates and orientation parameters. More specifically, the coordinates and the orientation parameters were compared for the following positions: 1- seat-to-back angle increase P1-P2, 2- system tilt increase P1-P3, 3- return to the neutral position P1-P4.

3.4 Results

Tableau 3.2_Article 1 presents the results of the Wilcoxon statistical tests for the orientation parameters, while the results for the landmark coordinates are presented in Tableau 3.3_Article 1; only three landmarks are presented because they either play an important role in clinics during the subjects' positioning (i.e. ASIS) or because they are

related to regions prone to pressure sore development during sitting (i.e. IT, Co) [20]. Tableau 3.4_Article 1 presents the total motion of the pelvis between the four positions. Figure 3.5_Article 1 presents the values of the orientation parameters for the four seated positions, Figure 3.6_Article 1 presents the values for the total translation T_y for each subject, and Figure 3.7_Article 1 shows a typical stick representation of the reconstructed pelvis (subject 8) in the four positions.

Tableau 3.2_Article 1- Differences (and standard values) for the orientation parameters, between the seated positions

		Comparison of Seated Positions		
		P1 vs P2 (n = 9)	P1 vs P3 (n = 9)	P1 vs P4 (n = 7)
Orientation Parameters	PO	-0.1° (2.9)	0.2° (3.7)	0.0° (2.6)
	PR	0.6° (2.0)	2.3° (5.2)	-1.2° (3.3)
	PT right	20.4° (8.3)*	-0.6° (11.9)**	3.1° (4.6)
	PT left	21.2° (8.6)*	1.0° (11.6)**	2.6° (5.3)

* : significant difference (p-value 0.05)

** : values with regards to the seat pan, obtained after subtracting the 20° angle increase of the system tilt.

As shown in Tableau 3.2_Article 1, no significant differences were found for the pelvic obliquity PO and the pelvic rotation PR between the four seated positions. Significant differences (20.4° to 21.2°) were found between P1 and P2 for the right and left pelvic tilts, but not between positions P1 and P3 (when the increase of 20° in system tilt is taken into account in the PT value). No significant differences were found between positions P1 and P4 for PT. The pelvic rotations around the Y-axis (r_Ω) and Z-axis (r_ϕ) are small ($< 3^\circ$), for the four positions (Tableau 3.4_Article 1). The pelvic rotation

around the X-axis (r_θ) between P1 and P2 is equal to 20.8° and is in agreement with the PT measured by the ASIS and CAC. The rotation r_θ between P1 and P3 is of 20.1° , which corresponds with the increase in system tilt of 20° . Rotation r_θ between P1 and P4 is small (4.8°), which confirms the non-significant differences found for PT between the same positions.

The increase in the seat-to-back angle of 52° in P2 produced a smaller increase in pelvic tilt of approximately 20° , as represented in Figure 3.5_Article 1: the STB angle of 144° is larger than the measured PT values of 114.2° and 113.5° for the right and left sides respectively. In P1, the STB angle of 92° is similar to the measured PT values of 92.3° on the right side and of 93.8° on the left side. When the increase of 20° in system tilt in P3 is taken into account, the seat-to-back angle (92°) and the pelvic tilts (right side of 93.2° , left side of 93.3°) are similar. Finally, at the return to the neutral position in P4, no large differences appear between the seat-to-back angle of 92° and the measured PT values of 93.4° and 92.0° for the right and left sides respectively.

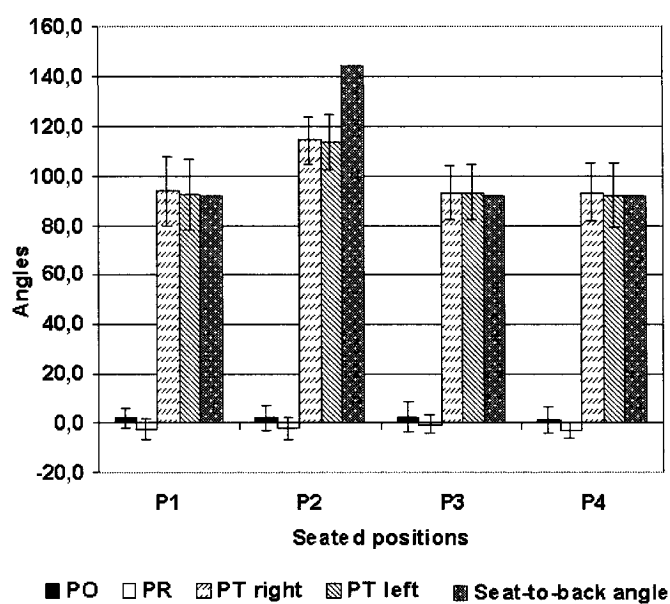


Figure 3.5_Article 1- Comparison of orientation parameter values between the seated positions

Tableau 3.3_Article 1- Differences (and standard deviation) for the landmark coordinates between the seated positions

			Comparison of Seated Positions		
			P1 vs P2 (n = 9)	P1 vs P3 (n = 9)	P1 vs P4 (n = 7)
Differences in internal pelvic landmarks coordinates (mm)	ASIS right	X	-3.1 (3.7)	-5.2 (5.1)*	-3.6 (8.8)
		Y	-40.1 (20.2)*	-80.2 (18.9)*	-6.7 (9.9)
		Z	1.1 (11.3)	4.5 (10.8)	-0.1 (4.8)
	ASIS left	X	-3.0 (3.9)	-5.0 (4.9)*	-3.3 (8.5)
		Y	-42.4 (20.2)*	-89.6 (11.7)*	-2.2 (7.4)
		Z	1.2 (14.2)	3.8 (17.9)	-0.3 (7.7)
	IT right	X	-3.1 (4.7)	-6.8 (9.9)	-2.3 (5.3)
		Y	14.2 (15.9)*	-30.4 (28.3)**	2.4 (13.2)
		Z	21.4 (10.1)*	24.9 (20.7)*	0.8 (3.6)
	IT left	X	-3.1 (4.8)	-6.7 (10.0)	-2.2 (5.4)
		Y	12.7 (13.2)	-35.3 (23.1)*	4.2 (10.7)
		Z	22.4 (10.1)*	25.1 (24.3)*	1.1 (7.6)
	Co	X	-1.4 (6.0)	-2.9 (7.2)	-4.4 (7.8)
		Y	14.5 (11.2)*	-32.1 (24.1)*	2.5 (10.5)
		Z	-7.1 (12.1)	-3.1 (20.0)	-3.0 (4.1)

* : significant difference p-value 0.05, ** p-value 0.059

Analysis of the coordinates (Tableau 3.3_Article 1) revealed significant differences of 5 mm between positions P1-P3 for the X coordinate of the ASIS. Significant differences were found between P2-P1 (-40.1 and -42.4 mm) and P3-P1 (-80.2 and -89.6 mm) for the Y-coordinate of the ASIS; no significant differences were found along the Z-axis for this landmark. The IT showed no significant changes along the X-axis. A significant difference of 14 mm was found between P2-P1 for the right IT along the Y-axis; the range of movement obtained for both the right and left IT along the Y-axis between the subjects is high: -11.2 to +37.8 mm. The right and left IT showed significant differences for the Y-coordinate between positions P3-P1 (-30.4 and -35.3 mm for the right and left sides, with a range between -60.8 and +20.5), but the standard deviation is also high (28.3 and 23.1 mm). Along the Z-axis, significant differences for the IT were found between positions P2-P1 (21.4 and 22.4 mm) and P3-P1 (24.9 and 25.1 mm); however, the standard deviation is again high between P3-P1 (20.7 and 24.3 mm). Finally, the Co showed no significant changes along the X-axis. Results for the Co showed significant differences along the Y-axis between positions P2-P1 (14.5 mm) and P3-P1 (-32.1 mm) with a high standard deviation of 24.1 mm for the latter; no significant difference was found along the Z-axis.

The pelvic translation is negligible along the X-axis (inferior of 4 mm). The pelvic translation T_y between P2-P1 is a forward movement of about 35 mm. A rearward movement T_y of -16.4 mm was seen between P3-P1, but with a high standard deviation due to subjects 6 and 9 (Figure 3.6_Article 1). The pelvic translation T_y between P4-P1

is a forward movement of 11.4 mm. The pelvic translation T_z between P2-P1 is of -26 mm, between P3-P1 is of -22.6 mm, and between P4-P1 is of -7.7 mm. Negatives values for T_z imply that the pelvis moved downwards along the backrest.

Tableau 3.4_Article 1- Total pelvic motion between the seated positions

		Comparison of Seated Positions		
		P1 vs P2 (n = 9)	P1 vs P3 (n = 9)	P1 vs P4 (n = 7)
Total Pelvis Motion	r_θ	20.8° (8.5)	20.1° (11.8)	4.8° (2.6)
	r_Ω	1.0° (0.7)	2.7° (2.6)	2.1° (1.4)
	r_ϕ	1.8° (1.3)	2.9° (2.4)	2.6° (1.9)
	T_x	-0.5 mm (7.7)	2.2 mm (9.0)	-3.6 mm (7.7)
	T_y	34.9 mm (14.7)	-16.4 mm (34.8)	11.4 mm (14.4)
	T_z	-26.1 mm (10.6)	-22.6 mm (11.0)	-7.7 mm (6.0)

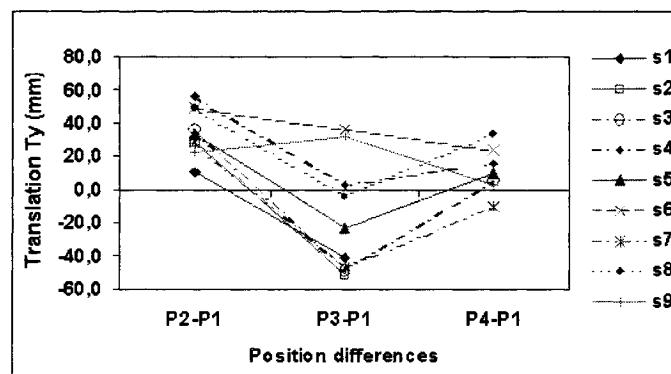


Figure 3.6_Article 1- Translation T_y between the seated positions for each subject

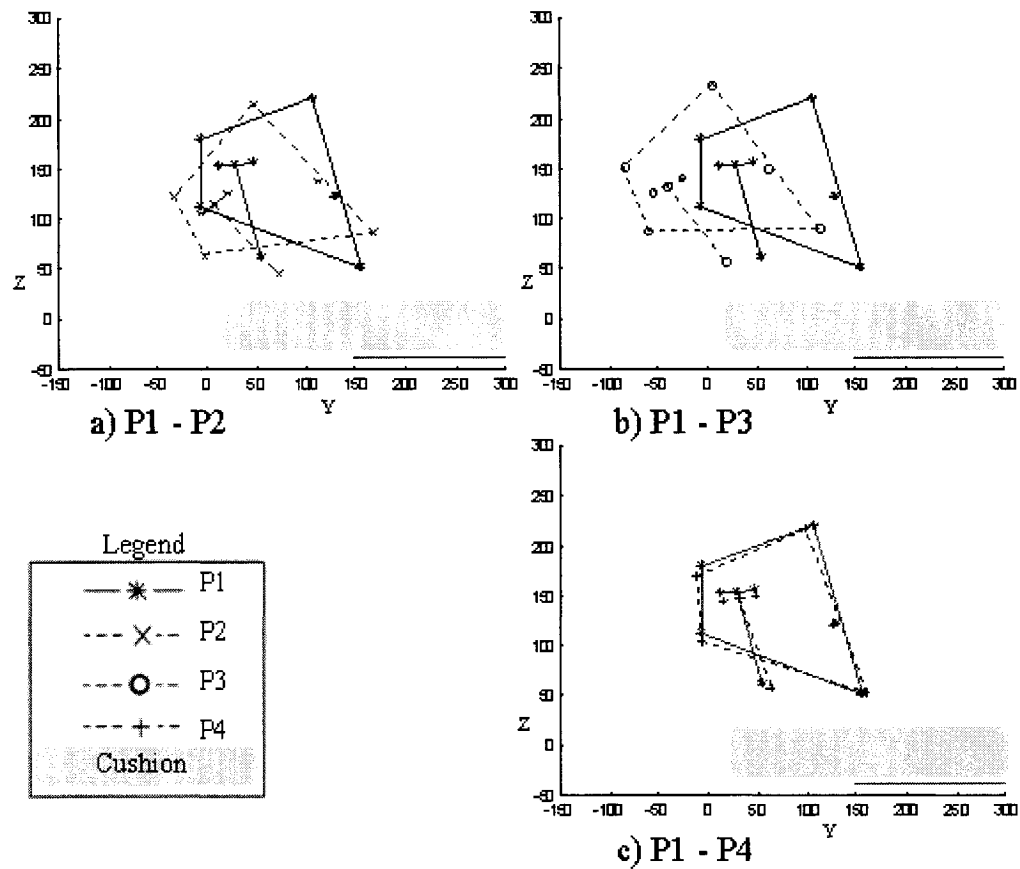


Figure 3.7_Article 1- Stick representation in the sagittal plane of subject 8's pelvis in the four sitting positions

3.5 Discussion

No significant differences were found for the pelvic obliquity PO and the pelvic rotation PR between the four seated positions, and the total pelvic rotation around the Y and Z axes is low, which is consistent with the experimentation since no changes were brought to the wheelchair around these axes. Hence, the pelvic obliquity and pelvic rotation remain constant. As expected, the modification of the seat-to-back angle (comparison of positions P1-P2) induced a significant difference in the pelvic tilt PT. However, the PT

difference and the pelvic tilt r_θ ($\approx 20\text{-}21^\circ$) measured are smaller than the modification in STB angle imposed in this study (52°). The discrepancy found between the measured data (PT and r_θ) and the modifications imposed on the wheelchair is in agreement with the results of Nwaobi et al. [7]; the latter found that a seat-to-back increase of 70° (from 60° to 130°) induces an increase of 44° in hip flexion (as measured by an electric goniometer) in non-handicapped subjects, 35° in subjects with mild cerebral palsy, and 42° in subjects with severe cerebral palsy. However, Andersson et al. [9] showed by X-rays that an increase of 30° in STB angle ($80\text{-}110^\circ$) produces an equal change (31°) in the pelvic tilt measured with the PSeP, the uppermost point on the acetabulum, and the horizontal. The differences between the results of present study and also Nwaobi et al. [7] with those of Andersson et al. [9] might be explained by the fact that the latter author studied a small range of seat-to-back angles ($80\text{-}110^\circ$), compared to an increase of 52° in the present study ($92\text{-}144^\circ$) and 70° by Nwaobi et al. [7] ($60\text{-}130^\circ$), which might not have been enough to notice a difference between the seat-to-back angle increase and the pelvic tilt increase. In fact, when analyzing the results of Nwaobi et al. [7] between the 80° and 110° STB angles with the non-handicapped population, the PT increase found is not equal but near 30° .

The modifications in seat-to-back angle and system tilt had little impact on the lateral posture, with only significant results of 5 mm for the ASIS along the X-axis. Analysis of the landmarks' coordinates showed that the ASIS, IT, and Co moved differently along the Y and Z axes to the wheelchair changes. The ASIS moved posteriorly between P2-

P1 and P3-P1, whereas the IT and Co moved forward between P2-P1 and showed a posterior movement between P3-P1. Hence, from the statistical analysis, it seems that the subjects did not slid out of the wheelchair despite the seat-to-back angle increase; Aissaoui et al. [8] came to the same conclusion but found furthermore a rearward displacement of approximately 25 mm for the greater trochanter between a STB of 90° and 120° with a seat tilt of 0° . Although it is not presented, the CAc in this study, by comparison to the GT, also showed a rearward movement of -7.7 mm and -10.4 mm for the right and left sides respectively.

However, to evaluate the real movement of the pelvis, the rotation and translation of the whole pelvis should be studied, and not only the movement of a few landmarks, which was not studied by Aissaoui et al. [8] but recommended by the authors. Results showed that added to the rotation r_θ mentioned previously, the pelvis moved forwards of 35 mm (T_y) and downwards of -26 mm (T_z) between P1 and P2. This result was not evident with the study of only a few landmarks; for instance, the IT moved forwards and upwards between P1 and P2. Hence, the pelvis rotates posteriorly, moves forwards, but deepens in the cushion with the seat-to-back angle increase. The increase of the system tilt of 20° (P1-P3) moves to pelvis backwards and downwards, which can eventually nullify the forward movement obtained with the increase in seat-to-back angle (P2), as seen with the return to the neutral position P4; in fact, no significant differences were found for the landmarks' coordinates between P1 and P4 and the pelvis translations T_y and T_z were small (11.4 and -7.7 mm respectively). Results in the present study were

obtained with a contoured cushion; other results may be obtained with flat foam cushion or with the use of gel or air filled cushions. As shear stress may occur with the forward and rearward movement of the pelvis, weight shifting is recommended, even with the return to the neutral position.

3.6 Conclusion

The purpose of this study was to quantify the postural changes of the pelvis under mechanical repositioning (by increasing the seat-to-back angle and system tilt) with spinal-cord injured subjects seated in a wheelchair, with the use of MRI and ultrasound images. Although the method used in the study is costly and time consuming, the combination of MRI and ultrasound images enabled the modeling of the pelvis, which permitted the analysis of inaccessible landmarks in a seated posture such as the IT and Co; hence the total movement of the pelvis was calculated as well as three orientation parameters used in the literature (pelvic tilt, obliquity, and transverse rotation). To our knowledge, this study is the first to analyze the total movement (rotation and translation) of the pelvis with SCI subjects, which is essential to characterized adequately the 3D motion of the pelvis in different seating positions. Hence, this study brings valuable information about the positioning and repositioning of people in a wheelchair. However, new techniques need to be developped in order to obtain a 3D model of the pelvis by analysing only a few external pelvic landmarks (for example, combining personal external pelvic data with a pelvic database), which would be less time consuming and costly.

The results showed that the pelvic tilt of an SCI population should not be directly compared to the seat-to-back angle. Furthermore, the increase of the seat-to-back angle should not be considered equal to the increase of the pelvic tilt. With the increase in seat-to-back angle, the pelvis rotated posteriorly, moved forwards and downwards. With the increase in system tilt, the pelvis did not rotate with regards to the seat but moved posteriorly and downwards. The results of the return to the initial wheelchair configuration showed that the changes seen in the posture, as imposed by the modification sequence chosen in this study, were minimized by comparison with the initial posture. Hence, increasing the system tilt after increasing the seat-to-back angle brings the pelvis in a position similar to the initial one.

The orientation parameters (PT, PO, PR) used in this study were representative of the total pelvic rotation (r_θ , r_Ω , r_ϕ); however, analysis of the 3D movement of the pelvis revealed important sliding of the pelvis, notably with the increase in STB angle. Analyzing the sliding is important to determine whether the skin under the buttocks undergoes shear, which can lead to the formation of pressure ulcers. Movement in the transverse plane was minimal in the present study, but results may differ with another type of population who might have pelvic obliquity or with the use of another cushion. Therefore, the total movement of the pelvis should be studied when analyzing the posture under different seating conditions.

3.7 References

- 1 Cooper, R.A. "Rehabilitation Engineering applied to mobility and manipulation", Pittsburgh: Medical Science Series, 1995, pp 337-377.
- 2 J.K. Mayall and G. Desharnais, "Positioning in a wheelchair / a guide for professional caregivers of the disabled adult", 2nd ed. New Jersey: SLACK Inc., 1995, 144 p.
- 3 M. Lacoste, M. Allard, R. Weiss-Lambrou, and J. Dansereau, "Why wheelchair consumers use their powered tilt/recline system", in *Proc. RESNA '99 Conference*, 1999, pp. 269-271.
- 4 L. Zoras, "Manual tilt – clinical applications", in *Proc. Canadian Seating and Mobility Conference*, 1995, pp. 86-88.
- 5 T.K.K. Koo, A.F.T. Mak, and Y.L. Lee, "Posture effect on seating interface biomechanics: comparison between two seating cushions", *Arch Phys Med Rehabil*, 77, 1996, pp.40-47.
- 6 D.A. Hobson and R.E. Tooms, "Seated lumbar/pelvic alignment: a comparison between spinal cord-injured and noninjured groups", *Spine*, 17(3), 1992, pp.293-298.
- 7 O.M. Nwaobi, D.A. Hobson, and S.J. Taylor, "Mechanical and anatomic hip flexion angles on seating children with cerebral palsy", *Arch Phys Med Rehabil*, 69, 1988, pp. 265-267.
- 8 R. Aissaoui, M. Lacoste, and J. Dansereau, "Analysis of sliding and pressure distribution during a repositioning of persons in a simulator chair", *IEEE Trans. Neural Syst. & Rehab. Eng.*, vol. 9 (2), pp. 215-224, 2001.

- 9 G.B.J. Andersson, R.W. Murphy, R. Örtengren, and A.L. Nachemson, "The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis", *Spine*, 4 (1), 1979, pp.52-58.
- 10 M. Makhsous, F. Lin, R.W. Hendrix, M. Hepler, and L.-Q. Zhang, "Sitting with adjustable ischial and back supports: biomechanical changes", *Spine*, 28 (110), pp. 1113-1122, 2003.
- 11 S. Sprigle, N. Flinn, M. Wootten, and S. McCorry, "Development and testing of a pelvic goniometer designed to measure pelvic tilt and hip flexion", *Clinical Biomechanics*, 18, pp. 462-465, 2003.
- 12 A. Cappozzo, "Three-dimensional analysis of human walking: experimental methods and associated artifact", *Human Movement Science*, vol. 10, pp. 589-602, 1991.
- 13 N.M. Lalonde, J. Dansereau, R. Aissaoui, P. Pauget, and P. Cinquin, "Differences between pelvic skin and bone landmark identification in different seated positions on spinal-cord injured subjects", *IEEE Tr. Biomed. Eng.*, vol 50 (8), pp. 958-966, 2003.
- 14 C. Maltais, J. Dansereau, R. Aissaoui, and M. Lacoste, "Assessment of geometric and mechanical parameters in wheelchair seating : a variability study", *IEEE Tr. Rehabil. Eng.*, vol. 7 (1), pp. 91-97, 1999.
- 15 U. Della Croce, A. Cappozzo, and D.C. Kerrigan, "Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, vol. 37, pp. 155-161, 1999.
- 16 S. Lavallée, R. Szeliski, and L. Brunie, "Anatomy-based registration of three-dimensional medical images, range images, x-rays projections, and three-

- dimensional models using octree-splines", in R.H. Taylor, S. Lavallée, G.C. Burdea, R. Mösges (eds), *Computer-integrated surgery: technology and clinical applications*, Cambridge, MIT Press, 1996, pp. 115-143.
- 17 J. Tonetti, L. Carrat, S. Lavallée, L. Pittet, P. Merloz, and J.-P. Chirossel, "Percutaneous iliosacral screw placement using image guided techniques", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 354, pp. 103-110, 1998
- 18 M.A. Medhat and D.A. Hobson, "Standardization of terminology and descriptive methods for specialized seating / a reference manual", RESNA PRESS: Washington DC, 1992, 36 p.
- 19 M. A. Hamadeh, "Une approche unifiée pour la segmentation et la mise en correspondance 3D/2D d'images multi-modales", Thesis presented at l'Institut National Polytechnique de Grenoble: France, 1997, pp. 75-79.
- 20 S. Fernandez, "Physiotherapy: prevention and treatment of pressure sores", *Physiotherapy*, vol. 73 (9), pp. 450-454, 1987.

3.8 Biography

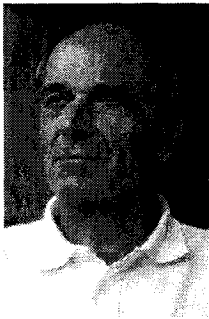


Nadine-Michèle Lalonde received the B.Eng. degree in mechanical engineering from École Polytechnique of Montréal, Québec, Canada, in

1997. She completed her third year of the mechanical engineering program (1995-1996) at the École Nationale Supérieure d'Hydraulique et de Mécanique de Grenoble, France. She spent two years (1997-1999) as a student for the master degree in biomedical science and engineering, and is currently working towards the Ph.D. degree in the same field also at École Polytechnique of Montréal. Her present research interests are related to the development of a clinical tool for the analysis of the seated posture, medical imaging techniques, 3D reconstruction and matching algorithms, and computer modeling of the pelvis.



Jean Dansereau received the B.Eng. and M.Sc. degrees in mechanical engineering from École Polytechnique de Montréal, Québec, Canada, in 1981 and 1983 respectively. He obtained the Ph.D. degree in mechanical engineering (biomechanics) from the University of Vermont, Burlington, in 1987. Between 1996-2001, he was responsible of the NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids. He is presently the director of the of graduate studies at École Polytechnique of Montréal as well as professor in Mechanical Engineering and at the Biomedical Engineering Institute of École Polytechnique of Montréal. His current interests are spinal biomechanics, 3-D stereoradiographic reconstruction and computer modelling of scoliotic spines and ribcages as well as rehabilitation engineering.

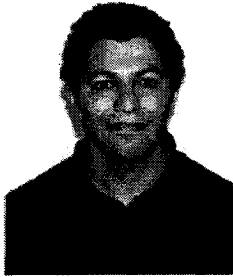


Pierre Pauget, born in 1943, is a medical doctor with a diploma in therapeutic and biomechanic sport medicine, and specialized in rehabilitation and physical medicine. He is currently the Medical Director of the long term care center Centre Médico-Universitaire Daniel Douady, located in St-Hilaire du Touvet near Grenoble in France, where spinal-cord injured children and young adults, or patients with other major injuries, can pursue their rehabilitation as well as their studies, from primary school to university.



Philippe Cinquin is a professor of medical informatics in Grenoble (France), at the TIMC-IMAG laboratory, a research unit of CNRS and Université Joseph Fourier, and he heads the department of medical informatics of Grenoble's University Hospital. He holds a Ph.D. in applied mathematics and is a medical doctor. He launched in 1984 a research team on CAMI (Computer Assisted Medical Interventions). This activity led to an innovative approach in surgical practice, thanks to the introduction of information technology in the operating room. He is an associate editor of IEEE Transactions on Medical Imaging, and a member of the editorial board of Computer

Aided Surgery. He coordinated four European projects. He received in 1999 the first Maurice E. Müller award for excellence in Computer Assisted Orthopaedic Surgery and in 2003 the silver award of CNRS.



Rachid Aissaoui (M'98) received the B.Sc. degree in electrical engineering from the University of Science and Technology of Oran, Algeria, in 1985 and the Ph.D. degree in biomechanics from the University Joseph Fourier in Grenoble, France, in 1990. He joined the Clinical Research Institute of Montréal (Canada) as head of the Engineering Rehabilitation team in 1991. From 1992-1995, he was responsible for the gait laboratory at the Sainte-Justine Hospital Research Center, Montréal. Between 1996 and 2001, he worked as a researcher at the NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids. He is currently professor at the department of Génie de la Production Automatisée at École de Technologie Supérieure, Montréal. His research interests are related to the 3D modeling of human locomotion, the development of tools for seating posture evaluation, and the dynamics of wheelchair propulsion. Dr. Aissaoui is a member of the IEEE-EMB Society and ANSI/RESNA subcommittee on Wheelchair Seating Standards WG/TD.

CHAPITRE 4- DIFFERENCES BETWEEN PELVIC SKIN AND BONE LANDMARK IDENTIFICATION IN DIFFERENT SEATED POSITIONS ON SPINAL-CORD INJURED SUBJECTS

Lalonde, N.M.¹ , Dansereau, J.^{1,2}, Aissaoui, R.³, Pauget, P.⁴, Cinquin, P.⁵

1- Institute of Biomedical Engineering, École Polytechnique de Montréal, C.P. 6079, Succ. Centre-Ville, Montréal, QC, H3C 3A7, Canada.

2- Department of Mechanical Engineering, École Polytechnique de Montréal, C.P. 6079, Succ. Centre-Ville, Montréal, QC, H3C 3A7, Canada.

3- Laboratory LIO, Département de génie de la production automatisée, École de Technologie Supérieure, Montréal, QC, H3C 1K3, Canada.

4- Centre Médico-Universitaire Daniel Douady, 38660 St Hilaire du Touvet, France.
Laboratoire TIMC-IMAG, Université Joseph Fourier, 38 043 Grenoble, cedex 03, France.

Cet article a été publié dans le journal IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2003, vol. 50 (no 8), pp. 958-966.

Remarque : Cette étude avait pour objectif de déterminer les différences et les corrélations entre les repères pelviens internes et externes, dans un contexte de repositionnement chez des usagers de fauteuil roulant (**objectif spécifique 2**). Lors de l'expérimentation de l'étude précédente (article 1) où la géométrie interne du bassin a été acquise en différentes positions assises, les repères pelviens externes des mêmes sujets ont également été numérisés par un pointeur lié à un localisateur 3D optique ; de ce fait, il a été possible de comparer la position des repères pelviens internes et externes ainsi que les paramètres géométriques (caractérisant l'orientation 3D du bassin) calculés à partir de ces derniers.

4.1 Abstract

The purpose of this study was to determine the differences between internal and external pelvic landmark locations in different seating positions. A computer tool developed for the registration of two series of images was used to obtain the internal geometry. First, images of the pelvis were acquired by MRI for each subject, in a supine position; internal landmarks were then identified on the images. Secondly, ultrasound images of the iliac crests were acquired in 4 seated positions. A registration algorithm was applied to obtain the transformation matrix between the two image reference systems. The MRI anatomical landmarks were therefore transferred into the ultrasound referential, to obtain their 3D location in the different seating positions. The external landmarks in those seated positions were identified with a 3D digitizer. The results revealed that generally the internal and external coordinates of corresponding landmarks are statistically different. The differences are not only due to soft tissue thickness but also to different interpretations of the landmarks' locations between the supine and the seated postures. However, these differences generally did not affect significantly the accuracy with which orientation indices can be estimated (pelvic tilt, obliquity, transverse rotation). Correlations were found between the internal and external coordinates, implying that linear regressions can be established.

4.2 Introduction

The seated posture is of interest in many fields, such as wheelchair seating, research on low back pain during sitting, and the automotive industry. Several techniques have been used in research: 1) instruments, such as flexible rulers, goniometers, and inclinometers [1, 2], 2) external markers placed on the skin and linked to 3D optical, magnetic or sonic localizers [3], 3) 3D digitizers [4-6], 4) shape recorders [7, 8], 5) photographs [9], 6) Moiré photography and other light reflecting based methods [10], 7) X-rays [11, 12], and finally 8) bone-anchored markers linked to 3D localizers [13]. The latter two are invasive and therefore may not be used in extensive research studies on posture or in clinical follow-ups for people in wheelchairs.

Except for X-rays and bone-anchored methods, all the other techniques are based on skin landmarks to assess the orientation of the underlying segments during static posture or movement. They have the advantage of being non invasive, but may show important skin artifacts due to the soft tissue thickness in static postural studies and artifacts due to the movement between the skin and the underlying bone or articulation in kinematics studies [14-16]. Therefore, skin artifacts are a major source of errors in postural analysis and should be taken into account. Several studies have focused on the relationship between internal and external landmarks, notably for the lower segments in gait analysis [17] and the vertebrae in spinal movement analysis [18]; few have been conducted for the pelvis, specially in a seated posture, and no clear relations have been established [19]. However, an adequate seated posture starts with the pelvis' positioning, the

foundation for the support of upper body [20], and thus the determination of the differences between the location of external and internal landmarks is essential to characterize precisely the pelvis' 3D orientation. As showed by Knight [19], who used a hand held goniometer and X-rays to compare notably external hip flexion and sacral angles while subjects sat in different positions, no linear correlation were found between the internal and external measurements, and the author concluded that the pelvis should not be assumed to be appropriately positioned from an outward visualization only.

While some postural studies, notably in the automotive industry [3, 21, 22], take into account the soft tissue thickness surrounding pelvic bone landmarks, most studies do not. Furthermore, these thickness are assumed to be constant for all subjects. For instance, Brodeur et al. [3] impose, for non handicapped people, a 5 mm soft tissue thickness at the anterior-superior iliac spines, compared to 6 mm in Manary et al. [21] and 10 mm in Reed et al [22]. None of these studies have tried to personalize the soft tissue thickness, which can vary considerably from one individual to another.

Given the lack of internal-external relationships for specific pelvic landmarks, and given the importance of this body segment for an adequate seated posture, the objectives of this study are to compare the 3D coordinates of internal and external pelvic landmarks and orientation indices obtained using the former and latter landmarks. More precisely, this study aims to answer the following questions: 1) what is the difference between the location of external pelvic skin landmarks and their corresponding internal bone

landmarks? 2) do correlations between internal and external landmark coordinates exist? 3) what is the difference between internal and external pelvic orientation indices calculated from their corresponding landmarks? 4) do correlations between internal and external orientation pelvic indices exist? This study focuses on the pelvic bone of wheelchair users, a population who often remains seated for prolonged periods of time, thus requiring an adequate pelvis positioning for a good and durable sitting posture to prevent multiple health hazards, such as muscular-skeletal deformities and tissue breakdown [20].

4.3 Methods

Nine spinal cord-injured subjects (SCI), from the Centre Medico-Universitaire Daniel Douady in France (CMUDD) participated in this study (4 females, 5 males). Eight subjects had a C7 lesion level and one a T4 level; their injuries dated between 1 and 8 years. The mean age of the group was 24 years old (18-26 years), the mean body mass was 62 kg (48-95 kg), the mean body height was 1.76 m (1.61- 1.85 m), and the mean body mass index ($BMI = \text{weight}/\text{height}^2$) was 20.3 (range from 17.0 to 27.2). Four subjects had a small piece of the pelvis amputated and grafted in the neck for the stabilization of fractured vertebrae : the right anterior superior iliac spines (ASIS) in one subject and the left ASIS for the three others. Four static seated positions were studied in a wheelchair, in the following sequence:

- 1- P1 (neutral position): seat tilt of 5° and seat-to-back angle of 92° ;
- 2- P2: seat tilt of 5° and seat-to-back angle of 144° ;

- 3- P3: seat tilt of 25° and seat-to-back angle of 92° ;
- 4- P4 (return to neutral position): seat tilt of 5° and seat-to-back angle of 92° .

The armrests of the wheelchair were removed to get better access to the pelvis; instead, an independent arm suspension device, placed above the wheelchair, was used to hold the subjects' arms during the whole experiment. The footrests were adjusted so that the subjects' thighs were parallel to the seat surface, a headrest was placed, and a Jay cushion (Jay Medical Ltd, Colorado, USA) was used to minimize the risk of pressure sore development during the experiment. Position P4 was only done with the last 7 subjects, due to time constraints with the first two. Subjects wore a shirt and their regular underwear as to permit free access to the pelvis.

Since different seating positions were to be analyzed, the use of X-rays was eliminated to obtain the internal pelvic geometry due to the radiation dose transmitted to the subjects. The non-invasive method used to acquire the internal pelvic information was based on an image registration technique [23], which enables the matching of two data sets obtained by two imaging techniques at different times. In this particular study, images of the pelvic bone were obtained for each subject pre-experimentally (i.e. not in the wheelchair) by magnetic resonance imaging (MRI) in a supine position and per-experimentally by ultrasound in the four sitting positions mentioned previously. The external information of the pelvis in the sitting positions was acquired with a digitizer linked to the 3D optical localizer OptotrakTM (Northern Digital inc., Toronto, Canada).

The whole methodology is described below. The experimental protocol was approved by the ethical committee of the CHU of Grenoble (France).

4.3.1 Acquisition of the Internal Geometry

1) MRI Images: The first set of images of the pelvis, acquired by MRI (FFE 3D, T1 sequence, 80 slices, slice thickness of 3 mm, images acquisition along the transverse plane, data acquisition time between 5-7 minutes), included the whole pelvis, from the top of the iliac crests to the extremity of the ischial tuberosities. Subjects were in a supine posture ; care was taken to minimize postural asymmetry (pelvic obliquity and pelvic rotation). Mean pelvic obliquity was 0.7° (± 1.2) and mean pelvic rotation was -0.8° (± 2.3). Two image processings were done, following the procedures used at the TIMC Laboratory [24, 25]. First, the pelvic contours on each slice were extracted by a semi-automatic procedure that detected the boundary of the pelvis on each image (which corresponds to a local gradient extrema of the gray-level function of the images); manual corrections of the contours were done if necessary with the computer mouse (Figure 4.1_Article 2a). A 3D surface model of the pelvis, in the form of a dense cloud of points, was then obtained from the 80 contours and from interpolation between slices (example in Figure 4.1_Article 2c). Secondly, six anatomical pelvic landmarks were identified on the MRI images with the help of a specialized computer tool developed for this study that enabled the visualization of the corresponding MRI images in the transverse, frontal, and sagittal planes simultaneously (Figure 4.2_Article 2):

- Right and left anterior-superior iliac spines (ASIS)
- Right and left apex of the iliac crests (AICr)
- Right and left center of the acetabulum (CAc)

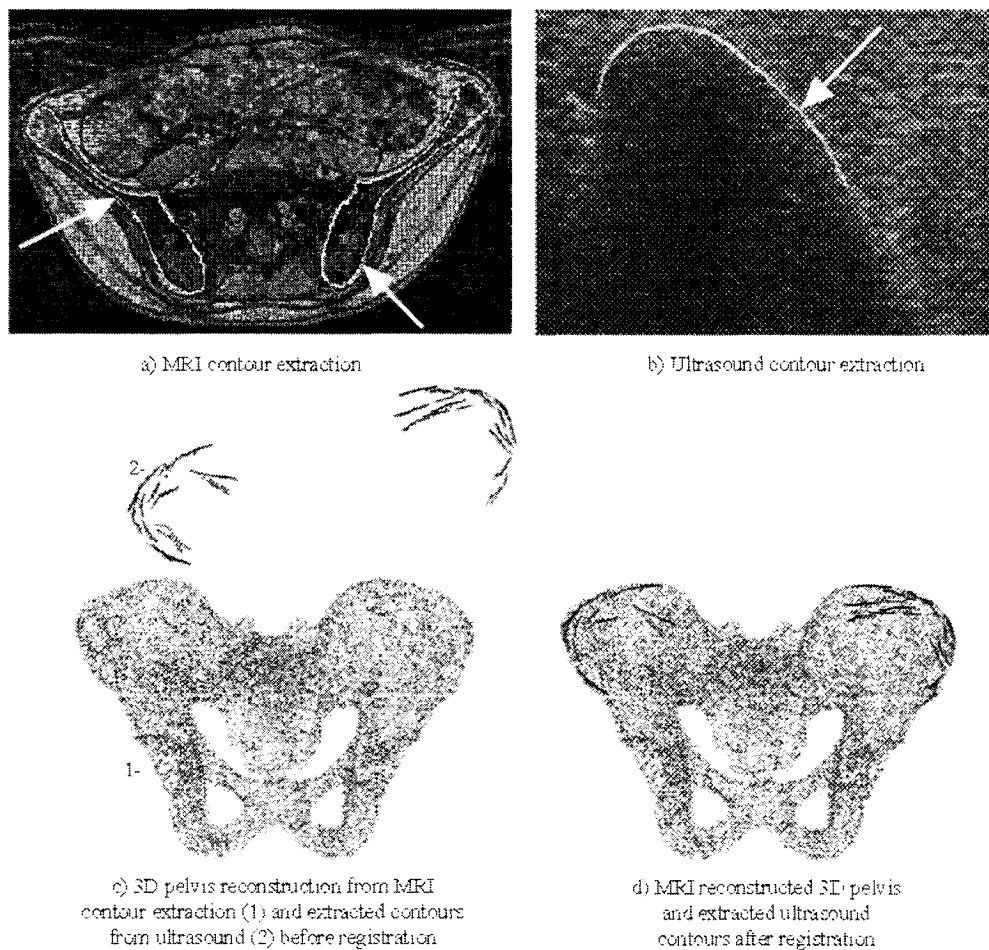


Figure 4.1_Article 2- Examples of pelvic contour extraction on the MRI (a) and ultrasound (b) images; c) example of a 3D MRI pelvic reconstruction obtained from contour extraction (1) and ultrasound contours in the form of clouds of points (2), before registration; d) example of registration between the 3D reconstructed points obtained from MRI contours and the ultrasound points

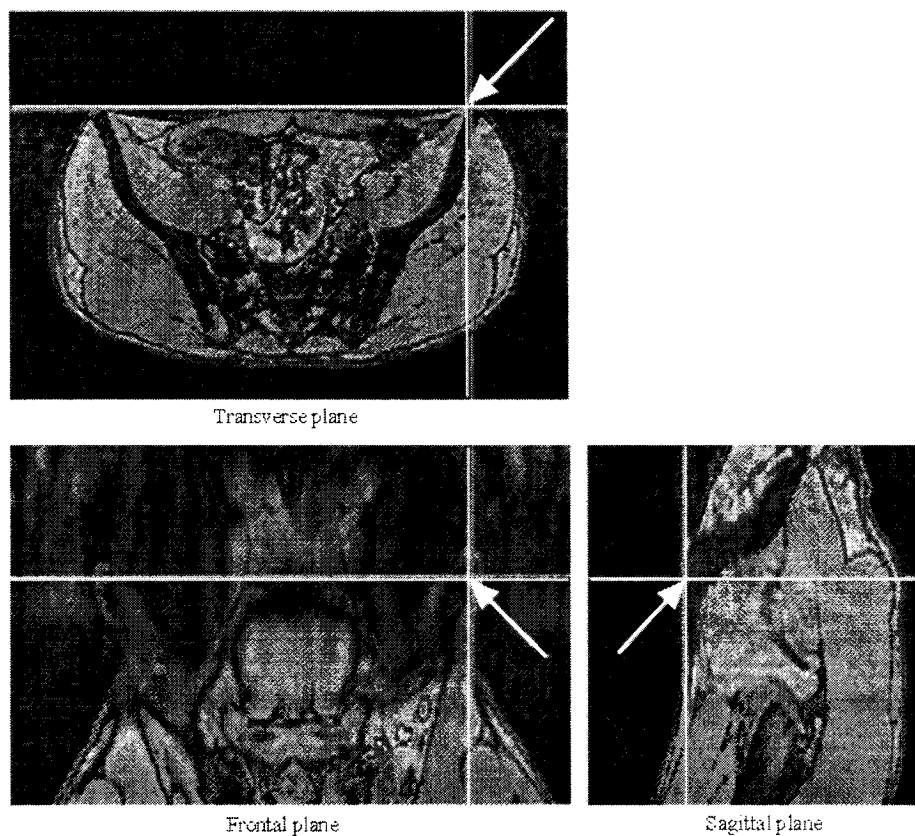


Figure 4.2_Article 2- Example of the computer identification of the right ASIS, represented by the intersection of the horizontal and vertical lines on the transverse (upper-left corner), frontal (lower-left corner), and lateral (upper-right) images. The horizontal and vertical lines of the transverse plane image correspond respectively to the images seen in the frontal and sagittal views (the same principle applies for the horizontal and vertical lines in the frontal and sagittal planes)

The internal landmarks represent the reference points to which the external landmarks will be compared. However, there are no specific standards in the literature as to which bone point can adequately represent an anatomical landmark. Hence, in this study, the ASIS was identified as being the extreme bone point seen in the sagittal plane and centered with the corresponding bone region seen in the transverse and frontal planes (Figure 4.2_Article 2 shows an example for the right ASIS identification). The AICr corresponded to the upper extreme point seen in the transverse plane, centered with the

corresponding bone region in the frontal and sagittal plane. The CAc was adjusted in the three planes as to correspond to the center of the acetabulum. The CAc, which corresponds to the hip joint, cannot be directly identified from an external point; it was therefore compared to the external greater trochanters GT (see section 3), used frequently for the determination of the hip flexion angle of wheelchair users instead of the hip joint. According to Bell et al. [26], the greater trochanter is a relatively accurate estimate of the hip joint location in the sagittal plane when gait analysis are performed. The GT could not be identified on the MRI images since this landmark is not part of the pelvis, with its position varying according to the hip flexion. The two are compared to determine if the GT can be used instead of the CAc to evaluate the hip flexion.

The cloud of points and the identified landmarks were defined in the MRI coordinate system. These data represented the first internal information of the pelvis, in a supine position. They were matched with the second internal information obtained by ultrasound, explained below, to obtain the internal information of the pelvis in the corresponding four seated positions.

2) Ultrasound Images: Ultrasound was chosen as the other modality for acquiring the internal information in the seating position because of its non invasive characteristic; furthermore, ultrasound waves do not penetrate bones, and therefore, it is easy to observe the interface between bone and soft tissue on the computer screen [24]. Therefore, for each of the 4 sitting positions, a set of internal images was acquired by

ultrasound. Approximately 30 images of the iliac crest edges (15 on each side) were acquired with a linear ultrasound probe (7.5 MHz) for each position; images were chosen as to overlay most of the iliac crest, and not to be concentrated within a limited region. Ultrasound images are usually 2D images. To reference these images in the 3D space, a rigid body device (RB_a) containing 24 infrared light emitting diodes (leds) was attached to the end of the probe, resulting in a 2.5D ultrasound imaging device. The 3D optical OptotrakTM system was used to locate the ultrasound probe and rigid body during image acquisition; hence, images were recorded in the Optotrak coordinate system, which had its origin on another rigid body (RB_b) device attached to the wheelchair that was identified during calibration. The wheelchair was approximately located between 2.5 and 3 meters from the Optotrak system. Therefore, according to the manufacturer documentation, the accuracy in depth is 0.15 mm at this distance and 0.1 mm for the field of view axes. Afterwards, contours of the iliac crests on each ultrasound image were extracted manually with the computer mouse, to obtain a second cloud of points that lies on the bone surface (example in Figure 4.1_Article 2 b, c).

3) *Image Registration*: Registration consists in establishing relations between two coordinate systems; in this particular case, the relationship between the MRI and ultrasound coordinate systems is a rigid transformation since the images are taken for each subject. Surface based registration algorithms [23] were applied to obtain the transformation matrix between the MRI and Optotrak coordinate systems by merging the two clouds of points (iterative process based on the nonlinear least-squares Levenberg-

Marquardt algorithm to minimize the distance between the two clouds of points); at the end of the registration, all ultrasound points laid on the MRI surface (example in Figure 4.1_Article 2 d). The 6 anatomical landmarks identified on the MRI images were therefore transferred into the Optotrak reference system to obtain their 3D coordinates for the different seating positions. This registration method, previously validated with Ct-scan and ultrasound images of a pelvis by Tonetti and al. [25], shows an accuracy of 2.6 mm in translation and 1.5° in rotation.

4.3.2 External Geometry

As mentioned previously, the external data was acquired with a 3D digitizer linked to the OptotrakTM localizer. Hence, the external data is in the same coordinate system as the ultrasound images, which is defined by the rigid body RB_b. For each sitting position, ultrasound images were first acquired, followed by the digitization of 6 external pelvic landmarks in the following sequence for every subject in each position: right GT, right ASIS, right AICr, left AICr, left ASIS, left GT. The GT was chosen as the center point of the bone region palpated with the fingers. The ASIS landmark was located by palpating the ASIS region with the fingers and digitizing the middle point along its length and width. Finally, the AICr was obtained by palpating the contour of the iliac crest with the fingers and by digitizing its apex as found by the operator (this landmarks is dependent of the pelvic orientation, and significant internal-external differences can be expected especially in this study where the internal landmarks are identified in a supine position).

Four reference points on the seat frame were also acquired with the digitizer to define a right handed wheelchair orthogonal coordinate system, with the X-axis representing the lateral axis of the sitting posture (Figure 4.3_Article 2). The Z-axis is perpendicular to the plane formed by points 1, 2, 3, and 4. The Y-axis is obtained by a cross-product between the X and Z axes.

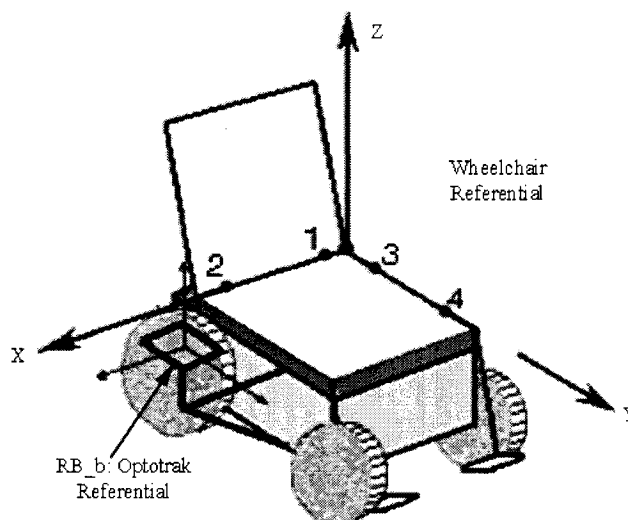


Figure 4.3_Article 2- Optotrak and wheelchair referentials

4.3.3 Orientation Indices and Analysis of Results

The internal and external landmarks were transferred from the Optotrak coordinate system to the wheelchair reference system. Three orientation indices, frequently used to characterize the 3D pelvic orientation of the wheelchair users, were calculated with the internal and external data:

- Pelvic obliquity (PO): defined as the angle between the transverse plane and the line joining the two ASIS, projected onto the frontal. Positive values imply that the left side is higher than the right side.
- Pelvic rotation (PR): defined as the angle between the frontal plane and the line joining the two ASIS, projected onto the transverse plane. Positive values imply that the left side is anterior to the right side.
- Pelvic tilt (PT): defined as the angle between the transverse plane and the line joining the CAc or GT and the ASIS, projected onto the sagittal plane. This index was calculated for the right and left sides.

In addition, a vector was used to evaluate the variability of the external landmark digitization in the four positions. The external $ASIS_{right} - ASIS_{left}$ vector length is often required to estimate the hip joint center [21, 22]; it is therefore important to evaluate the external variability of this index, which has not been reported in the literature to our knowledge. More precisely, variability of this external vector length was defined as the standard deviation of the centered data, since the exact length of the vector was not known from an external point of view; hence, the dimensions were centered around zero by subtracting the average corresponding to each subject. Variability of the ASIS-ASIS vector was obtained by calculating the standard deviation of the centered data as a group of 34 measurements $\{[3 \text{ positions } p1, p2, p3 * 9 \text{ subjects}] + [1 \text{ position } p4 * 7 \text{ subjects}]\}$.

Differences between the internal and external coordinates and orientation indices were obtained by subtracting the external measurements from the internal. The total 3D internal-external differences for each landmark of each subject was also calculated:

$$Total_{3D} = \sqrt{(X_{L_{int}} - X_{L_{ext}})^2 + (Y_{L_{int}} - Y_{L_{ext}})^2 + (Z_{L_{int}} - Z_{L_{ext}})^2} \quad \text{where L : landmark} \quad (4.1)$$

Different statistical analysis were performed. First, Shapiro-Wilks' W tests were done to verify the normality of the different following measurements: weight, height, BMI, internal and external orientation indices, internal-external index differences, variability of the external vector 's length, internal and external coordinates (X, Y, Z), internal-external coordinate differences, and total 3D differences. Secondly, when normality was confirmed, two 3-way ANOVA (p-level 0.05) were conducted to determine the significant statistical differences in means between 3 factors 1- internal and external information (a- corresponding internal and external orientation indices, b- internal and external coordinates of corresponding landmarks), 2- wheelchair configuration of seat-to-back and tilt angles (P1, P2, P3, P4), and 3- presence or absence of ASIS amputation. Results showed that the third factor had no effect on the statistical analysis. Hence, the analysis was reduced to two 2-way ANOVA, considering the internal and external information and the wheelchair configuration as factors. Thirdly, Pearson correlations (p-level 0.05) were also conducted between the internal and external data (orientation indices and coordinates). Correlations were also performed between personalized information (BMI, weight, height) and the internal-external data differences to determine if anthropometry influences these differences. Finally, Anova for repeated

measures were performed on the external ASIS-ASIS vector length to evaluate the variability of this index between positions.

4.4 Results

The Shapiro-Wilks' W normality tests showed that normality was confirmed for most of the data (weight, height, BMI, internal and external orientation indices, internal-external index differences, variability of the external vector lengths, internal and external coordinates, internal-external coordinate differences, total 3D differences).

Tableau 4.1_Article 2 presents the total 3D differences and the mean difference between the external and internal coordinates, the latter representing the reference. Figure 4.4_Article 2 shows a typical example of the internal and external representation (subject 1 in position 1). For the right and left ASIS, the 2-way ANOVA revealed significant differences ranging from 17 to 28 mm for the four positions along the Y-axis. Significant differences were also found, in positions P1, P3, and P4, between the ASIS internal and external Z coordinates (9-17 mm); the internal point was identified higher than the external point. The two-way ANOVA test showed that the internal-external difference along the Z-axis was significantly influenced by the wheelchair configuration of seat-to-back and tilt angles (factor 2). For the X-axis, no significant differences were found between the internal and external coordinates for the ASIS (right or left). Total 3D differences for the ASIS ranged from 25 to 34 mm for the four positions.

Tableau 4.1_Article 2- Mean difference between the internal and external coordinates, mm (sd)

		ASIS right	ASIS left	AICr right	AICr left	CAC-GT right	CAC-GT left
P1 n = 9	Δx	-1 (6)	0 (8)	-54 (18)*	52 (10)*	-93 (28)*	101(25)*
	Δy	-28 (12)*	-17 (15)*	-56 (15)*	-59 (18)*	-23 (16)*	-47 (18)*
	Δz	15 (11)*	12 (9)*	-27 (22)*	-21 (17)*	9 (13)	21 (11)*
	Total _{3D}	34 (14)	25 (12)	87 (11)	84 (14)	98 (26)	116 (22)
P2 n = 9	Δx	1 (6)	-5 (7)	-48 (18)*	56 (10)*	-87 (19)*	95 (22)*
	Δy	-22 (11)*	-24 (19)*	-35 (13)*	-44 (23)*	-24 (28)*	-44 (27)*
	Δz	7 (10)	7 (8)	-35 (13)*	-30 (13)*	18 (12) *	25 (16)*
	Total _{3D}	25 (13)	28 (18)	72 (14)	80 (17)	96 (26)	111 (24)
P3 n = 9	Δx	-4 (5)	-2 (8)	-51 (15)*	59 (9)*	-98 (27)*	97 (26)*
	Δy	-22 (16)*	-27 (18)*	-47 (17)*	-63 (18)*	-31 (17)*	-48 (18)*
	Δz	11 (11)*	9 (12)*	-50 (16)*	-40 (12)*	12 (13)*	15 (20)*
	Total _{3D}	27 (16)	32 (18)	89 (13)	97 (15)	106 (26)	113 (22)
P4 n = 7	Δx	-2 (5)	4 (5)	-62 (16)*	49 (8)*	-94 (27)*	105(31)*
	Δy	-25 (12)*	-19 (7)*	-63 (11)*	-60 (15)*	-24 (14)*	-39 (20)*
	Δz	15 (16)*	17 (13)*	-28 (24)*	-20 (16)*	19 (11)*	28 (11)*
	Total _{3D}	31 (17)	28 (11)	96 (13)	83 (9)	101 (25)	118 (11)

* : significant at the p-level 0.05 with the two-way Anova

X negative for the right side or X positive for the left side indicates that the external landmark is lateral to the internal one

Y negative indicates that the external landmark is anterior to the internal one

Z negative indicates that the external landmark is inferior to the internal one

The internal-external coordinate differences for the AICr ranged from 48 to 62 mm along the X-axis, 35-63 mm along the Y-axis, and 20-50 mm along the Z-axis between the four positions. The external point is identified higher and more anteriorly in a seated position, with respect to the coordinate system in this study, compared to the internal point in a supine posture. As clearly shown in Figure 4.4_Article 2, the AICr in a supine position is defined more posteriorly compared to the external points in a sitting posture. The total 3D differences for the AICr range from 72 to 97 mm for the right and left sides

in the four sitting positions. The 2-way ANOVA showed that the external digitization of the AICr was influenced by the seated posture.

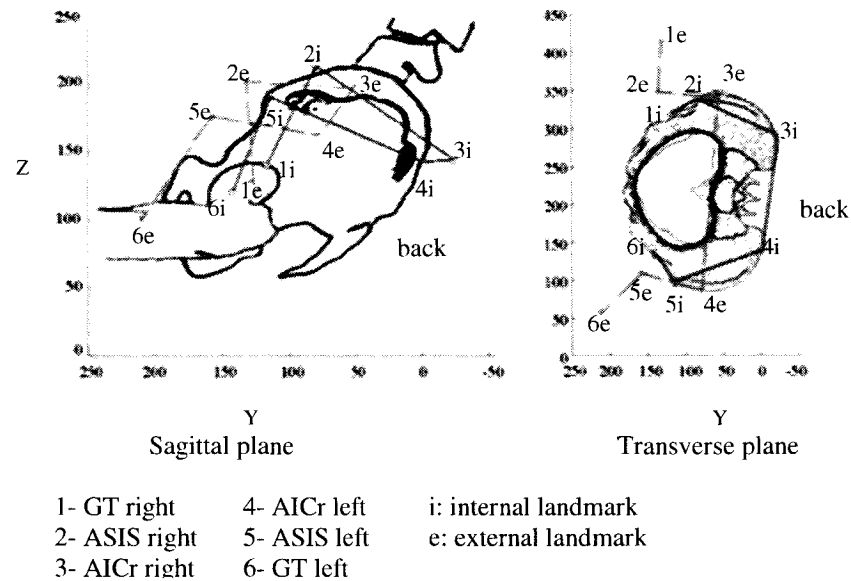


Figure 4.4_Article 2- Typical representation of internal and external landmark locations (subject 1 2in position 1). ---*--- external representation, — o — internal representation

Significant coordinate differences between the CAC and the GT ranged from 87 to 105 mm along the X-axis, 23 to 48 mm along the Y-direction, and 12 to 28 mm along the Z-direction. The 2-way ANOVA tests showed that the four seated positions in this study did not significantly affect the external identification of the GT, and therefore the internal-external differences. The total 3D differences ranges from 96 to 118 mm. Only a significant increase in the total 3D differences was noted at position P3 for the right side.

Tableau 4.2_Article 2 shows the correlations obtained between the internal and external coordinates. Significant correlations ($r > 0.80$) were found with the ASIS for the three

axis. For the AICr, significant correlations were generally found for the three axis. On the left AICr, the correlation coefficient r was mainly above 0.80, at a p-level of 0.05; however, on the right side for positions P1, P2, and P3, significant correlations for the X-axis were found only at a p-level of 0.1 ($r > 0.60$). For the acetabulum and greater trochanter, correlations were found for the Y and Z-axis, but not for the X-axis. When pooling the data from the four seating positions ($n = 34$), correlations are found for most of the data, exception made for the X-coordinate between the left CAC and GT; the internal and external X-coordinates of the right CAC/GT are significantly correlated, but with a low correlation coefficient ($r = 0.43$).

Tableau 4.2_Article 2- Pearson correlation coefficient r between the internal and external coordinates significant at the p-levels 0.05

		ASIS right	ASIS left	AICr right	AICr left	CAC-GT right	CAC-GT left
P1 n = 9	x	0.94	0.81	0.65*	0.83		
	y	0.94	0.94	0.91	0.88	0.94	0.93
	z	0.78	0.84		0.79	0.78	
P2 n = 9	x	0.94	0.86	0.60*	0.88		
	y	0.97	0.94	0.95	0.87	0.76	0.84
	z	0.86	0.95	0.84	0.88	0.83	
P3 n = 9	x	0.93	0.80	0.63*	0.84		
	y	0.95	0.93	0.90	0.88	0.92	0.91
	z	0.88	0.91	0.80	0.92	0.88	0.67
P4 n = 7	x	0.92	0.93		0.78		
	y	0.96	0.99	0.97	0.97	0.96	0.94
	z		0.91			0.82	
Total n=34	x	0.94	0.80	0.56	0.79	0.43	
	y	0.97	0.97	0.93	0.92	0.92	0.92
	z	0.79	0.89	0.71	0.86	0.84	0.68

* p-value 0.1

Tableau 4.3_Article 2 shows the variability of the ASIS-ASIS vector length. The results of the Anova for repeated measures test showed that there is a significant difference

between the external ASIS-ASIS vector length in position P2 and the external lengths found in positions P3, and P4. Total variability of the external measurements was 5.7 mm. Student t-tests showed that there is a significant difference of 6.2 mm between the internal and external vectors in position P2.

Tableau 4.3_Article 2 also presents the results for the difference between the internal and external orientation indices in the four positions. No significant internal-external differences were found for the pelvic obliquity PO and pelvic rotation PR; the differences remain small with a global mean difference of 0.2° and -0.7° for PO and PR respectively. The total standard deviation for PO and PR remains generally low with a maximum of 4.4° . The pelvic tilt PT differences are in general not significant (the only significant difference found for the left PT in position P1) but the standard deviation is high (4.1-14.8 mm). The wheelchair configuration did not significantly affect the internal and external index differences for PO, PR, and PT. A few random significant correlations between the internal and external orientation indices were found, as shown in Tableau 4.3_Article 2.

Tableau 4.3_Article 2- Mean difference, standard deviation (sd), and Pearson correlation coefficient r (p-level 0.05) between internal and external orientation indices and ASIS-ASIS vector length, and variability of external ASIS-ASIS vector length

Index	Position 1 (n = 9)	Position 2 (n = 9)	Position 3 (n = 9)	Position 4 (n = 7)	Mean
PO	0.8° (1.8) r = 0.91	-0.1° (2.0) ----	0.4° (3.9) r = 0.80	-0.6° (2.6) r = 0.88	0.2° (2.6)
PR	-2.8° (2.3) r = 0.85	0.6° (2.6) r = 0.86	1.1° (4.4) ----	-1.7° (2.2) ----	-0.7° (3.4)
PT right	3.4° (14.8) ----	2.9° (11.1) ----	4.1° (9.3) ----	1.7° (4.1) r = 0.94	0.9° (10.8)
PT left	-14.9° (9.1) * r = 0.79	-2.9° (10.3) ----	-8.2° (10.8) ----	-8.7° (8.7) r = 0.76	-8.7° (10.4)
ASIS-ASIS vector length	0.2 (6.5) mm	-6.2 (2.6)* mm	0.5 (6.2) mm	5.1 (6.5) mm	-0.4 (6.7) mm
External variability : 5.7 mm					

* : internal-external significant difference at the p-levels 0.05

4.5 Discussion

Different sources of errors can be identified from the methodology used to obtain the internal information. The MRI pelvic contour extraction, the MRI landmark identification, and the ultrasound pelvic contour extraction, all depend on the quality of the images. Ct-scan images might produce a better contrast of the interface between bone and soft tissue than MRI images; however, CT-scan was considered inadequate for the objectives in this study due to its invasive characteristic. The accuracy of the MRI and ultrasound extracted contours influences the precision of the transformation matrix between the two data sets. Therefore, the authors used computer tools developed and validated at the TIMC Laboratory for the MRI contour extraction and for the registration algorithm ; the ultrasound contour extraction were supervised by an experienced operator. The significant differences found between the internal and external data

(coordinates, indices) were all above the MRI slice thickness of 3 mm and the accuracy of the registration method of 2.6 mm and 1.5°, reported by Tonetti et al. [25].

The internal-external difference for the Y coordinate of the ASIS found in this study (17-28 mm) is much greater than the values found in some studies of 5 mm [3], 6 mm [21] or 10 mm [22] used to compensate the skin-fat thickness along this axis. For the Z coordinate of the ASIS, significant internal-external differences were found except for position P2, but the two-way ANOVA test revealed that internal-external difference along the Z-axis was significantly influenced by the wheelchair configuration. These results for the Y and Z coordinates can be explained by examining the shape of the ASIS. The region which delineates the ASIS has a concave shape and an approximate length of 20 mm (measured on a dry male pelvic specimen by the authors); therefore, an incorrect landmark identification between the internal and external Z coordinate increases the difference for the Y coordinate, which might explain the discrepancies found for the skin-fat thickness (Y-axis) between our results (17-28 mm) and the literature (3-10 mm) [3, 21, 22]. Since the internal points were only identified once on the MRI images, this result implies that the wheelchair configuration has influenced the external digitization of the ASIS along the Z-axis. In fact, position P2, which was characterized by a seat-to-back angle of 144° and a system tilt of 5°, tends to resemble the supine posture, in which the internal landmarks were located in this study, and as shown by the results, no significant differences were found for this position between the internal and external Z coordinates. No significant differences were found for the X

coordinate of the ASIS, which was to be expected since the ASIS thickness is about 10 mm (again measured on a dry male pelvic specimen by the authors); because the internal and external ASIS digitized points were both centered along the width of the ASIS region, the ASIS point is therefore less prone to misinterpretation along the X-axis. This result confirms the fact that several studies do not take into account the soft tissue thickness along this axis, but only along the Y-axis [3, 22]. The total 3D coordinate differences obtained for the ASIS are, in light of these results, firstly due to the skin thickness (Y-axis) and secondly to different identification along the height (or Z-axis) of this landmark between the supine and sitting positions.

Unlike the ASIS, the apex of the iliac crest is not a specific region on the pelvis, meaning that it may not be the same depending on the pelvis' orientation due to the rounded shape of the iliac crests. Andersson et al. [11] showed that, in healthy subjects, the pelvis rotates on average 26° posteriorly when moving from a standing to a sitting posture with a backrest angle of 90° . It is therefore reasonable to assume that the pelvis also rotates with respect to anatomical planes (frontal, transverse, and sagittal) between a supine and a sitting position (although no studies were found in the literature on this matter); therefore, great differences can be expected between the external and the internal AICr identification, the latter considered as the reference in this study. An additional problem lies in the fact that a person with SCI sits generally with a pelvis tilted posteriorly of 15° on average compared to noninjured individuals [12]. In such a seated posture, the iliac crests of the pelvis tend to be placed more horizontally, resulting

in more difficulty to identify the same apex as in the supine position. The results of the present study showed that the total 3D differences for the AICr are in fact substantial (72 to 97 mm), but that the external digitization of the AICr was influenced by the seated posture. A study done by Maltais et al. [5] on five able-bodied subjects showed that, for a constant seated posture, the AICr is identified externally with a variability ranging from 9.5 to 17.8 mm. In all, an internal-external total 3D difference of 97 mm for the AICr is not surprising, and this shows the difficulty to identify this same landmark when comparing different positions.

The external greater trochanters, frequently used to evaluate the hip flexion of wheelchair users, could not be compared to the internal greater trochanters, since this landmark is independent of the pelvis and rotates between the supine and the seating position. Therefore, the external GT were compared to the center of the acetabulum (or hip joint), which cannot be identified directly from the skin surface. The greatest difference between the CAc and the GT appears, as expected, along the X-axis (87 to 105 mm) which corresponds to the skin-fat thickness at the GT added to the anatomical distance between the two bone landmarks. The results along the X-axis are in accordance with the study of Brodeur et al. [3], who found that the GT is 101.4 ± 11.6 mm lateral to the hip joint center, in a seated position. However, for the Y and Z axes in this study, the greater trochanters were identified lower (23-48 mm) and anterior (12-28 mm) to the center of the acetabulum, which is in contradiction with Brodeur et al. [3], who found that the external GT is higher (17.6 ± 12.5 mm) and more posterior ($0.6 \pm$

11.6 mm) in able-bodied subjects than an estimated hip joint with a mathematical model (accuracy of 7 mm). The results also contradict those of Bell et al. [26] who found that the greater trochanters are a good estimate of the hip joint in the sagittal plane for gait analysis. Looking at anatomical pictures in the standing position, the greater trochanters are lower and slightly posterior to the center of the acetabulum. Therefore, upon the rotation of the femur in the sagittal plane while sitting, the GT can be anterior, posterior or aligned with the CAc depending on the abduction or adduction of the thighs. Furthermore, depending on the internal-external rotation of the femur, the GT can be higher or lower than the CAc. The differences in the configuration of seat-to-back and tilt angles, hip flexion, and the population in this study with that of Brodeur et al. [3] and Bell et al. [26] can explain the discrepancies of the results for the Y and Z axis. Total 3D coordinate differences between the CAc and GT are mainly due to differences in the X-axis which may not be compensated from the skin surface; external misinterpretation is higher along the longitudinal axis of the femur (Y-axis) than along its height at the level of the GT (Z-axis). Statistical analysis revealed that the four seated positions in this study did not significantly affect the external identification of the GT, and therefore the internal-external differences. A greater increase in the seat-to-back angle might have produced different results. Like the apex of the iliac crest, the greater trochanter is also an anatomical landmark that is difficult to identify, specially with obese people. As shown in the literature, variability in external identification GT ranges between 7.2-10.4 mm [5] and 17.9 [27].

The external ASIS-ASIS vector, often required to estimate the location of the hip joint center, was used to evaluate the variability of the external ASIS landmark digitization in the four positions. The results showed that there is a significant difference between the external ASIS-ASIS vector length in position P2 and the external lengths found in positions P3 and P4. The difference in the vector length between P2 and the other positions can be explained by the fact that the wheelchair configuration had influenced the external digitization, as mentioned previously for the results of the internal-external coordinate differences for the ASIS, which resulted in soft tissue distortion at the ASIS. As explained and shown in Tableau 4.1_Article 2, position P2 tends to resemble a supine posture, and less differences were found in the Z direction. The total variability of the external measurements found in this study (5.7 mm) is comparable to the variability in the identification of anatomical ASIS landmarks of Maltais et al. [5]. A significant difference in internal-external vector length of 6.2 mm was found at position P2. This result can be explained again by the fact that the external digitization was influenced by the wheelchair configuration. This difference of 6.2 mm is lower than that the results of Brodeur et al. [3] who found that there can be a internal-external ASIS-ASIS vector length difference of 11 mm; however, in Brodeur et al. [3], the external vectors were compared to vectors obtained from a database of skeletal pelvis and not to the subject's own internal vector. Therefore, internal-external differences can be considered lower than those obtained by Brodeur et al [3]. Finally, as showed by Manary et al. [21], skin correction, when using the ASIS-ASIS vector to estimate the hip

joint, increases the accuracy by less than 3 mm. Therefore, the external ASIS-ASIS vector is in general a good estimation of the corresponding internal.

The statistical analysis reveals that the internal-external differences obtained for the pelvic obliquity PO and pelvic rotation PR are not significant despite the internal-external differences found for the X, Y and Z coordinates. For the pelvic tilt, the differences are in general not significant, but standard deviation is high, indicating that the external angles aren't reliable.

Correlations were generally found between the internal and external coordinates of the ASIS, the AICr, and the GT. To better understand the internal-external differences and to personalize these correlations, further correlations were performed between individual data (weight, height, BMI) and the coordinate internal-external differences. However, only a few random correlations were found. The lack of correlations between the personalized data and the internal-external coordinate differences reinforces the observation that the differences in this study are not only due to soft tissue thickness, but also due to differences in the interpretation of the landmarks' locations between the supine and seated postures.

4.6 Conclusion

In this study, we determined and evaluated the differences and correlations between internal and external pelvic landmarks and orientation indices in different seating positions for spinal cord injured subjects.

The results of this study revealed that the internal and external landmark coordinates have generally significantly different locations depending on the pelvis' orientation. The internal-external coordinate differences for the ASIS and the AICr account not only to the soft tissue thickness but also to different interpretations on the location of these landmarks between the supine (internal) and the seated postures (external). Hence, the posture influences the external identification of these pelvic landmarks and should be taken into consideration, specially where comparisons between different positions are to be expected. Due to the large internal-external coordinate differences for the AICr, it is not recommended to use this landmark for postural analysis because the point may not be identified correctly. A more precise definition of these landmarks is needed in the literature, even though an anatomical landmark cannot be reduced to a single point. Despite the internal-external coordinate differences found for the ASIS, the pelvic obliquity and rotation calculated from this landmark did not generally show a significant internal-external difference. Significant differences were found between the CAc and the GT coordinates, but were independent of the seated position. Hence, other techniques should be used to estimate the position of the CAc or hip joint, even in the sagittal plane for the seated posture. The pelvic tilt, calculated with the GT and the CAc,

generally did not show significant internal-external differences; however, the standard deviation is high and therefore caution should be taken when comparing the internal and external pelvic tilt. Correlations were generally found between the internal and external coordinates of the ASIS, the AICr, and the CAc/GT. The presence of correlations implies that linear regressions can be established between the internal and external landmarks, which would make up for the soft tissue thickness and the misinterpretation of the landmarks. Personalized correlations between direct measurements of soft tissue thickness (such as skinfold measurements) and internal-external coordinate differences also need to be elaborated.

4.7 References

1. O.M. Nwaobi, D.A. Hobson, and S.J. Taylor, "Mechanical and anatomic hip flexion angles on seating children with cerebral palsy", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 69, pp. 265-267, 1988.
2. K.M. Black, P. McClure, and M. Polansky, "The influence of different sitting positions on cervical and lumbar posture", *Spine*, vol. 21(1), pp.65-70, 1996.
3. R.R. Brodeur, Y. Cui, and H.M. Reynolds, "Locating the pelvis in the seated automobile driver", *SAE Transactions, Journal of Passenger Cars*, section 6, no. 960481, pp. 498-505, 1996.
4. R. Aissaoui, M. Lacoste, and J. Dansereau, "Analysis of sliding and pressure distribution during a repositioning of persons in a simulator chair", *IEEE Trans. Neural Syst. & Rehab. Eng.*, vol. 9 (2), pp. 215-224, 2001.

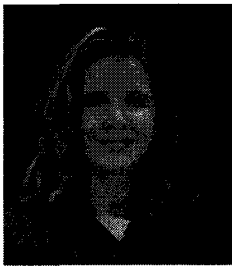
5. C. Maltais, J. Dansereau, R. Aissaoui, and M. Lacoste, "Assessment of geometric and mechanical parameters in wheelchair seating : a variability study", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 7 (1), pp. 91-97, 1999.
6. T.K.K. Koo, A.F.T. Mak, and Y.L. Lee, "Posture effect on seating interface biomechanics: comparison between two seating cushions", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 77, pp.40-47, 1996.
7. M. Harms, "Effect of wheelchair design on posture and comfort of users", *Physiotherapy*, vol. 76 (5), pp.266-271, 1990.
8. D.M. Brienza, K.C. Chung, C.E. Brubaker, J. Wang, T.E. Karg, and C.T. Lin, "A system for the analysis of seat support surfaces using surface shape control and simultaneous measurement of applied pressures", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40 (2), pp. 103-112, 1996.
9. C. Majeske and C. Buchanan, "Quantitative description of two sitting postures with and without a lumbar support pillow", *Physical Therapy*, vol. 64 (10), pp.1531-1534, 1984.
10. K.M. Bogie and D.L. Bader, "Biomechanics of sitting – an initial study", in *Proc XI Int. Congress of Biomechanics ISB*, 7A, 1987, pp. 498-503.
11. G.B.J. Andersson, R.W. Murphy, R. Örtengren, and A.L. Nachemson, "The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis", *Spine*, vol. 4 (1), pp.52-58, 1979.

12. D.A. Hobson and R.E. Tooms, "Seated lumbar/pelvic alignment: a comparison between spinal cord-injured and noninjured groups", *Spine*, vol. 17 (3), pp.293-298, 1992.
13. G.G. Walheim and G. Selvik, "Mobility of the pubic symphysis. In vivo measurements with an electromechanical method and a roentgen stereophotogrammetric method", *Clinical Orthopaedics*, vol. 191, pp. 129-135, 1996.
14. R.G. Snyder, D.B. Chaffin, and R.K. Schutz, *Link system of the human torso*, Report AMRL-TR-71-88, Aerospace Medical Research Laboratory, Aerospace Medical Division, Air Force Systems Command, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1972.
15. Cappozzo, "Three-dimensional analysis of human walking: experimental methods and associated artifact", *Human Movement Science*, vol. 10, pp. 589-602, 1991.
16. R.G. Burdett, K.E. Brown, and M.P. Fall, "Reliability and validity of four instruments for measuring lumbar spine and pelvic positions", *Physical Therapy*, vol. 66 (5), pp. 667-684, 1986.
17. Cappozzo, F. Catani, A. Leardini, M.G. Benedetti, and U. Della Croce, "Position and orientation in space of bones during movement: experimental artifacts", *Clin. Biomech.*, vol. 11 (2), pp. 90-100, 1996.
18. J.T. Bryant, J.G. Reid, B.L. Smith, and J.M. Stevenson, "Method for determining vertebral body positions in the sagittal plane using skin markers", *Spine*, vol. 14 (3), pp. 258-265, 1989.

19. C.J. Knight, "Radiological validation of clinical goniometric measurement of pelvic inclination in seated spinal cord injured subjects", in *Proc. of the 9th Int. Seating Symposium*, 1993, pp. 249-254.
20. J.K. Mayall and G. Desharnais, *Positioning in a wheelchair / a guide for professional caregivers of the disabled adult*, 2nd ed., New Jersey: SLACK Inc., 1995, 144 p.
21. M.A. Manary, L.W. Schneider, C.C. Flannagan, and B.H. Eby, "Evaluation of the SAE J826 3-D manikin measures of driver positioning and posture", *SAE Transactions, Journal of Passenger Cars*, section 6, no. 941048, pp. 1490-1500, 1994.
22. M.P. Reed, M.A. Manary, and L.W. Schneider, "Methods for measuring and representing automobile occupant posture", *SAE Technical Paper Series*, no. 1999-01-0959, 1999.
23. S. Lavallée, R. Szeliski, and L. Brunie, "Anatomy-based registration of three-dimensional medical images, range images, x-rays projections, and three-dimensional models using octree-splines", in *Computer-integrated surgery: technology and clinical applications*, R.H. Taylor, S. Lavallée, G.C. Burdea, R. Mösges (eds), Cambridge: MIT Press, 1996, pp. 115-143.
24. E. Bainville, I. Bricault, P. Cinquin, and S. Lavallée, "Concepts and methods of registration for computer-integrated surgery", in *Computer Assisted Orthopedic Surgery*, L.P. Nolte and R. Ganz (eds), Hogrefe & Huber Publishers, 1999, pp. 15-34.

25. J. Tonetti, L. Carrat, S. Lavallée, L. Pittet, P. Merloz, and J.-P. Chirossel, "Percutaneous iliosacral screw placement using image guided techniques", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 354, pp. 103-110, 1998.
26. A.L. Bell, D.R. Pedersen and R.A. Brand, "A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods", *J. Biomech.*, 23 (6), 617-621, 1990.
27. U. Della Croce, A. Cappozzo, and D.C. Kerrigan, "Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, vol. 37, pp. 155-161, 1999.

4.8 Biography

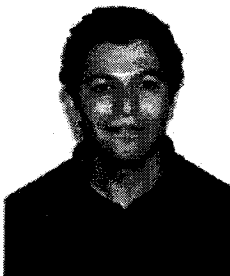


Nadine-Michèle Lalonde received the B.Eng. degree in mechanical engineering from École Polytechnique of Montréal, Québec, Canada, in 1997. She completed her third year of the mechanical engineering program (1995-1996) at the École Nationale Supérieure d'Hydraulique et de Mécanique de Grenoble, France. She spent two years (1997-1999) as a student for the master degree in biomedical science and engineering, and is currently working towards the Ph.D. degree in the same field also at École Polytechnique of Montréal. Her present research interests are related to the development of a clinical tool for the analysis of the seated posture, medical imaging

techniques, 3D reconstruction and matching algorithms, and computer modeling of the pelvis.



Jean Dansereau received the B.Eng. and M.Sc. degrees in mechanical engineering from École Polytechnique de Montréal, Québec, Canada, in 1981 and 1983 respectively. He obtained the Ph.D. degree in mechanical engineering (biomechanics) from the University of Vermont, Burlington, in 1987. Between 1996-2001, he was responsible of the NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids. He is presently the director of the of graduate studies at École Polytechnique of Montréal as well as professor in Mechanical Engineering and at the Biomedical Engineering Institute of École Polytechnique of Montréal. His current interests are spinal biomechanics, 3-D stereoradiographic reconstruction and computer modelling of scoliotic spines and ribcages as well as rehabilitation engineering.



Rachid Aissaoui (M'98) received the B.Sc. degree in electrical engineering from the University of Science and Technology of Oran, Algeria, in 1985 and the Ph.D. degree in biomechanics from the University Joseph Fourier in Grenoble,

France, in 1990. He joined the Clinical Research Institute of Montréal (Canada) as head of the Engineering Rehabilitation team in 1991. From 1992-1995, he was responsible for the gait laboratory at the Sainte-Justine Hospital Research Center, Montréal. Between 1996 and 2001, he worked as a researcher at the NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids. He is currently professor at the department of Génie de la Production Automatisée at École de Technologie Supérieure, Montréal. His research interests are related to the 3D modeling of human locomotion, the development of tools for seating posture evaluation, and the dynamics of wheelchair propulsion. Dr. Aissaoui is a member of the IEEE-EMB Society and ANSI/RESNA subcommittee on Wheelchair Seating Standards WG/TD.



Pierre Pauget, born in 1943, is a medical doctor with a diploma in therapeutic and biomechanic sport medicine, and specialized in rehabilitation and physical medicine. He is currently the Medical Director of the long term care center Centre Médico-Universitaire Daniel Douady, located in St-Hilaire du Touvet near Grenoble in France, where spinal cord injured children and young adults, or patients with other major injuries, can pursue their rehabilitation as well as their studies, from primary school to university.

P. Cinquin, photograph and biography not available at the time of publication.

CHAPITRE 5- MODELLING SKIN PELVIC LANDMARK COORDINATES INTO CORRESPONDING INTERNAL BONE FOR WHEELCHAIR USERS: PRELIMINARY RESULTS

Lalonde, N.M.¹, Dansereau, J.¹, Lacoste, M.², Aissaoui, R.³

1. Institute of Biomedical Engineering, École Polytechnique de Montréal, Canada,
2. Laboratoire de Recherche en Imagerie et Orthopédie, École de Technologie Supérieure, Montréal, Canada,
3. Centre de Réadaptation Marie-Enfant, Hôpital Sainte-Justine, Montréal, Canada

Keywords: pelvis, regression models, internal and external pelvic landmark coordinates, wheelchair users

Acknowledgments: This research was funded by the NSERC found (Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada) and the FCAR found (Formation de Chercheurs et l'Aide à la Recherche). The authors also wish to acknowledge the collaboration of the Centre de Réadaptation Marie-Enfant.

Cet article a été soumis dans le journal IEEE Transactions on Biomedical Engineering le 21 juin 2005.

Remarque : Cette étude avait pour objectif d'établir les relations entre les coordonnées des repères internes et externes du bassin, en considérant l'épaisseur du pli cutané et l'indice de masse corporelle (**objectif spécifique 3**). La stéréoradiographie a été utilisée afin d'obtenir la géométrie pelvienne interne. Deux techniques de mesure externe ont été utilisées : 1- la numérisation des repères par un localisateur 3D mécanique, 2- l'utilisation de marqueurs radio-opaques collés au niveau des repères, puis reconstruits par stéréoradiographie. L'expérimentation, approuvée par un comité d'éthique, a été réalisée avec 10 usagers de fauteuil roulant au Centre de réadaptation Marie-Enfant.

5.1 Abstract

The purpose of this study was to develop models to predict internal pelvic landmark coordinates from their corresponding external landmarks, identified by two techniques: manual digitization or skin markers. It was hypothesized that the body mass index or the skinfold thickness represent significant variables in the model. The internal pelvic landmarks were obtained with a stereoradiographic method. Results showed that the external coordinates are generally statistically different from the internal ones; manual digitization of the landmark reduces the soft tissue artifacts compared to the use of skin markers. Different models were obtained according to the external acquisition method. With the use of skin markers, models obtained for a specific internal landmark coordinate include generally many variables, such as the other two coordinates of the landmark, body mass index, or skinfold measurements. Body mass index or skinfold thickness was generally included as a significant variable in models along the direction of the soft tissue thickness: postero-anterior direction for the ASIS, medio-lateral direction for the AICr. This study presented preliminary results on the relationships between internal and external pelvic landmark coordinates. More research is needed before the full relationships are understood and adequate models are developed.

5.2 Introduction

In a seated posture, the pelvis is a key element, as it represents the foundation for the support of the upper body. For wheelchair users, adequate positioning of the pelvis is essential to prevent multiple health hazards such as pressure ulcers and muscular-

skeletal deformities. It is therefore important to evaluate the pelvis' position and orientation. Techniques used to evaluate the position and orientation of any segment can be classified into two groups. The first is based on external skin landmarks (goniometers, skin markers linked to 3D localizers, 3D digitizers, shape recorders, light reflecting methods), and the second on the internal skeletal bones (X-rays, magnetic resonance imaging, ultrasound, bone anchored markers, etc.). The latter are generally invasive and costly, and are not appropriate for extensive research on the seated posture. On the other hand, skin based techniques show artifacts, that are rarely taken into account, due to the soft tissue thickness and its movement. For example, Koo et al [1] located the anterior-superior iliac spine (ASIS) and the coccyx at the skin surface with a 3D pointer to directly calculate pelvic tilt and obliquity in a seated posture. Maltais et al. [2] located the external position of the greater trochanters, ASIS, and apex of the iliac crests (AICr) to evaluate the pelvic orientation with a 3D digitizer. Aissaoui et al. [3] also located the external position of greater trochanters, with a 3D digitizer, to evaluate the sliding of seated subjects during repositioning (variation of seat-to-back and system tilt angles). However, no adjustments were made to take into account the thickness of the soft tissues.

Few studies have been conducted to highlight the differences found between the position of body landmarks measured by internal and external techniques, and especially for the pelvis. Furthermore, no specifications are given for the external-internal differences based on the external acquisition method: digitized landmarks or skin markers placed

over the landmarks and linked to 3D localizers. In a previous experiment made by the authors, Lalonde et al. [4] showed significant differences between the internal and digitized external coordinates of corresponding pelvic landmarks; however, some correlations did exist between the two measurements. Sprigle et al. [11] compared the pelvic tilt and hip flexion measured by X-rays and by a new pelvic goniometer in three seated positions. This goniometer, consisting of a pelvic band placed over the iliac spines and a thigh bar aligned with the femur, was found reliable according to the internal angles, but this method did not permit the quantification of the pelvis' 3D orientation. Knight [19] compared hip flexion measured by a goniometer with sacral angles obtained by X-rays while subjects sat in different positions; the author found no correlation between the two internal and external measurements. In the automotive industry, Brodeur et al. [7] used an external 3D localizing system with skin markers placed over the ASIS to elaborate models for the evaluation of the hip joint's position, important for vehicle packaging. The soft tissue thickness at the ASIS was assumed to be 5 mm, but no explanation was given on how that estimation was obtained. Furthermore, most studies are done in chairs with modular seat and backrest which give access to usually inaccessible pelvic landmarks, such as the PSIS or coccyx.

From this literature review, the 3D relationships between corresponding internal and external pelvic landmarks are not well established. However, the pelvis is the first element to position in a seated posture; its orientation influences the trunk and leg alignments. Given the important role the pelvis plays in the seated posture, it is essential

to determine these relationships. In the present study, it is hypothesized that regression models exist between the internal and external pelvic landmark coordinates, with personalized data such as the Body Mass Index BMI (weight/height^2) or skinfold thickness measurements; like the measure of the skinfold thickness with a caliper, the BMI is also usually used to evaluate body fat, but does not require specialized tools. The purpose of the study was to develop, for wheelchair users, regression models corresponding to two types of external 3D measuring systems used to locate a landmark.

5.3 Methods

To obtain the internal pelvic data, the experiment required the use of X-ray. To limit the radiation dose given to the subjects, the population used in this study consisted of wheelchair users who needed an X-ray exam for their clinical follow-up to evaluate the degree of their spinal deformity. Seven females and three males participated in the research which was approved by the ethical committee of Ste-Justine Hospital, Montreal (Canada). The group had a mean age of 15 years (sd 1.9), a mean body mass of 40.4 kg (sd 6.7), a mean height of 1.5 m (sd 0.1), and a mean BMI of 17.1 kg/m^2 (sd 1.8). Six subjects had Friedreich ataxia (with no spasticity), one giant axonal neuropathy, one spinal muscular atrophy, one congenital myopathy, and one was paraplegic due to poliomyelitis. Subjects were seated in a simulator chair (SEM, Orthofab, Montreal, Canada), but no specific modifications were brought to the backrest and seat pan. The seat surface consisted of a 5 cm thickness polyurethane foam cushion. The footrests were adjusted so that the subject's thighs were parallel to the seat surface; the armrests

were adjusted to get access to the iliac crests. Care was taken by an experienced occupational therapist in wheelchair seating, to sit subjects with as little pelvic obliquity or transverse rotation as possible. A Jamar[®] medical skinfold caliper was used to measure the soft tissue thickness at the location of the right and left anterior-superior iliac spines (ASIS) and apex of the iliac crests (AICr). According to the manufacturer, two measurements were taken at each site; if the difference between the two measures was greater than 2 mm, a third one was then taken. The mean skin thickness for the ASISs was of 7.3 ± 4.1 mm and 17.4 ± 9.2 mm for the AICrs.

A wooden tray, fixed on the simulator's armrests, was placed in front of the subjects (Figure 5.1_Article 3). The tray was used to define the external reference system (see *section 5.3.1*) and to hold the calibration object needed for the X-rays (see *section 5.3.2*). Subjects' hands rested on the tray during the whole experiment. Subjects wore their shirt and underwear. They also wore a neoprene brace on their torso, containing embedded steel beads needed for the X-ray calibration and 3D reconstruction (see *section 5.3.2*). Two techniques were used to acquire the external pelvic information. The first consisted in a manual digitization of the pelvic landmarks. The second consisted in the use of metallic skin markers placed over the landmarks, as would be done in the literature when using skin markers with 3D localizers; these markers were seen on the X-rays and hence, their location could be determined. The whole methodology is described below.

5.3.1 Acquisition of the External Digitized Geometry

The purpose of this study was to develop personalized internal-external regression models for the pelvic landmark coordinates that could be used in clinic to analyze the seated posture of patient in their own wheelchair. Due to the difficulty in identifying external pelvic landmarks in the seated posture without modifying the wheelchair's structure, only four landmarks were accessible by palpation and analyzed, namely the right and left ASIS and AICr. An articulated mechanical 3D digitizer (Microscribe 3DL, Immersion Corporation, San Jose, USA) was used to measure the landmarks' position, with a position accuracy of 0.64 mm. The Microscribe reference system (MS) was defined by the *AOB* triangle located on the wooden tray placed in front of the subjects (Figure 5.1_Article 3). The X axis is obtained by points *A* and *O*, and the Y axis is obtained by points *O* and *B*. These points corresponded to the centers of three metallic round markers fixed on the wooden tray, so that could also be seen in the X-rays.

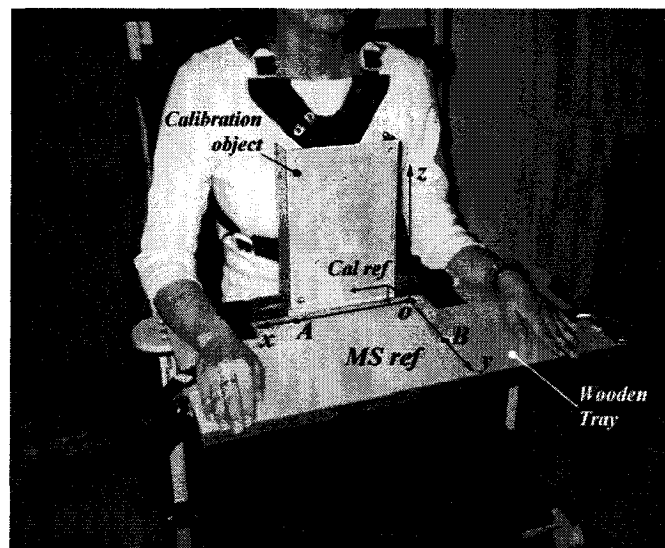


Figure 5.1_Article 3- Experimental setup

The four pelvic landmarks (referred to as Ext_MS) were palpated by compressing the soft tissue and then digitized once with the Microscribe pointer by an experienced occupational therapist. Four metallic markers (referred to as Ext_Xray) were then placed with surgical tape on the skin surface of the right and left ASIS and AICr. Due to space constraints in the X-ray room, the acquisition of the digitized external pelvic geometry was done a few meters away in an adjacent room. Afterwards, subjects were rolled to the X-ray room in the SEM chair, while maintaining their seated posture. Care was taken to minimize the subjects' postural changes.

5.3.2 X-ray Acquisitions

A stereoradiographic method, based on the Direct Linear Transformation (DLT) algorithm [9], was used to obtain a 3D reconstruction of the pelvic internal geometry. A small calibration object was used, which consisted of an aluminum U-shaped sheet (25 mm X 210 mm X 220 mm) with 15 embedded steel beads; this calibration object was fixed on the wooden tray in front of the subjects after the acquisition of the external geometry (Figure 5.1_Article 3).

Three X-rays films of the subjects' complete spine and pelvis were taken in the SEM chair from different angles according to the protocol applied at Ste-Justine hospital in Montreal (Canada) [79]: firstly, an anterior-posterior view with 0° elevation (AP0), secondly, a 20° angled down anterior-posterior view (AP20), and finally a lateral view with 0° elevation with the right side of the subjects against the film (LAT). Although

postero-anterior (PA) views are usually used to analyze the spine with standing patients, X-rays done with seated subjects must be taken in the antero-posterior direction in order to minimize the distance between the spine or pelvis and the X-ray film, and hence minimizing image distortion. The X-ray parameters (voltage, amps, time exposure) were adjusted by an experienced technician as to optimize the visibility of both pelvis and spine. The X-ray films were scanned and later analyzed by computer.

The internal ASIS and AICr (referred to as Int_Xray) and the four metallic markers taped on the skin (Ext_Xray) were identified on the three scanned X-ray images for each subject and reconstructed by DLT in a reference system located on the calibration object using a home-made computer assisted program (Figure 5.1_Article 3). However, the reconstruction of the internal landmarks ASIS and AICr presented a better precision for the right ASIS and AICr compared to the left side, which was farther from the film on the lateral view and hence was less visible with more image distortion. Hence, only the landmarks on the right side were analysed. Three metallic markers (*A*, *O*, *B*) located on the wooden tray were also reconstructed to obtain the MS reference. The right internal ASIS and AICr, and the right skin markers previously reconstructed were then transferred into the MS reference by using geometrical transformations (translation and rotation).

In order to develop regression models for the pelvic internal (Int_Xray) and external landmarks (Ext_MS and Ext_Xray) applicable in any situation, a pelvis body reference

system was defined. In the literature, this pelvic body reference was defined by the plane passing through the ASISs and PSISs [11, 12]. However, in our case, the PSISs were not accessible in the seated posture. Hence, a new right handed orthogonal pelvic referential (Figure 5.2_Article 3) was defined by the previously digitized ASISs and AICrs (Ext_MS_{ASIS} and Ext_MS_{AICr}). The origin O corresponds to the middle point between the right and left ASIS. The Z-axis is perpendicular to the plane formed by the four pelvic landmarks. The Y-axis passes through point B , located by the middle point between the right and left AICrs. The X-axis is obtained by a cross-product between axis Y and Z. Both the external and internal pelvic landmarks were afterwards transferred into the pelvic body reference system.

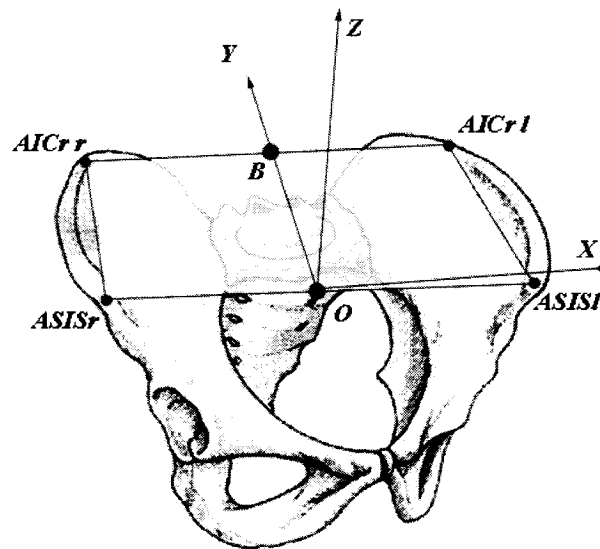


Figure 5.2_Article 3- Definition of the pelvis referential

5.3.3 Analysis

Student T-tests (at the p-level of 0.05) were first performed between the corresponding X, Y, and Z internal (Int_Xray) and external coordinates (Ext_MS and Ext_Xray). Multiple regressions were performed using the backward stepwise method, which eliminated the non-significant independent variables in the models [13]; the internal coordinates (Int_Xray_X, Y, Z) corresponded to the dependent variables. In a previous study [4], the authors showed that the internal and external coordinate differences were not only due to the soft tissue thickness, but also to different landmark locations between the internal and external identification; hence, the X, Y, Z external coordinates were entered as the independent variables in the regression model for each landmark coordinate (Ext_MS_X, Y, Z and Ext_Xray_X, Y, Z). Furthermore, preliminary analysis in the present study revealed that the BMI was correlated with the skinfold thickness at the ASIS ($r = 0,64$ p-value $< 0,043$) and at the AICr ($r = 0,62$ p-value $< 0,055$). Consequently, to avoid multicollinearity between the independent variables during the regression (which can disturb the regression and give inadequate models [14]), analysis with the BMI and skinfold measurement were done separately to obtain two possible models for the internal coordinates of each landmark, according to the external acquisition method used. For example, considering the relationship between the internal X coordinate of the ASIS and the digitized ASIS, the possible models would include the following variables:

A-Int_Xray_X_{ASIS} → Skinfold thickness, Ext_MS_X, Ext_MS_Y, Ext_MS_Z coordinates

B-Int_Xray_X_{ASIS} → BMI, Ext_MS_X, Ext_MS_Y, Ext_MS_Z coordinates

Low significant values ($p < 0.1$) in the regression models are analysed, as to not exclude variables that may have shown a higher significance ($p < 0.05$) if more subjects had been studied. The multiple correlation coefficient r , the coefficient of multiple determination r^2 , and the adjusted coefficient of multiple determination r^2_{adj} were analysed. The latter is more useful than r^2 , since it penalizes the analyst who includes unnecessary variables in the model. R^2_{adj} is used to compare initial models (A or B) obtained by the multiple regression, in which present variables show a low significant p-value, to reduced models (noted A_{red} B_{red}) in which the low significant variables have been omitted; if the r^2_{adj} of the two models show little difference, then the reduced model may be used [13, 14, 15].

5.4 Results

Tableau 5.1_Article 3 presents the mean difference between the external and internal landmarks coordinates; significant differences showed by the Student T-tests are given in bold. Student t-test revealed that the internal and external coordinates for the ASIS along the X and Z axis were significantly different (p-value 0.1), with differences of – 3.9 mm and 5.6 mm respectively. The external ASIS is lateral and superior to the internal ASIS. The total 3D coordinate difference for the ASIS is approximately 13 mm. For the digitized AICr, significant differences of 12.6 mm for the Y-axis and 8.7 mm for the Z-axis were found between the external and internal coordinates. The external AICr is posterior and superior to the internal AICr. The Total 3D difference for the AICr is 21.5 mm. Considering the external points identified by a skin marker, results showed that the internal and external coordinates for the ASIS were significantly different along

the three axis; the differences obtained for the three axis were higher than the ones seen with the digitized points. The external ASIS identified with a skin marker is more lateral, anterior and superior than the internal ASIS. The total 3D difference (20.6 mm) was also higher than the 3D difference of the digitized ASIS. For the AICr, significant differences of 18.4 mm and 8.0 mm were obtained for the X and Z axis. The external AICr identified with the skin marker is more lateral and superior than the internal AICr. The total 3D difference was slightly higher (24.4 mm) than the one obtained with the digitized point.

Tableau 5.1_Article 3- Mean difference (standard deviation) between the external and internal coordinates: digitized or identified with skin markers (n = 10). Significant differences in bold ($p \leq 0,05$)

		External acquisition method			
		Digitized ASIS	Digitized AICr	Skin marker ASIS	Skin marker AICr
External-internal differences (mm)	Δx	-3,9 (6,6)*	4,5 (10,3)	-5,4 (5,6)	-18,4 (13,9)
	Δy	-0,3 (6,6)	12,6 (11,0)	-11,1 (13,0)	5,9 (11,5)
	Δz	5,6 (8,5)*	8,7 (11,4)	11,9 (6,7)	8,0 (3,0)
	Total _{3D}	12,8 (5,3)	21,5 (11,3)	20,6 (10,1)	24,4 (12,6)

*: significant p-value 0.1

Tableau 5.2_Article 3 and Tableau 5.3_Article 3 present the regression models obtained for the internal coordinates according to the external acquisition method used (Ext_MS or Ext_Xray). Analysis of the residuals for each model did not show any tendency for non-linear relationships between the dependent and independent variables. Significant variables for each model are presented in bold (p-value 0.05), and low significant

variable (p-value 0.1) not excluded from the model by the backward stepwise regression are left in normal style.

Tableau 5.2_Article 3- Multiple regression models obtained with the digitized external landmarks; significant variables in bold

	Models	Equation	r	r ² _{adj}
ASIS	X A & B	Int_Xray_X = -18,160 + 0,777* Ext_MS_X	0,85	0,69
	Y A	Int_Xray_Y = 0,034 + 0,755* Ext_MS_Y	0,70	0,43
	B	Int_Xray_Y = -45,403 + 0,886* Ext_MS_Y + 2,668* BMI	0,88	0,71
	Z A	Int_Xray_Z = -15,424 + 1,347* Skin	0,64	0,33
	B	N/s		
AICr	X A & B	Int_Xray_X = -26,154 + 0,783* Ext_MS_X	0,71	0,45
	Y A	Int_Xray_Y = -63,961 + 1,455* Ext_MS_Y - 0,709* Skin - 0,333* Ext_MS_x + 0,713* Ext_MS_z	0,95	0,83
	B	Int_Xray_Y = -55,975 - 0,613* Ext_MS_X + 1,613* Ext_MS_Y - 3,516* BMI	0,94	0,83
	Z A & B	N/s		

Tableau 5.3_Article 3- Multiple regression models obtained with the skin markers; significant variables in bold

	Models	Equation	r	r ² _{adj}
ASIS	X A & B _{red}	Int_Xray_X = -11,113 + 0,876* Ext_Xray_X + 0,648* Ext_Xray_Z	0,97	0,91
	B	Int_Xray_X = -31,490 + 0,849* Ext_Xray_X + 0,551* Ext_Xray_Z + 1,072*bmi	0,98	0,94
	Y A	Int_Xray_Y = -10,603 + 0,801* Ext_Xray_Y + 2,664* Skin	0,91	0,77
	B	Int_Xray_Y = -57,582 + 0,503* Ext_Xray_y + 3,677*bmi	0,68	0,31
	Z A & B _{red}	Int_Xray_Z = -53,996 - 0,433* Ext_Xray_X + 0,785* Ext_Xray_Z	0,87	0,68
	B	Int_Xray_Z = -83,223 - 0,471* Ext_Xray_X + 0,647* Ext_Xray_Z + 1,538*bmi	0,92	0,77
AICr	X A	Int_Xray_X = 19,846 + 0,906* Ext_Xray_X + 1,054* Skin - 0,506* Ext_Xray_y	0,88	0,66
	B	Int_Xray_X = -40,752 + 0,519* Ext_Xray_x	0,51	0,17
	Y A	Int_Xray_Y = -104,780 - 0,739* Ext_Xray_X + 1,450* Ext_Y + 0,595* Ext_Z - 1,108* Skin	0,98	0,91
	B	Int_Xray_Y = -60,700 - 0,849* Ext_Xray_X + 1,374* Ext_Xray_Y - 4,257* BMI	0,95	0,86
	Z A	Int_Xray_Z = -3,762 + 0,983* Ext_Xray_Z - 0,245* Skin	0,99	0,97
	B	Int_Xray_Z = -8,231 + 0,877* Ext_Xray_Z	0,97	0,94

Multiple regressions for the digitized landmarks (A with the skinfold thickness, B with the BMI) were performed and models are summarized in Tableau 5.2_Article 3. Considering the X coordinate of the ASIS, both models A and B converged to a single

model in which the personalized data (BMI and skinfold thickness) have been excluded; only the external X coordinate remained in the model. Two models were obtained for the ASIS's Y coordinate, which represent the soft tissue thickness of the ASIS: the skinfold thickness does not represent a significant factor for the model (as seen in model A), but the BMI should be included (model B). Both models included the external Y coordinate as a variable. Only one significant model was found for the ASIS's Z coordinate, which included the skinfold thickness (model A); however statistical parameters are low, with a multiple correlation coefficient r of 0.64 and an adjusted coefficient of multiple determination r^2_{adj} of 0.41. Model A and B for the X coordinate of the AICr converged to a single model that included only the X coordinate; although this axis represents the direction of the soft tissue thickness for the AICr, the personalized data were excluded from the model. Two models were obtained for the Y coordinate of the AICr. In model A, the external Y coordinate and the skinfold thickness represent significant variables, but the external X and Z coordinates also included in the model show a low significant p-level of 0.1. A reduced model (not presented), with the external X and Z coordinates omitted, was analysed; however, the r^2_{adj} of the two models (0.83 and 0.59) showed a great difference and the initial model A was preferred. In model B for the AICr's Y coordinate, the external X and Y coordinates and the BMI represented significant variables. No significant model was obtained for the Z coordinate of the AICr; perhaps a study done with more subjects might have given significant models.

Tableau 5.3_Article 3 presents the multiple regression models obtained with the external landmarks identified by skin markers. Models obtained showed higher statistical parameters than the models seen with the digitized landmarks previously presented. In model A for the X coordinate of the ASIS, the skinfold thickness was excluded, but the X and Z external coordinates represented significant variables. Model B also presented the X and Z coordinates as significant variables, as well as the BMI with low significance (p-level 0.1). The reduced model, B_{red} , corresponded to model A in which the personalized data were excluded. The r^2_{adj} coefficient of model B and B_{red} show little difference, and hence, model B_{red} can be considered. Two models were obtained for the ASIS's Y coordinate. Model A presented the external Y coordinate and the skinfold thickness as significant variables; model B presented the external Y coordinate and the BMI as low significant variables with p-level 0.1. Model A for the ASIS's Z coordinate excluded the skinfold thickness as a significant variable, but included the external X and Z coordinates. Model B also presented the X and Z external coordinates as significant factors, and the BMI with a low significant value (p-value 0.11). The reduced model B_{red} corresponded to model A, in which the BMI was excluded.

Model A for the X coordinate of the AICr included the external X and skinfold thickness as significant variables, and the external Y coordinate as a variable with a low significant value (0.1). A reduced model A (not presented) was analysed, but the r^2_{adj} of the initial (0.66) and reduced models (0.53) were different, and the initial model was preferred. Model B for the AICr's X coordinate included only the external X coordinate

with a low significant value. Two models were obtained for the AICr's Y coordinate. Model A included the X, Y, and Z external coordinates and the skinfold thickness, whereas model B included the X and Y external coordinates and the BMI. Both model showed high statistical parameters ($r \geq 0.95$). Two models were also obtained for the AICr's Z coordinate. Model A included the external Z coordinate and the skinfold thickness as significant factors; model B included the external Z coordinate as a significant variable, but excluded the BMI. Both model also showed high statistical parameters ($r \geq 0.97$).

5.5 Discussion

External-internal coordinate differences were higher with the external landmarks identified by the skin markers than by the digitization, especially for the ASIS: a 3D difference of 13 mm for the digitized ASIS compared to a 3D difference of 21 mm with the ASIS's skin marker. Hence, by palpating the pelvis and compressing the skin to digitize the landmarks, artifacts due to the soft tissue thickness are reduced. Considering the axis that would present the greatest soft tissue thickness for each landmark (the Y-axis for the ASIS and the X-axis for the AICr), non-significant differences were found between the internal and the digitized points, but greater external-internal coordinate differences were obtained with the skin markers. The external-internal differences seen with the digitized points along the other axis (X and Z for the ASIS, Y and Z for the AICr) are most likely due to different locations in the landmark's specific point between

the external identification and the X-ray reconstruction, especially for the AICr which has a long rounded shape.

The internal and external coordinates differences showed Tableau 5.1_Article 3 are lower than those presented in a similar study by the authors [4]: a total 3D differences between 25 and 34 mm [4] for the ASIS compared to 13 mm in the present study, and a total 3D differences between 72 and 97 mm [4] for the AICr compared to 23 mm. However, the authors [4] mentioned in the previous study that the large external-internal differences were due because the external data was digitized in four seated positions combining different seat-to-back and system tilt angles (P1: seat-to-back angle 92°, system tilt 5°, P2: seat-to-back angle of 144°, system tilt of 5°, P3: seat-to-back angle of 92°, system tilt of 25°, P4: return to P1), while the internal landmarks were identified by magnetic resonance imaging (RMI) in a supine posture, influencing significantly the landmarks' identification. In the present study, the internal and external data were both obtained in the same seated posture, thus reducing the external-internal difference. In the literature, soft tissue thickness at the ASIS is estimated between 5 and 10 mm [7, 16, 22]; in the present study, the external-internal Y coordinate difference found at the ASIS located with the skin marker is slightly higher (11.1 ± 13 mm), despite the fact that the subjects in this study were not obese and had little skinfold thickness at the ASIS (7.3 ± 4.1 mm).

Regression models, involving different significant variables, were obtained with the digitized landmarks and the skin markers. Generally, models obtained with the skin markers include the non-corresponding external coordinates as variables, which shows that the soft tissue thickness modifies the marker's position along the three axis. One model, that only included the external X coordinate as a variable, was obtained for the ASIS's X internal coordinate with the digitized ASIS; however, with the skin marker, the final model obtained included the external X and Z coordinates. For the ASIS's Y internal coordinate, model B obtained with the digitized landmark included the BMI and showed better statistical parameters than model A; in comparison, the suggested model obtained with the skin marker (model A) for the ASIS's Y coordinate includes the skinfold thickness. Since the Y axis represents the direction of the soft tissue thickness for the ASIS, personalized information such as the BMI or the skinfold thickness should be introduced in the model. For the ASIS's Z coordinate with the digitized landmark, one model involving the skinfold thickness was obtained; for the skin marker, the final model obtained included the external X and Z coordinates as significant factors.

Analysis for the AICr's X coordinate with the digitized landmark presented one model with the external X coordinate as a significant factor; however, with the skin marker, the skinfold thickness and the external Y coordinate (low significant level) were included in the model. The X axis represents the direction of the soft tissue thickness for the AICr; the digitization of the landmark minimizes the skin artifact, but with the use of a skin marker, the skinfold thickness is a significant factor to take into account. Two similar

models were obtained for the AICr's Y coordinate, regardless of the external acquisition technique. Model A included the external X, Y, and Z coordinates and the skinfold thickness as significant variables; model B included the X and Y external coordinates and the BMI as significant variables. Since the AICr has a long rounded shape, its identification along the antero-posterior direction is more or less precise, which can explain the introduction of many variables, including personalized data, in the model. No significant model was obtained for the AICr's Z coordinate with the digitized landmark. With the use of a skin marker at the AICr, two significant models were obtained; the skinfold thickness is a significant factor, but its omission from the model does not greatly alter the statistical parameters ($r = 0.99$ versus $r = 0.97$). The suggested models obtained for the skin markers showed higher statistical parameters ($r \geq 0.87$) than ones seen with the digitized landmarks ($r \geq 0.64$).

The models obtained with the digitized external data were applied to the data of the previous study, mentioned above, by the authors [4], except for model A of the ASIS' Z coordinate and model A of the AICr' Y coordinate, since the skinfold thickness had not been measured. All internal and external coordinates, initially given in a referential linked to the wheelchair, were transferred in a pelvic coordinate system as defined in this experiment. Results for the ASIS' Y coordinate showed that the internal-external difference obtained after applying model B was between 10.6 and 22.1 mm depending on the orientation of the wheelchair; these differences are lower (reduction of 9 mm for all positions) than the previously differences found (19.9-31.5 mm). Furthermore, for

the two positions resembling a supine posture (P2, P3), no significant differences were obtained between the ASIS' internal and external Y coordinates. Application of model A slightly reduced (< 2 mm) the coordinate difference. An increase (4.4-7.0 mm) in the internal-external coordinate differences was obtained for the ASIS' X coordinate with the application of model A&B, not significant in the previous study. Results for the AICr's X coordinate showed that the internal-external difference obtained after applying model A&B was between 44.4 and 61.0 mm, depending on the orientation of the wheelchair; these differences are slightly lower (reduction ≤ 2.1 mm) than the previously differences found (45.7-63.2 mm). Application of model B to the AICr's Y coordinate reduced by 3 mm the internal-external differences for three postures (P1, P2, P3). Except for model B of the ASIS' Y coordinate, the application of the other models slightly reduced the internal-external coordinate differences. It was noted in the previous experiment [4] that the internal-external coordinate differences obtained were largely due to different identification of the landmarks depending on the pelvis' orientation (supine posture for the internal landmarks compared to seated postures for the external ones), which can explain the small reduction of the internal-external coordinate differences obtained after applying the models. Further research are needed to validate the models found.

X-rays images of an able-bodied subject were acquired during pretests. Skin markers were placed over the ASIS and AICr, but no digitization of the external landmarks was done. The internal ASIS and AICr, and the skin markers were reconstructed. Models

obtained for the skin markers were applied to the data of this subject. Results showed that, except for three models (model A of the ASIS' X coordinate, models A and B for the AICr's Z coordinate), the other models reduced the internal-external coordinate differences. Best results were obtained for the ASIS' Z coordinate (model AB_{red}, reduction of 7.4 mm in the internal-external difference) and for the AICr's X coordinate (model A, reduction of 11.4 mm) and Y coordinate (model B, reduction of 5.8 mm). No complete validation of the models could be performed, and further research with more subjects are needed to validate the models found.

Different sources of error can be identified from the methodology used in this study, notably 1- the possible movement of the subject between the digitization of the external landmarks and the acquisition of the three X-ray images, although care was taken by the occupational therapist to minimize the subject's movement during the whole experiment, and spasticity was not a concern with the subjects, and 2- the reconstruction technique used to obtain the internal pelvic data. The precision of the X-ray reconstruction depends on certain factors, such as the identification errors of homologous landmarks between the three views and the calibration object. The reconstruction precision in this project was evaluated by calculating the retroprojection errors of different points, notably the four metallic skin markers and 27 landmarks located throughout the pelvis. The DLT algorithm used to reconstruct points on the X-ray films can be used in an inverse way in order to retroproject the reconstructed 3D points onto the three radiographics planes (AP0, AP20, LAT0). The retroprojection errors (horizontal and

vertical) are calculated for each view by the difference between the digitized points and the retroprojected ones, and should ideally be equal to zero [79]. This gives a good insight on the landmarks' correspondence between the 3 views and on the possible change of the subject's position. The mean horizontal and vertical errors of the 27 pelvic points were low: 0.0 ± 1.5 mm and 0.1 ± 2.2 mm for the horizontal and vertical errors on the AP0 view, 0.2 ± 1.8 mm and 0.2 ± 1.5 mm for the AP20 view, and -0.4 ± 1.3 and -1.3 ± 2.5 mm for the LAT view. The mean retroprojection errors of the iliac crest region, which included the AICr and the ASIS, were inferior of 0.6 mm (± 2.3 mm). These pelvic retroprojection errors are comparable to those found in the literature for the pelvis [79]. Low retroprojection errors ($\leq 0.6 \pm 2.0$ mm) were obtained for the four skin markers, easily seen on the X-rays, which shows that the subjects had little pelvic movement between the three X-rays. With regards to the retroprojection errors obtained in the present study, the 3D reconstruction of the pelvis, specifically that of the ASIS, AICr, and the four skin markers, is sufficient for the elaboration of internal-external regression models.

5.6 Conclusion

The purpose of this project was to elaborate models between corresponding internal and external pelvic landmarks, which have not been fully studied in the literature. We have developed a protocole based on frequently used methods to obtain external information (digitization and skin markers) and internal reconstruction, by a stereoradiographic

analysis. We first evaluated the differences between the internal and external pelvic landmark coordinates, obtained by digitization or skin markers. Results revealed that greater differences were noted with the use of skin markers to identify landmarks compared to their digitization. We then developed regression models between the internal and external coordinates, according to the external acquisition technique used. Models obtained for the relationships between the internal coordinates and the external skin markers generally imply the other non-corresponding coordinates and personalized data (BMI or skinfold thickness at the site of the landmark) as significant variables. The results presented are preliminary; further research are needed to confirm the models found; a population with a wider range in BMI or skinfold should be considered which would avoid extrapolation in the use of the present models obtained with small ranges in the personalized data. The elaboration of internal-external models would allow more extensive non-invasive research on the seated posture for wheelchair users, notably on the pelvis' 3D orientation and adequate positioning.

5.7 References

1. T.K.K. Koo, A.F.T. Mak, and Y.L. Lee, "Posture effect on seating interface biomechanics: comparison between two seating cushions", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 77, pp.40-47, 1996.
2. C. Maltais, J. Dansereau, R. Aissaoui, and M. Lacoste, "Assessment of geometric and mechanical parameters in wheelchair seating: a variability study", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 7, no. 1, pp. 91-98, 1999.

3. R. Aissaoui, M. Lacoste, and J. Dansereau, "Analysis of sliding and pressure distribution during a repositioning of persons in a simulator chair", *IEEE Trans. Neural Syst. Rehab. Eng.*, vol. 7, pp. 215-224, 2001.
4. N.M. Lalonde, J. Dansereau, R. Aissaoui, P. Pauget, and P. Cinquin, "Differences between pelvic skin and bone landmark identification in different seated positions on spinal-cord injured subjects", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 8, pp. 958-966, 2003.
5. S. Sprigle, N. Flinn, M. Wootten, and S. McCorry, "Development and testing of a pelvic goniometer designed to measure pelvic tilt and hip flexion", *Clinical Biomechanics*, 18, pp. 462-465, 2003.
6. C.J. Knight, "Radiological validation of clinical goniometric measurement of pelvic inclination in seated spinal cord injured subjects", in *Proc. Of the 9th Int. Seating Symposium*, 1993, pp. 249-254.
7. R.R. Brodeur, Y. Cui, and H.M. Reynolds, "Locating the pelvis in the seated automobile driver", in *Proc. Of the SAE Int. Congress & Exposition*, pp. 41-48, 1996.
8. A.L. Bell, D.R. Pedersen, and R.A. Brand, "A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods", *J. Biomech.*, vol. 23, no. 6, pp. 617-621, 1990.
9. B. André, J. Dansereau, and H. Labelle, "Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine", *J. Biomech.*, vol. 27, no. 8, pp. 1023-1035, 1994.

10. C. Gauvin, J. Dansereau, Y. Petit, J.A. de Guise, and H. Labelle, "Reconstruction radiographique 3D personnalisée du bassin humain", *Annales de Chirurgie*, vol. 52, no. 8, pp. 744-751, 1997.
11. G. Wu and P.R. Cavanagh, "ISB recommendations for standardisation in the reporting of kinematic data", *J. Biomechanics*, vol. 28, pp. 1257-1261, 1995.
12. R. Baker, "Pelvic angles: a mathematically rigorous definition which is consistent with a conventional clinical understanding of the terms", *Gait and Posture*, vol. 13, pp. 1-6, 2001.
13. J. Neter, W. Wasserman, and M.H. Kutner, "Applied linear regression models", Homewood: Irwin, 1989.
14. D.C. Montgomery and E.A. Peck, "Introduction to linear regression analysis", New York: John Wiley & sons inc., 1992.
15. B. Ostle, K.V. Turner jr., C.R. Hicks, and G.W. McElrath, "Chapter 11: An introduction to regression analysis", in *Engineering Statistics- the industrial experience*, Belmont: Duxbury Press, 1996, pp.379-439.
16. M.A. Manary, L.W. Schneider, C.C. Flannagan, and B.H. Eby, "Evaluation of the SAE J826 3-D manikin measures of driver positioning and posture", *SAE Transactions, Journal of Passenger Cars*, section 6, no. 941048, pp. 1490-1500, 1994.
17. M.P. Reed, M.A. Manary, and L.W. Schneider, "Methods for measuring and representing automobile occupant posture", *SAE Technical Paper Series*, no. 1999-01-0959, 1999.

5.8 Biography



Nadine-Michèle Lalonde received the B.Eng. degree in mechanical engineering from École Polytechnique of Montréal, Québec, Canada, in 1997. She completed her third year of the mechanical engineering program (1995-1996) at the École Nationale Supérieure d'Hydraulique et de Mécanique de Grenoble, France. She spent two years (1997-1999) as a student for the master degree in biomedical science and engineering, and is currently working towards the Ph.D. degree in the same field also at École Polytechnique of Montréal. Her present research interests are related to the development of a clinical tool for the analysis of the seated posture, medical imaging techniques, 3D reconstruction and matching algorithms, and computer modeling of the pelvis.



Jean Dansereau received the B.Eng. and M.Sc. degrees in mechanical engineering from École Polytechnique de Montréal, Québec, Canada, in 1981 and 1983 respectively. He obtained the Ph.D. degree in mechanical engineering

(biomechanics) from the University of Vermont, Burlington, in 1987. Between 1996-2001, he was responsible of the NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids. He is presently the director of the of graduate studies at École Polytechnique of Montréal as well as professor in Mechanical Engineering and at the Biomedical Engineering Institute of École Polytechnique of Montréal. His current interests are spinal biomechanics, 3-D stereoradiographic reconstruction and computer modelling of scoliotic spines and ribcages as well as rehabilitation engineering.



Michèle Lacoste received the bachelor degree in occupational therapy from the Université de Montreal, Montreal, QC, Canada, in 1982. From 1982 to 1996, she worked, as a clinician, in seating and mobility with the adult and elderly population. She reached the NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids in 1996 and is now working at the Centre de réadaptation Marie-Enfant of the Hôpital Sainte-Justine as research associate, since 2000.



Rachid Aissaoui (M'98) received his B.Sc. degree in electrical engineering from the University of Science and Technology of Oran, Algeria (1985) and

his Ph.D. degree in biomechanics from the Université Joseph Fourier, Grenoble, France (1990). He joined the Clinical Research Institute of Montreal, Canada as head of the Engineering Rehabilitation team in 1991. He was responsible for the gait laboratory at the Sainte-Justine Hospital Research Center, Montreal, Canada (1992-1995). He worked as a researcher at the NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids, Montreal, Canada (1996-2001). He is currently professor at the department of Génie de la Production Automatisée at École de Technologie Supérieure and member of the Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie. His research interests are related to the 3D modeling of human locomotion, the development of tools for seating posture evaluation, and the dynamics of wheelchair propulsion. Dr. Aissaoui is a member of the CRIR (Centre de Recherche Inter-disciplinaire en Réadaptation de Montréal), the REPAR (Réseau d'adaptation-réadaptation du Québec), and IEEE-EMB Society

CHAPITRE 6- DISCUSSION

L'objectif général du projet est de déterminer l'orientation relative du bassin osseux par rapport à des mesures externes, chez des usagers de fauteuil roulant ; ces mesures externes sont prises soit sur le fauteuil (angles de dossier et d'assise) soit sur des repères cutanés pelviens. Une première méthode a d'abord été développée afin d'obtenir la géométrie 3D du bassin osseux de façon non effractive, permettant ainsi d'étudier différentes positions assises. La méthodologie employée repose sur les principes de recalage entre différents types d'images, développés par Taylor et al. (1996) et appliqués notamment par Tonetti et al. (1998) dans le cadre de la chirurgie assistée par ordinateur lors de fractures du bassin. Selon ces derniers, la précision du recalage entre un bassin 3D reconstruit par TDM et des images échographiques de la structure osseuse du même bassin est de 2.57 mm en translation et 1.47° en rotation.

Dans la première partie de ce projet de doctorat, des images IRM de l'ensemble du bassin ont d'abord été acquises pour chaque patient, en position couchée ; suite à la segmentation des images, le bassin complet a pu être modélisé en trois dimensions. Des images échographiques du contour des crêtes iliaques ont été prises pour chaque patient, en quatre positions assises, combinant différents angles siège-dossier et de bascule. Afin de référencer ces images dans l'espace, la sonde échographique a préalablement été munie de diodes infrarouges liées au localisateur optique OptotrakTM (Northern Digital inc., Toronto, Canada) ; les images ont été segmentées, permettant d'obtenir un ensemble de courbes localisées dans l'espace, pour chaque posture. La modélisation

IRM du bassin a ensuite été recalée avec chaque ensemble de courbes échographiques, afin d'obtenir le bassin complet pour les quatre positions. Cette technique présente les avantages d'être non effractive et précise, de modéliser en 3D l'ensemble du bassin et de permettre le suivi des patients en différentes positions (assises ou autres) par la simple acquisition de nouvelles images échographiques suivi d'un recalage avec le bassin IRM déjà acquis. Par contre, cette technique est coûteuse (matériel d'imagerie par résonance magnétique, matériel échographique, localisateur optique), nécessite du personnel spécialisé (notamment pour la prise des images IRM) et impose un temps de segmentation des images relativement long. De plus, cette technique ne peut être utilisée chez les patients présentant une spasticité importante (images IRM inutilisables si mouvement du patient lors de l'acquisition) ou ayant des implants métalliques (anciennement utilisés notamment pour la stabilisation des fractures vertébrales) en raison du risque de dommages corporels sous l'influence du champ magnétique lors de la prise des images IRM.

De par cette méthode, l'orientation du bassin osseux (orientation interne) a pu être comparée aux mesures d'angles du fauteuil dans un contexte de repositionnement chez des blessés médullaires, afin de déterminer si les changements d'orientation pelvienne correspondent aux changements d'orientation imposés au fauteuil (**article 1**). Les résultats sont expliqués à la section suivante.

6.1 Évaluation du bassin osseux par des mesures externes liées au fauteuil (article 1)

Les résultats démontrent que, pour la population à l'étude (blessés médullaires), la modification de l'angle siège-dossier et de l'angle de bascule (modifications uniquement dans le plan sagittal) n'entraîne pas de changement significatif dans l'orientation du bassin dans les autres plans (rotation transverse ou obliquité pelvienne). Ainsi, pour cette population, le bassin demeure stable malgré les changements de posture imposés ; par contre, chez des sujets ayant des difformités au niveau du bassin ou de la colonne vertébrale, des changements de posture dans le plan sagittal pourraient influencer la posture dans les autres plans corporels.

Les résultats démontrent également que l'augmentation de l'angle siège-dossier (52°) n'est pas équivalente mais supérieure à l'augmentation de l'angle de bascule pelvienne interne mesurée (20°) ; ces résultats confirment donc ceux de Nwaobi et al. (1988), mais contredisent ceux de Andersson et al. (1979), qui avaient étudié une faible augmentation de l'angle du dossier (30°) chez des sujets sains. Donc, en relation avec la littérature, la différence entre l'angle du dossier et l'angle de bascule pelvienne est plus importante lorsque les changements d'angles sont réalisés chez des sujets handicapés et lorsque de grandes variations d'angles sont imposées ($> 30^\circ$). Il importe alors de mesurer l'orientation du bassin et non de se fier uniquement aux changements mécaniques imposés pour évaluer la posture.

L'étude a démontré l'importance de l'analyse du mouvement global du bassin afin de mieux évaluer les effets du repositionnement sur la posture, ce qui représente une approche novatrice par rapport aux recherches recensées dans la littérature. Ainsi, les résultats sur le déplacement global du bassin ont montré que l'augmentation de l'angle siège-dossier imposée entraîne un déplacement antérieur (35 mm) et vers le bas (26 mm) du bassin. L'augmentation de l'angle de bascule n'entraîne pas de changement significatif de la bascule interne du bassin, autre que celle imposée ; par contre, un déplacement postérieur (16 mm) et vers le bas (23 mm) du bassin est noté. Ce déplacement postérieur du bassin compense le déplacement antérieur subi précédemment avec l'augmentation de l'angle siège-dossier, tel qu'observé lors du retour à la position initiale. Chez certaines populations à risque, les déplacements du bassin lors du repositionnement pourraient entraîner des forces de friction et de cisaillement au niveau du pelvis, non mesurées dans ce projet, et ainsi être source du développement d'escarres. Le déplacement du bassin mesuré lors de l'augmentation de l'angle de bascule peut être différent selon le type de fauteuil utilisé et la position de l'axe de rotation de la bascule. Cette étude a été réalisée sur un coussin préformé ; des résultats différents peuvent être obtenus avec l'utilisation d'autres coussins.

De par l'ensemble de ses résultats, cette étude a confirmé l'hypothèse clinique énoncée, à savoir que la modification de l'orientation du fauteuil, par les angles de bascule et de dossier, entraîne des changements de position au niveau du bassin osseux différents de ceux imposés. L'étude a mis en évidence l'importance de mesurer le déplacement

global du bassin afin d'en évaluer adéquatement la position et l'orientation 3D lors d'un repositionnement. Par contre, la méthode utilisée afin d'analyser la structure osseuse du bassin est relativement complexe, et ne peut être utilisée régulièrement en clinique. Dans la littérature, les techniques d'analyse externe sont fréquemment employées car moins coûteuses, non effractives et plus faciles d'utilisation que les techniques d'imagerie médicale. Il importe alors de savoir si l'identification des différents repères pelviens externes engendre une différence de localisation par rapport aux repères internes correspondants, et si des corrélations existent entre ces derniers (**article 2**).

6.2 Différences et corrélations entre les repères pelviens internes et externes (article 2)

Ainsi, parallèlement avec la première partie de ce projet de doctorat, qui a permis d'acquérir la géométrie interne du bassin en différentes positions assises, une seconde partie du projet a été réalisée lors de la même expérimentation. Suite à l'acquisition des images échographiques, un pointeur lié au localisateur OptotrakTM a été utilisé afin d'identifier la position de repères pelviens externes, pour chaque position assise : épine iliaque antéro-supérieure (EIAS), sommets des crêtes iliaques (SCrI) et grands trochanters (GT, comparés au centre des acétabulums CAC identifiés sur les images IRM), pour les côtés droit et gauche. Ce faisant, il a été possible de comparer la position des repères externes aux repères internes (identifiés en position couchée), ainsi que de comparer les paramètres géométriques d'orientation du bassin (obliquité, rotation transverse, bascule pelvienne) calculés par ces derniers.

Les résultats ont permis de démontrer qu'il existe des différences significatives importantes entre la position des repères internes et externes : différences 3D entre 25-34 mm pour les EIAS, 72-97 mm pour les SCrI et 96-118 mm pour les GT-CAC, pour l'ensemble des positions. Ces différences sont dues à l'épaisseur des tissus mous mais également à une identification différente des repères selon l'orientation du bassin. En effet, un repère étant une région anatomique plus ou moins bien définie (en particulier pour le sommet des crêtes iliaques), l'orientation du bassin peut alors influencer son identification. Les résultats ont révélé que les repères ont été identifiés différemment selon l'orientation du bassin : position couchée pour les repères internes comparativement à des positions assises pour les repères externes. Des corrélations entre les repères internes et externes ont néanmoins été trouvées. Malgré les différences obtenues entre les coordonnées internes et externes des repères, les paramètres géométriques internes et externes ne sont en général pas différents. Toutefois, l'écart-type pour les bascules droites et gauches sont grandes ; une étude réalisée sur une plus grande population aurait peut-être révélé des différences significatives pour ce paramètre. Le calcul de ces paramètres n'est pas suffisant pour analyser le déplacement global du bassin lors du repositionnement.

Cette étude a confirmé en partie l'hypothèse technique énoncée, à savoir qu'il existe des relations entre les repères pelviens internes et externes. Cette étude est l'une des premières à évaluer les différences entre des repères pelviens internes et externes précis,

en particulier pour une position assise avec des usagers de fauteuil roulant. Par l'identification de repères précis, le bassin peut être modélisé en 3D et son déplacement global peut être évalué, ce qui représente un avantage par rapport aux techniques (goniomètres et inclinomètres) évaluant uniquement l'orientation du bassin et du tronc dans le plan sagittal. Compte tenu des résultats, une étude plus approfondie sur les relations internes-externes du bassin a donc été envisagée. Hormis l'influence de l'orientation du bassin lors de la numérisation des repères, les différences internes-externes obtenues dans cette étude sont liées à l'épaisseur des tissus mous, propres à chaque individu. Une deuxième méthode a donc été développée afin d'approfondir les relations entre les repères internes et externes du bassin dans une même posture assise, en considérant des données anthropométriques telles que l'indice de masse corporelle (IMC) et l'épaisseur du pli cutané mesurée par un adiposomètre (Jamar®). Cette dernière étude (article 3) est discutée à la section suivante.

6.3 Relations entre les repères pelviens internes et externes (article 3)

La stéréoradiographie a été choisie afin d'obtenir la géométrie pelvienne interne pour cette troisième étude; cette technique permet d'analyser directement en 3D les structures internes indépendamment de la posture. En raison du caractère effractif de la radiographie, l'étude a été réalisée avec des utilisateurs de fauteuil roulant nécessitant la prise de radiographie dans le cadre de leur suivi médical (suivi de la scoliose). Bien que les paramètres radiographiques (voltage, ampérage, durée d'exposition aux rayons X)

aient été ajustés pour chaque sujet de façon à optimiser la visibilité du bassin et de la colonne par le technicien en radiologie, la qualité des images (radiographie conventionnelle) a parfois rendu l'identification des repères anatomiques difficiles. De plus, l'installation radiographique n'a pas permis de travailler avec des sujets obèses, en raison de la largeur trop étroite du film radiographique. L'utilisation de la radiographie numérique et une installation radiographique mieux adaptée pour tout sujet permettraient, dans de futurs travaux de recherche, de réduire la dose de radiation administrée au patient, d'améliorer la qualité des images et d'augmenter le nombre de candidats pouvant participer au projet.

Deux techniques de mesures externes ont été utilisées : la numérisation des repères avec un localisateur 3D mécanique, et l'utilisation de marqueurs cutanés collés au niveau des repères puis reconstruits par stéréoradiographie. Seulement deux repères pelviens sont accessibles en position assise, sans apporter de modifications à la structure du fauteuil : les EIAS et les SCrI.

Selon le protocole standard de reconstruction stéréoradiographique de l'Hôpital Ste-Justine, les patients sont placés debout dans un objet de calibrage englobant le bassin et le tronc. Par contre, cet objet ne convient pas pour la prise de radiographies avec des patients en position assise. Ainsi, un petit objet de calibrage, placé devant le patient au-dessus du bassin, a été utilisé pour réaliser la reconstruction 3D des repères. L'algorithme de reconstruction standard DLT (Marzan, 1976) a été utilisé.

Afin d'évaluer la précision de la reconstruction, de petites plaquettes contenant chacune deux billes métalliques ont été placées sur chaque sujet, au niveau du tronc, et sur le fauteuil ; les plaquettes ont donc été positionnées en partie hors de l'objet de calibrage, afin de tenir compte des reconstructions obtenues en extrapolation par rapport à cet objet. La précision a été évaluée en comparant la distance inter-billes mesurée par un vernier et celle obtenue par la reconstruction des billes. La précision globale obtenue est de -0.1 ± 0.9 mm. Les erreurs de rétroprojection (différence entre les coordonnées des points reconstruits puis rétroprojetés sur les vues radiographiques et les points numérisés sur ces dernières) ont également été calculées pour plusieurs repères du bassin. Bien que ces dernières ne permettent pas d'évaluer directement la précision de la reconstruction, elles constituent une indication sur la bonne ou mauvaise correspondance entre les repères identifiés sur les différents clichés radiographiques. Les erreurs de rétroprojection obtenues pour les EIAS, les SCrI et les marqueurs cutanés métalliques ($\leq 0.6 \text{ mm} \pm 2.3 \text{ mm}$) sont comparables à d'autres études portant sur le bassin et utilisant la stéréoradiographie (Gauvin et al., 1997).

Les résultats ont démontré qu'il existe des différences significatives entre les repères pelviens internes et externes. Comparativement à l'utilisation de marqueurs collés sur la peau, l'utilisation d'un numériseur permet de réduire ces différences puisque les tissus mous sont étirés et compressés lors de la numérisation (réduction de 8 mm entre la différence 3D interne-externe de l'EIAS numérisé ou identifié par un marqueur, et

réduction de 4 mm pour le SCrI). Les différences internes-externes obtenues pour le numériseur sont inférieures à celles obtenues dans l'étude précédente (repères également numérisés) : différence 3D entre 25-34 mm pour l'EIAS dans l'étude précédente contre 13 mm dans cette étude, et 72-97 mm précédemment pour le SCrI contre 23 mm. Ces résultats confirment l'observation faite lors de la seconde étude, à savoir que l'orientation du bassin influence l'identification des repères.

Les résultats ont également démontré qu'il existe des relations significatives entre les coordonnées des repères pelviens internes et externes ($r \geq 0.64$) ; ces relations impliquent que la position interne des repères peut être évaluée à partir des repères externes, et donc de façon non effractive et précise. L'indice de masse corporelle et l'épaisseur du pli cutané représentent souvent un facteur à inclure dans les modèles, notamment dans la direction de l'épaisseur des tissus mous (direction postéro-antérieure pour l'EIAS et direction latérale pour le SCrI) lors de l'utilisation des marqueurs cutanés. Pour une coordonnée donnée, les deux autres coordonnées du repère représentent également souvent des variables à inclure dans les modèles. Cette étude a donc permis de confirmer l'hypothèse technique, à savoir 1- qu'il existe des relations entre les repères pelviens internes et externes permettant de compenser les artefacts dus aux tissus mous, pour une position assise statique, et donc de prédire la position interne à partir de la position externe, et 2- que ces relations dépendent de la méthode d'identification des repères et des données anthropométriques.

Les modèles développés pour les repères numérisés ont été appliqués aux données de l'étude précédente (article 2). Un seul modèle apporte une diminution significative (9 mm) de la différence interne-externe, soit le modèle B pour la coordonnée Y de l'EIAS (modèle B ayant comme variables indépendantes la coordonnée externe Y et l'IMC). Les autres modèles n'apportent qu'une légère amélioration des différences (< 3 mm), ce qui confirme l'observation que les différences alors obtenues sont dues en partie à différentes identifications des repères selon l'orientation du bassin.

Les modèles développés pour les repères identifiés par des marqueurs ont été appliqués à un sujet sain, dont les données ont été acquises lors de pré-tests. Les résultats ont montré que l'application des modèles permet généralement de réduire la différence interne-externe. Ainsi, le modèle A&B de la coordonnée Z de l'EIAS entraîne une diminution de 7.4 mm la différence interne-externe pour cette coordonnée (modèle A&B ayant comme variables indépendantes les coordonnées X et Z externes). Le modèle A pour la coordonnée X du SCrI permet de diminuer de 11.4 mm la différence interne-externe (modèle A ayant comme variables indépendantes les coordonnées X et Y externes, ainsi que l'épaisseur du pli cutané au SCrI) ; le modèle B pour la coordonnée Y du SCrI permet de diminuer de 5.8 mm la différence (modèle B ayant comme variables indépendantes les coordonnées X et Y externes, ainsi que l'IMC). Une validation complète des différents modèles doit néanmoins être réalisée dans de futures études.

Les mesures de l'épaisseur des tissus mous avec l'adiposomètre Jamar®, prise par une ergothérapeute, ont été réalisées selon les recommandations du fabricant. Ainsi, pour chaque repère, deux mesures ont été prises; si ces dernières présentaient une différence supérieure à 2 mm, une troisième a été prise. Les mesures ont été réalisées en prenant entre les doigts le pli cutané de part et d'autre des repères. Pour la population étudiée, la variabilité des mesures est légèrement plus grande pour le SCrI que celle de l'EIAS (4 mm comparativement à moins de 2 mm). L'épaisseur du pli cutané est peu variable chez des sujets minces, mais elle est moins précise chez des sujets obèses (par exemple, pour un sujet obèse omis des résultats, trois mesures variant entre 34-42 mm pour l'EIAS ont été prises). L'élaboration des modèles entre les repères internes et externes a été réalisée avec des sujets minces ($BMI 17.1 \pm 1.8$; pli cutané pour l'EIAS 7.3 ± 4.1 mm ; pli cutané pour le SCrI 17.4 ± 9.2 mm). D'autres études sont nécessaires afin de valider les modèles élaborés ; ces études doivent être réalisées sur une population présentant une plus grande étendue d'IMC et de pli cutané, afin d'éviter les erreurs d'extrapolation lors de l'application des modèles pour des sujets ne présentant pas les mêmes valeurs d'IMC et de plis cutanés que celles utilisées dans cette étude.

6.4 Remarques générales

L'identification des repères internes pour les deux méthodes développées a été réalisée, selon les méthodes utilisées dans la littérature à l'époque des expérimentations, en considérant les structures osseuses par rapport aux plans anatomiques. Ainsi, le point le plus antérieur de l'EIAS dans le plan sagittal et le point correspondant au centre

approximatif de l'EIAS dans le plan frontal ont été identifiés pour définir ce repère ; de même, le point le plus supérieur du SCrI dans le plan sagittal et le point correspondant au milieu de l'épaisseur de la crête iliaque dans le plan transverse ont été identifiés pour définir ce repère. Par contre, il a été constaté que ce mode d'identification dépend de l'orientation du bassin, tel que démontré par les résultats.

Récemment, différentes techniques ont été développées afin d'identifier objectivement et précisément les repères pelviens internes, indépendamment de l'orientation du bassin ; ces techniques sont donc conseillées pour toutes recherches ultérieures concernant les relations internes et externes ou pour l'analyse de la posture par le bassin. Sprigle et al. (2002) ont développé une méthode pour identifier les épines iliaques antéro-supérieures (EIAS) et postéro-supérieures (EIPS) sur des clichés radiographiques. Un carré, dont l'une des droites est placée le long de la crête iliaque et la droite perpendiculaire tangente la partie antérieure de l'EIAS (ou partie postérieure de l'EIPS), est positionné ; l'intersection entre l'épine iliaque et la bissectrice du coin du carré définit le repère. La norme ISO 16840 (2002), en cours d'officialisation, propose une méthode semi-objective pour déterminer le sommet des crêtes iliaques, à partir des EIAS, EIPS et du centre de rotation de la hanche (CRH). Ainsi, une droite est d'abord tracée entre l'EIAS et l'EIPS. Le point définissant l'EIAS (ou l'EIPS) correspond au point le plus antérieur et supérieur de la proéminence osseuse de l'EIAS (ou postérieur et supérieur de l'EIPS) ; par contre, cette définition ne tient pas compte de l'orientation du bassin. Le CRH est déterminé par la méthode de Reed et al. (1999), pour une position statique.

Une droite, perpendiculaire à la droite EIAS-EIPS et passant par le CRH, est tracée ; le sommet des crêtes correspond alors au point d'intersection de cette droite avec la crête iliaque. Hormis l'identification des épines iliaques, cette méthode est indépendante de l'orientation du bassin.

Les études de ce projet de doctorat ont été réalisées avec des sujets handicapés utilisant un fauteuil roulant. Ce type de population impose des limites qui doivent être prises en compte dans les protocoles expérimentaux, contrairement à des sujets sains. Par contre, sachant que les résultats obtenus avec des sujets sains ne sont pas nécessairement applicables chez des sujets handicapés, cette population doit donc être étudiée (Hobson et Tooms, 1992, Koo et al., 1996). Les expérimentations de ce projet de doctorat se déroulant dans un fauteuil et un coussin autres que ceux des patients, la durée des manipulations ne devait en général pas dépasser 30-45 minutes, afin de ne pas provoquer d'ischémie et la formation d'escarres. Ainsi, le nombre de postures étudiées lors du repositionnement a été limité à quatre. Un temps de manipulation supplémentaire doit également être considéré pour le transfert et le positionnement adéquat des sujets dans le fauteuil expérimental, avec l'aide d'une ergothérapeute. Plusieurs critères ont été imposés lors de la sélection des patients : absence de spasticité, absence d'escarre depuis 6 mois, absence d'implants métalliques (pour les images IRM), absence de difformités. Sachant que la population handicapée répondant aux critères expérimentaux est restreinte, le recrutement des patients est donc plus complexe qu'avec des sujets sains. En raison de tous ces facteurs, le nombre de sujets ayant participé aux projets est peu

élevé, mais concorde avec celui des travaux recensés dans la littérature ayant utilisés ce type de population.

Ce projet de doctorat a permis de confirmer les hypothèses énoncées et de répondre à tous les objectifs posés. L'évaluation de l'épaisseur du pli cutané et de l'indice de masse corporelle semble justifiée pour l'élaboration des modèles entre les repères pelviens internes et externes. D'autres études doivent néanmoins être réalisées afin de valider les modèles développés, et ainsi prédire la position des repères internes par des mesures externes en toute position.

CHAPITRE 7- CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Ce projet avait pour objectif de déterminer l'orientation 3D du bassin osseux (interne) à partir de mesures externes, prises soit directement sur le fauteuil (mesures angulaires liées à la bascule et au dossier) soit sur des repères externes cutanés, afin de parer à certaines limites observées dans la littérature : études généralement réalisées en 2D, et études ne tenant pas compte des artefacts dus aux tissus mous lors de l'analyse de repères anatomiques externes. Les résultats de ce projet de doctorat apportent des informations pertinentes aux connaissances concernant l'évaluation de la posture assise, par l'analyse du bassin, et les relations internes-externes entre les repères pelviens.

Différentes techniques d'imagerie médicale (la radiographie, l'imagerie par résonance magnétique, l'échographie) et différentes techniques externes (pointeurs mécanique et optique, marqueurs) ont été utilisées afin d'étudier l'orientation du bassin interne dans un contexte de repositionnement chez des usagers de fauteuil roulant, puis de mettre en relation les repères pelviens internes et externes. La première partie de ce projet de doctorat a démontré que l'orientation interne du bassin (obtenue par IRM et échographie) ne peut être caractérisée par l'orientation du fauteuil, à savoir les angles de bascule et de siège-dossier (plan sagittal) ; ainsi, le bassin n'est pas solidaire du fauteuil et montre un déplacement par rapport à l'assise avec la modification de ces derniers. Ce déplacement peut être l'origine des forces de cisaillement et de friction entre l'utilisateur et le fauteuil, liées au développement des escarres. Les résultats ont également confirmé l'importance d'évaluer le déplacement global du bassin et non uniquement le

déplacement de certains repères, afin de mesurer les effets réels des changements de posture. Il a été démontré que pour la population à l'étude, les changements de posture imposés dans le plan sagittal ne modifient pas significativement l'orientation du bassin dans les autres plans (transverse et frontal). Toutefois, des résultats différents peuvent être obtenus chez des patients présentant une asymétrie pelvienne ou rachidienne. Il importe alors d'évaluer les effets du repositionnement pour chaque patient.

Les techniques non effractives généralement utilisées pour analyser l'orientation du bassin mesurent des repères externes ; or, ces derniers présentent une différence de localisation par rapport aux repères internes en raison des tissus mous, qui doivent être pris en compte. La seconde partie du projet a démontré qu'il existe des différences significatives entre les repères pelviens internes et externes, mais que ces derniers sont corrélés. Les différences obtenues sont dues à l'épaisseur des tissus mous, mais également à l'identification différente des repères selon l'orientation du bassin.

La dernière étude du projet de doctorat se voulait la suite de la partie précédente, par le développement des relations entre les repères pelviens internes et externes accessibles en position assise, sans apporter de modification à la structure du fauteuil (soit le sommet des crêtes iliaques et les épines iliaques antéro-supérieures). Les repères internes et externes ont été identifiés dans une seule position assise, afin de minimiser les différences internes-externes dues à l'orientation du bassin. Afin de tenir compte des tissus mous et des artefacts qui en découlent, des données anthropométriques (indice de

masse corporelle et épaisseur du pli cutané) ont été incluses lors du développement des modèles entre les coordonnées internes et externes. Les relations finales obtenues tiennent généralement compte de ces données anthropométriques, mais également des autres coordonnées liées à un repère. Les modèles développés représentent des résultats préliminaires au niveau des relations internes-externes. Ainsi, d'autres études sont recommandées afin de développer des modèles définitifs; ces dernières doivent être réalisées sur une plus grande population, ayant une plus grande variabilité d'IMC et de plis cutanés afin d'éviter les erreurs d'extrapolation lors de l'application des modèles. Certaines recommandations peuvent être émises pour ces futures recherches.

1. La mesure du pli cutané avec un adiposomètre chez des sujets obèses présentant une plus grande variabilité que celle des sujets minces, une méthodologie précise doit être définie concernant cette mesure afin d'en augmenter la reproductibilité. D'autres techniques peuvent également être utilisées pour déterminer l'épaisseur des tissus mous, notamment l'échographie et un nouvel appareil optique précis et non effractif (Lipomoter, brevet 'European Union Patent' no. 0516251) mesurant l'épaisseur des tissus adipeux sous-cutané.
2. Il serait également souhaitable de développer des relations entre les pressions obtenues à l'assise (position des pressions maximales par exemple) et la position des ischions internes, afin d'obtenir des repères englobant le bassin. L'ensemble des repères pelviens (EIAS, SCrI, ischions) permettrait d'évaluer avec plus de précision et de façon non effractive le déplacement global du bassin dans un contexte de repositionnement.

3. L'utilisation de la radiographie numérique, comparativement à la radiographie conventionnelle dans ce projet, permettrait de réduire la dose de radiation administrée au patient tout en augmentant la qualité des images, ce qui permettrait une meilleure visibilité et identification des repères internes. Des relations internes-externes peuvent également être développées par l'utilisation non effractive de l'imagerie par résonance magnétique, en position couchée uniquement, en plaçant des marqueurs (non métalliques) au niveau des repères. Pour les études sur le repositionnement, l'utilisation de la fluoroscopie permettrait d'étudier directement le bassin interne en mouvement ; toutefois, l'installation expérimentale peut s'avérer complexe avec des patients handicapés.
4. Il est conseillé d'utiliser les méthodes objectives développées récemment pour identifier les repères pelviens internes (épines iliaques antéro-supérieures, sommets des crêtes iliaques), indépendamment de l'orientation du bassin.

Avec le développement des relations internes-externes, il serait alors possible de développer une méthode précise, non effractive et simple pour évaluer l'orientation du bassin osseux dans toute posture, par l'analyse des repères externes, et ainsi d'assurer le suivi clinique des patients. Une modélisation 3D du bassin pourrait être obtenue par le recalage non-rigide entre les informations externes propres à chaque patient et un bassin issu d'une base de données. Le développement des relations internes-externes peut également avoir des retombées dans d'autres domaines, notamment pour l'étude de la scoliose ou pour l'analyse de la posture lors de la conduite automobile.

RÉFÉRENCES

1. Aissaoui, R., Dansereau, J., Lalonde, N.M. et Lacoste, M. (1998). Repositioning the able-bodied : effect of the shape cushion on pressure distribution. In Proc. RESNA 98 annual conference, Minneapolis, 26-30 juin, 110-112.
2. Aissaoui, R., Heydar, S., Dansereau, J. et Lacoste, M. (2000). Biomechanical analysis of legrest support of occupied wheelchairs: comparison between a conventional and a compensatory legrest. IEEE Tr. Rehab. Eng., 8 (1), 140-148.
3. Aissaoui, R., Boucher, C., Bourbonnais, D., Lacoste, M. et Dansereau, J. (2001a). Effect of seat cushion on dynamic stability in sitting during a reaching task in wheelchair users with paraplegia. Arch. Phys. Med. Rehabil., 82 (2), 274-281.
4. Aissaoui, R., Kauffmann, C., Dansereau, J. et de Guise, J.A. (2001b). Analysis of pressure distribution at the body-seat interface in able-bodied and paraplegic subjects using a deformable active contour algorithm. Med. Eng. Phys., 23 (6), 359-367.
5. Aissaoui, R., Lacoste, M. et Dansereau, J. (2001c). Analysis of sliding and pressure distribution during a repositioning of persons in a simulator chair. IEEE Tr. Neural Syst. Rehab., 9, 215-224.
6. Alaux, A. (1994). L'image par résonance magnétique. Sauramps medical, Montpellier, 124-127.
7. Alexander, E.J. et Andriacchi, T.P. (2001). Correcting for deformation in skin-based marker systems. J. Biomech., 34, 355-361.

8. Allard, M. (1998). Caractérisation des systèmes de repositionnement: méthodologie employée et données recueillies lors de l'administration d'un questionnaire adressé aux usagers de tels systèmes. Rapport interne présenté à la chaire industrielle CRSNG sur les aides techniques à la posture, Montréal, 21 p.
9. Allman, R. M., Laprade, C. A., Noel, L. B., Walker, J. M., Moorer, C. A., Dear, M. R. et Smith, C. R. (1986). Pressure sores among hospitalized patients. Annals Int. Med., 105 (3), 337-342.
10. Allman, R. M. (1989). Pressure sores in different populations. Decubitus, 2 (2), 30-33.
11. Alm, M., Gutierrez, E., Hulting, C. et Saraste, H. (2003). Clinical evaluation of seating in persons with complete thoracic spinal cord injury. Spinal Cord, 41 (10), 563-571.
12. Andersson, G.B.J., Murphy, R.W., Ortengren, R. et Nachemson, A.L. (1979). The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. Spine, 4 (1), 52-58.
13. Bader, D. L. et Hawken, M. B. (1986). Pressure distribution under the ischium of normal subjects. J. Biomed. Eng., 8, 353-357.
14. Ball, M. (1997). Clinical and technical aspects of tilt and recline with freedom designs products. In Proc. 13th Int. Seating Symp., Pittsburgh, 23-25 janvier, 120-131.
15. Barbenel, J. C. (1991). Pressure management. Prost. & Ortho. Int., 15, 225-231.

16. Barnett, R.I. et Ablarde, J.A. (1995). Skin vascular reaction to short durations of normal seating. Arch. Phys. Med. Rehabil., 76, 533-540.
17. Batnitzky, S., Price, H.I., Nong Cook, P., Cook, L.T. et Dwyer, S.J. III. (1981). Three-dimensional computer reconstruction from surface contours for head CT examination. J. Comp. Assist. Tomog., 5 (1), 60-67.
18. Bell, A.L., Pedersen, D.R. et Brand, R.A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. J. Biomech., 23 (6), 617-621.
19. Bendix, T. (1984). Seated trunk posture at various seat inclinaisons, seat heights, and table heights. Human Factors, 26 (6), 695-703.
20. Bennett, L., Kavner, D., Lee, B. K. et Trainor, F. A. (1979). Shear vs pressure as causation factors in skin blood flow occlusion. Arch. Phys. Med. Rehabil., 60, 309-314.
21. Bennett, L., Kavner, D., Lee, B. Y., Trainor, F. S. et Lewis, J. M. (1984). Skin stress and blood flow in sitting paraplegic patients. Arch. Phys. Med. Rehabil., 65, 186-190.
22. Besl, P.J. et McKay, N.D. (1992). A method for registration of 3-D shapes. IEEE Tr. Pat. Anal. & Machine Intel., 14 (2), 239-256.
23. Black, k. M., McClure, P. et Polansky, M. (1996). The influence of different sitting positions on cervical and lumbar posture. Spine, 21 (1), 65-70.
24. Bogie, K.M. et Bader, D.L. (1987). Biomechanics of sitting – an initial study. In Proc. XI Int. Congress of Biomechanics, Amsterdam, 7A, 498-503.

25. Boninger, M. L., Saur, T., Trefler, E., Hobson, D.A., Burdett, R. et Cooper, R.A. (1998). Postural changes with aging in tetraplegia: effects on life satisfaction and pain. Arch. Phys. Med. Rehabil., 79, 1577-1581.
26. Bourgeois, J.M., Boynard, M. et Espinasse, P. (1995). L'image par échographie. Sauramps Medical, Montpellier, 303 p.
27. Brienza, D. M., Chung, K. C., Brubaker, C. E. et Kwiatkowski, R. J. (1993a). Design of a computer-controlled seating surface for research applications. IEEE Tr. Biomed. Eng., 1 (1), 63-66.
28. Brienza, D. M., Inigo, R. M., Chung, K. C. et Brubaker, C. E. (1993b). Seat support surface optimization using force feedback. IEEE Tr. Biomed. Eng., 40 (1), 95-104.
29. Brienza, D. M., Chung, K. C., Brubaker, C. E., Wang, J., Karg, T. E. et Lin, C. T. (1996). A system for the analysis of seat support surfaces using surface shape control and simultaneous measurement of applied pressures. IEEE Tr. Biomed. Eng., 40 (2), 103-112.
30. Brinckmann, P., Hoefert, H. et Jongen, H.Th. (1981). Sex differences in the skeletal geometry of the human pelvis and hip joint. J. Biomech., 14 (6), 427-430.
31. Brodeur, R. R., Cui, Y. et Reynolds, H. M. (1996). Locating the pelvis in the seated automobile driver. SAE Tr., J. Passenger Cars, 105 (section 6), no. 960481, 498-505.
32. Brown, L.G. (1992). A survey of image registration techniques. ACM Computing Surveys, 24 (4), 325-376.

33. Bryant, J. T., Reid, J. G., Smith, B. L. et Stevenson, J. M. (1989). Method for determining vertebral body positions in the sagittal plane using skin markers. Spine, 14 (3), 258-265.
34. Burdett, R. G., Brown, K. E. et Fall, M. P. (1986). Reliability and validity of four instruments for measuring lumbar spine and pelvic positions. Phys. Therapy, 66 (5), 677-684.
35. Burns, S.P. et Betz, K.L. (1999). Seating pressures with conventional and dynamic wheelchair cushions in tetraplegia. Arch. Phys. Med. Rehab., 80, 566-571.
36. Bush, T.R. et Gutowski, P.E. (2003). An approach for hip joint center calculation for use in seated postures. J. Biomech., 36 (11), 1739-1743.
37. Buthiau, D., Chaumier, P. et Piette, J-C. (1992). TDM et IRM clinique: indication et sémiologie de la tomodensitométrie et de l'imagerie par résonance magnétique en pneumologie et cardiologie. Frison-Roche, Paris, 297p.
38. Cappello, A., Cappelozzo, A., La Palombara, P.F., Lucchetti, L. et Leardini, A. (1997). Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. Human Movement Science, 16, 259-274.
39. Cappelozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G. et Della Croce, U. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. Clin. Biomech., 11 (2), 90-100.
40. Cappelozzo, A., Cappello, A., Della Croce, U. et Pensalfini, F. (1997). Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. IEEE Tr. Biomed. Eng., 44 (12), 1165-1174.

41. Carbonnell, M., Faig, W., Ghosh, S.K., Herrun, R.E., Mikhail, E.M., Moffitt, F.H., Takasaki, H. et Verers, S.A. (1979). Handbook of non-topographic photogrammetry. Karara, H.M. ed., American Society of Photogrammetry, Virginie, 206p.
42. Cerveri, P., Pedotti, A. et Ferrigno, G. (2004a). Non-invasive approach towards the in vivo estimation of 3D inter-vertebral movements : methods and preliminary results. Med. Eng. Phys., 26 (10), 841-853.
43. Cerveri, P., Pedotti, A. et Ferrigno, G. (2004b). Evolutionary optimization for robust hierarchical computation of the rotation centres of kinematic chains from reduced ranges of motion of the lower spine case. J. Biomech., 37 (12), 1881-1890.
44. Challis, J.H. et Kerwin, D.G. (1992). Accuracy assessment and control point condiguration when using the DLT for photogrammetry. J. Biomech., 25 (9), 1053-1058.
45. Chang, S. R., Son, K. et Choi, Y. S. (1996). Measurement and three-dimensional graphic representations of Korean seatpan and seatback contours. Int. J. Indust. Erg., 18, 147-152.
46. Chen, L., Armstrong, C. W. et Raftopoulos, D.D. (1994). An investigation on the accuracy of three-dimensional space reconstruction using the direct linear transformation technique. J. Biomech., 27 (4), 493-500.
47. Chen, Y.L. et Lee, Y.H. (1997). A non-invasive protocol for the determination of lumbosacral vertebral angle. Clin. Biomech., 12 (3), 185-189.

48. Cheriet, F., Delorme, S., Dansereau, J., Aubin, C.É., De Guise, J.A. et Labelle, H. (1999). Reconstruction radiographique peropératoire de la colonne vertébrale scoliotique. Annales de chirurgie, 53 (8), 808-815.
49. Chockalingam, N., Dangerfield, P.H., Giakas, G. et Cochrane, T. (2002). Study of marker placements in the back for opto-electronic motion analysis. Stud. Health Technol. Inform., 88, 105-109.
50. Cline, H.E., Lorensen, W.E. et Ludke, S. (1988). Two algorithms for the three-dimensional reconstruction of tomograms. Med. Phys., 15 (3), 320-327.
51. Coggrave, M.J. et Rose, L.S. (2003). A specialist seating assessment clinic : changing pressure relief practice. Spinal Cord, 41 (12), 692-695.
52. Cohen, F.S. et Pintavirooj, C. (2004). Invariant surface alignment in the presence of affine and some nonlinear transformation. Med. Image. Anal., 8(2), 151-164.
53. Cooper, R.A. (1995). Rehabilitation engineering applied to mobility and manipulation. Medical Science Series, Pittsburgh, 509 p.
54. Cooper, R.A. (1998). Wheelchair selection and configuration. Demos, Pittsburgh, 396 p.
55. Crane, B.A., Holm, M.B., Hobson, D., Cooper, R.A., Reed, M.P. et Stadelmeier, S. (2004). Development of a consumer-driven wheelchair seating discomfort assessment tool (WcS-DAT). Int. J. Rehabil. Res., 27 (1), 85-90.
56. De Castro, E. et Morandi, C. (1987). Registration of translated and rotated images using finite Fourier transforms. IEEE Tr. Pat. Anal. & Machine Intel., 9 (5), 700-703.

57. De Guise, J.A. Mallouche, H., Dansereau, J. et Labelle, H. (1995). Techniques d'imagerie appliquées à la biomécanique rachidienne. Rachis, 7(3), 135-144.
58. De La Huerta, F., Leroux, M. A., Zabjek, K. F., Coillard, C. et Rivard, C. H. (1998). Évaluation stéréovidéographique de la géométrie posturale du sujet sain et scoliotique. Annales de chirurgie, 52 (8), 776-783.
59. Della Croce, U., Cappozzo, A. et Kerrigan, D.C. (1999). Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. Med. Biol. Eng. & Comp., 37, 155-161.
60. Demers, L., Monette, M., Lapierre, Y., Arnold., D.L. et Wolfson, C. (2002). Reliability, validity, and applicability of the Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology (QUEST 2.0) for adults with multiple sclerosis. Disabil. Rehabil., 24 (1-3), 21-30.
61. Denton, D.G. (1986). Biomechanics of the pelvis. Basal Facts, 8 (4), 211-221.
62. Desgrez, A., Bittoun, J. et Idy-Peretti, I. (1989). Cahiers d'IRM/bases physiques de l'IRM. Masson, Paris, 80 p.
63. Drerup, B. et Hierholzer, E. (1987). Movement of the human pelvis and displacement of related anatomical landmarks on the body surface. J. Biomech., 20 (10), 971-977.
64. Drerup, B. et Hierholzer, E. (1994). Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. Clin. Biomech., 9 (1), 28-36.

65. Ebe, K. et Griffin, M.J. (2000). Quantitative prediction of overall seat discomfort. Ergonomics, 43 (6), 791-806.
66. Ebe, K. et Griffin, M.J. (2001). Factors affecting static seat cushion comfort. Ergonomics, 44 (10), 901-921.
67. Edlich, R.F., Winters, K.L., Woodard, C.R., Buschbacher, R.M., Long, W.B., Gebhart, J.H. et Ma, E.K. (2004a). Pressure ulcer prevention. J. Long Term Eff. Med. Implants, 14 (4), 285-304.
68. Edlich, R.F., Nelson, K.P., Foley, M.L., Buschbacher, R.M., Long, W.B. et Ma, E.K. (2004b). Technological advances in powered wheelchairs. J. Long Term Eff. Med. Implants, 14 (2), 107-130.
69. Eitzen, I. (2004). Pressure mapping in seating: a frequency analysis approach. Arch. Phys. Med. Rehabil., 85, 1136-1140.
70. Engström, B. (1993). Ergonomics. Wheelchairs and positioning: a book of principles based on experience from the field. Posturalis, Hässelby, 160 p.
71. Fenety, P.A., Putnam, C. et Walker, J.M. (2000). In-chair movement: validity, reliability and implications for measuring sitting discomfort. Appl. Ergon., 31 (4), 383-393.
72. Ferguson-Pell, M. W. (1990). Seat cushion selection. J. Rehabil. Res. Dev., clinical suppl., 2, 49-73.
73. Fernandez, S. (1987). Prevention and treatment of pressure sores. Physiotherapy, 73 (9), 450-454.

74. Ferrarin, M., Andreoni, G. et Pedotti, A. (2000). Comparative biomechanical evaluation of different wheelchair seat cushions. J. Rehabil. Res. Dev., 37 (3), 315-324.
75. Frigo, C. et Rabuffetti, M. (1998). Multifactorial estimation of hip and knee joint centers for clinical application of gait analysis. Gait and Posture, 8, 91-102.
76. Fuller, J., Liu, L.-J., Murphy, M.C. et Mann, R.W. (1997). A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers. Human Movement Science, 16, 219-242.
77. Ganapathy, S. et Dennehy, T.G. (1982). A new general triangulation method for planar contours. Computer Graphics, 16 (3), 69-75.
78. Garber, S. L. et Krouskop, T. A. (1982). Body built and its relationship to pressure distribution in the seating wheelchair patient. Arch. Phys. Med. Rehabil., 63, 17-20.
79. Gauvin, C., Dansereau, J., Petit, Y., de Guise, J.A. et Labelle H. (1997). Reconstruction radiographique 3D personnalisée du bassin humain. Annales de chirurgie, 52 (8), 744-751.
80. Gilliam, J., Brunt, D., MacMillan, M., Kinard, R.E. et Montgomery, W.J. (1994). Relationship of the pelvic angle to the sacral angle: measurement of clinical reliability and validity. J. Sports & Phys. Therapy, 20 (4), 193-199.
81. Gilsdorf, Patterson, R., Fisher, S. et Appel, N. (1990). Sitting forces and wheelchair mechanics. J. Rehabil. Res. Dev., 27 (3), 239-246.
82. Goossens, R. H. et Snijders, C. J. (1994). Design criteria for the reduction of shear forces in beds and seats. J. Biomech., 28 (2), 225-230.

83. Goossens, R.H.M., Snijders, C.J., Holscher, T.G., Heerens, W. et Holman, A.E. (1997). Shear stress measured on beds and wheelchairs. Scand. J. Rehab., 29, 131-136.
84. Goshtasby, A. (1985). Template matching in rotated images. IEEE Tr. Pat. Anal. & Machine Intel., 7 (3), 338-344.
85. Goshtasby, A. et Stockman, G.C. (1985). Point pattern matching using convex hull edges. IEEE Tr. Systems, Man, and Cybernetics, 15 (5), 631-637.
86. Goshtasby, A., Stockman, G.C. et Page, C.V. (1986). A region-based approach to digital image registration with subpixel accuracy. IEEE Tr. Geoscience & Remote Sensing, 24 (3), 390-399.
87. Grégoire, R. et Oberlin, S. (1977). Précis d'anatomie/texte. JB Baillière, Paris.
88. Guézic, A. et Hummel, R. (1995). Exploiting triangulated surface extraction using tetrahedral decomposition. IEEE Tr. on Visual. and Comp. Graph., 1 (4), 328-342.
89. Gutierrez, E.M., Alm, M., Hultling, C. et Saraste, H. (2004). Measuring seating pressure, area, and asymmetry in persons with spinal cord injury. Eur. Spine J., 13, 374-379.
90. Gyi, D.E. et Porter, J.M. (1999). Interface pressure and the prediction of car seat discomfort. Appl. Ergon., 30 (2), 99-107.
91. Haigron, P. (1993). Numérisation de surfaces tridimensionnelles: application à la fabrication de prothèses personnalisées. Thèse présentée à l'Université de Rennes 1, 171 p.

92. Hardwick, K. et Feichtinger, I. (1995). Tilt-in-space technology for individuals with complex needs. In proc. Canadian Seating Mobility Conference, 72-73.
93. Hastings, J.D., Fanucchi, E.R. et Burns, S.P. (2003). Wheelchair configuration and postural alignment in persons with spinal cord injury. Arch. Phys. Med. Rehabil., 84 (4), 528-534.
94. Henderson, J. L., Price, S. H., Brandstater, M. E. et Mandac, B. R. (1994). Efficacy of three measures to relieve pressure in seated persons with spinal cord injury. Arch. Phys. Med. Rehabil., 75, 535-539.
95. Hobson, D. A. (1992). Comparative effects of posture on pressure and shear at the body-seat interface. J. Rehabil. Res. Dev., 29 (4), 21-31.
96. Hobson, D. A. et Tooms, R. E. (1992). Seated lumbar/pelvic alignment: a comparison between spinal cord-injured and noninjured groups. Spine, 17 (3), 293-298.
97. Hühne, K.H. et Bernstein, R. (1986). Shading 3D-images from ct using gray-level gradients. IEEE Tr. Med. Im., 5 (1), 45-47.
98. Holmes, K.J., Michael, S.M., Thorpe, S.L. et Solomonidis, S.E. (2003). Management of scoliosis with special seating for the non-ambulant spastic cerebral palsy population -- a biomechanical study. Clin. Biomech., 18 (6), 480-487.
99. Hubbard, R.P., Haas, W.A., Boughner, R.L., Canole, R.A. et Bush, N.J. (1993). New biomechanical models for automobile seat design. SAE SP 963, Seat System: comfort and safety, no. 930110, 35-42.

100. Janssen-Potten, Y.J.M., Seelen, H.A.M., Drukker, J. et Reulen, J.P.H. (2000).
Chair configuration and balance control in persons with spinal cord injury. Arch. Phys. Med. Rehabil., 81, 401-408.
101. Janssen-Potten, Y.J., Seelen, H.A., Drukker, J. et Huson, T. (2001). The effect of
seat tilting on pelvic position, balance control, and compensatory postural muscle
use in paraplegic subjects. Arch. Phys. Med. Rehabil., 82, 1393-1402.
102. Jouve, P. (1993). Manuel d'ultrasonologie générale de l'adulte. Masson, Paris, 1-
34.
103. Kadaba, M. P., Ferguson-Pell, M. W., Palmieri, V. R. et Cochran, G. V. (1984).
Ultrasound mapping of the buttock-cushion interface contour. Arch. Phys. Med. Rehabil., 65, 467-469.
104. Kamina, P. et Rideau, Y. (1987). Anatomie: introduction à la clinique / myologie
des membres / bilan musculaire. Maloine, Paris, 187 p.
105. Kamina, P. (1991). Ostéologie des membres (2^e ed.). Maloine, Paris, 145 p.
106. Kamina, P. (1995). Petit bassin et périnée/réactions et organes uro-génitaux.
Maloine, Paris, 16-23.
107. Kapandji, I.A. (1982). Physiologie articulaire, fascicule III: tronc et rachis.
Maloine, Paris, 52-107.
108. Karlsson, D. et Lundberg, A. (1994). Accuracy estimation of kinematic data
derived from bone anchored external markers. Proceedings of the 3rd Int. Symp.
on 3D Analysis of Human Motion, Stockholm, 5-8 juillet, 27-30.

109. Kastler, B., Vetter, D., Patay, Z. et Germain, P. (1997). Comprendre l'IRM : manuel d'auto-apprentissage (2^e ed.). Masson, Paris, 214 p.
110. Kepple, T.M., Arnold, A.S., Stanhope, S.J. et Siegel, K.L. (1994). Assessment of a method to estimate muscle attachments from surface landmarks: a 3D computer graphics approach. J. Biomech., 27 (3), 365-371.
111. Kepple, T.M., Sommer, H.J., Siegel, K.L. et Stanhope, S.J. (1998). A three-dimensional musculoskeletal database for the lower extremities. J. Biomech., 31, 81-86.
112. Kernozek, T.W., Wilder, P.A., Amundson, A. et Hummer, J. (2002). The effects of body mass index on peak seat-interface pressure of institutionalized elderly. Arch. Phys. Med. Rehabil., 83, 868-871.
113. Knight, C. J. (1993). Radiological validation of clinical goniometric measurement of pelvic inclination in seated spinal cord injured subjects. In Proc. 9th International Seating Symposium, Memphis, 25-27 février, 249-254.
114. Kolich, M. et Taboun, S.M. (2004). Ergonomics modelling and evaluation of automobile seat comfort. Ergonomics, 47 (8), 841-863.
115. Koo, T. K., Mak, A. F. et Lee, Y. L. (1996). Posture effect on seating interface biomechanics: comparison between two seating cushions. Arch. Phys. Med. Rehabil., 77, 40-47.
116. Lacoste, M. et Valiquette, C. (1999). Document de réflexion sur les paramètres reliés à l'opération et à l'utilisation du fauteuil roulant. Rapport interne présenté à la chaire industrielle CRSNG sur les aides techniques à la posture, Montréal. 19 p.

117. Lacoste, M., Allard, M., Weiss-Lambrou, R. et Dansereau, J. (1999). Why wheelchair consumers use their powered tilt/recline system. In Proc. Resna 99 annual conference, Long Beach, CA, 25-29 juin, 269-271.
118. Lacoste, M., Weiss-Lambrou, R., Allard, M. et Dansereau, J. (2003). Powered tilt/recline systems : why and how are they used?. Assist. Technol., 15 (1), 58-68.
119. Lalonde, N.M., Dansereau, J., Aissaoui, R. et Lacoste, M. (1999). Effect of different tilt and seat-to-back angles on trunk, pelvic and hip orientations. In Proc. Resna 99 Annual Conference, 25-29 juin, Long Beach, Californie., 275-277.
120. Lavallée, S. et Szeliski, R. (1995). Recovering the position and orientation of free-form objects from image contours using 3D distance maps. IEEE Tr. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 17 (4), 378-390.
121. Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli et Giannini, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint center location. J. Biomech., 32, 99-103.
122. LeBlanc, R., Guyot, C., Maltais, C., Lacoste, M. et Dansereau, J. (1998). Repeatability of a 3D postural evaluation method in seated positions. Proceedings from the RESNA 98 annual conference, June 26-30, 149-151.
123. Lee, J. et Ferraiuolo, P. (1993). Seat comfort. SAE SP 963, Seat System: comfort and safety, no. 930105, 1-5.
124. Lee, Y.-H., Chiou, W.-K., Chen, W.-J., Lee, M.-Y. et Lin, Y.-H. (1995). Predictive model of intersegmental mobility of lumbar spine in the sagittal plane from skin markers. Clin. Biomech., 10 (8). 413-420.

125. Lee, Y.H. et Chen, Y.L. (2000). Regressionally determined vertebral inclination angles of the lumbar spine in static lifts. Clin. Biomech., 15 (9), 672-677.
126. Legaye, J., Duval-Beaupère, G., Hecquet, J. et Marty, C. (1998). Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three dimensional regulation of spinal sagittal curves. Eur. Spine J., 7, 99-103.
127. Letts, R. M. (1995). Le positionnement: principes et pratique. Décarie, Montréal, 327 p.
128. Levine, S. P., Kett, R. L. et Ferguson-Pell, M. (1991). Tissue shape and deformation versus pressure as a characterization of the seating interface. Assist. Technol., 2 (3), 93-99.
129. Li, Y., Aissaoui, R., Brienza, D.M. et Dansereau, J. (2000). Determination of generic body-seat interface shapes by cluster analysis. IEEE Tr. Rehab. Eng., 8 (4), 481-489.
130. Li, Y., Aissaoui, R., Lacoste, M. et Dansereau, J. (2004). Development and evaluation of a new body-seat interface shape measurement system. IEEE Tr. Biom. Eng., 51 (11), 2040-2050.
131. Lorensen, W.E. et Cline, H.E. (1987). Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. Comp. Graph., 21 (4), 163-169.
132. Lu, T.-W. et O'Connor, J.J. (1999). Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints. J. Biomech., 32, 129-134.

133. Lucchetti, L., Cappozzo, A., Cappello, A. et Della Croce, U. (1998). Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. J. Biomech., 31, 977-984.
134. Lundberg, A. (1996). On the use of bone and skin markers in kinematics research. Human Movement Science, 15, 411-422.
135. MacKenzie, T. C. (1996). Techniques for measuring lumbar curvature and lumbar shape of the spine: a literature review. In Proceedings of the Resna 96 annual conference, 7-12 juin, 98-100.
136. Macovski, A. (1983). Medical imaging systems. Prentice-Hall Inc., New Jersey, 243 p.
137. Makhsous, M., Lin, F., Hendric, R.W., Hepler, M. et Zhang, L.-Q. (2003). Sitting with adjustable ischial and back supports: biomechanical changes. Spine, 28 (11), 1113-1122.
138. Malagodi, M. S., Hobson, D. A. et Robinson, C. J. (1994). Technology identification for a non-invasive spinal/pelvic alignment monitoring system for individuals seated in personal wheeled mobility devices. In Proceedings from the RESNA 94 annual conference, 17-22 juin, 293-295.
139. Maltais, C., Dansereau, J., Aissaoui, R. et Lacoste, M. (2001). Assessment of geometric and mechanical parameters in wheelchair seating: a variability study. IEEE Tr. Rehabil. Eng., 7 (1), 91-97.

140. Manary, M.A., Schneider, L.W., Flannagan, C.C. et Eby, B.H. (1994). Evaluation of the SAE J826 3-D manikin measures of driver positioning and posture. SAE Tr., Journal of Passenger Cars, Section 6, no. 941048, 1490-1500.
141. Manelfe, C. (1989). Imagerie du rachis et de la moëlle/scanner, IRM, ultrasons. Vigot, Paris, 135-189.
142. Marieb, E. N. (1993). Anatomie et physiologie humaine. Édition du Renouveau Pédagogiques, Saint-Laurent, 180-241.
143. Marzan, G.T. (1976). Close-range photogrammetry. Thèse de doctorat, département de génie civil, University of Illinois at Urbana-Champaign, 136 p.
144. Maurer, C.R., Aboutanos, G.B., Dawant, B.M., Maciunas, R.J. et Fitzpatrick, J.M. (1996). Registration of 3-D images using weighted geometrical features. IEEE Tr. Med. Im., 15 (6), 836-849.
145. Maurer, C.R., Maciunas, R.J. et Fitzpatrick, J.M. (1998). Registration of head CT images to physical space using a weighted combination of points and surfaces. IEEE Tr. Med. Im., 17 (5), 753-761.
146. Maurer, C.L. et Sprigle, S. (2004). Effect of seat inclination on seated pressures of individuals with spinal cord injury. Phys. Ther., 84 (3), 255-261.
147. Mayall, J. K. et Desharnais, G. (1995). Positioning in a wheelchair / a guide for professional caregivers of the disabled adult (2^e ed.). Slack, New Jersey, 144p.
148. McGlone, J.C. (1989). Analytic data-reduction schemes in non-topographic photogrammetry. In Non-Topographic Photogrammetry (2^e ed.). Karara, H.M. ed. American Society for photogrammetry and Remote Sensing, Virginie, 37-55.

149. Medhat, M.A. et Hobson, D. A. (1992). Standardization of terminology and descriptive methods for specialized seating. Resna Press, Washington, 1-31.
150. Menq, C.-H., Yau, H.-T. et Lai, G.-Y. (1992). Automated precision measurement of surface profile in CAD-directed inspection. IEEE Tr. Robot. & Aut., 8 (2), 268-278.
151. Norton, L. (1994). The key to success: caregiver education. In Proc. Canadian Seating & Mobility Conference, 22-23 sept., 51-61.
152. Nwaobi, O. M., Hobson, D. A. et Taylor, S. J. (1988). Mechanical and anatomic hip flexion angles on seating children with cerebral palsy. Arch. Phys. Med. Rehabil., 69, 265-267.
153. Patterson, R. P. et Fisher, S. V. (1986). Sitting pressure-time patterns in patients with quadriplegia. Arch. Phys. Med. Rehabil., 67, 812-813.
154. Patterson, R., Gilsdorf, P. et Fisher, S. (1990). Wheelchair sitting forces. In Proceedings of the RESNA 90 Annual Conference, Washington, 107-108.
155. Pazos, V., Cheriet, F., Labelle, H. et Dansereau, J. (2002). 3D reconstruction and analysis of the whole trunk surface for non-invasive follow-up of scoliotic deformities. Stud. Health Technol. Inform., 91, 296-299.
156. Pazos, V., Cheriet, F., Song, L., Labelle, H. et Dansereau, J. (2005). Accuracy assessment of human trunk surface 3D reconstructions from an optical digitising system. Med. Biol. Eng. Compt., 43 (1), 11-15.
157. Pélissier, J., Jacquot, J.M. et Bernard, P.L. (1997). Le fauteuil roulant. Masson, Paris, 383p.

158. Péria, O. (1996). Fusion d'images morphologiques et fonctionnelles par l'utilisation d'un capteur intermédiaire. Thèse présentée à l'Université Joseph Fourier, Grenoble, 194p.
159. Piazza, S.J., Okita, N. et Cavanagh, P.R. (2001). Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation. J. Biomech., 34 (7), 967-973.
160. Piazza, S.J., Erdemir, A., Okita, N. et Cavanagh, P.R. (2004). Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. J. Biomech., 37 (3), 349-356.
161. Piérard-Franchimont, C., Jebali, A., Wolff, P., Goffin, V. et Piérard, G. E. (1995). Origine, prévention et traitement des escarres de decubitus. Rev. Med. Liège, 50 (3), 105-107.
162. Pywell, J.F. (1993). Automotive seat design affecting comfort and safety. SAE SP 963, Seat System: comfort and safety, no. 930108, 13-24.
163. Reed, M.P., Manary, M.A. et Schneider, L.W. (1999). Methods for measuring and representing automobile occupant posture. SAE Technical Papers Series, Int. Congress and Exposition, Detroit, 1-4 mars, no. 1999-01-0959, 14 p.
164. Reswick, J.B. et Rogers, J.E. (1976). Experience at Rancho Los Amigos Hospital with devices and techniques to prevent pressure sores. In Bedsore Biomechanics, Kenedi, R.M., Cowden, J.M., Scales, J.T. ed., University Park Press, Baltimore, 357p.

165. Rouvière, H. (1974). Anatomie humaine descriptive, topographique et fonctionnelle, tome 2. Tronc (11^e ed.). Masson, Paris, 659 p.
166. Roux, E., Bouilland, S., Godillon-Maquinghen, A.P. et Bouttens, D. (2002). Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. J. Biomech., 35 (9), 1279-1283.
167. Roy, C., Bourjat, P. et Rodier, J. F. (1989). IRM du pelvis. Masson, Paris, 1-20.
168. Sahoo, K.C. et Menq, C.-H. (1988). Localization of 3-D objects using tactile sensing and surface description. In Proc. Symp. Computer Aided Design Manufact. Of Dies and Molds, ASME annual meeting, Chicago, 28 nov.-2 déc., 105-118.
169. Schmutz, G-R. (1993). Pièges et artéfacts en échographie abdominale. Masson, Paris, 1-15.
170. Schwartz, M.H. et Rozumalski, A. (2005). A new method for estimating joint parameters from motion data. J. Biomech., 38 (1), 107-116.
171. Seidel, G.K., Marchinda, D.M., Dijkers, M. et Soutas-Little, R.W. (1995). Hip joint center location from palpable bony landmarks – a cadaver study. J. Biomech., 28 (8), 995-998.
172. Shen, W. et Vértiz, A.M. (1997). Redifining seat comfort. SAE Transactions, Journal of Passenger Cars, 106 (section 6, part 1), no. 970597, 1066-1073.
173. Shield, R.K. et Cook, T.M. (1988). Effect of seat angle and lumbar support on seated buttock pressure. Physical Therapy, 68 (11), 1682-1685.

174. Sicard, C. et Gagnon, M. (1992). A geometric model of the lumbar spine in the sagittal plane. Spine, 18 (5), 646-658.
175. Slater, K. et Thomas, C. C. (1985). Human comfort. Publisher Springfield, Illinois, 3-18.
176. Spijkerman, D.C.M, Terburg, M., Goossens, R.H.M. et Stijnen, T. (1995). Effects of inflation pressure and posture on the body-seat interface pressure of spinal cord injured patients seated on an air-filled wheelchair cushion. J. Rehab. Sciences, 8 (1), 8-12.
177. Sprigle, S. et Schuch, J. Z. (1993). Using seat contour measurements during seating evaluations of individuals with SCI. Assist. technol., 5 (1), 24-35.
178. Sprigle, S., Wooten, M., Bresler, M. et Flinn, N. (2002). Development of a noninvasive measure of pelvic and hip angles in seated posture. Arch. Phys. Med. Rehabil., 83, 1597-1602.
179. Sprigle, S., Dunlop, W. et Press, L. (2003a). Reliability of bench tests of interface pressure. Assist. Technol., 15 (1), 49-57.
180. Sprigle, S., Wootten, M., Sawacha, Z. et Theilman, G. (2003b). Relationship among cushion type, backrest height, seated posture, and reach of wheelchair users with spinal cord injury. J. Spinal Cord. Med., 26 (3), 236-243.
181. Sprigle, S., Flinn, N., Wootten, M. et McCorry, S. (2003c). Development and testing of a pelvic goniometer designed to measure pelvic tilt and hip flexion. Clin. Biomech., 18, 462-465.

182. Staarink, H.A.M. (1995). Sitting posture, comfort and pressure. Delft University Press, Delft, The Netherlands, 239 p.
183. Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A. et Leardini, A. (2005). Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. Clin. Biomech., 20 (3), 320-329.
184. Stevens, W.P. (1997). Reconstruction of three-dimensional anatomical landmark coordinates using video-based stereophotogrammetry. J. Anat., 191, 277-284.
185. Stewart, C.P. (1991). Physiological considerations in seating. Prosth. & Orthop. Int., 15, 193-198.
186. Stinson, M.D., Porter-Armstrong, A.P. et Eakin, P.A. (2003a). Pressure mapping systems: reliability of pressure map interpretation. Clin. Rehabil., 17, 504-511.
187. Stinson, M.D., Porter-Armstrong, A. et Eakin, P. (2003b). Seat-interface pressure: a pilot study of the relationship to gender, body mass index, and seated position. Arch. Phys. Med. Rehabil., 84, 405-409.
188. Stockman, G., Kopstein, S. et Benett, S. (1982). Matching images to models for registration and object detection via clustering. IEEE Tr. Pat. Anal. & Machine Intel., 4 (3), 229-241.
189. Stokes, I. A. et Moreland, M. S. (1987). Measurement of the shape of the surface of the back in patients with scoliosis. The J. of Bone and Joint Surgery, 69A (2), 203-211.

190. Styner, M.A., Rajamani, K.T., Nolte, L.P., Zsemlye, G., Szekely, G., Taylor, C.J. et Davies, R.H. (2003). Evaluation of 3D correspondence methods for model building. Inf. Process. Med. Imaging, 18, 63-75.
191. Stytz, M.R. et Parrott, R.W. (1993). Using kriging for 3D medical imaging. Comput. Med. Im. & Graph., 17 (6), 421-442.
192. Tam, E.W., Mak, A.F., Lam, W.N., Evans, J.H. et Chow, Y.Y. (2003). Pelvic movement and interface pressure distribution during manual wheelchair propulsion. Arch. Phys. Med. Rehabil., 84 (10), 1466-1472.
193. Taylor, R. H., Lavallée, S., Burdea, G. C. et Mosges, R. (1996). Computer-integrated surgery /Technology and clinical applications. The MIT Press, Cambridge, 736p.
194. Taylor, G.L. (2000). Technical aspects of pressure mapping. In Proceedings of the RESNA 2000 congress, Orlando, 28 juin- 2 juillet, 351-353.
195. Tonetti, J., Carrat, L., Lavallée, S., Pittet, L., Merloz, P. et Chirossel, J.-P. (1998). Percutaneous iliosacral screw placement using image guided techniques. Clin. Orthop. & Related Research, 354, 103-110.
196. Treffer, E. et Taylor, J.,(1991). Prescription and positioning : evaluating the physically disabled individual for wheelchair seating. Prosth. & Orthop. Int., 15, 217-224.
197. Tsai, R.Y. (1987). A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses. IEEE J. of Robotics and Automation, 3 (4), 323-344.

198. Turner-Smith, A.R. (1988). A television/computer three-dimensional surface shape measurement system. J. Biomech., 21 (6), 515-529.
199. Tuy, H.K. et Tuy, L.T. (1984). Direct 2-D display of 3-D objects. IEEE Comput. Graph. & Appl., 29-33.
200. Vaisbuch, N., Meyer, S. et Weiss, P.L. (2000). Effect of seated posture on interface pressure in children who are able-bodied and who have myelomeningocele. Disabil. Rehabil., 22 (17), 749-755.
201. Van den Elsen, P.A., Pol, E.-J.D. et Viergever, M.A. (1993). Medical image matching – a review with classification. IEEE Eng. Med. & Biol., Mars, 26-39.
202. Venaille, C. (1990). Reconstruction tridimensionnelle de réseaux vasculaires en vision trinoculaire. Thèse présentée à l'École Nationale Supérieure des Télécommunications, Paris, 182p.
203. Walheim, G.G. et Selvik, G. (1984). Mobility of the pubic symphysis. Clin. Orthop. & Related Res., 191, 129-135.
204. Ward, D.E. (1994). Prescriptive seating for wheeled mobility: vol. 1, theory, application, and terminology. Health Wealth International, Kansas City, 1-159.
205. Wolf, P.R. (1983). Elements of photogrammetry (2^e ed.). McGraw-Hill inc., New York, 558 p.
206. Wood, G.A. et Marshall, R.N. (1986). The accuracy of DLT extrapolation in three-dimensional film analysis. J. Biomech., 19 (9), 781-785.
207. Yamazaki, N. (1992). Analysis of sitting comfortability of driver's seat by contact shape. Ergonomics, 35 (5/6), 677-692.

208. Yasukouchi, A. et Isayama, T. (1995). The relationships between lumbar curves, pelvic tilt and mobilities in different sitting postures in young adult males. Appl. Human Sci., 14 (1), 15-21.
209. Zabjek, K.F., Simard, G., Leroux, M.A., Coillard, C. et Rivard, C.H. (1999). Comparaison de la fidélité de deux systèmes d'acquisition 3D sur l'étude de paramètres anthropométriques et posturaux. Annales de chirurgie, 53 (8), 751-760.
210. Zacharkow, D. (1988). Posture: sitting, chair design and exercise. Charles C. Thomas Publishers, Springfield, Illinois, 370 p.
211. Zhang, M. et Roberts, V. C. (1993). The effect of shear forces externally applied to skin surface on underlying tissues. J. Biomed. Eng., 15, 451-456.
212. Zhang, Z. (1994). Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces. Int. J. Computer Vision, 13 (2), 119-152.
213. Zhang, L. (1996). Identifying factors of comfort and discomfort in sitting. Human Factors, 38 (3), 377-389.
214. Zhang, X. et Xiong, J. (2003). Model-guided derivation of lumbar vertebral kinematics in vivo reveals the difference between external marker-defined and internal segmental rotations. J. Biomech., 36 (1), 9-17.
215. Zoras, L. (1995). Manual tilt – clinical applications. In Proc. Canadian Seating and Mobility Conference, Toronto, 21-22 sept., 86-88.

ANNEXE 1- CARACTÉRISTIQUES DU BASSIN

La forme du bassin diffère selon les individus, les races et les sexes (Brinckmann et al., 1981; Grégoire et Oberlin, 1977; Kamina, 1995; Kapandji, 1982; Kepple et al., 1998; Rouvière, 1974). Quatre principales variations morphologiques du bassin, présentées à la Figure A1.1a, ont été recensées par Kamina, (1995): type gynécoïde, type androïde, type platypelloïde et type anthropoïde. Plusieurs différences entre le bassin des hommes et des femmes ont été identifiées (Brinckmann et al., 1981; Grégoire et Oberlin, 1977; Kapandji, 1982; Kepple et al., 1998; Rouvière, 1974). La Figure A1.1b montre de façon schématique les différences entre le bassin des hommes et celui des femmes. Ainsi, chez les hommes:

- Le bassin est plus étroit et plus haut;
- L'ouverture supérieure plus petite et moins évasée;
- La concavité sacro-coccygienne est moins accentuée;
- Les trous ischio-pubiens sont plus petits et de forme ovale, alors qu'ils sont de forme triangulaire chez la femme;
- La ceinture pelvienne forme un angle plus fermé chez l'homme, et la distance bi-ischiatique est plus petite;
- La symphyse pubienne est plus haute;
- Les parois des os iliaques sont plus épaisses;
- La tête fémorale est plus grande.

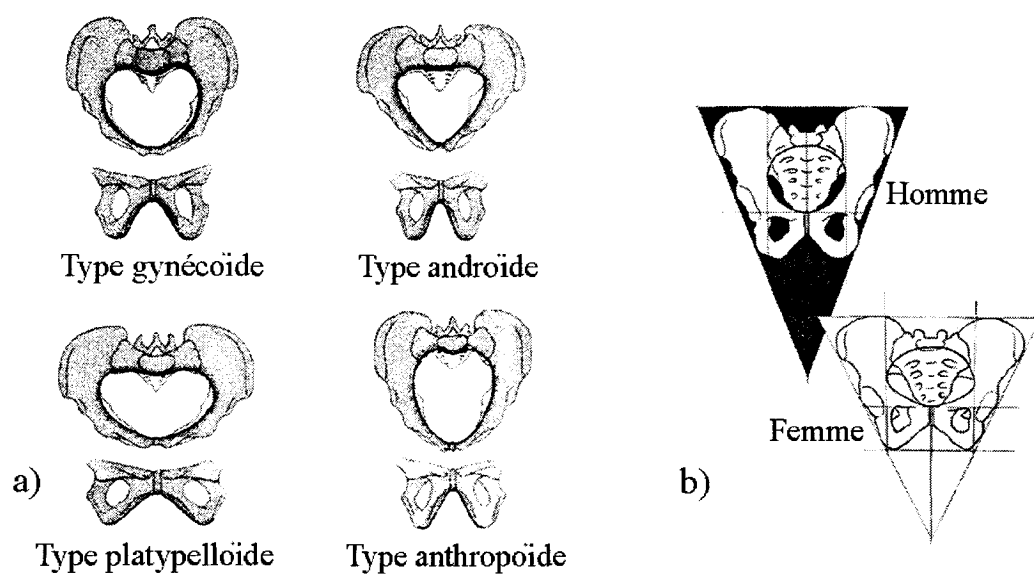


Figure A1.1- a) principales variations morphologiques du bassin (Kamina, 1995), b) différence schématique entre le bassin des hommes et celui des femmes (Kapandji, 1982)

ANNEXE 2- DESCRIPTION DES POSTURES ASSISES

Tableau A2.1- Postures liées au bassin : causes, avantages, inconvénients et solutions (Letts, 1995; Mayall et Desharnais, 1995; Norton, 1994; Ward, 1994), 2 pages

	Causes	Avantages	Inconvénients	Solutions
Obliquité	• Asymétrie du tonus musculaire • Spasticité des fléchisseurs latéraux du tronc • Spasticité unilatérale des extenseurs de la hanche • Scoliose • Luxation ou subluxation de la hanche • Assise de type hamac (souple)		• Déséquilibre • Développement d'une scoliose • Instabilité des muscles du dos et maux de dos • Augmentation de la pression du côté inférieur et des forces de cisaillement	• Assise rigide • Utilisation de butées pelvi-crurales, de cales pelviennes, d'une tige de retenue pelvienne • Bifurcation de la ceinture pelvienne • Siège moulé pour les déformations fixes • Ajustement au niveau des ischions
Rotation transverse	• Asymétrie du tonus des adducteurs ou abducteurs de la hanche • Asymétrie du tonus des rotateurs du tronc • Inégalité de longueur des membres inférieurs combinée à un positionnement inadéquat • Contracture en adduction ou abduction des hanches combinée à un positionnement inadéquat • Réflexe tonique asymétrique du cou • Scoliose • Assise trop profonde		• Douleur au dos, à la hanche et aux muscles de la cuisse • Déformation de la colonne	• Assise ferme • Bifurcation de la ceinture pelvienne • Utilisation d'une butée pelvienne sous l'EIAS avancée • Positionnement de la tête selon la ligne médiane corporelle • Adaptation à l'inégalité des longueurs des jambes ou à la contracture en adduction ou abduction des hanches

	Causes	Avantages	Inconvénients	Solutions
Bascule antérieure	• Hypertonie des fléchisseurs des hanches ou incapacité de les relâcher après une contraction active • Flexion de la hanche • Hypertonie des extenseurs du rachis lombaire • Insuffisance musculaire ou posturale des abdominaux • Inclinaison antérieure de l'assise • Flexum de hanche	• Augmentation de la stabilisation de la colonne lombaire • Activation de plusieurs muscles lombaires • Allongement des muscles abdominaux • Poitrine non comprimée	• Étirement des quadriceps • Contracture des muscles iliopsoas • Extension de la courbure lombaire pouvant entraîner l'étirement des muscles lombaires • Centre de gravité déplacé vers l'avant pouvant entraîner une déformation des vertèbres du haut de la colonne	• Inhibition tonique des fléchisseurs par une assise plane • Adaptation du flexum des hanches par un coin d'assise • Utilisation d'une ceinture pelvienne placée sur les EIAS
Bascule neutre		Position permettant aux muscles du tronc, de l'épaule et du cou de bouger dans leurs amplitudes normales	• Posture du bassin modifiée avec la majorité des mouvements du corps. • Déplacement actif ou passif du bassin	
Bascule postérieure	• Hypotonie centrale • Hypertonie des extenseurs des hanches ou incapacité de les relâcher après une contracture active • Réflexe tonique labyrinthique en position ventrale • Rétraction des ischio-jambiers • Insuffisance musculaire ou posturale des extenseurs du rachis lombaire • Assise trop profonde • Assise de type hamac (souple) • Appui-jambes trop longs • Ceinture pelvienne trop haute • Angle siège-dossier trop ouvert ou trop fermé	• Sacrum en appui, augmentant la stabilité • Muscles iliopsoas plus efficaces dans la stabilisation des vertèbres lombaires, du bassin et des cuisses • Moins de tension dans les quadriceps	• Risque de contracture dans les quadriceps et muscles glutéaux • Augmentation de la pression dans les disques inter-vétébraux lombaires • Centre de gravité déplacé vers l'arrière, pouvant entraîner une déformation des vertèbres du haut de la colonne • Augmentation du risque de cisaillement des tissus à l'interface usager-fauteuil • Augmentation de la pression sous le coccyx	• Dossier rigide et diminution de la profondeur de l'assise • Angle siège-dossier < 90° • Modifier la bascule • Ajustement de la hauteur des supports de jambes et de la position de la ceinture pelvienne • Utilisation d'une cale ischiatique, d'une butée pelvienne, d'une tige de retenue du bassin, d'un appui sacro-lombaire ou d'une butée aux genoux • Permettre aux genoux d'aller sous le siège

Tableau A2.2- Postures liées au tronc : causes et solutions (Lacoste et Valiquette, 1999; Letts, 1995)

	Causes	Solutions
Cyphose (antéflexion du tronc)	• Bascule postérieure du bassin • Hypertonie des muscles abdominaux • Hypotonie du tronc • Réflexe tonique symétrique du cou ou réflexe labyrinthique en position ventral • Résistance musculaire pauvre à la gravité • Poids des membres supérieurs entraînant le tronc vers l'avant • Assise trop profonde • Dossier trop haut, trop droit ou type hamac (souple) • Coussin d'assise trop souple • Propulsion avec les membres inférieures combinée avec une hauteur sol-siège inadéquate • Cécité	• Soutien des hanches, support lombo-sacré • Soutien des membres supérieurs • Dossier rigide • Utilisation d'une butée pelvienne, d'éléments de contention antérieure du tronc, d'une orthèse rachidienne • Utilisation de la bascule, inclinaison du dossier • Dossier et siège moulé • Ajustement de la hauteur du siège
Flexion latérale	• Troubles kinesthésiques, scoliose • Insuffisance posturale des muscles du tronc • Déséquilibre du tonus des fléchisseurs latéraux du tronc • Obliquité pelvienne • Assise trop souple	• Assise rigide avec butées pelviennes • Utilisation de cales thoraciques, de butées pelviennes, d'une butée thoracique et d'une butée axillaire (côté concave) • Orthèse dorso-sacrée
Rotation transverse	• Asymétrie du tonus musculaire • Scoliose • Rotation du bassin	Utilisation de sangles thoraciques, d'épaulettes, d'une butée thoracique antérieure, incurvée retenant le côté antérieur

Tableau A2.3- Postures liées aux hanches: causes et solutions (Lacoste et Valiquette, 1999; Letts, 1995), 2 pages

	Causes	Solutions
Extension et adduction	• Spasticité des extenseurs des hanches ou difficulté à les relâcher après une contraction active • Spasticité des adducteurs ou difficulté à les relâcher après une contraction active • Rétroaction des ischio-jambiers • Assise trop courte ou type hamac (souple) • Dossier trop incliné • Réflexe tonique labyrinthique en position dorsale • Luxation des hanches • Abduction de la hanche opposée entraînant une rotation pelvienne • Scoliose dorso-lombaire • Supports de pieds trop hauts	• Assise et dossier rigides • Utilisation d'un coin d'assise, d'un biseau crural, d'un bloc d'abduction ou d'éléments de contention pelvienne • Favoriser une flexion des genoux pour adapter la rétraction des ischio-jambiers • Suppression des supports de pieds • Maîtrise de la rotation pelvienne
Flexion et abduction	• Spasticité des fléchisseurs des hanches ou difficulté à les relâcher après une contracture active • Spasticité des abducteurs ou difficulté à les relâcher après une contraction active • Contracture en abduction • Adduction de la hanche opposée entraînant une rotation pelvienne • Flexum de hanche • Supports de pieds trop hauts	• Assise plane ou inclinée vers l'avant • Ajustement de la hauteur des supports de pieds • Utilisation d'une assise asymétrique ou d'une assise plus large à l'avant qu'à l'arrière • Utilisation de coins d'assise, de butées pelvi-crurales • Maîtrise de la rotation du bassin
Déviat ion coup de vent	• Asymétrie du tonus des muscles situés au-dessus et au-dessous des hanches • Synergies motrices différentes selon chaque membre inférieur • Spasticité unilatérale des adducteurs ou des abducteurs • Contracture produisant une rotation pelvienne et coup de vent des hanches (déviat ion latérale des deux membres inférieurs) • Scoliose • Assise trop courte • Propulsion avec un membre inférieur	• Coussin avec relief afin de maintenir les hanches en position neutre • Utilisation d'appuis pelviens, d'un bloc d'abduction, d'une tige de retenue pelvienne • Assise asymétrique
Rotation interne ou externe des fémurs	• Tonus anormal • Réflexe d'extension croisée • Relâchement chirurgical des abducteurs • Luxation de la hanche • Mauvais alignement du bassin • Assise type hamac (souple) • Mauvaise position des pieds • Mauvaise position d'un bloc d'abduction	• Utilisation de courroies souples de jambes, de butées latérales et médiales aux pieds • Extension latérale aux supports de pieds (rotation interne) • Augmenter la flexion des hanches (rotation interne) • Modifier l'orientation 3D afin de diminuer le réflexe tonique labyrinthique

	Causes	Solutions
Inégalité des longueurs des membres inférieurs	• Inégalité véritable : luxation de la hanche, raccourcissement chirurgical, développement non symétrique du squelette • Inégalité apparente : contracture en abduction ou adduction, rotation pelvienne	• Découpes dans l'assise du côté du membre le plus court pour les inégalités véritables • Rectification de la rotation pelvienne et de la posture des hanches pour une inégalité apparente

Tableau A2.4- Postures liées aux épaules: causes et solutions (Letts, 1995)

	Causes	Solutions
Rétropulsion des épaules	• Spasticité des rétropulseurs des épaules • Raidissement des épaules pour compenser une tenue précaire du tronc	• Utilisation de cales et de butées pelviennes ou thoraciques • Favoriser l'antépulsion des épaules par l'utilisation d'un plastron ou d'épaulettes instaurant une pression ; utilisation de coins antépulseurs au niveau des omoplates • Utilisation d'une tablette soutenant les membres supérieurs en flexion avant
Antépulsion des épaules	• Spasticité des antépulseurs des épaules • Poids des membres supérieurs lorsque le tronc est en flexion antérieure	• Bon soutien des hanches et du tronc • Utilisation d'accoudoirs ou d'une tablette soutenant les bras • Utilisation de bretelles passant sur les épaules ou d'épaulettes sur les omoplates
Élévation de l'épaule	• Épaule entraînée vers le haut par le faisceau supérieur du trapèze et du muscle angulaire de l'omoplate, lorsque le cou est en flexion latérale • Incapacité de maintenir la position des épaules pendant les mouvements actifs de la tête	Utilisation de bretelles exerçant une légère pression sur les épaules, ou d'épaulettes rigides

Tableau A2.5- Postures liées au cou: causes et solutions (Lacoste et Valiquette, 1999; Letts, 1995)

	Causes	Solutions
Hyperextension	• Spasticité des extenseurs de la nuque • Compensation à une flexion antérieure du tronc • Pauvre contrôle des fléchisseurs • Pauvre contrôle de la tête • Scoliose dorso-lombaire • Cyphose non accommodée et mauvaise position du support de tête	• Support de tête sous la région occipitale • Stabilisation du tronc • Bascule postérieure du bassin • Augmenter la flexion des hanches
Flexion antérieure	• Spasticité des fléchisseurs de la nuque • Insuffisance musculaire face à la gravité • Hypotonie sévère • Tonus primitif en flexion • Cyphose • Support de tête trop en avant ou trop haut • Dossier trop bas • Système de posture trop droit, surface de travail trop basse • Retard mental sévère avec déficit sensoriel	• Varier la position du support de tête, abaisser l'appui-nuque • Bon soutien des membres supérieurs par une tablette • Utilisation d'un cerceau rigide empêchant la flexion du cou ou d'une bande élastique • Modifier l'orientation 3D du système • Dossier plus haut • Utilisation d'un appui lombo-sacré bas
Flexion latérale	• Hypertonie ou hypotonie • Hydrocéphalie • Compensation de la flexion du tronc et de l'antépulsion des épaules • Déficience mentale grave	• Positionnement du corps dans la ligne médiane • Changement de position de l'appui-nuque ou de l'appui-tête • Appui-nuque moulé • Meilleur maintien thoracique • Bascule du corps
Rotation	• Réflexe des points cardinaux, initié par la stimulation de la joue à un collet cervical • Réflexe tonique asymétrique du cou avec rotation • Déficience auditive, visuelle ou perceptuelle • Position relative à une stimulation de l'environnement	• Support de tête plus large, offrant plus de maintien • Éviter de stimuler les joues • Recentrer le bassin et le tronc • Réduire l'hypertonie générale • Modifier l'environnement

Tableau A2.6- Postures liées aux membres inférieurs: causes et solutions (Lacoste et Valiquette, 1999)

	Causes	Solutions
Flexion des genoux	• Schéma primitif • Contracture en flexion • Assise trop courte • Supports de pieds mal positionnés	• Utilisation d'un biseau crural • Réduction de la flexion des hanches • Biseauter le devant du coussin d'assise • Placer les pieds en position neutre, sauf si rétraction des ischio-jambiers
Extension des genoux	• Schéma d'extension totale • Contractures en extension • Assise trop profonde • Supports de pieds mal positionnés	• Diminution de la profondeur de l'assise • Réduction ou augmentation de la flexion des hanches • Utilisation d'un biseau crural • Maintien des pieds en position neutre
Flexion des pieds avec inversion	• Schéma d'extension totale • Réaction positive de soutien • Contracture du tendon d'Achille • Supports de pieds trop bas	• Utilisation d'une courroie pour les pieds, de bloc de compensation, d'un biseau crural • Supports de pieds plus haut • Placer les pieds en légère flexion dorsale • Accomoder et soutenir si flexion plantaire due à des contractures
Flexion dorsale des pieds, avec éversion	• Schéma de flexion totale • Hypersensibilité de la surface plantaire • Pieds mal soutenus • Angle inadéquat des supports de pieds	• Ajustement des supports de pieds • Accomoder et protéger

ANNEXE 3- LE REPOSITIONNEMENT ET LES PRESSIONS

Tableau A3. 1- Résumé des travaux portant sur les changements de pression suite aux variations d'angles de dossier et de bascule

Auteurs	Méthodologie	Résultats
Stinson et al. (2003b)	63 sujets sains - Coussin mousse - Dossier 100°, 110°, 120°	- P moy : ↓ pour un angle dossier de 120° P. max : pas de changement
Aissaoui et al. (2001c)	10 sujets sains - Coussin multicouches - Bascule 0°, 15°, 30°, 45° - Dossier 90°, 100°, 110°, 120°	- P moy : ↓ maximale si bascule 45° et dossier 120° - P max : ↓ avec bascule > 15° - Gradient de pression : ↓ bascule 30° et dossier 120° - Gradient de pression influencé surtout par la bascule
Vaisbuch et al. (2000)	15 sujets sains 15 paraplégiques (myéломéningococque) - Coussin mousse - Angle bascule 25° - Angle dossier 110° - bascule 25° et dossier 110°	P. max sujets para. > P. max sujets sains - Sujets sains : ↓ p. max pour combinaison bascule et dossier - Sujets para. : ↓ p. max pour toutes les positions
Aissaoui et al. (1998)	8 sujets sains - Coussin plat et coussin à relief ischiatique - Bascule 0°, 15°, 30°, 45° - Dossier 90°, 100°, 110°, 120° - Supports de jambes à 0° et 45°	↓ p. max, p. moy, gradient de pression, surface de contact pour une bascule > 15° - Gradient de pression : coussin à relief < coussin plat - Les supports de jambes influencent le gradient et la surface de contact
Pélissier et al. (1997)	- Sujets non spécifiés - Angle siège-dossier (s/d) 90°, 100°, 110°, 120°, 130° - Bascule 5° et 30° - Séquence aller-retour	- P moy : ↓ 30% si angle s/d 130° et bascule 5° - P moy : ↓ 50% si angle s/d 130° et bascule 30° - Pas de changement de pression au retour à la position initiale
Spijkerman et al. (1995)	18 blessés médullaires - Coussin Roho - Bascule 5°, 15°, 25°	↓ 5% pression avec une bascule de 25°
Henderson et al. (1994)	10 blessés médullaires - Coussins personnels - Bascule 0°, 35°, 65°	P max : ↓ significative si bascule 65°
Hobson (1992)	10 sujets sains 12 blessés médullaires (BM) - Coussin multicouches - Dossier 100°, 110°, 120° - Bascule 10°, 20°	↑ dossier : ↑ p. max sujets sains, ↓ p. max sujets BM ↑ dossier : ↑ p. moy, ↓ gradient de pression à 120°, ↑ cisaillement ↑ bascule : ↓ p. max à 20°, ↓ p. moy, ↓ cisaillement ; gradient de pression peu de changement
Gilsdorf et al. (1990)	10 sujets sains - Coussins Roho, Jay et surface dure - Dossier 95° à 153° - Séquence aller-retour	↑ Dossier : ↓ des forces normales et de cisaillement - Forces normales et cisaillement supérieures lors du retour à la position initiale
Shield (1987)	20 sujets sains - Bascule 0°, 10°, dossier 95° - Avec ou sans support lombaire	↓ de la pression maximale avec le support lombaire - Bascule 10° seule : pas de différence de la pression

Tableau A3. 2- Résumé des travaux portant sur les changements de pression suite aux variations d'angle d'assise et de supports de jambes

Auteurs	Méthodologie	Résultats
Maurer et Sprigle (2004)	• 14 blessés médullaires • Coussin mousse • Assise : post. de 0° à +14°, sans changement au dossier	• Aucun changement significatif pour la p. max. p. moy. surface de contact, force totale, dispersion des pressions.
Makhsous et al. (2003)	• 15 sujets sains • Déplacement vers le bas de la moitié arrière de l'assise avec appui lombaire (18°)	• Déplacement antérieur du centre de force et de la pression maximale sur l'assise • ↓ surface de contact sur l'assise mais ↑ sur le dossier, ↓ p max sous les ischions, ↓ activité musculaire, maintient de la courbure lombaire, rotation antérieure du sacrum • Configuration de chaise nécessite des études avec une plus grande période assise, car des douleurs à la hanche peuvent survenir en raison du non-appui des ischions
Stinson et al. (2003b)	• 63 sujets sains • Coussin mousse • Genoux fléchis, avec ou sans support de pieds • Jambes droites, pieds à 30 cm de hauteur	• ↑ p.max et p.moy lorsque les pieds sont soutenus • ↓ p. moy avec les jambes droites
Aissaoui et al. (2000)	• 10 sujets sains • Support de jambes : traditionnel et avec compensation (allongement du support de jambe lors de son élévation)	• Support avec compensation : minimise le mouvement du bassin et de la hanche, et ↓ pression à l'assise et sous le pied. • Sans compensation : l'élévation du support de jambe entraîne une augmentation de la pression ischiatique et un changement de posture
Gilsdorf et al. (1990)	• 10 sujets sains • Coussin Roho. Jay et surface dure • Angle assise ant. -20° à +10° post.	• ↓ p. moy sous les ischions pour angles -10° à 0° et ↑ pour angles 0° à 10°
Bogie et Bader (1987)	• 5 sujets sains • Coussin mousse • Assise ant. -10 à +20° post. • Dossier fixe ou variant avec l'assise	• Dossier fixe : ↑ p. moy pour une assise +20° • Dossier fixe : ↓ p. moy sous les ischions mais ↑ sous les cuisses pour une assise -10° • Dossier variable : ↓ p. moy pour une assise +20°

ANNEXE 4- ÉTUDE PRÉLIMINAIRE DES EFFETS DU REPOSITIONNEMENT SUR LA POSTURE ASSISE

Une étude préliminaire a été réalisée dans le cadre du projet de maîtrise (Lalonde et al., 1999). Cette étude avait pour but de déterminer les effets de différentes positions assises sur la posture, telle que mesurée par des repères externes, chez des blessés médullaires ($n = 12$). Un fauteuil de simulation (SEM, Simulator for Evaluation and Measures, Orthofab, Montréal) a été utilisé afin d'évaluer les effets de l'augmentation de l'angle de bascule et de l'angle siège-dossier, ainsi que le retour à la position initiale. Huit positions, résumées au tableau A4.1 ont ainsi été étudiées :

Tableau A4.1- Séquences des positions assises

Positions	Angle de bascule	Angle siège-dossier
P1 position neutre	0°	100°
P2	25°	100°
P3	35°	100°
P4 position neutre (retour)	0°	100°
P5	0°	120°
P6	25°	120°
P7	35°	120°
P8 position neutre (retour)	0°	100°

Un localisateur 3D optique avec marqueurs passifs (Motion Analysis, Motion Analysis Corporation) a été utilisé afin d'obtenir la position de différents repères anatomiques, disposés sur les côtés droit et gauche de chaque patient : condyles fémoraux, grands trochanters, épines iliaques antéro-supérieures, acromions. Trois paramètres géométriques ont été calculés afin d'évaluer la posture dans le plan sagittal (figure A4.1) :

- 1- Angle du tronc : angle entre le plan de l'assise et la droite formée par l'acromion et l'EIAS ;
- 2- Angle du bassin : angle entre le plan de l'assise et la droite formée par le grand trochanter et l'EIAS ;
- 3- Angle de la hanche : angle entre la droite formée par l'EIAS et le grand trochanter et la droite formée par le grand trochanter et le condyle fémoral.

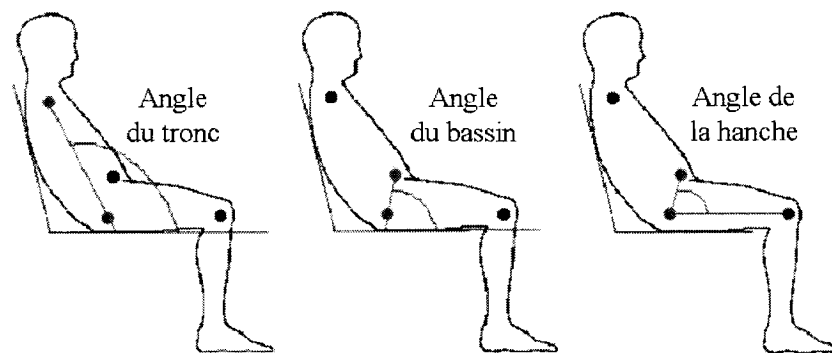


Figure A4.1- Paramètres géométriques

Des test T ($p \leq 0.05$) et des corrélations ($p \leq 0.05$) ont été effectués sur les paramètres géométriques, entre les différentes positions. La Figure A4.2 présente les valeurs obtenues pour les différents paramètres géométriques selon les quatre positions. Une rotation postérieure d'environ 5° de l'angle du bassin et de la hanche est observée avec l'augmentation de l'angle de bascule du fauteuil à 25° et 35° , pour les deux angles de dossier. Aucun changement n'a été observé pour l'angle du tronc avec l'augmentation de l'angle de bascule. Pour une bascule fixe à 0° , l'augmentation de 20° de l'angle siège-dossier entraîne une augmentation de l'angle du tronc de 22° , mais seulement de 16° pour le bassin et la hanche. Toutefois, l'augmentation de l'angle siège-dossier est corrélée avec l'augmentation des trois paramètres ($r = 0.98$ pour le tronc, $r = 0.87$ pour le

bassin, $r = 0.88$ pour la hanche). Aucune différence significative dans les paramètres n'a été observée lors des deux retours à la position neutre.

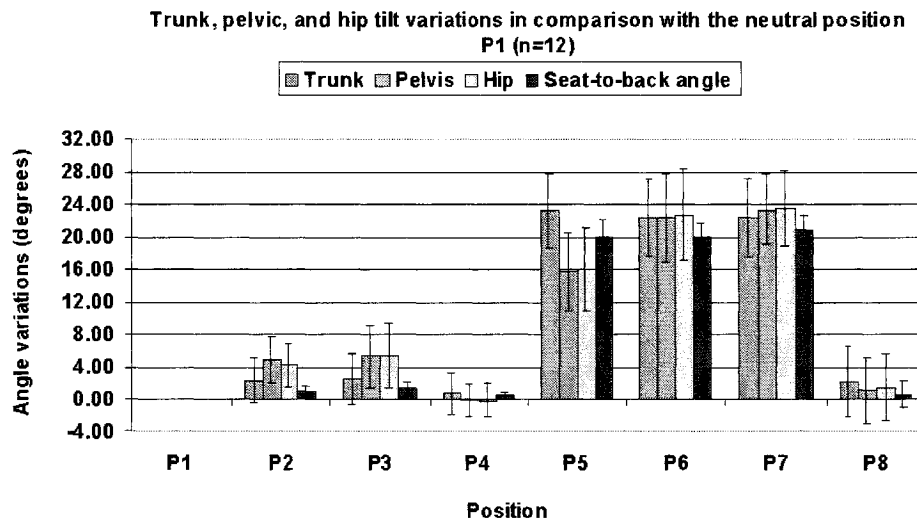


Figure A4.2- Valeurs des paramètres géométriques obtenus pour les différentes positions (tirée de la présentation au congrès RESNA, Lalonde et al., 1999)

La Figure 4A.3 montre un exemple de corrélation entre l'angle du dossier et l'angle du bassin, pour l'ensemble des positions.

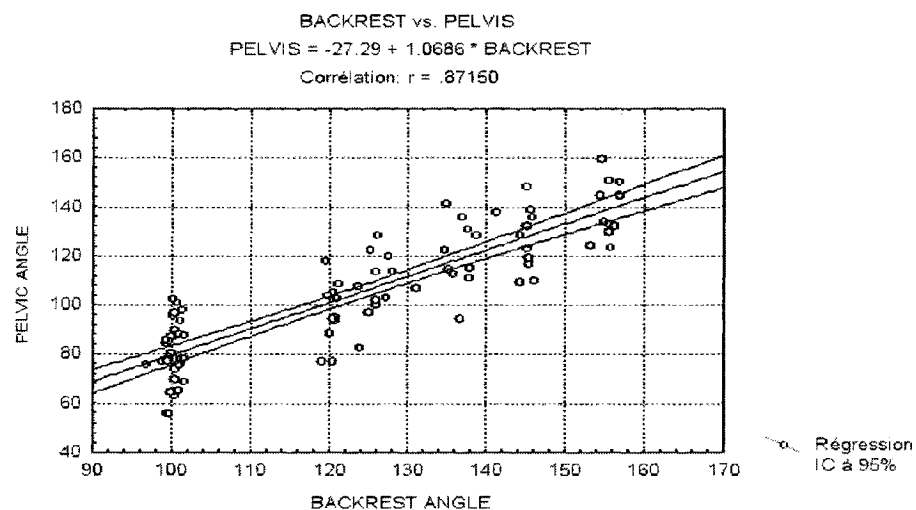


Figure A4.3- Corrélation entre l'angle du bassin et l'angle de dossier, pour l'ensemble des positions $n = 92$ (tirée de la présentation au congrès RESNA, Lalonde et al., 1999)

Cette étude a démontré que l'augmentation de l'angle de bascule, sans changement à l'angle siège-dossier, entraîne des changements de l'angle du bassin et de la hanche. De plus, l'augmentation de l'angle siège-dossier entraîne une augmentation inférieure de l'angle du bassin et de la hanche, ce qui confirme les résultats de Nwaobi et al. (1988). Ainsi, le bassin et la hanche ne sont pas solidaires de l'orientation du fauteuil. Par contre, de fortes corrélations ont été trouvées entre l'angle mécanique du dossier et les angles corporels. Les changements de posture observés lors des modifications des angles de bascule et de siège-dossier semblent être annulés lors du retour à la position neutre. Une limite de cette étude est d'avoir analysé de déplacement de repères externes, identifiés par des marqueurs collés sur la peau; des artefacts dus aux tissus mous peuvent avoir influencé les résultats. Une étude plus approfondie sur les repères internes du bassin permettrait de mieux comprendre la biomécanique du bassin soumis à des changements de posture.

ANNEXE 5- RECALAGE RIGIDE PAR POINTS NON-CORRESPONDANTS : MÉTHODE DE L'OCTREE

Pour réaliser un recalage rigide avec points non correspondants, Lavallée et Szeliski (1995) et Taylor et al. (1996) utilisent une carte de distance obtenue par un octree-spline sur un nuage de référence (S_a), ce qui permet de calculer rapidement la distance (point-surface) entre deux nuages de points (S_a et S_b). La méthode comporte 7 étapes : 1- construction de l'octree, 2- raffinement de l'octree, 3- calcul des distances sommet-surface, 4- signature des distances, 5- calcul des distances au second nuage de points, 6- renforcement de continuité, 7- minimisation des distances de S_b . La méthode permet d'éliminer les outliers, c'est-à-dire les points indésirables. Chaque étape est résumée dans les paragraphes suivants :

1. **Construction de l'octree** : un octree représente une structure de données adaptative (soit un maillage), qui caractérise de façon géométrique la forme de l'objet. Le maillage est construit en englobant le nuage de points de référence S_a d'un premier cube, qui sera récursivement subdivisé en 8 sous-cubes, jusqu'à ce que ces derniers ne contiennent plus de points appartenant à l'objet ou qu'un certain niveau de subdivision, fixé par l'utilisateur, soit atteint. De façon générale, 6 à 9 subdivisions sont effectuées, donnant ainsi une résolution de 1/64 à 1/512. Plusieurs points peuvent appartenir à un sous-cube. La Figure A5.1 représente de façon schématique la construction d'un octree en 2D. Les nœuds blancs indiquent qu'aucun point n'est contenu à l'intérieur du cube ; les nœuds gris indiquent que des points sont contenus

dans le cube et que le niveau maximal de subdivision n'est pas atteint. Les nœuds noirs indiquent qu'ils existent des points à l'intérieur du cube mais que le niveau maximal de subdivision est atteint.

2. **Raffinement de l'octree** : le maillage précédemment établi peut comporter des cubes de très grandes tailles près de la surface. Des subdivisions supplémentaires sont effectuées afin que deux nœuds successifs aient un rapport de taille inférieur à un certain seuil (généralement 2).

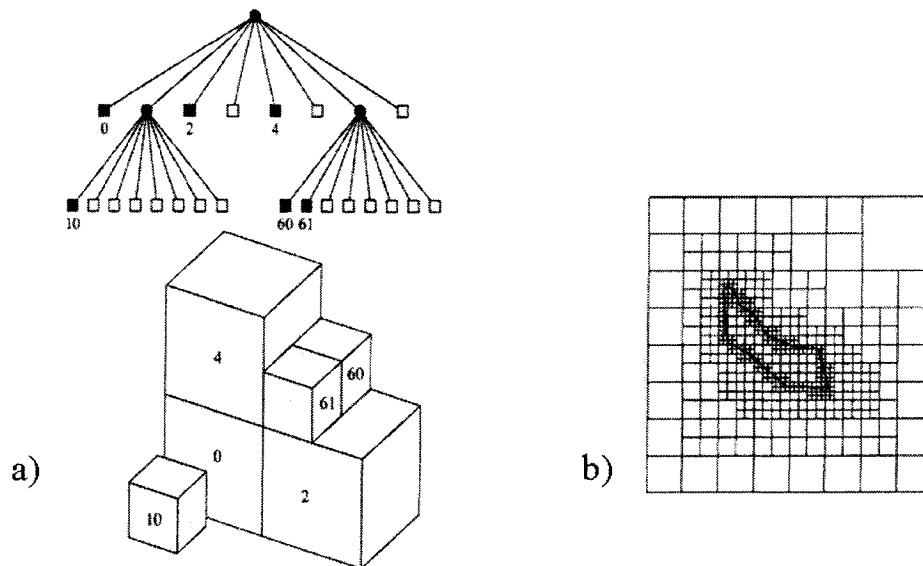


Figure A5. 1- a) Octree à deux niveaux et sa représentation sous forme d'arbre, b) représentation 2D d'un octree (Lavallée et al., 1996; Szeliski et Lavallée, 1996)

3. **Calcul des distances sommet-surface** : pour chaque sommet de chaque nœud terminal du maillage, la distance minimale d_u à la surface du nuage de points est calculée puis enregistrée. L'ensemble des distances constitue la carte de distance.

4. **Signature des distances** : pour tous les sommets des cubes compris à l'intérieur du nuage de points, un signe négatif est attribué à la distance sommet-surface.
5. **Calcul des distances au second nuage de points S_b** : sachant que tous les points q du second nuage de points (S_b) sont contenus dans un cube de l'octree de S_a , il s'agit de calculer, par interpolation trilinéaire des valeurs des sommets de chaque cube, la distance d_b de chaque point q de S_b par rapport à la surface S_a . Soient (u, v, w) les coordonnées normalisées d'un point q de S_b appartenant à un cube ($u, v, w \in [0, 1]$). Soient d_{ijk} les valeurs des distances d_a associées aux huit sommets d'un cube (i, j, k prenant les valeurs de 0 ou 1). L'équation d'interpolation peut s'écrire :

$$d_b = \sum_{i=0}^1 \sum_{j=0}^1 \sum_{k=0}^1 \alpha_i(u) \alpha_j(v) \alpha_k(w) d_{ijk} \quad \text{où} \quad \alpha_l(g) = \delta_l g + (1 - \delta_l)(1 - g) \quad (\text{A4.1})$$

6. **Renforcement de continuité** : afin d'assurer la continuité entre les sommets de l'octree, un réajustement des distances d_a sommet-surface est effectué : soit un sommet c appartenant à deux cubes, Q_1 et Q_2 , de tailles s_i différentes, de telle sorte que $s_1 < s_2$, alors la valeur de la distance sommet-surface de c appartenant au cube le plus petit, Q_1 , est remplacée par la valeur sommet-surface de c interpolée à l'intérieur du cube le plus grand, Q_2 .
7. **Minimisation des distances de S_b** : sachant que tous les points q appartiennent au même corps indéformable S_b , et connaissant toutes les distances d_b par rapport à la surface S_a , il s'agit alors de trouver la position optimale de B par rapport à A de telle sorte que toutes les distances d_b soient minimisées. Cette position finale optimale est obtenue par minimisation de l'énergie du système avec l'algorithme Levenberg-

Marquardt. Ainsi, chaque point q est transformé par $T(p)$ en un point $q_i^a(p)$ dans le référentiel A :

$$E(p) = \sum_{i=1}^{N_q} \frac{1}{\sigma_i^2} [d(q_i^a(p), S_a)]^2 \quad (\text{A4.2})$$

où σ_i^2 représente la variance du bruit de mesure des q_i

L'algorithme itératif de recalage s'arrête lorsque l'une des trois conditions se présente :

- Le nombre maximal d'itérations est atteint (indiquant un minimum local) ;
- La variation des paramètres p_k entre deux itérations successives est inférieure à un seuil fixé (indiquant un minimum local) ;
- La fonction $E(p)$ devient inférieure à un seuil fixé (indiquant le succès du recalage).
