

Titre: Mesures de paramètres géométriques et mécaniques de la position
Title: des personnes en fauteuil roulant

Auteur: Cathy Maltais
Author:

Date: 1997

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Maltais, C. (1997). Mesures de paramètres géométriques et mécaniques de la
Citation: position des personnes en fauteuil roulant [Mémoire de maîtrise, École
Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/6685/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/6685/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Jean Dansereau
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MESURES DE PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES ET
MÉCANIQUES DE LA POSITION DES PERSONNES
EN FAUTEUIL ROULANT

CATHY MALTAIS
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLOME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
AOÛT 1997



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions et
services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*

Our file *Notre référence*

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

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

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

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

0-612-33157-1

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

MESURES DE PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES ET
MÉCANIQUES DE LA POSITION DES PERSONNES
EN FAUTEUIL ROULANT

présenté par : MALTAIS Cathy

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

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

M. SAVARD Pierre, Ph.D., président

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

Mme DESROSIERS Johanne, Ph.D, membre

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier mon directeur de maîtrise M. Jean Dansereau pour sa supervision ainsi que son support tout au long de ce projet. Un merci très spécial à Mme Michèle Lacoste qui a participé à toutes les expérimentations et m'a beaucoup aidé en ce qui concerne les aspects cliniques de ce projet.

Merci à tous les intervenants et les sujets provenant des Centre Lucie-Bruneau, Centre Hospitalier Jacques-Viger et Centre Hospitalier Notre-Dame-de-la-Merci qui ont donné de leur temps et de leur effort pour participer à ce projet. Mes remerciements vont en particulier à M. Jacques Corbeil pour sa grande collaboration.

Merci à Camille Tremblay avec qui j'ai eu à travailler tout au long de mon projet. Je tiens à remercier tous les gens de la Chaire industrielle CRSNG sur les aides techniques à la posture particulièrement Rachid Aissaoui, François Trudeau, Jean-Phillipe Ringuette, Hugues Lafrance, Frédéric Parent ainsi que Manon Fournier pour leurs conseils et leur participation volontaire à tous les tests préliminaires.

Finalement, je tiens à remercier l'Institut de Recherche en Santé et Sécurité au Travail et le Centre de Recherche en Sciences Naturelles et Génie pour leur apport financier dans ce projet ainsi que les compagnies Promed et Orthofab qui ont contribué à la réalisation de ce projet.

RÉSUMÉ

Durant les dernières années, plusieurs études ont confirmé l'influence de la posture sur la distribution de pression à l'interface du fauteuil et du sujet. Toutefois, bien qu'il y ait certains acquis sur le plan clinique, peu de recherches ont été orientées de façon à quantifier la position assise des utilisateurs d'aides techniques à la posture (ATP). L'objectif visé par ce projet de maîtrise est donc la quantification de la posture assise des personnes en fauteuil roulant par des mesures géométriques et mécaniques.

A cette fin, un échantillon composé de 19 utilisateurs d'aides techniques à la posture ayant des caractéristiques posturales particulières a été sélectionné. Tous les sujets recrutés présentaient une instabilité latérale du tronc, une bascule postérieure du bassin et utilisaient une aide technique modulaire avec appuis thoraciques. Différents paramètres géométriques ont été définis pour représenter la posture de la personne dans son fauteuil roulant. Ces paramètres sont associés aux régions du bassin, du tronc et des membres inférieurs et ont nécessité la numérisation 3D de 23 repères anatomiques. Des paramètres mécaniques ont également été définis pour caractériser la distribution de pression à l'interface de l'utilisateur et du fauteuil roulant. Ces paramètres sont utilisés pour représenter les pressions maximales, les pressions moyennes sur le siège ainsi que les gradients de pression. Un troisième type de paramètre combinant des mesures mécaniques et géométriques a été défini pour représenter un angle de bascule du bassin ainsi que l'orientation des pressions ischiatiques.

Un protocole a été développé afin de permettre de mesurer ces paramètres sur le groupe d'utilisateurs d'aides techniques à la posture. Ainsi, pour enregistrer la position tridimensionnelle des repères anatomiques, un numériseur tridimensionnel Microscribe3D (Immersion Corp.) a été utilisé. Les données mécaniques à l'interface des éléments de contact corporel ont été caractérisées à l'aide du système de capteurs de pression Force

Sensing Array (Vista Medical Ltée.). Ce système est composé de deux matrices de 225 et 240 capteurs qui sont placés sur le dossier et le siège du fauteuil roulant de l'utilisateur.

Dans le but d'évaluer la variabilité des paramètres, des tests préliminaires ont été effectués sur un échantillon de cinq sujets sans incapacités. Ces tests avaient pour objectif de mesurer la reproductibilité de la position assise, la variabilité dans l'identification des repères anatomiques et la variabilité dans la procédure de numérisation. Les résultats des tests préliminaires ont démontré que la variabilité de la plupart des paramètres géométriques est inférieure à 2 degrés, les mesures les plus précises étant associées aux angles des cuisses ($0,5^\circ$) et celles démontrant une plus grande variabilité se retrouvent au niveau de la bascule du bassin ($3,8^\circ$). Les paramètres mécaniques les plus précis sont ceux associés aux mesures de pressions moyennes (3mmHg) et de gradients de pression (3mmHg/cm). Les angles de bascule du bassin évalués en combinant les mesures mécaniques et géométriques présentent une variabilité de 4° .

Une étude de corrélation a permis de vérifier la présence de faibles relations entre les paramètres géométriques et mécaniques, telle que celle entre l'obliquité du bassin et l'orientation des pressions ischiatiques dans le plan frontal. Deux patrons de distribution de pression ont pu être établis pour le groupe à l'étude, soit des pressions localisées sous la région des ischions ou des pressions localisées sous les ischions et le coccyx. Une étude de régression polynomiale a également permis de démontrer que les pressions maximales et les gradients maximums se situent autour des valeurs de bascule du bassin de 80° . Finalement, la mise en commun des résultats de ce projet avec ceux d'un projet externe sur l'évaluation de la satisfaction des utilisateurs d'ATP démontre que la pression ne peut être utilisée comme unique paramètre pour évaluer le confort.

Ce projet de maîtrise constitue une étude préliminaire qui a permis de mettre sur pied un protocole de mesures et de définir différents paramètres relatifs à la position assise des

personnes en fauteuil roulant. De plus, il a été possible de démontrer les lacunes et les acquis dans le domaine de la quantification de la position assise. Les résultats de ce projet confirment que la pression n'est pas le seul paramètre mécanique à considérer pour quantifier la position assise d'un groupe d'utilisateurs d'ATP.

ABSTRACT

Through the decades studies have showed the relationship of body orientation on pressure distribution with respect to seating. Several studies confirmed a direct relationship between the posture and pressure distribution but not many evaluated the whole body position in the wheelchair. The objective of this master's project is to quantify the posture of wheelchair's users by mechanical and geometric measurements.

In order to quantify the user's position in his wheelchair, a sample group of 20 wheelchair users was constituted. Fourteen geometric parameters have been measured in order to represent the pelvic, trunk and lower limbs orientations. They have been defined by digitizing 23 anatomical landmarks. Mechanical parameters are used to measure the maximum pressure, average pressure and peak pressure on the seat and the back of the wheelchair. A third kind of parameter combining mechanical and geometric measurements was used to represent the pelvic tilt and the orientations of the ischial pressures.

A measurement method has been developed allowing the evaluation of these parameters. Pre-defined landmarks are digitized with a mechanical arm (Microscribe3D, Immersion Corp.) on the subject and are used to represent the 3D position of the user in his wheelchair. To quantify the pressure distribution, a mat system (Force sensing array, Vista Medical Ltée) composed of more than 200 sensors is used on the seat and the back of the wheelchair.

However, in this method different types of errors are associated with these geometric and mechanical measurements. In order to evaluate these errors and their impact on the precision of the various parameters, several tests have been performed to measure the posture reproducibility, the variation of the landmark identification and the accuracy of the

digitizing procedure. Results showed that variability of most of the geometric parameters is below 2 degrees with the sagittal rotation of the pelvic (3.8°) presenting the highest variability and the thigh angle (0.5°) the lowest. The lowest variability of the mechanical parameters is obtained with the average pressure measurement (3 mmHg) and pressure gradient (3 mmHg/mm). The maximum pressure is less accurate and showed a variability of more than 15 mmHg. The pelvic tilt measured with both mechanical and geometric measurements showed a variability of 4° and the orientation of the ischial pressure in the transverse plane presented the highest variability.

Results of the correlation between geometric and mechanical parameters were not very conclusive. Some relations have been demonstrated such as the influence of the pelvic obliquity on the orientation of the ischial pressure in the frontal plane. Also, the regression analysis has permit to establish a polynomial relation between peak pressure and posterior tilt of the pelvic. The maximum value of peak pressure was measured around the value of 80°. Two types of pressure distribution were established for the sample group ; pressure located under the ischial tuberosities or pressure located under the ischial tuberosities and the coccyx.

Results of this project have been correlated with the results of an external study on the evaluation of satisfaction and it has been demonstrated that pressure is not the only objective parameter in order to evaluate the comfort of the wheelchair user. This master is the first step for the evaluation of quantitative parameters of a sample group of wheelchair users.

TABLE DES MATIÈRES

<i>Remerciements</i>	<i>iv</i>
<i>Résumé</i>	<i>v</i>
<i>Abstract</i>	<i>viii</i>
<i>Table des matières</i>	<i>x</i>
<i>Liste des tableaux</i>	<i>xiii</i>
<i>Liste des figures</i>	<i>xiv</i>
<i>Liste des annexes</i>	<i>xvi</i>
INTRODUCTION	1
1. REVUE DE LA LITTÉRATURE	4
1.1 Objectifs du positionnement	4
1.2 Anatomie et position assise	5
1.3 Études d'évaluation des paramètres de la position assise	7
1.3.1 Paramètres des pressions à l'interface du siège et du bénéficiaire	7
1.3.2 Paramètres de la position assise en relation avec la mesure des distributions de pression	10
1.3.3 Paramètres de confort vs paramètres de posture	18
1.4 Étude de la satisfaction des utilisateurs d'ATP	20
2. MÉTHODOLOGIE	22
2.1 Objectifs spécifiques du projet	22
2.2 Approche méthodologique générale	23

2.3	Population à l'étude	25
2.4	Système d'axes	28
2.5	Description des paramètres mesurés	29
2.5.1	Paramètres géométriques	29
2.5.2	Paramètres mécaniques	35
2.5.3	Paramètres combinant les mesures géométriques et mécaniques	38
2.6	Montage expérimental et instruments de mesures	41
2.6.1	Numériseur	41
2.6.2	Matrices de pression	42
2.6.3	Système de maintien du fauteuil et du bras articulé	43
2.6.4	Définition de l'axe gravitationnel	46
2.7	Programme d'acquisition et de traitements des données	46
2.8	Protocole expérimental	46
2.9	Représentation graphique des mesures	52
2.10	Méthode de mesure de la variabilité des paramètres	53
2.10.1	Variabilité des paramètres géométriques	53
2.10.2	Variabilité des mesures des paramètres mécaniques	55
2.10.3	Variabilité des mesures du paramètre de bascule posturo-mécanique	56
2.11	Méthodes statistiques	56
2.11.1	Analyses statistiques pour les études de variabilité	56
2.11.2	Analyse statistiques des résultats du groupe d'utilisateurs d'ATP	57
3.	<i>RÉSULTATS</i>	59
3.1	Résultats des études de variabilité des mesures	59
3.1.1	Variabilité des paramètres géométriques	59
3.1.2	Variabilité des paramètres mécaniques	62

3.1.3	Variabilité des paramètres combinant les mesures géométriques et mécaniques	63
3.2	Résultats du groupe d'utilisateurs d'ATP	66
3.2.1	Valeurs des paramètres géométriques	66
3.2.2	Valeurs des paramètres mécaniques	69
3.2.3	Corrélations entre la posture et la distribution de pression	71
3.2.4	Patrons de pression	73
3.3	Corrélation avec une étude sur l'évaluation de la satisfaction	77
4.	<i>DISCUSSION</i>	80
5.	<i>CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS</i>	91
	<i>BIBLIOGRAPHIE</i>	94
	<i>ANNEXE</i>	101

LISTE DES TABLEAUX

<i>Tableau 1.1:</i>	<i>Systèmes de mesure de pression</i>	<i>11</i>
<i>Tableau 1.2:</i>	<i>Réductions maximales des valeurs de pression obtenues pour différentes postures (Hobson, 1989)</i>	<i>15</i>
<i>Tableau 1.3:</i>	<i>Pressions maximales pour les sujets paraplégiques (tiré de l'étude de Koo et coll., 1996)</i>	<i>17</i>
<i>Tableau 1.4:</i>	<i>Résultats de l'étude sur l'évaluation de la satisfaction</i>	<i>21</i>
<i>Tableau 2.1:</i>	<i>Description de l'échantillon</i>	<i>27</i>
<i>Tableau 2.2:</i>	<i>Tableau comparatif utilisé pour analyser les résultats obtenus lors des 3 tests de reproductibilité et de variabilité</i>	<i>57</i>
<i>Tableau 3.1:</i>	<i>Écart-type de la position des repères, en mm pour l'approche 2 du test2.</i>	<i>61</i>
<i>Tableau 3.2:</i>	<i>Moyenne et écart-type de la distance inter-repères anatomiques.</i>	<i>62</i>
<i>Tableau 3.3:</i>	<i>Moyenne et écart-type des paramètres mécaniques</i>	<i>63</i>
<i>Tableau 3.4:</i>	<i>Moyenne et écart-type de l'orientation des pressions ischiatiques</i>	<i>63</i>
<i>Tableau 3.5:</i>	<i>Variabilité des paramètres posturo-mécaniques</i>	<i>66</i>
<i>Tableau 3.6:</i>	<i>Matrice de corrélations entre les paramètres géométriques</i>	<i>70</i>
<i>Tableau 3.7:</i>	<i>Corrélations entre les paramètres géométriques et mécaniques</i>	<i>73</i>
<i>Tableau 3.8:</i>	<i>Corrélations obtenues pour les sous-groupes de Type I et de Type II</i>	<i>74</i>
<i>Tableau 3.9:</i>	<i>Types de coussins en fonction des types de distribution de pression</i>	<i>76</i>
<i>Tableau 3.10:</i>	<i>Valeurs des bascules du bassin (B1) mesurées en degrés pour chacun des groupes</i>	<i>77</i>

LISTE DES FIGURES

<i>Figure 1.1:</i>	<i>Classification trifactorielle de la population d'utilisateurs d'ATP (tiré de Trefler et Taylor., 1991)</i>	5
<i>Figure 1.2:</i>	<i>Anatomie du bassin (adaptée de Skieman, 1995)</i>	6
<i>Figure 1.3:</i>	<i>Relation entre la durée d'application de pression et le niveau de pression acceptable (tiré de Reswick et coll., 1976)</i>	8
<i>Figure 1.4:</i>	<i>Tracé par filage des courbes de l'obliquité des tubérosités ischiatiques dans la station assise normale (tiré de Letts, 1996)</i>	9
<i>Figure 1.5:</i>	<i>Postures étudiées par Hobson (1989)</i>	14
<i>Figure 1.6:</i>	<i>Définitions des valeurs maximales, moyennes et gradient de pression selon Hobson (1989).</i>	15
<i>Figure 1.7:</i>	<i>Posture évaluées dans l'étude de Koo et coll. (1996)</i>	16
<i>Figure 1.8:</i>	<i>Combinaison de l'inclinaison du siège et du dossier ne produisant aucune force de cisaillement en position assise (Goosens et coll. 1995)</i>	18
<i>Figure 1.9:</i>	<i>Relation entre l'indice de confort et la pression maximale mesurée (Shaw 1993).</i>	19
<i>Figure 2.1:</i>	<i>Approche méthodologique générale</i>	23
<i>Figure 2.2:</i>	<i>Système d'axes global utilisé pour l'ensemble de l'étude</i>	28
<i>Figure 2.3:</i>	<i>Repères anatomiques</i>	30
<i>Figure 2.4:</i>	<i>Paramètres géométriques mesurés sur le sujet</i>	33
<i>Figure 2.5:</i>	<i>Repères sur le fauteuil et paramètres géométriques mesurés</i>	36
<i>Figure 2.6:</i>	<i>Définition du gradient de pression</i>	38
<i>Figure 2.7:</i>	<i>Orientation des pressions ischiatiques θ_{P_i}, θ_{P_f}</i>	40
<i>Figure 2.8:</i>	<i>Description des angles de bascule posturo-mécanique B3, B4, B5</i>	41
<i>Figure 2.9:</i>	<i>Numériseur tridimensionnel: Microscribe3DL</i>	42
<i>Figure 2.10:</i>	<i>Disposition des marqueurs sur les matrices</i>	44

<i>Figure 2.11: Système de maintien du fauteuil et du bras articulé</i>	45
<i>Figure 2.12: Installation du fauteuil roulant dans le système de fixation</i>	48
<i>Figure 2.13: Enregistrement des points sur le fauteuil</i>	49
<i>Figure 2.14: Enregistrement des 12 repères sur les matrices</i>	49
<i>Figure 2.15: Détermination de la position des points sur le tronc</i>	50
<i>Figure 2.16: Enregistrement de la position des différents repères anatomiques. Ici, le condyle fémoral est identifié puis numérisé.</i>	51
<i>Figure 2.17: Représentation typique du sujet et de son fauteuil.</i>	52
<i>Figure 2.18: Distribution de pression sur le siège et le dossier</i>	53
<i>Figure 3.1: Variabilité des paramètres géométriques pour chacun des tests</i>	61
<i>Figure 3.2: Représentation du bassin obtenue en utilisant la position des ischions évaluée à l'aide des valeurs de pression.</i>	64
<i>Figure 3.3: Résultats moyens des angles de bascule du posturo-mécaniques</i>	65
<i>Figure 3.4: Moyenne et écart-type des paramètres géométriques obtenus avec l'échantillon d'utilisateurs d'ATP (N=19).</i>	67
<i>Figure 3.5: Moyenne et écart-type des paramètres géométriques obtenus avec le groupe de sujets sans incapacités (N=5).</i>	67
<i>Figure 3.6: Moyenne et écart-type des paramètres mécaniques obtenus avec l'échantillon d'utilisateurs d'ATP (N=19)</i>	72
<i>Figure 3.7: Moyenne et écart-type des paramètres mécaniques obtenus avec le groupe de sujets sans incapacités (N=5)</i>	72
<i>Figure 3.8: Types de distribution de pression sur le siège.</i>	75
<i>Figure 3.9: Bascule du bassin en fonction des paramètres mécaniques</i>	78
<i>Figure 3.10: Type de distribution de pression sur le dossier</i>	79
<i>Figure 4.1: Représentation des cinq définitions du paramètre de bascule du bassin</i>	81

LISTE DES ANNEXES

<i>Annexe I:</i>	<i>Certificat d'éthique</i>	<u>101</u>
<i>Annexe II:</i>	<i>Description de l'échantillon</i>	<u>103</u>
<i>Annexe III:</i>	<i>Programme d'acquisition</i>	<u>124</u>
<i>Annexe IV:</i>	<i>Résultats des prétests</i>	<u>130</u>
<i>Annexe V:</i>	<i>Modélisation filaire des sujets et de leur fauteuil, représentation de la</i> <i>distribution de pression sur le siège et le dossier</i>	<u>132</u>
<i>Annexe VI:</i>	<i>Résultats des différents paramètres géométriques et mécaniques</i>	<u>152</u>

INTRODUCTION

Le Conseil Consultatif sur les Aides Techniques [CCAT 1992] définit le positionnement comme " l'opération visant à placer une personne dans une position donnée au moyen d'une aide technique à la posture (ATP)" et l'aide technique à la posture comme " un appareil permettant à une personne d'adopter une posture appropriée". Par l'utilisation d'une ATP, plusieurs objectifs sont visés tels que la diminution de l'influence des réflexes pathologiques, la normalisation du tonus musculaire, la prévention des difformités squelettiques et les contractures musculaires. De plus, l'ATP permet d'augmenter la stabilité, le confort et de diminuer la fatigue. Les objectifs du positionnement varient d'un individu à l'autre mais de façon générale, l'aide technique à la posture permet d'optimiser ses capacités. Le positionnement est un domaine d'interventions d'intérêt relativement jeune. En effet, l'expansion du domaine des aides techniques à la posture (ATP) a surtout été remarquée depuis les deux dernières décennies.

Plusieurs études confirment l'influence de certains paramètres de la position assise sur la distribution de pression à l'interface du fauteuil et du sujet (Zacharkow, 1984; Shields et Cook, 1988). En effet, les recherches des dernières années ont démontré l'existence d'une relation entre l'orientation des segments corporels et la distribution de pression. Par exemple, Hobson (1989) a évalué l'effet d'une flexion antérieure et latérale du tronc sur les valeurs de pression. Il a constaté qu'une réduction des valeurs de pression maximale sur le siège survenait lorsque le tronc du sujet se trouvait en flexion avant ou lorsque le dossier était incliné. Dans l'étude de Koo et coll. (1996), l'effet de l'orientation du bassin et du type de coussins sur les valeurs de pression sous les ischions ont été étudiés et ont démontré que le coussin Roho est plus efficace qu'un coussin de mousse pour obtenir une distribution de pression uniforme.

Même si le domaine du positionnement assis possède certains acquis sur le plan clinique, peu de recherches ont visé à quantifier la posture en fauteuil roulant ainsi que l'effet des aides techniques à la posture (ATP). En effet, il est possible d'extraire certains patrons de posture de façon qualitative, il est toutefois plus difficile de définir et quantifier des mesures sur le groupe à l'étude. Par exemple, les écrits de Treffler et coll.(1993) décrivent qualitativement la posture de différents sujets en relation avec leur pathologie. Koo et coll.(1996), pour leur part ont effectué des mesures quantitatives qui se sont toutefois limitées à la région du bassin. De plus, les études sur la position assise ont été effectuées en majorité avec des fauteuils de simulation. Dans ce contexte, les recherches antérieures démontrent des lacunes en ce qui concerne la représentation tridimensionnelle de l'individu dans son fauteuil roulant ainsi que les mesures quantitatives de la posture assise de celui-ci. Cet aspect prend toute son importance lors de la caractérisation des utilisateurs d'ATP.

Ainsi, l'objectif visé par ce projet de maîtrise est la quantification de la position assise des personnes en fauteuil roulant par des mesures géométriques et mécaniques. Ce projet s'inscrit dans le cadre de la Chaire industrielle CRSNG sur les aides techniques à la posture de l'École Polytechnique de Montréal. Il s'agit donc d'une première étape visant de mieux décrire et comprendre la situation des utilisateurs d'aides techniques à la posture. Le but ultime est d'améliorer celles-ci afin qu'elles répondent plus adéquatement aux besoins des utilisateurs.

De plus, il sera possible de vérifier l'existence d'un lien entre les mesures de la position assise et la satisfaction de l'utilisateur. Pour ce faire les résultats obtenus d'un projet connexe réalisé sur l'évaluation de la satisfaction des utilisateurs d'aides techniques à la posture seront utilisés. Ce projet a été mené par Camille Tremblay, étudiante à la maîtrise à l'École de réadaptation de l'Université de Montréal. Cette mise en commun permettra de vérifier l'existence de corrélation entre la notion de satisfaction évaluée à partir du point de vue du bénéficiaire et les différents paramètres mesurés.

Ce mémoire présente les principales étapes du projet de maîtrise. Le premier chapitre introduit les définitions concernant la posture assise et les résultats de certaines études traitant des différents paramètres d'évaluation de la position assise. Le second chapitre traite de la méthodologie utilisée pour satisfaire l'objectif global du projet. Dans cette section seront présentés la population à l'étude, l'instrumentation, le protocole expérimental ainsi que les méthodes de validation utilisées dans le cadre de ce projet. Le troisième chapitre présente les différents résultats de validation ainsi que ceux du groupe d'utilisateurs d'aides techniques à la posture. Le quatrième chapitre discute de l'ensemble des résultats obtenus dans la présente étude. Finalement, le dernier chapitre consiste en une conclusion ainsi qu'en des recommandations pour des futurs projets.

1. REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Objectifs du positionnement

Le positionnement est la première étape dans le processus d'attribution d'aides techniques à la posture. Les principaux objectifs du positionnement tels que décrit par Treffer et coll. (1991) sont:

- assurer un confort optimal ;
- permettre une plus grande symétrie corporelle ;
- prévenir ou retarder l'apparition de déformations et de contractures ;
- normaliser le tonus musculaire ;
- faciliter l'acquisition de réactions posturales normales ;
- inhiber certains réflexes pathologiques ;
- améliorer les fonctions physiologiques telles que respiration, digestion, circulation et condition de la peau.

Les objectifs d'un positionnement varient d'un individu à l'autre mais de façon générale, la clientèle cible est composée de gens atteints d'un déficit moteur cérébral, de dystrophie musculaire ou de lésion médullaire. Lors du choix du positionnement, différents facteurs intrinsèques interviennent. La figure 1.1 présente une classification trifactorielle basée sur le contrôle postural, les déformations et la sensibilité. Treffer et Taylor. (1991) identifient quatre paramètres à considérer pour une bonne position assise: le support, l'alignement, la répartition de pression et la fonction. La symétrie corporelle qui peut correspondre au paramètre d'alignement est l'un des principaux objectifs à atteindre afin d'optimiser une répartition de pression également distribuée sur les deux tubérosités ischiatiques et sur la colonne vertébrale.

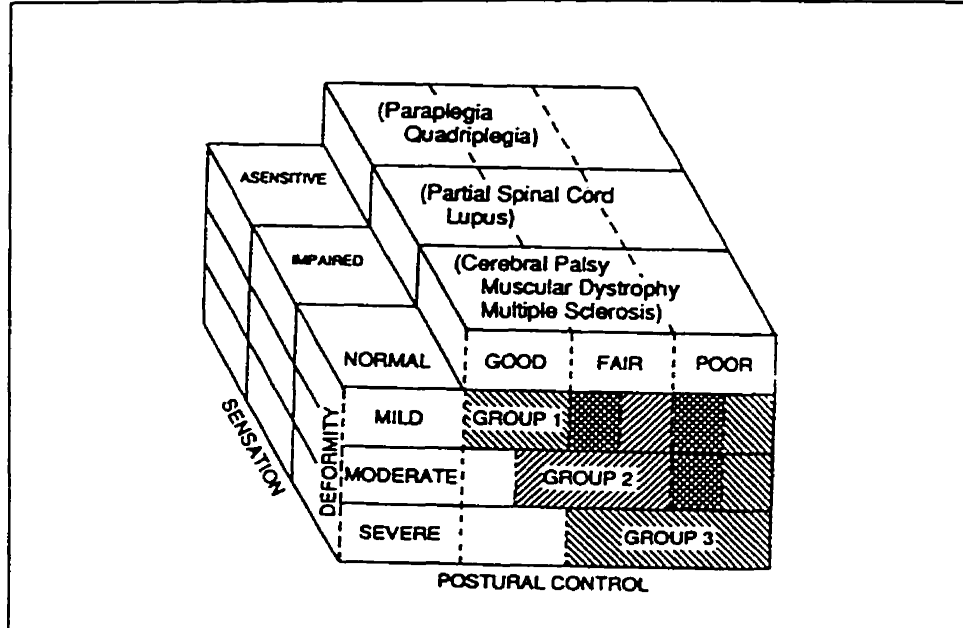


Figure 1.1: Classification trifactorielle de la population d'utilisateurs d'ATP (tiré de Trefler et Taylor., 1991)

1.2 Anatomie et position assise

Le bassin est décrit dans la littérature comme étant un pilier de la posture assise, puisque tous les segments corporels dépendent de son orientation et de sa position. La posture est directement liée à la position du bassin et à la courbure de la colonne lombaire (Harms, 1990). La relation entre le tronc et le bassin contrôle la courbure du bas du dos, courbure déterminante pour une posture droite (Brodeur et coll., 1996). En position assise, le bassin subit une rotation (bascule postérieure) étant donné la tension dans les muscles postérieurs des cuisses. Une courbure est donc induite à la colonne afin de compenser cette rotation du bassin, les deux étant liés via le sacrum (figure 1.2). Les mouvements du bassin peuvent déplacer le centre de gravité du tronc vers une position antérieure ou postérieure aux tubérosités ischiatiques. Cet effet est encouragé par la forme ronde des ischions (Zarcharkow, 1984). Le bassin est un segment corporel difficile à mesurer de façon externe sur des sujets vivants étant donné la quantité de tissus entourant cette région (Brodeur et coll, 1996).

En position assise, environ 80% de la charge corporelle est supportée par le bassin (Zarchakow, 1984). Cette charge est transmise au siège par l'intermédiaire des ischions et des tissus (Bowker et coll., 1993). La surface de support des ischions est d'environ 10cm² et conséquemment les pressions maximales se retrouvent dans cette région (Bowker et coll., 1993). Pour une stabilité optimale et un minimum d'effort des muscles, le centre de gravité du tronc doit être situé dans le même axe vertical que les tubérosités.

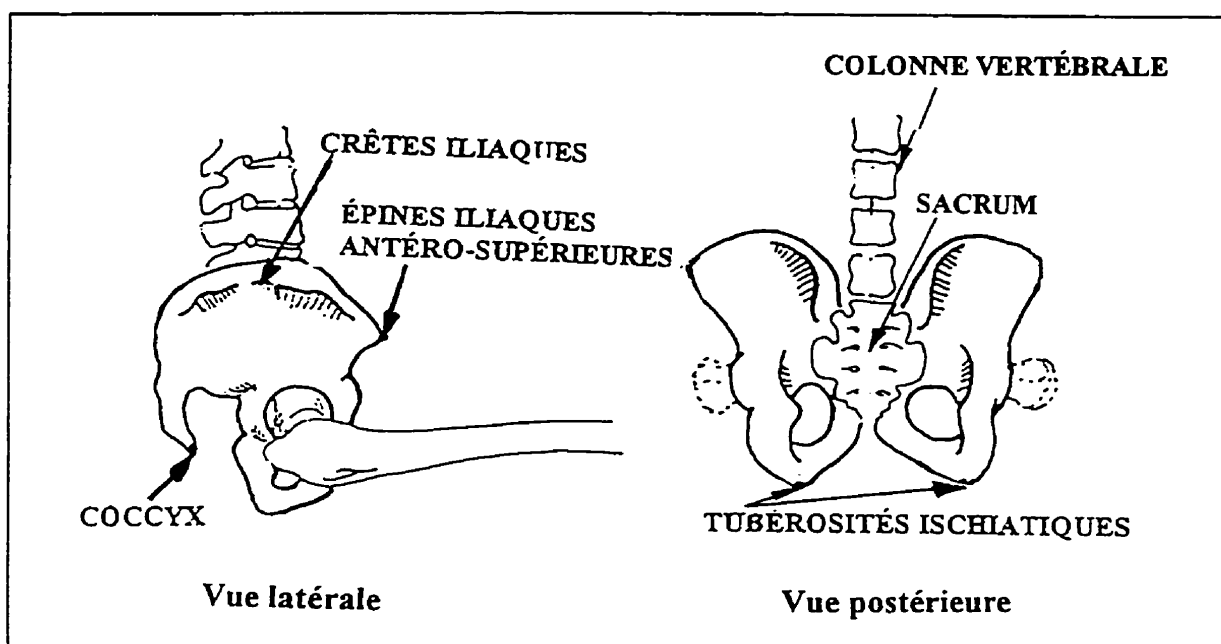


Figure 1.2: Anatomie du bassin (adaptée de Skieman, 1995)

Zarcharkow (1984) a été l'un des premiers à mesurer l'influence du positionnement sur la posture assise. Il définit une posture adéquate comme une posture stable et où l'effort des muscles est minimisé et les forces de support sont également réparties. Plusieurs auteurs se sont intéressés à la posture adéquate et isolent trois segments. Tout d'abord, le bassin doit être en position neutre ou en légère bascule antérieure (Shields et Cook, 1985 ; Mayall et Desharnais, 1995) et être placé au fond du siège (Pagit et coll., 1991). Les ischions doivent être 3 cm plus bas que l'axe du fémur et les épines iliaques antéro-

supérieures doivent être au même niveau que les crêtes iliaques. Le tronc doit être maintenu en équilibre et placé au-dessus du centre du bassin (Shield et Cook, 1985 ; Mayall et Desharnais, 1995). De plus, le dossier doit avoir un angle le plus droit possible et posséder un support lombaire (Shields et Cook, 1985). Finalement, les membres inférieurs doivent être en position neutre ou en abduction avec les genoux et les chevilles en flexion de 90° (Mayall et Desharnais, 1995).

Le bassin joue un rôle important dans la symétrie corporelle. En effet, une obliquité du bassin, c'est-à-dire sa rotation dans un plan anatomique frontal, peut augmenter la pression engendrée sur les ischions et sur le grand trochanter. Par exemple, une obliquité du bassin de 10° produit une zone de pression entièrement localisée sous une tubérosité ischiatique. De plus, en position assise, l'obliquité du bassin peut créer des forces de cisaillement supplémentaires étant donné la tendance du bassin à glisser vers le côté opposé de l'inclinaison de celui-ci (Zacharkow, 1984).

1.3 Études d'évaluation des paramètres de la position assise

1.3.1 Paramètres des pressions à l'interface du siège et du bénéficiaire

La prévention ou la diminution de l'occurrence des esquarres de pression est une importante considération dans la réadaptation des personnes handicapées physiques. Bien que peu d'informations soient connues sur l'incidence des esquarres (Beebe, 1991; Evans et coll., 1995), plusieurs facteurs intrinsèques et extrinsèques peuvent en être la cause tels que l'humidité, la température, l'épaisseur des tissus ainsi que les forces appliquées à l'interface de la peau et des composantes de soutien et de maintien. Barbenel et coll.(1983) décrivent la pression localisée comme un des facteurs les plus cruciaux pour la création d'esquarres. La pression devient donc un paramètre objectif lors de l'évaluation de la position assise des personnes en fauteuil roulant. La pression à l'interface ne doit pas excéder 60 mmHg, limite de viabilité des tissus (Conine et coll., 1994) et doit idéalement

demeurer sous la pression des capillaires (32 mmHg) (Rogers, 1973). Pour évaluer le niveau de pression acceptable, il faut considérer la durée d'application de la pression versus l'amplitude de la pression appliquée. La figure 1.3 illustre cette relation et présente la zone non dommageable où le sujet n'est théoriquement pas à risque de développer des plaies de pression. En ce qui concerne les forces tangentielles (ou de cisaillement), quelques études (Hobson, 1992; Zhang et Roberts, 1993) ont tenté de démystifier leur influence sur l'occurrence d'esquarres mais celle-ci demeure encore peu connue.

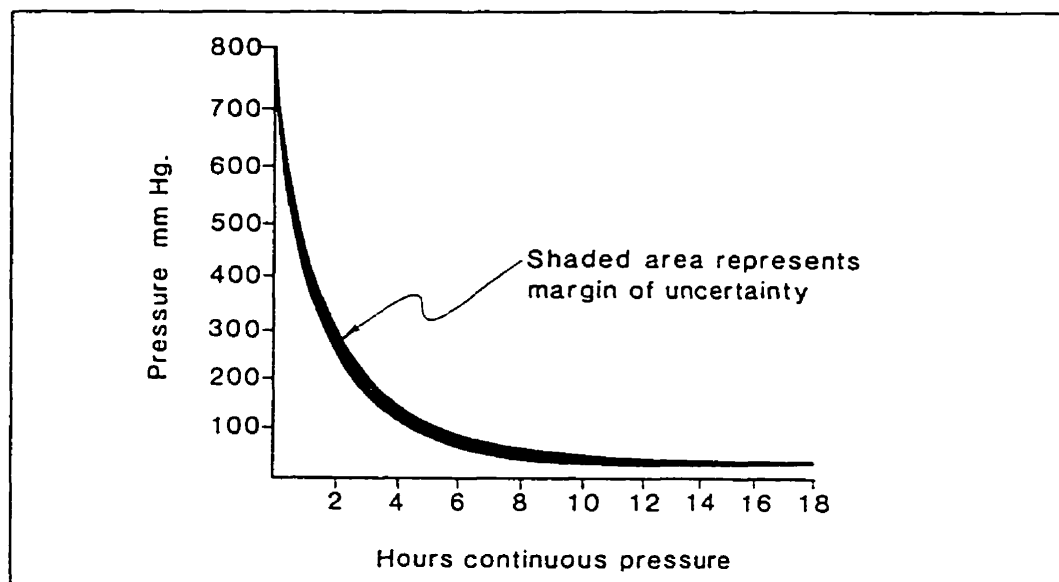


Figure 1.3: Relation entre la durée d'application de pression et le niveau de pression acceptable (tiré de Reswick et coll., 1976)

Différents paramètres sont utilisés pour représenter la distribution de pression à l'interface du fauteuil et du sujet. Ces différents paramètres sont, entre autres, la force appliquée sur une région corporelle, les variations de pression pour un temps donné, les pressions moyennes ainsi que les orientations de ces différentes pressions (Bochdansky et coll., 1994). La rotation du bassin a été évaluée par Letts (Mervyn, 1996) en utilisant le tracé par filage des courbes de l'obliquité des tubérosités ischiatiques dans la station assise normale (figure 1.4).

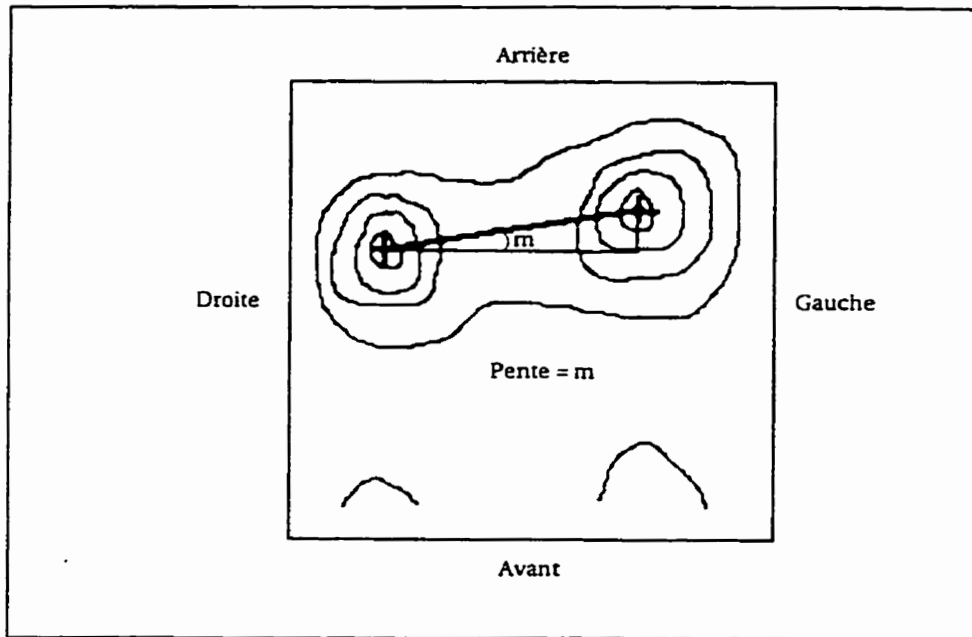


Figure 1.4: Tracé par filage des courbes de l'obliquité des tubérosités ischiatiques dans la station assise normale (tiré de Letts, 1996)

Différents systèmes sont utilisés pour évaluer et représenter la distribution de pression à l'interface du siège et de la personne. Le tableau 1.1 illustre les principales caractéristiques de quelques-uns de ces systèmes ainsi que les systèmes commercialement disponibles. Les caractéristiques du système dépendent du paramètre mesuré. En effet, pour mesurer les valeurs absolues, la précision individuelle des capteurs doit être la plus élevée possible. Pour mesurer des gradients de pression (qui correspond à la variation des pressions sous les ischions), la surface des capteurs doit être minimisée par rapport au point de pression. Koo et coll. (1996) suggèrent un diamètre maximum de 14 mm pour les capteurs ainsi qu'une épaisseur de 0.5 mm afin de mesurer avec précision les gradients de pression. Les artefacts sur la distribution de pression mesurée peuvent être évités si le filage liant les capteurs entre eux est le plus petit possible. En conséquence, pour un système optimal, la configuration de la matrice doit être la plus dense possible avec des surfaces de capteurs très petites. Des résultats radiographiques démontrent que les tubérosités ischiatiques peuvent se déplacer d'environ 4 cm lorsque l'individu varie de

posture dans son fauteuil roulant. Ceci suggère qu'une surface minimum de 6400 mm² (40mm x 40mm x 4 directions possibles) est nécessaire pour mesurer les pressions sous la région des ischions (Koo et coll., 1996).

Enfin, l'étude de Brodeur et coll. (1996) avait pour objectif la localisation du bassin dans un siège d'automobile. Pour cette étude, la position des ischions a été évaluée à l'aide des capteurs de pression. La position des valeurs de pression maximale, définies comme le centroïde de la plus grande région près des pressions maximales, était utilisée pour localiser la position des ischions. La position des ischions était par la suite ajustée en fonction de l'épaisseur du coussin. Celle-ci a été mesurée en appliquant une pression connue sur le coussin de façon à reproduire l'écrasement subit lorsque la personne est installée sur le fauteuil.

1.3.2 Paramètres de la position assise en relation avec la mesure des distributions de pression

Plusieurs études présentent l'influence de différents paramètres géométriques et mécaniques sur la posture assise. Dans la plupart de ces études, la pression à l'interface du siège et de l'utilisateur est considérée comme le paramètre d'évaluation. L'objectif principal de ces recherches est de vérifier quelle orientation ou composante du fauteuil permet d'atténuer les forces de pression normales et/ou tangentielles.

Dans son étude, Zacharkow (1984) fait l'hypothèse qu'une bascule du siège de 10° et du dossier de 15° peut réduire le cisaillement sous le bassin, permettant ainsi une utilisation maximale du support lombaire et une réduction des valeurs de pression maximale.

Tableau 1.1: Systèmes de mesure de pression

SYSTÈME	MATÉRIEL	CARACTÉRISTIQUES
Dynamic Pressure Monitor (DPM) (Koo et coll., 1994)	Dimensions : 8 capteurs Spécifications des capteurs : capteurs de type hydraulique	Plage de lecture : n.d. Fréquence : Possibilité d'enregistrer le changement en temps réel de la pression relative. Hystérésis : n.d.
Force Sensing Array (FSA), Vista Medical Ltée.	Dimensions : 47 cm x 47cm, composée de 225 capteurs Spécifications des capteurs : Capteurs piézorésistifs avec une surface active de 1.3 cm x 1.9 cm et une épaisseur de 0.1cm.	Plage de lecture : 0 à 300mmHg avec une précision de $\pm 5\%$ Fréquence : 10-12 Hz Hystérésis : n.d.
Modèle de Saad et Nicol (Barnet et coll., 1995)	Dimensions : 512 capteurs de pression. Spécifications des capteurs : n.d.	Plage de lecture : n.d. Fréquence : n.d. Hystérésis : n.d.
Oxford Pressure Measurement (OPM) (Hobson, 1989; Koo et coll., 1996)	Dimensions : configuration de 3x4, 1x6 ou individuelle Spécifications des capteurs : Capteurs pneumatiques, pour une configuration de 3 x 4 la surface active de mesure est de 8000 mm ² avec une épaisseur de 2 à 3 mm.	Plage de lecture : 0 à 300 mmHg avec une résolution de 1 mmHg. Fréquence : 24 cellules en 4 minutes Hystérésis : n.d.
PLIANCE, (NOVEL Électronique Inc.) (Bochdansky et coll., 1994)	Dimensions : Varié, maximum 112 x 112 capteurs Spécifications des capteurs : capteurs de type élastique	Plage de lecture : 0 à 10 N/cm ² avec une résolution de 0.1N/cm ² . Fréquence : 10000 capteurs/sec. Hystérésis : 2-3% pour une pression maximale de 2 N/cm ² .
Q.A Pressure measurement System (Gabel Medical Instrument Ltd)	Dimensions : 41.6cm x 41.6 cm, composé de 265 capteurs Spécifications des capteurs : Capteurs pneumatiques avec une surface des capteurs de 4.1 cm ² et une épaisseur de 1.5 mm.	Plage de lecture : 0 à 300 mmHg avec une précision de $\pm 5\%$ Fréquence : n.d. Hystérésis : n.d.
Teksan	Dimensions : Varié, maximum 100000 éléments sensitifs pour une surface de 1935 cm ² Dimensions des capteurs : Capteurs piézoélectrique avec une surface de 1.6 cm ² avec une épaisseur de 0.1 mm.	Plage de lecture : 0 à 140Mpa avec une précision de $\pm 5\%$ Fréquence : 20 Hz Hystérésis : n.d.

n.d. : non disponible

L'étude de Shields et coll. (1985) a comparé l'effet du support lombaire et de la position du siège (0° et 10°) sur la distribution de pression sur le siège. Vingt personnes sans incapacités ont participé à cette étude. L'utilisation d'un support lombaire en position droite (siège horizontal) et inclinée (siège incliné à 10°) entraîne une réduction significative des pressions dans la région des tubérosités ischiatiques. Selon Shields et coll.(1985), l'inclinaison du siège entraîne une réduction locale de la pression et permet une meilleure répartition de pression. Cette étude conclut que l'utilisation d'un support lombaire pour des angles de siège appropriés peut faciliter une position assise optimal pour les individus qui sont dépendants d'un fauteuil roulant.

Bochdansky et coll. (1994) ont étudié l'influence du type de coussin, de la position des appuis-pieds et de l'orientation corporelle du tronc sur la distribution de pression. L'échantillon était constitué d'un seul sujet paraplégique. Trois types de coussins ont été testés: un coussin gonflable (A), un gel (B) et une mousse de latex (C) pour trois positions d'appuis-pieds : normale (position ajustée pour le sujet), élevée (position surélevée de 10cm) et basse (position abaissée de 10cm). En position normale des appuis-pieds, les valeurs moyennes de pression mesurées variaient entre 0.32 N/cm^2 et 0.35 N/cm^2 dépendant du type de coussins. Les pressions maximales obtenues étaient de 1.2 N/cm^2 , 1.8 N/cm^2 et 3.0 N/cm^2 pour les coussins A, B et C respectivement. Pour chacun des coussins, les valeurs les plus élevées ont été obtenues avec les appuis-pieds en position élevée et les plus faibles en position basse. Une inclinaison vers l'avant du tronc permet une diminution des valeurs maximales de pression jusqu'à 0.9 N/cm^2 . L'auteur conclut que le meilleur coussin est celui de type gonflable, car il permet une plus grande diminution de la tension de surface. De plus, la meilleure position des appuis-pieds pour réduire la pression au siège est celle où les pieds reposent à 10 cm plus bas de la position normale. Enfin, il spécifie qu'une inclinaison de la position du tronc permet de réduire les valeurs de pression maximale.

Dans leur étude, Gilsford et coll. (1990) ont évalué le comportement des forces normales et transversales en relation avec l'inclinaison du dossier et la position des jambes. Trois variables ont été modifiées durant l'expérimentation: la position des cuisses, l'inclinaison du dossier ainsi que le type de coussins. Deux conclusions ont été émises. Premièrement, lorsque le sujet est incliné vers l'avant, les forces transversales sont diminuées. De plus, le coussin qui possède un matériel ferme sous les cuisses facilite la réduction de la pression sous les tubérosités ischiatiques et ce, lorsque les jambes se trouvent dans la position la plus basse.

Hobson (1989), a évalué l'effet de l'orientation corporelle sur la distribution de pression. L'échantillon de son étude était composé 12 personnes blessées médullaires (Spinal Cord Injury) et de 10 personnes sans incapacités physiques. Neuf postures différentes ont été testées (voir figure 1.5). Les pressions et les forces de cisaillement à l'interface de l'assise et du sujet ont été mesurées. Pour caractériser la distribution de pression, les valeurs maximales, la localisation de ces valeurs maximales, les valeurs moyennes ainsi que les gradients de pression ont été considérés. La figure 1.6 reproduit les définitions de ces paramètres, telles que proposées par Hobson. Les résultats de cette étude suggèrent que les personnes blessées médullaires obtiennent des valeurs de pression maximale de 6% à 46% plus élevées que les sujets n'ayant aucune atteinte. Les mêmes constatations ont été remarquées avec les valeurs de gradient de pression. En effet, le groupe des personnes blessées médullaires obtient des résultats de 1,5 à 2,5 fois plus élevés que ceux des personnes n'ayant aucune atteinte. Le tableau 1.2 présente les réductions maximales des valeurs de pression obtenues en relation avec les différentes postures.

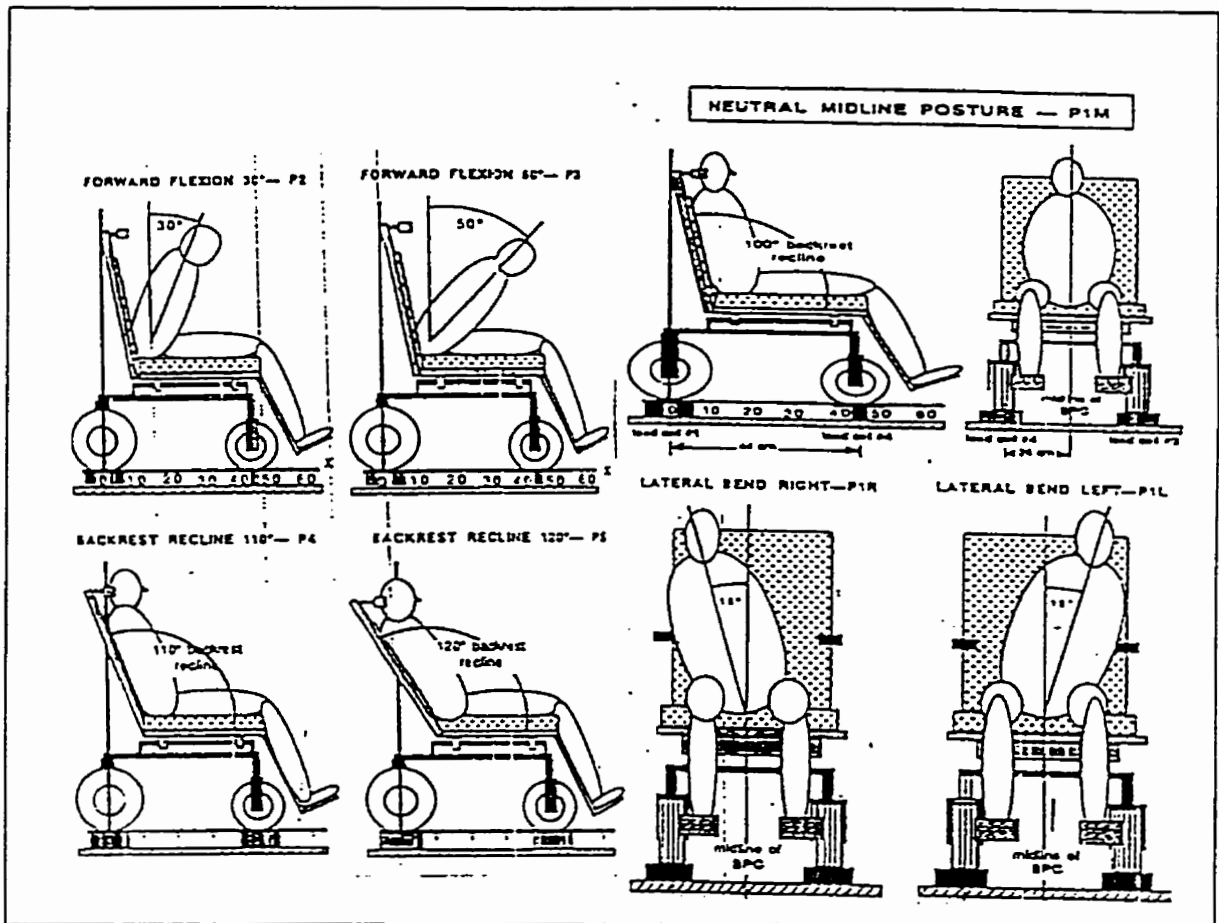


Figure 1.5: Postures étudiées par Hobson (1989)

Cette étude démontre que la posture et l'orientation corporelle dans l'espace sont des variables qui ont un effet direct sur l'interaction entre une personne assise et sa surface de support. Les résultats obtenus par Hobson (1989) confirment ceux de et de Zarchakow (1984) à savoir qu'une inclinaison du dossier entre 90° et 105° permet une redistribution du poids sur l'arrière du siège. Toutefois dans cette position, une augmentation de la pression sous le coccyx est mesurée.

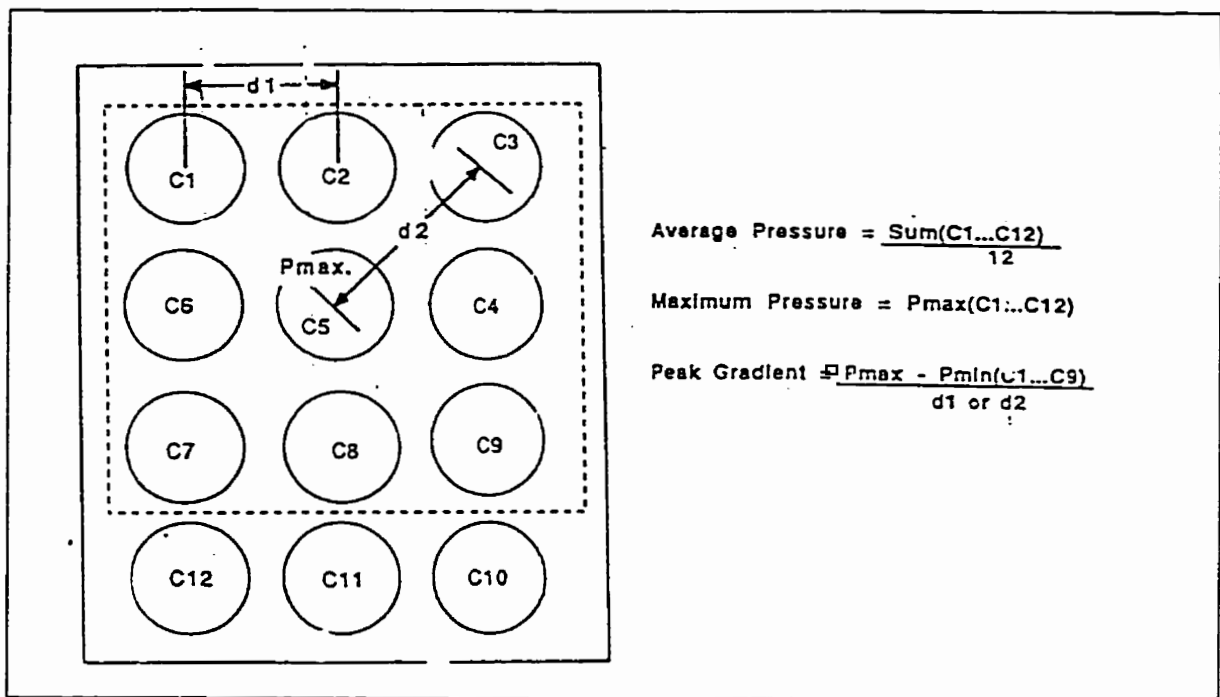


Figure 1.6: Définitions des valeurs maximales, moyennes et gradient de pression selon Hobson (1989).

Tableau 1.2: Réductions maximales des valeurs de pression obtenues pour différentes postures (Hobson, 1989)

	Posture	diminution ↘ ou augmentation ↗
Pression maximale	Flexion avant de 50°	↘9%
	Inclinaison du dossier jusqu'à 120°	↘12%
	Bascule totale du fauteuil de 10°	↘11%
Gradient de pression	Inclinaison du dossier jusqu'à 120°	↘18%
Force de cisaillement	Bascule totale du fauteuil de 25°	↘100% (par extrapolation)
	Inclinaison du dossier de 20°	↗25%

Une étude plus récente réalisée par Koo et coll.(1996) visait à démontrer l'effet de la posture sur la biomécanique à l'interface du fauteuil. Le but de l'étude était d'évaluer l'effet de la posture assise, en particulier l'orientation du bassin en rapport avec la pression

sous les ischions et ce, pour deux types de coussins: le Roho et une mousse de polyuréthane (PU). Six postures prédéfinies ont été testées (figure 1.7). La position du bassin a été mesurée en utilisant comme repères anatomiques les épines iliaques antéro et postéro supérieures ainsi que les crêtes iliaques. Un numériseur à champ magnétique a été utilisé pour enregistrer la position des différents repères. À partir de ces points, la position du bassin dans les plans frontal et sagittal a été enregistrée.

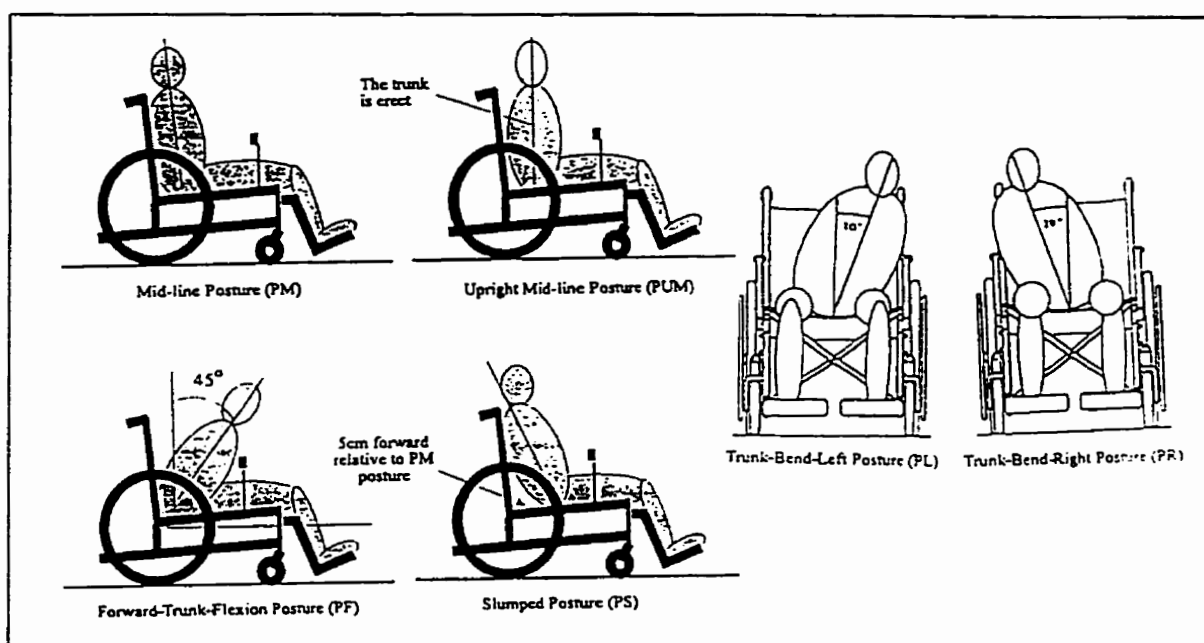


Figure 1.7: Posture évaluées dans l'étude de Koo et coll. (1996)

L'échantillon regroupait 6 sujets paraplégiques et 8 sujets «normaux». Le tableau 1.3 présente les pressions maximales obtenues pour les sujets paraplégiques. Les auteurs concluent que la position assise peut affecter l'orientation du bassin et les valeurs de pressions sous les ischions. De plus, cette étude démontre que le coussin Roho est celui qui est le plus efficace, comparativement à la mousse de polyuréthane pour obtenir une distribution de pression uniforme.

Tableau 1.3: Pressions maximales pour les sujets paraplégiques
(tiré de l'étude de Koo et coll., 1996)

Posture	Roho	PU
PF	88 mmHg	106mmHg
PR	146 mmHg	221 mmHg

L'étude de Henderson et coll. (1994) a permis d'évaluer l'effet du repositionnement sur les valeurs de pressions. Trois positions ont été évaluées : une inclinaison vers l'arrière de 35° et de 65° et une flexion antérieure du tronc du sujet. La plus grande diminution de pression sous les ischions a été mesurée lors de la flexion antérieure du sujet. Toutefois, une diminution significative de pression a aussi été mesurée en position inclinée à 65°. Cette position peut être utile pour un soulagement temporaire dans le cas où la personne serait incapable d'effectuer une flexion avant, mais probablement inadéquate pour un soulagement sur une plus grande période de temps. Une faible réduction de pression a été mesurée lors de l'inclinaison à 35°.

Enfin, un modèle biomécanique représentant la personne en position assise a été conçu par Gossens et coll.(1995). Ce modèle avait pour but de déterminer la relation entre l'inclinaison du dossier et celle de l'assise qui permet de minimaliser les forces de cisaillement sur le siège. Dans ce modèle, le corps est divisé en quatre segments: les mollets et pieds, les cuisses, le bassin et le haut du corps. Les forces de cisaillement sur le dossier sont considérées nulles et les forces résultantes agissent sur 4 points de contact: les pieds, les ischions, l'os iliaque et le thorax. Le modèle est restreint au plan sagittal et aux situations statiques et les forces gravitationnelles sont déterminées comme étant une fraction du poids corporel total. La figure 1.8 présente l'inclinaison du siège (β) en fonction de l'inclinaison du dossier (δ). Selon ce modèle, une inclinaison du dossier entre 90 et 95 degrés permet d'atténuer les forces de cisaillement.

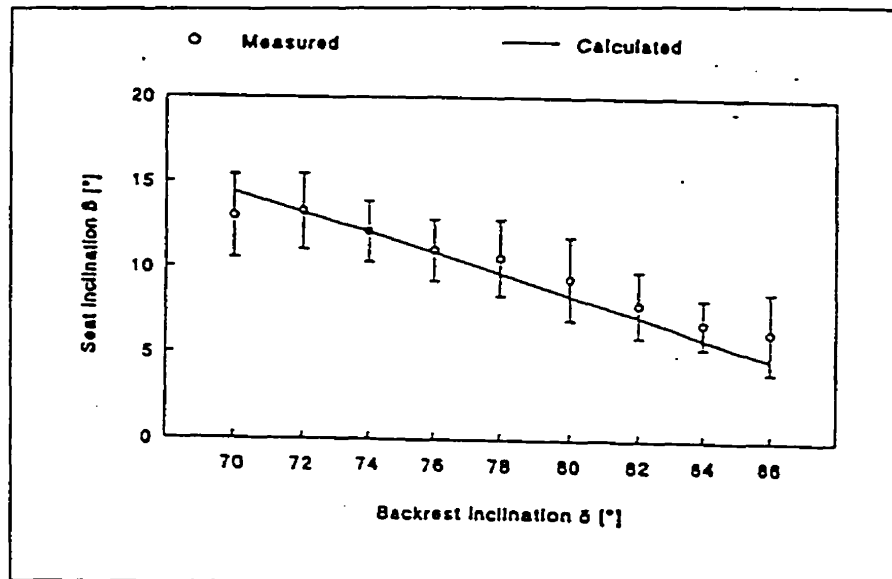


Figure 1.8: Combinaison de l'inclinaison du siège et du dossier ne produisant aucune force de cisaillement en position assise (Goosens et coll.1995)

1.3.3 Paramètres de confort vs paramètres de posture

La notion de confort est considérée dans la littérature comme un paramètre important pour l'évaluation de la position des personnes en fauteuil roulant. L'étude de Shaw (1993) a permis d'établir une relation inversement proportionnelle entre la pression maximale et le confort perçu. Cette relation est illustrée à la figure 1.9. Un indice de confort ("composite confort index") a été évalué à partir d'une série de questions concernant le confort de la personne pour différents types de coussins. Suite à cette étude, l'hypothèse que le maximum de pression enregistrée correspond à un inconfort a été rejetée. De plus, les résultats indiquent que le coussin de mousse à coquille d'œuf «eggcrate» fournit l'indice de confort le plus élevé, parmi les coussins évalués. Selon Shaw (1993), si des recherches futures confirment l'existence d'une relation entre la pression et le confort, la pression mesurée sur un fauteuil en position assise pourrait être utilisée comme un indicateur objectif de perception du confort. La possibilité de prédire le confort du coussin

indépendamment de la satisfaction de l'utilisateur serait utile, entre autres, pour les personnes qui ne peuvent s'exprimer.

Dans le domaine de l'automobile, l'étude de Pywell (1993) a tenté de déterminer l'existence de corrélation entre des mesures subjectives de confort et des mesures objectives de pression. Des paramètres de confort associés aux différentes régions du corps ont été évalués par un questionnaire et la distribution de pression sur le siège et le dossier automobile ont été enregistrées. Une faible corrélation entre les valeurs de pressions maximales mesurées sur le siège et les valeurs de confort a pu être déterminée. Pywell conclut donc que la pression ne peut être le seul paramètre à envisager lors de la conception de sièges automobiles.

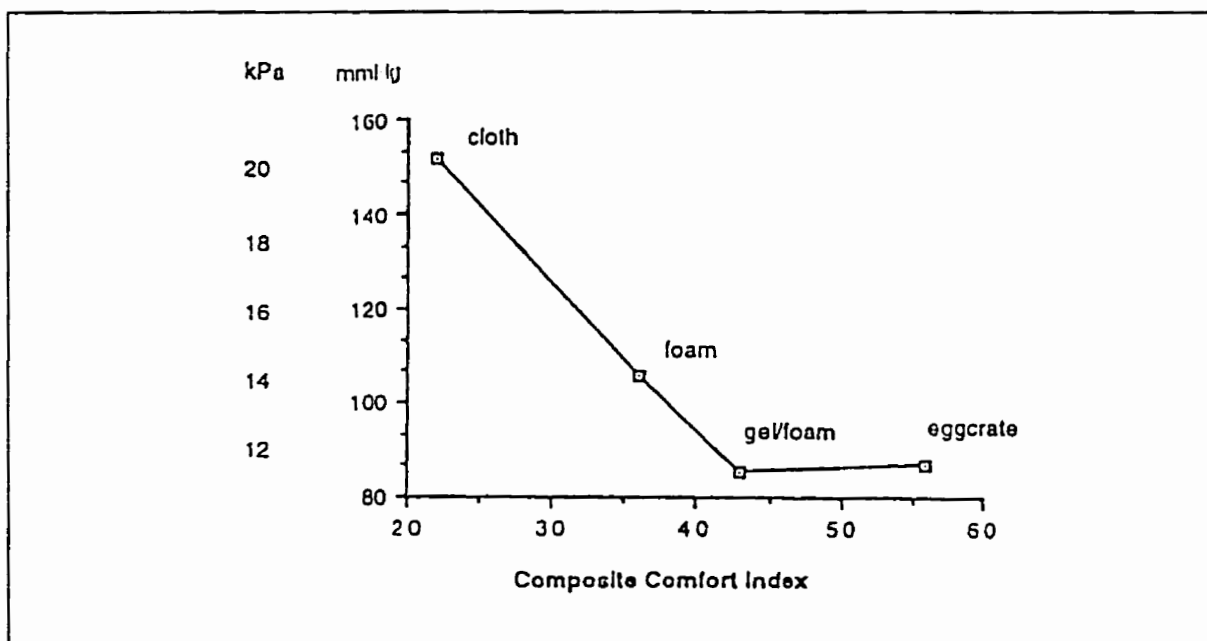


Figure 1.9: Relation entre l'indice de confort et la pression maximale mesurée (Shaw 1993).

1.4 Étude de la satisfaction des utilisateurs d'ATP

Cette dernière section ne présente pas une revue de la littérature concernant les études sur l'évaluation de la satisfaction. Elle introduit les résultats d'une étude sur l'évaluation de la satisfaction des utilisateurs d'aides techniques à la posture (Tremblay, 1997). Cette étude a été réalisée en parallèle avec le présent projet de maîtrise et les résultats des deux projets ont été mis en relation.

Dans le cadre de l'étude sur la satisfaction, l'ÉSAT (Évaluation de la Satisfaction envers une Aide Technique) (Demers, 1995) a été utilisé comme outil d'évaluation. L'ÉSAT est composé de deux parties. La première partie vise à décrire le contexte d'utilisation de l'ATP. Elle permet de recueillir les renseignements généraux concernant l'utilisateur par rapport à son aide technique ainsi que son environnement. La seconde partie consiste à la cotation des variables permettant d'évaluer le degré de satisfaction de l'utilisateur envers son aide technique. Dix-neuf variables susceptibles d'influencer la position assise sont présentées au sujet et celles qu'il juge importantes sont retenues. Par la suite, le degré de satisfaction envers chacune des variables retenues est pondéré par le sujet selon une échelle de 1 à 5, 1 correspondant à « pas satisfait du tout » et 5 à « très satisfait ». L'échantillon à l'étude a été composé de 24 utilisateurs d'aides techniques à la posture.

Le tableau 1.4 présente les résultats de l'étude. Ces résultats ont été mis en parallèle avec ceux du présent projet de maîtrise; seules les variables de confort, de satisfaction envers les dimensions des ATP, de satisfaction globale et moyenne ont été retenues et sont présentés au tableau 1.4. Seuls les résultats des sujets communs aux deux échantillons sont présentés. La variable de satisfaction moyenne est une moyenne des résultats de toutes les variables évaluées (19 variables) comparativement à la satisfaction globale qui est une appréciation générale de l'aide technique évaluée par le sujet. L'abréviation N.S indique les cas où la variable n'était pas considérée pertinente par la personne interviewée.

Les résultats de cette étude indiquent que le confort est considéré comme la variable la plus importante pour la majorité de l'échantillon tout en étant la variable dont le degré d'insatisfaction est le plus élevé.

Tableau 1.4: Résultats de l'étude sur l'évaluation de la satisfaction

Sujets	Confort	Dimensions	Satisfaction globale	Satisfaction moyenne
A.P.	2	3	4	4.2
D.C.	4	3	5	4.9
G.B.	3	3	4	4.2
G.L.	5	5	5	4.7
G.R.	1	5	4	4.2
J.F.	3	N.S.	5	4.9
J.G.	5	5	4	4.3
L.C.	3	5	4	4
L.D.	3	5	4	4.4
L.M.	4	5	5	4.8
M.G.	3	3	4	4.2
M.K.	5	5	3	4
M.L.	2	5	4	4.6
N.B.	5	5	4	4.5
N.O.	3	4	5	4.5
R.D.	4	5	4	3.5
S.C.	4	5	5	3.6
S.D.	5	5	5	4.2
T.R.	3	5	4	4.3

2. MÉTHODOLOGIE

2.1 Objectifs spécifiques du projet

La revue de la littérature a permis de constater que peu de recherches ont visé à caractériser et à quantifier la position assise d'un groupe cible d'utilisateurs d'aides techniques à la posture. L'objectif global du présent projet de maîtrise est donc de quantifier la situation actuelle de la position des bénéficiaires d'aides techniques à la posture dans leur fauteuil roulant. De cet objectif global, découlent les objectifs spécifiques suivants:

- Définir un ensemble de paramètres mécaniques et géométriques permettant de caractériser la position de l'utilisateur d'ATP.
- Développer une méthodologie permettant de mesurer la distribution de pression sur le siège et le dossier du fauteuil roulant de l'utilisateur d'ATP.
- Développer une méthodologie permettant de mesurer la posture de l'utilisateur d'ATP dans son fauteuil roulant.
- Définir un protocole expérimental pour valider les différents paramètres et appliquer ce protocole sur un groupe de sujets sans incapacités
- Définir un protocole expérimental pour mesurer les caractéristiques posturales d'un groupe d'utilisateurs d'ATP, appliquer ce protocole et vérifier l'existence de corrélations entre les différents paramètres de la position assise.
- Vérifier l'existence d'un lien entre la notion de satisfaction de l'utilisateur d'ATP et les différents paramètres mesurés.

2.2 Approche méthodologique générale

Cette section décrit l'approche méthodologique utilisée pour répondre à l'objectif général de ce projet de maîtrise. Chacune des étapes est illustrée à la figure 2.1.

L'ÉTAPE 1 consiste à sélectionner un groupe de sujets ayant des caractéristiques posturales particulières. Les critères de sélection ont été définis comme étant une instabilité latérale du tronc, une bascule postérieure du bassin ainsi qu'une aide technique modulaire avec appuis thoraciques.

En se basant sur la revue de la littérature, différents paramètres géométriques et mécaniques ont été définis aux étapes 2, 3 et 4. L'ÉTAPE 2 consiste à définir les paramètres géométriques associés à la posture. Ils représentent les orientations du bassin, du tronc et des membres inférieurs; ils nécessitent la mesure 3D de 23 repères anatomiques sur le sujet. Les paramètres géométriques associés au fauteuil sont utilisés pour représenter les différentes dimensions et les orientations du siège et du dossier. Pour enregistrer la position des différents repères, un numériseur tridimensionnel a été utilisé: le Microscribe3D (Immersion Corp.).

L'ÉTAPE 3 consiste à définir les paramètres mécaniques. Ceux-ci sont nécessaires pour représenter la distribution de pression sur le siège et le dossier du fauteuil roulant. Le système Force Sensing Array de la compagnie Vista Medical Itée (Winnipeg, Canada) a été utilisé pour représenter les distributions de pression. Celui-ci consiste en deux matrices composées respectivement de 240 et 225 capteurs de pression.

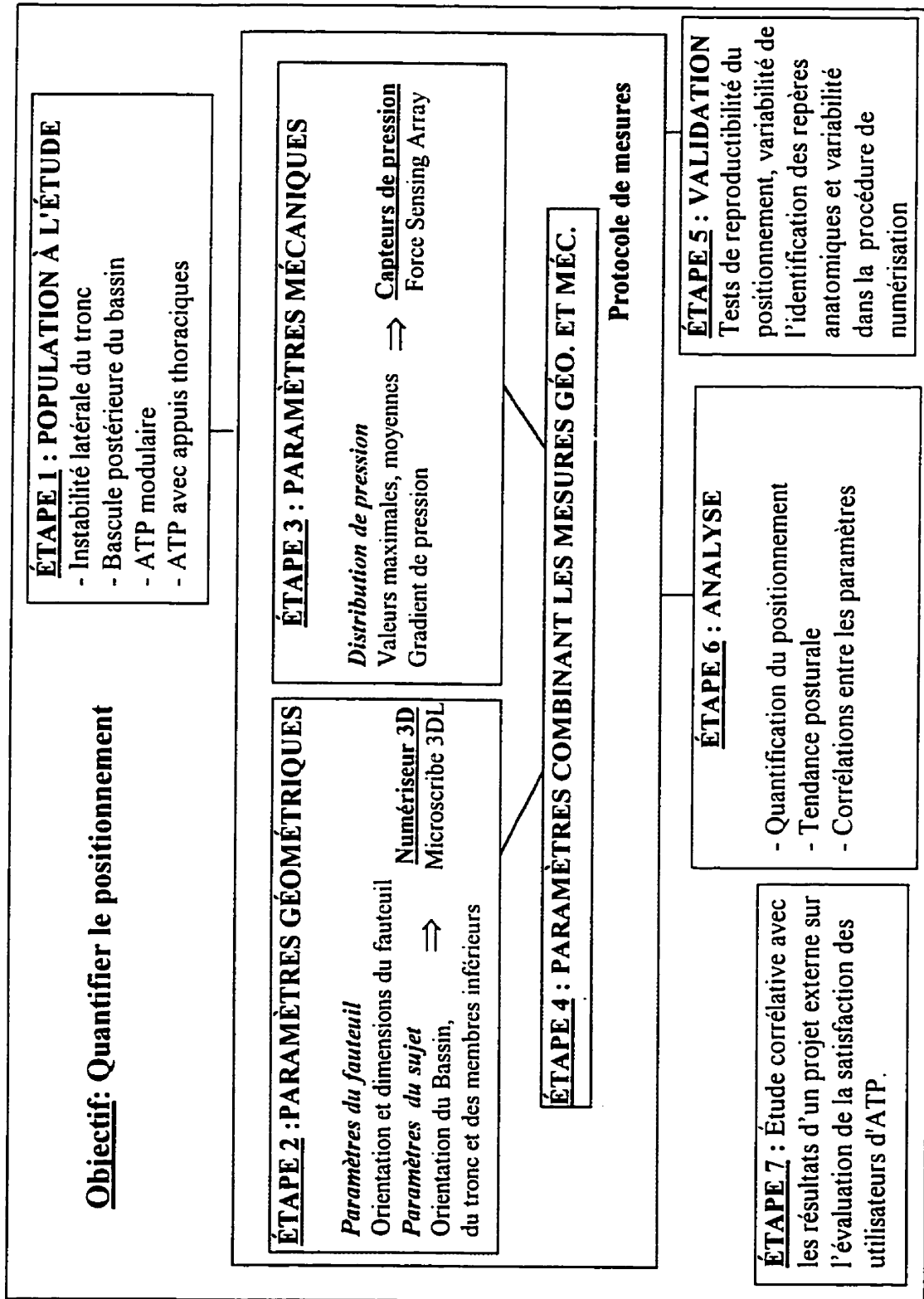


Figure 2.1: Approche méthodologique générale

L'ÉTAPE 4 consiste à définir les paramètres qui combinent les mesures géométriques et mécaniques. Ces paramètres sont utilisés pour représenter la bascule du bassin et l'orientation des pressions ischiatiques. Les mesures mécaniques sont utilisées pour estimer la position des ischions ainsi que la position des valeurs de pression alors que les mesures géométriques permettent de représenter la position de ces valeurs par rapport au fauteuil et au sujet. Un protocole expérimental a été mis sur pied afin de mesurer ces différents paramètres et de représenter graphiquement le fauteuil roulant et le sujet.

À l'ÉTAPE 5, des tests préliminaires ont été effectués sur un groupe de sujets sans incapacités afin de valider le protocole de mesures et de définir la variabilité de chacun des paramètres (méthode présentée à la section 2.10).

Une analyse de l'ensemble des résultats a été effectuée à l'ÉTAPE 6. Pour ce faire, les tendances posturales du groupe des utilisateurs d'ATP ont été vérifiées. L'existence de corrélations entre les différents paramètres a été vérifiée.

L'ÉTAPE 7 consiste à corréler les résultats de ce projet de maîtrise avec ceux d'un projet externe réalisé sur l'évaluation de la satisfaction des utilisateurs d'aides techniques à la posture. Pour ce faire, le même échantillon a été utilisé comme groupe d'étude.

Les sections suivantes présentent en détails chacune de ces étapes.

2.3 Population à l'étude

Différents types de classifications ont été considérés pour le choix de l'échantillon; entre autres, la CIDIH (Classification Internationale des Déficiences, Incapacités et Handicaps), la IWBF (International Wheelchair Basketball Federation) et le modèle trifactoriel de Treffer (1991) (voir figure 1.1). Étant donné que ces classifications prennent en considération les comportements posturaux et les incapacités des sujets, elles nécessitent

une information complète sur ceux-ci. Dans le cadre du présent projet, l'échantillon a été recruté par l'intermédiaire des dossiers du Centre de Réadaptation Lucie-Bruneau. Les antécédents médicaux n'étant pas inclus dans ces dossiers, il a été difficile d'utiliser les classifications citées ci-dessus. Toutefois, l'intention de regrouper les individus selon les incapacités et les comportements posturaux plutôt que par des pathologies a été privilégiée. Pour le recrutement, deux critères posturaux ont été retenus. Le choix de ces critères repose sur la représentation d'une grande proportion de la population d'utilisateurs d'ATP tout en limitant les choix. De plus, afin de rendre le groupe homogène, certains critères d'inclusions concernant l'aide technique ont dû être respectés. Les critères retenus consistent en :

- Une instabilité latérale du tronc
- Une bascule postérieure du bassin.
- Posséder une aide technique à la posture modulaire afin que les sujets ne présentent pas de déformations nécessitant l'ajout de composantes moulées.
- Posséder une aide technique à la posture avec appuis thoraciques afin que les sujets aient un système similaire et une instabilité latérale du tronc.

L'insuffisance d'informations fournies par les études précédentes ne permettait pas d'effectuer les calculs statistiques nécessaires pour déterminer la grandeur de l'échantillon à l'étude. En effet, la plupart des études antérieures ont utilisé des fauteuils de simulation ou l'échantillon est d'une taille insuffisante pour obtenir des données statistiques sur la moyenne et l'écart-type de l'échantillon. Un nombre de 30 personnes a été fixé comme objectif. Cependant, pour des raisons de refus de participation ou d'incapacités à participer le jour fixé pour l'expérimentation, la taille finale de l'échantillon a résulté en un groupe de 19 sujets. Ce nombre reste cependant relativement important par rapport aux études répertoriées dans la littérature où souvent un nombre beaucoup plus restreint a été retenu pour fin d'analyse.

Le tableau 2.1 présente la description détaillée des 19 sujets composant l'échantillon (9 femmes et 10 hommes). La moyenne d'âge du groupe était de 49.7 ans (variant de 29 à 65 ans). Parmi le groupe d'étude, 11 personnes sont atteintes de sclérose en plaques, 3 de paralysie cérébrale et 5 de diverses pathologies. L'annexe I présente une copie du certificat d'éthique fournie par le comité de la recherche du Centre Lucie-Bruneau.

Tableau 2.1: Description de l'échantillon

Nom	Sexe	Âge	Pathologies
A.P.	H	63	Sclérose en Plaques
D.C.	F	73	Sclérose en Plaques
E.P.	H	54	Encéphalopathie
G.B.	H	65	Sclérose en Plaques
G.L.	F	47	Quadraplégique
G.R.	H	36	Paralysie Cérébrale
J.-F. R.	H	29	Ataxie
J.G.	H	67	Sclérose en Plaques
L.C.	F	62	Sclérose en Plaques
L.D.	F	39	Sclérose en Plaques
L.M.	F	39	Double hémiplégie
M.G.	H	38	Encéphalopathie.
M.K.	F	50	Sclérose latérale amyotrophique
M.L.	F	50	Sclérose en Plaque
N.B.	F	49	Sclérose en Plaque
N.O.	H	32	Paralysie Cérébrale
R.D.	H	53	Sclérose en Plaque
S.C.	H	32	Paralysie Cérébrale
T.R	F	68	Sclérose en Plaque

Les caractéristiques des aides techniques à la posture pour chacun des sujets sont fournies en annexe II. Tous les sujets à l'étude se déplaçaient en fauteuil roulant motorisé. Les coussins utilisés étaient en majorité des coussins de type Roho ou des coussins composés de mousse.

2.4 Système d'axes

Afin de mesurer différents paramètres géométriques et mécaniques, un système d'axe associé au fauteuil roulant a été défini (figure 2.2). L'axe x est défini comme l'axe passant par les deux centres de roues arrières du fauteuil dans le cas d'un fauteuil manuel ou l'axe passant par l'avant de la boîte du moteur pour le cas du fauteuil motorisé. L'axe y est représenté par l'axe gravitationnel et l'axe z par un produit vectoriel des axes x et y (représentant la direction avant du fauteuil). De plus, pour s'assurer d'un système orthogonal, l'axe x est redéfini par produit vectoriel des axes y et z . L'origine est fixée sur le centre de roue gauche ou sur le côté gauche de la boîte du moteur. La procédure pour définir avec précision l'axe gravitationnel y est présentée à la section 2.6.4.

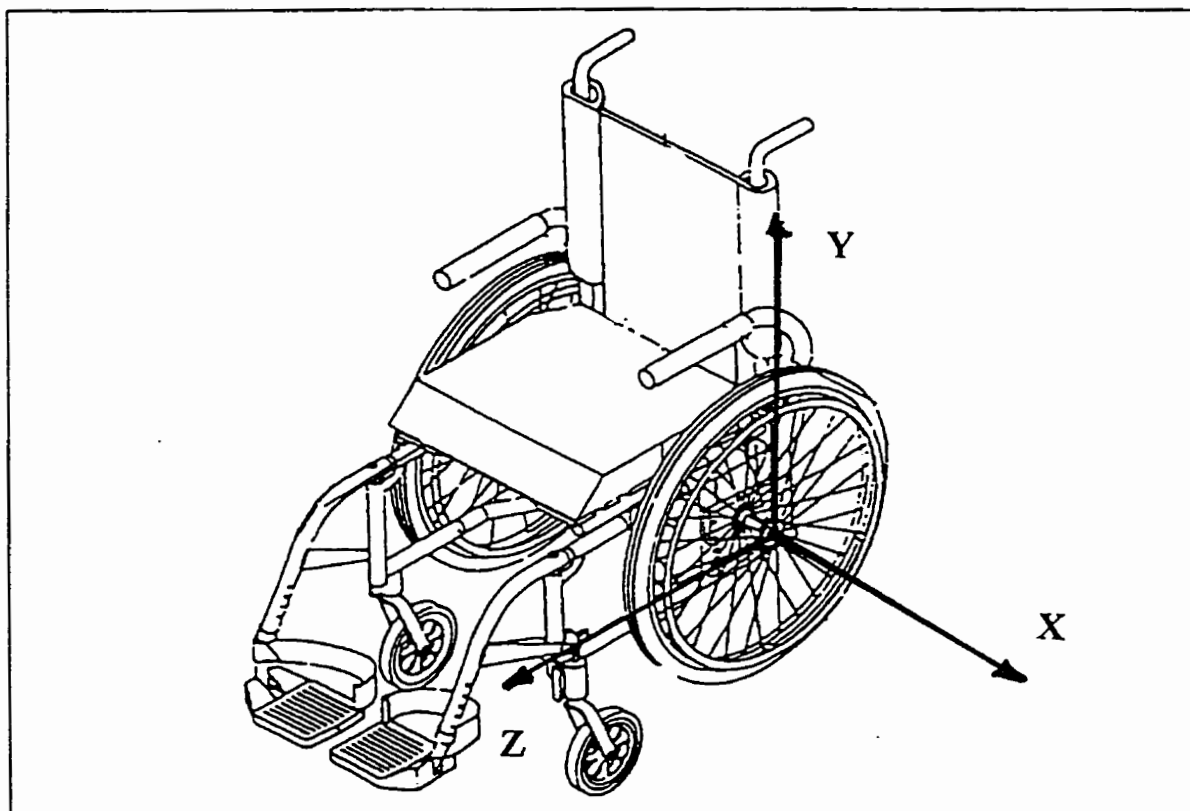


Figure 2.2: Système d'axes global utilisé pour l'ensemble de l'étude

Afin de représenter la position assise du sujet utilisateur d'une ATP, différents paramètres géométriques et mécaniques ont été mesurés.

2.5.1 Paramètres géométriques

2.5.1.1 Paramètres associés au sujet

Afin de quantifier la position de la personne en fauteuil roulant, différents paramètres géométriques ont été définis. Ces paramètres sont associés aux régions du bassin, du tronc et des membres inférieurs et nécessitent la numérisation 3D de 23 repères anatomiques. Le choix des repères anatomiques est limité à 23 étant donné que les mesures sont effectuées dans le fauteuil roulant de la personne et que l'accès à d'autres repères anatomiques externes est restreint par la présence des composantes de maintien et de soutien sur le fauteuil. De plus, le nombre de repères a été restreint à 23 afin de ne pas augmenter considérablement le temps d'expérimentation. La figure 2.2 illustre chacun de ces repères anatomiques. Ces repères sont les suivants:

- Malléole latérale (gauche et droite)
- Condyle fémoral (gauche et droite)
- Grand trochanter (gauche et droite)
- Crête iliaque (gauche et droite)
- Épine iliaque antéro-supérieure (ÉIAS) (gauche et droite)
- Milieu du tronc (4 points de chaque côté)
- Acromion (gauche et droite)
- Vertèbre cervicale (C7)
- Appendice xyphoïde
- Manubrium Sternal

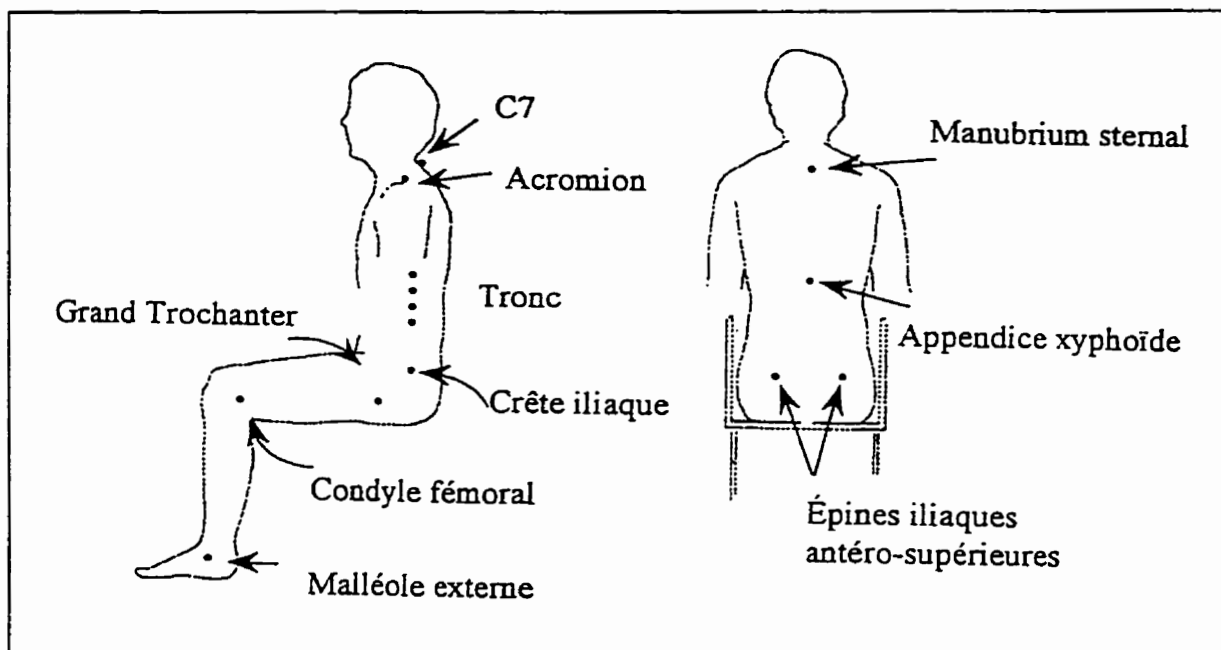


Figure 2.3: Repères anatomiques

À partir de ces repères, 15 paramètres ont été définis et mesurés sur les sujets de l'étude. Les numéros entre parenthèses réfèrent à la figure 2.4 et l'abréviation de chacun des paramètres est présentée en gras. Les définitions sont basées sur celles de Koo et coll. (1996) et celles proposées par le document sur la normalisation de la terminologie dans le domaine des aides techniques (Medhat et Hobson, 1992).

Bassin :

- Inclinaison latérale : **BF1** : Définie par l'angle entre le plan transversal et la ligne joignant les épines iliaques antéro-supérieures (ÉIAS) droite et gauche, projetée sur le plan frontal (figure 2.4 c-1).

BF2 :Définie par l'angle entre le plan transversal et la ligne joignant les crêtes iliaques droite et gauche, projetée sur le plan frontal (figure 2.4.c-2).

- Rotation transversal : **BT1**:Définie par l'angle entre le plan frontal et la ligne joignant les ÉIAS droite et gauche, projetée sur le plan transversal. (figure 2.4.d-3) .

BT2:Définie par l'angle entre le plan frontal et la ligne joignant les crêtes iliaques droite et gauche, projetée sur le plan transversal (figure 2.4.d-4).

- Rotation sagittale : **B1**: Définie par l'angle entre le plan transversal et le plan formé par les ÉIAS droite et gauche et les trochanters droit et gauche (figure 2.4.e-5).

B2: Définie par l'angle entre le plan transversal et le plan formé par les ÉIAS droite et gauche et les crêtes iliaques droite et gauche (figure 2.4.f-6).

Tronc :

- Inclinaison latérale : **TF**: Définie par l'angle entre le plan sagittal et le plan formé par les extrémités inférieure et supérieure du sternum et la 7^e vertèbre cervicale (figure 2.4.a-7).
- Rotation transversal : **TT**: Définie par l'angle entre le plan frontal et le plan passant par moindres carrés par les 4 points de chaque côtés du tronc (figure 2.4.b-8).
- Rotation des épaules: **EP** Définie par l'angle entre le plan frontal et la droite passant par les deux acromions projetée sur le plan transversal (non présentée à la figure 2.4).

Membres inférieurs :

- Angle des genoux : **GG**: Défini comme l'angle entre les deux droites joignant la malléole gauche, le condyle gauche et le trochanter gauche, projetées sur le plan sagittal (figure 2.4.g-9)
GD: Défini comme l'angle entre les deux droites joignant la malléole droite, le condyle droit et le trochanter droit, projetées sur le plan sagittal (figure 2.4.g-10).
- Angle des hanches : **HG** : Défini comme l'angle entre les deux droites joignant le condyle gauche, le trochanter gauche et la crête iliaque gauche, projetées sur le plan sagittal (figure 2.4.g-11).
HD : Défini comme l'angle entre les deux droites joignant le condyle droit, le trochanter droit et la crête iliaque droit, projetées sur le plan sagittal (figure 2.4.g-12).
- Angle des cuisses : **CG** : Défini par l'angle entre le plan transversal et la ligne joignant le condyle gauche et le trochanter gauche projetée sur le plan sagittal (figure 2.4.h-13).
CD : Défini par l'angle entre le plan transversal et la ligne joignant le condyle droit et le trochanter droit projetée sur le plan sagittal (figure 2.4.h-14).

2.5.1.2 Paramètres associés au fauteuil roulant

Des paramètres associés au fauteuil roulant sont utilisés pour représenter les dimensions et les orientations du siège et du dossier. Pour mesurer ces paramètres, 16 repères physiques été définis, identifiés et numérisés en 3D sur le fauteuil. Les différents repères ainsi que les paramètres mesurés sur le fauteuil roulant sont représentés à la figure 2.5.

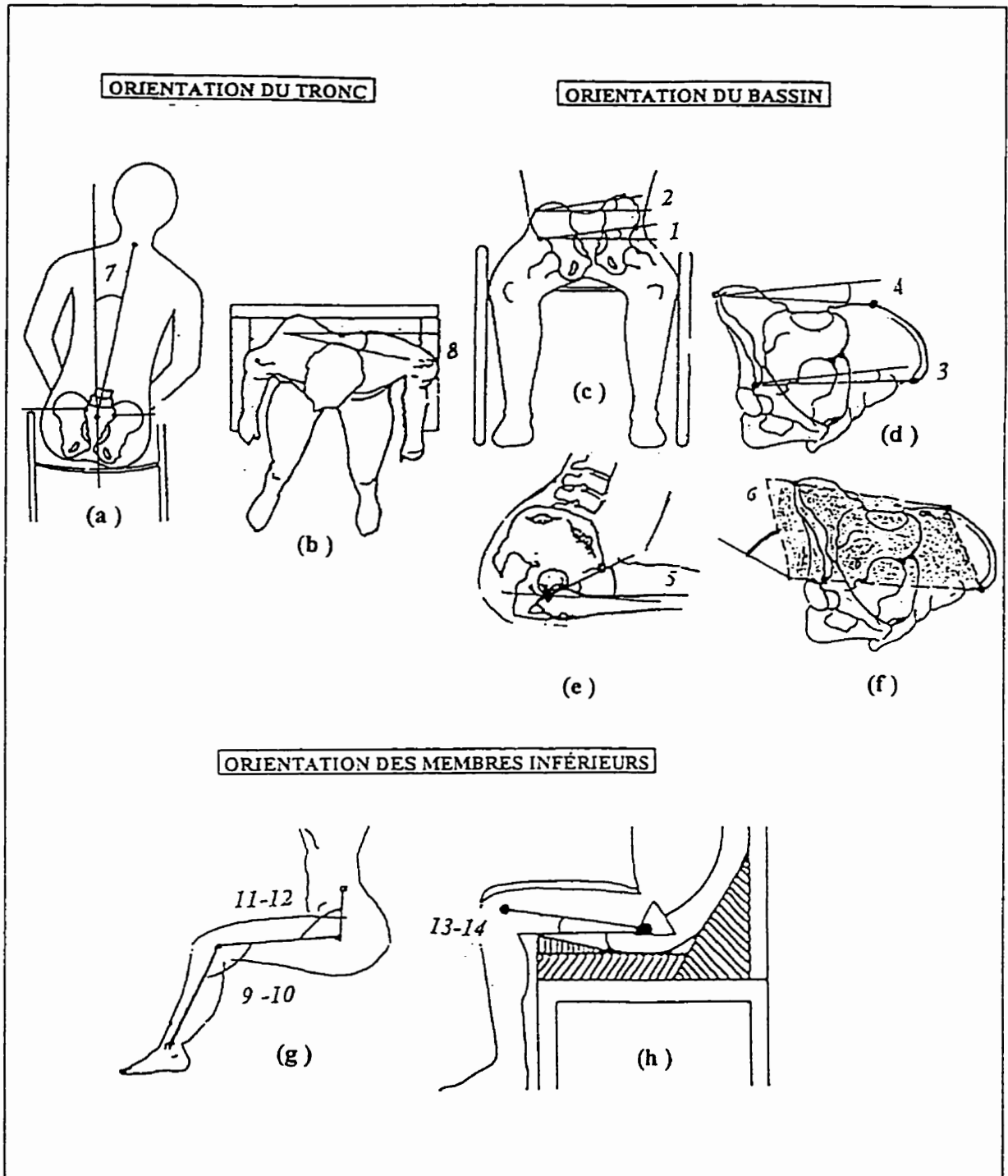


Figure 2.4: Paramètres géométriques mesurés sur le sujet

- Extrémité inférieure de l'appui-pied, droite et gauche (figure 2.5-a)
- Extrémité supérieure de l'appui-pied, droite et gauche (figure 2.5-b)
- Attache de l'appui-pied au siège, droite et gauche (figure 2.5-c)
- Extrémité avant du siège, droite et gauche (figure 2.5-d)
- Extrémité arrière du siège, droite et gauche (figure 2.5-e)
- Extrémité inférieure du dossier, droite et gauche (figure 2.5-f)
- Extrémité supérieure du dossier, droite et gauche (figure 2.5-g)
- Centre de la roue, droite et gauche (figure 2.5-h)

Chacun de ces paramètres est défini selon la même structure que les paramètres associés au sujet.

- Angle siège-dossier : **SD** : Défini par l'angle entre le vecteur joignant les extrémités avant et arrière du siège et le vecteur joignant les extrémités inférieure et supérieure du dossier (figure 2.5-1).
- Angle dossier : **D** : Défini par l'angle entre le plan frontal et le vecteur joignant les extrémités inférieure et supérieure du dossier (figure 2.5-2).
- Angle de bascule : **S** : Défini par l'angle entre le plan transversal et le vecteur joignant les extrémités avant et arrière du siège (figure 2.5-3).
- Angle appuis-pieds : **APG** : Défini par l'angle entre le vecteur formé par les extrémités inférieure et supérieure de l'appui-pied gauche et le vecteur formé par les extrémités avant et arrière du siège (figure 2.5-4).
APD : Défini par l'angle entre le vecteur formé par les extrémités inférieure et supérieure de l'appui-pied droit et le vecteur formé par l'extrémité avant et arrière du siège (figure 2.5-4).

- Hauteur du dossier : **HD** : Défini par la distance entre les extrémités inférieure et supérieure du dossier (figure 2.5-5).
- Profondeur du siège : **PS** : Défini par la distance entre les extrémités avant et arrière du siège (figure 2.5-6).
- Largeur du siège : **LS** : Défini par la distance entre les extrémités avant gauche et droite du siège (figure 2.5-7).
- Largeur du dossier : **LD** : Défini par la distance entre les extrémités inférieure gauche et droite du dossier (figure 2.5-8).

2.5.2 Paramètres mécaniques

Des paramètres mécaniques ont également été définis pour caractériser la distribution de pression à l'interface de l'utilisateur et du fauteuil roulant. Le système de capteurs de pression présenté à la section 2.6.2 a été utilisé pour recueillir les données mécaniques.

À partir de ces données mécaniques, différents paramètres ont été évalués: les pressions moyennes et maximales, ainsi que les gradients de pression sur le siège. Pour les paramètres mécaniques, l'hypothèse selon laquelle il est possible d'isoler deux régions ischiatiques à partir d'une distribution de pression a été émise. Ainsi, pour chacun de ces paramètres, la distribution de pression a été considérée en deux régions (le côté gauche et le côté droit). Les régions ont été définies manuellement à partir de la distribution de pression enregistrée. La limite entre les côtés droit et gauche a été définie comme la médiane située entre les deux cuisses. Voici les définitions des paramètres concernant les valeurs de pression.

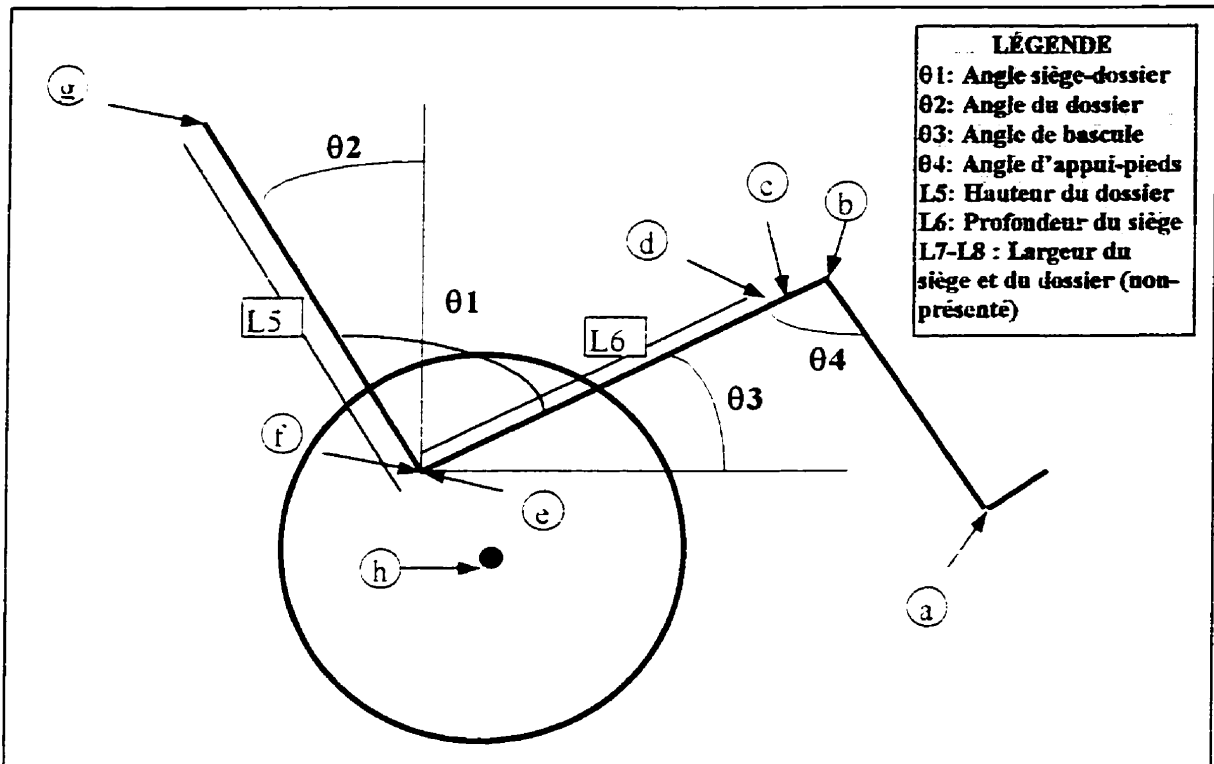


Figure 2.5: Repères sur le fauteuil et paramètres géométriques mesurés

Pression maximale:

Définie comme étant la valeur maximale de la distribution de pression mesurée pour chacune des régions (côtés droit et gauche).

$$P_{MAX} = \text{Max}(P_1 + P_2 + \dots + P_N) \quad (1)$$

où N : Nombre de capteurs contenu dans la région évaluée (gauche ou droite).

Pression moyenne:

Définie comme étant la pression moyenne de la distribution de pression évaluée pour chacune des régions (côtés droit et gauche).

$$P_{Moy} = moy(P_1 + P_2 + \dots + P_N) \quad (2)$$

où N : Nombre de capteurs dont la valeur est non nulle contenus dans la région évaluée (gauche ou droite).

Gradient maximum de pression:

Défini comme la dérivée partielle centrée dans les deux directions (x,z) de la distribution de pression. Le programme gradient de MATLAB est utilisé pour ce calcul. Les équations utilisées sont présentées ci-dessous tandis que la figure 2.6 illustre cette définition. Les gradients ont été évalués pour chacune des régions et les valeurs maximales dans chacune d'elles ont été retenues.

$$\dot{P}_i x = \frac{\partial P_i}{\partial x} = \frac{P_{i+1} - P_{i-1}}{x_{(i+1)} - x_{(i-1)}} \quad (3)$$

$$\dot{P}_j y = \frac{\partial P_j}{\partial y} = \frac{P_{j+1} - P_{j-1}}{z_{j+1} - z_{j-1}} \quad (4)$$

$$Grad = \sqrt{(\dot{P}_i x)^2 + (\dot{P}_j z)^2} \quad (5)$$

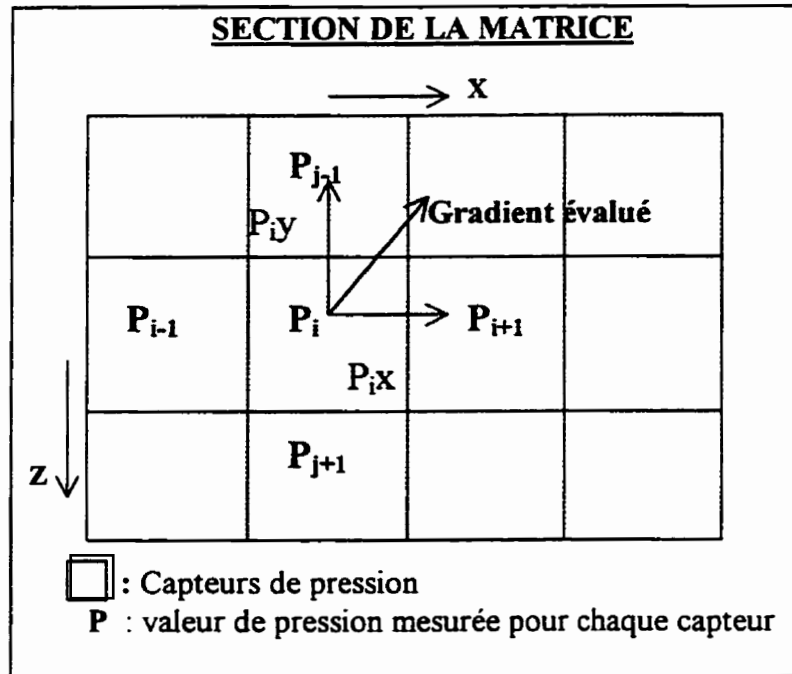


Figure 2.6: Définition du gradient de pression

2.5.3 Paramètres combinant les mesures géométriques et mécaniques

Afin d'exploiter au maximum les données provenant des mesures géométriques et mécaniques, des paramètres utilisant une combinaison de ces deux sources d'information ont été définies.

Orientation des pressions ischiatiques :

Définie sur la représentation des pressions, comme l'angle formé par la projection de la droite joignant les pressions maximales dans les plans frontal (θP_f) et transversal (θP_t) (figure 2.7).

$$\theta P_f = \tan^{-1} \left(\frac{P_{Max,d} - P_{Max,g}}{dist1} \right) \quad (5)$$

$$\text{où : } dist1 = \left[(x_{P_{max,d}} - x_{P_{max,g}})^2 + (z_{P_{max,d}} - z_{P_{max,g}})^2 \right]^{1/2}$$

$P_{Max,d}$: Pression maximale du côté droit

$P_{Max,g}$: Pression maximale du côté gauche

$i_{P_{max,d}}$: Coordonnée de la position de la pression maximale droite, $i = x, y$

$i_{P_{max,g}}$: Coordonnée de la position de la pression maximale gauche, $i = x, y$

$$\theta P_r = \tan^{-1} \left(\frac{P_{max,d}(z) - P_{max,g}(z)}{P_{max,d}(x) - P_{max,g}(x)} \right) \quad (6)$$

Angle de bascule posturo-mécanique

Ce paramètre a été défini pour obtenir de l'information supplémentaire concernant l'orientation du bassin dans le plan sagittal. La position des ischions utilisée pour ce paramètre a été estimée à partir de la position des valeurs de pression maximale évaluées pour les régions gauche et droite. Toutefois, l'expérimentation a permis de constater que, pour certains sujets, les valeurs de pression maximale étaient situées principalement sous le coccyx. Dans ces cas, la position des ischions a dû être enregistrée en palpant et en marquant le capteur correspondant à cette position. La position des ischions a donc été estimée par le centre du capteur correspondant. Trois angles de bascule posturo-mécanique ont été définis en utilisant la position des ischions.

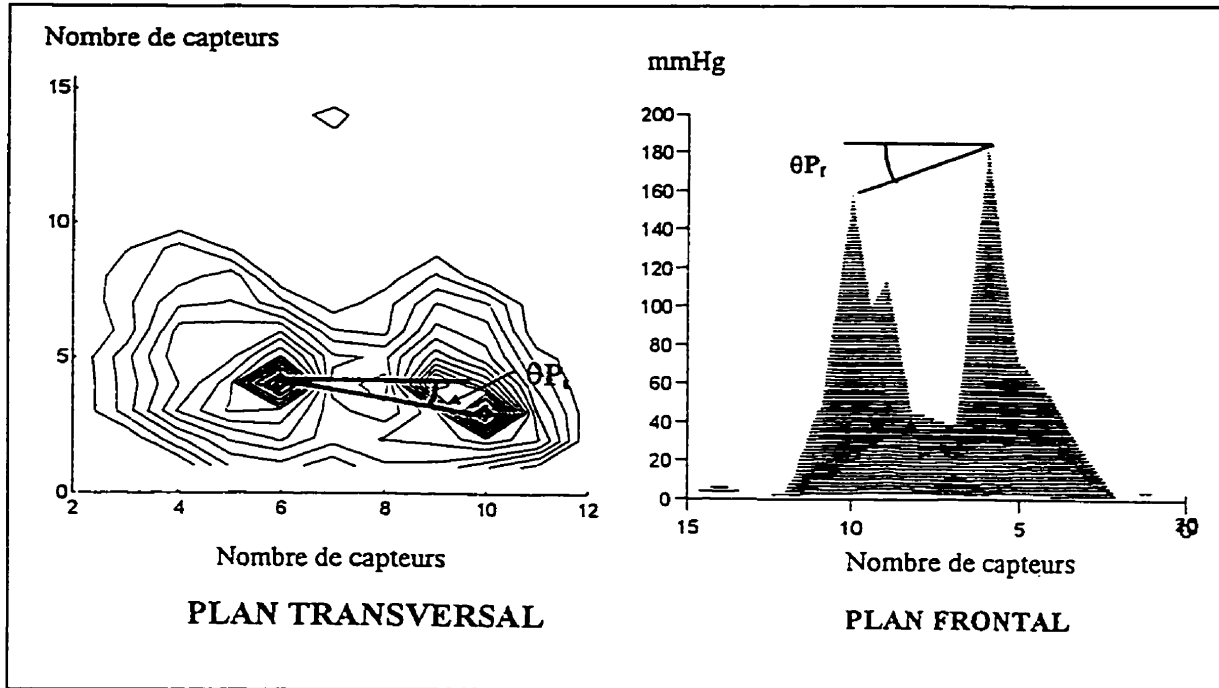


Figure 2.7: Orientation des pressions ischiatiques $\theta_{P_t}, \theta_{P_f}$

Bascule3: B3 : Défini comme l'angle entre le plan transversal et le plan formé par moindres carrés avec les trochanters et la position des ischions obtenue à l'aide des mesures de pression (figure 2.8-a).

Bascule4: B4 : Défini comme l'angle entre le plan transversal et le plan formé par moindres carrés avec les EIAS et la position des ischions obtenue à l'aide des mesures de pression (figure 2.8-b).

Bascule5: B5 : Défini comme l'angle entre le plan transversal et le plan formé par moindres carrés avec les crêtes et la position des ischions obtenus à l'aide des mesures de pression (figure 2.8-c).

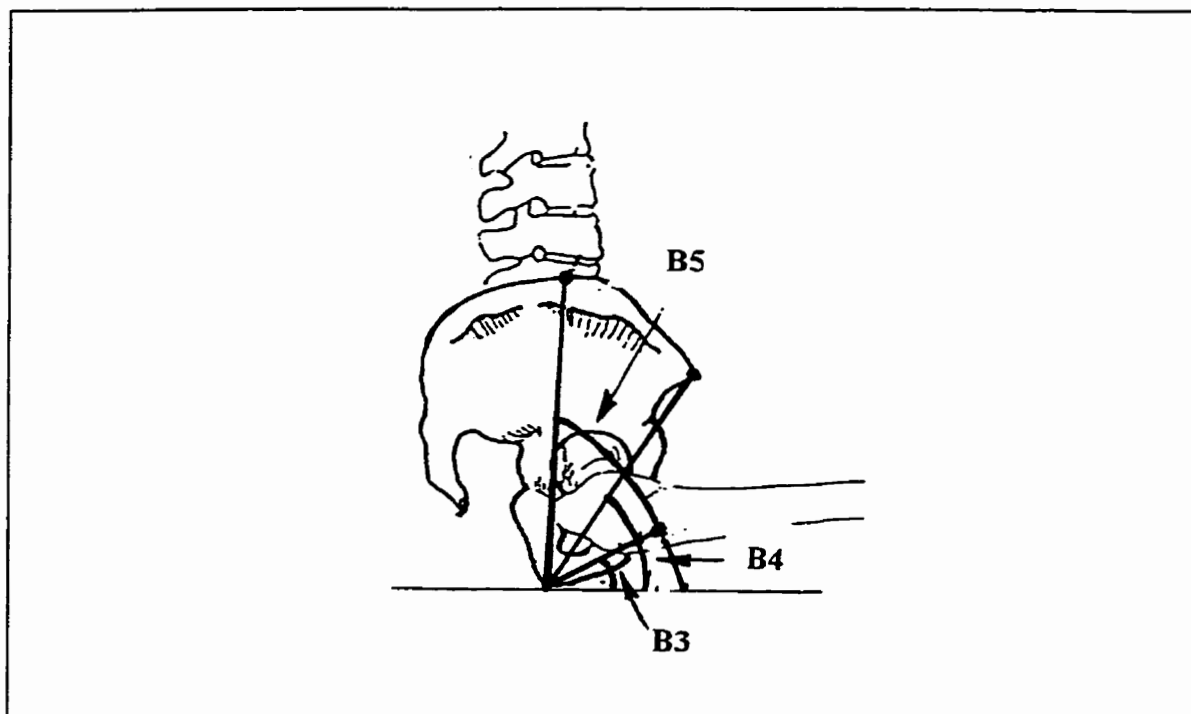


Figure 2.8: Description des angles de bascule posturo-mécanique B3, B4, B5

2.6 Montage expérimental et instruments de mesures

2.6.1 Numériseur

Pour enregistrer la position tridimensionnelle des données géométriques, un numériseur 3D a été utilisé. Comme le présente la figure 2.9, le numériseur Microscribe3DL (Immersion corp.) est de type mécanique à bras articulé. Il utilise des potentiomètres pour représenter la position d'un point dans l'espace. Son rayon d'action est de 76,2 cm et sa précision tridimensionnelle telle que fournie par le manufacturier est de 0,64 mm. La position des points numérisés est indépendante de l'orientation de la pointe du numériseur; l'appareil définit son propre système d'axe lors de sa mise en marche. Toutefois, avec le logiciel Inscribe développé par la compagnie Immersion Corp., il est possible de définir un système de référence à partir de trois points (origine, points sur l'axe des x et l'axe des y).

De plus, ce programme permet de faire l'acquisition dans différents logiciels de traitements de données tels que Excel et Matlab.



Figure 2.9: Numériseur tridimensionnel: Microscribe3DL

2.6.2 Matrices de pression

Afin de mesurer la distribution de pression, les capteurs de pression Force Sensing Array (FSA) (Vista Medical Ltée.) ont été utilisés. Ce système est composé de deux matrices de 225 et 240 capteurs qui sont placées respectivement sur le siège et le dossier du fauteuil roulant de l'utilisateur (figure 2.12). La surface active de chacun des capteurs est de 1,4 cm par 1,9 cm et leur précision est de $\pm 5\%$ (Vista Medical, Ltée). Ce système a été utilisé car il permet d'obtenir une résolution adéquate étant donné les besoins du projet. De plus, les matrices présentent des caractéristiques élastiques qui permettent de bien épouser les

formes sur le siège et dossier du fauteuil roulant. Finalement, ce système a été utilisé car il était le seul système disponible au laboratoire de la chaire.

Le logiciel FSA32 développé par Vista Medical Ltée permet de faire l'acquisition des valeurs de pression et de représenter graphiquement la distribution de pression. Un exemple typique de distribution de pression sur le siège et le dossier est présenté à la figure 2.18. La fréquence d'acquisition est de 8 Hz lors de l'acquisition avec une seule matrice et celle-ci diminue à 0.45 Hz lorsque l'acquisition est effectuée avec les 2 matrices simultanément. Le calibrage des matrices est effectué selon la procédure fournie par le manufacturier. Lors du traitement des données sur Matlab, la lecture des fichiers de pression ainsi que la moyenne sur la durée d'acquisition est effectuée à partir du programme "extract.m" développé par Ringuette (1997).

Afin de représenter la position des matrices par rapport au fauteuil roulant, 12 marqueurs sont utilisés (figure 2.10). Ce nombre de repères permet une représentation adéquate de la position de la matrice sans toutefois augmenter considérablement le nombre de points à numériser. Étant donné que la position des capteurs est connue par rapport à chacun des repères et que la distance entre chacun des capteurs est presque constante ($2.9 \pm 0.1\text{cm}$; Poulin, 1996) il est possible de représenter, à partir de 12 points numérisés, la position 3D de chacun des mesures de pression.

2.6.3 Système de maintien du fauteuil et du bras articulé

Un système de maintien a été utilisé afin d'immobiliser le fauteuil pour la durée de l'expérimentation (figure 2.11). Le système de fixation repose sur une planche de contreplaqué permettant les déplacements du montage. Une barre d'aluminium située à

l'avant du fauteuil sert de butée et empêche les mouvements avant du fauteuil. Trois courroies sont utilisées pour bloquer les mouvements latéraux de celui-ci.

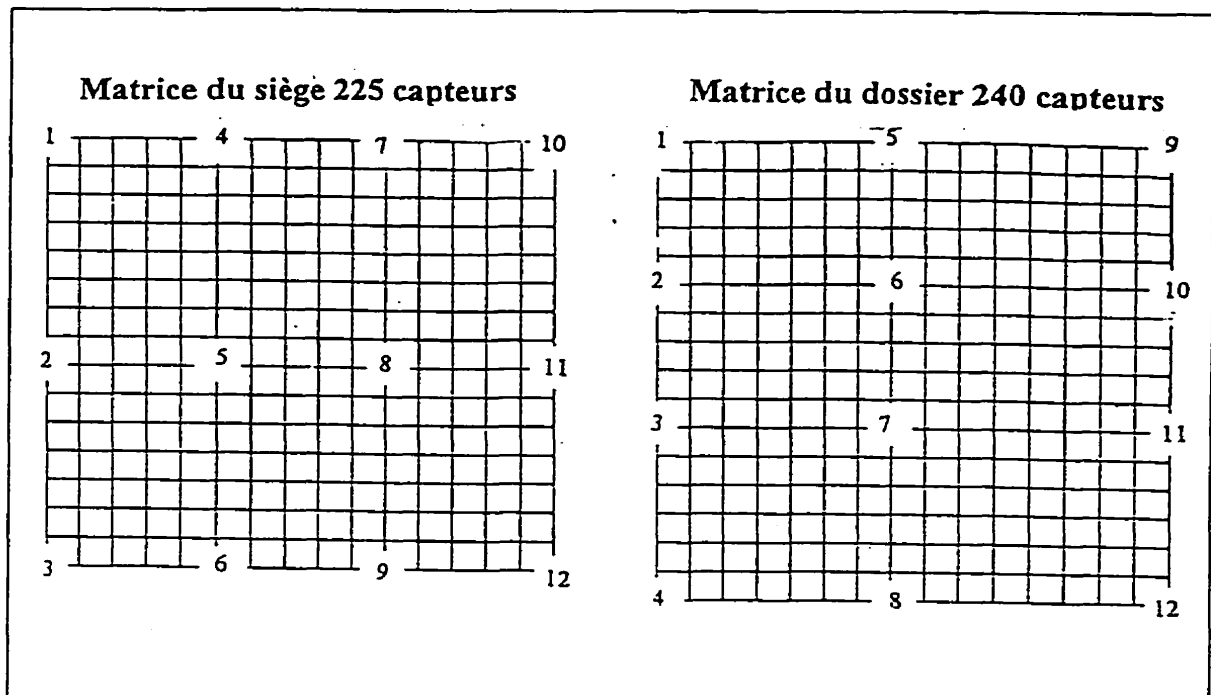


Figure 2.10: Disposition des marqueurs sur les matrices

Le rayon d'action du numériseur 3D étant limité à 76,2 cm, il n'est pas possible d'accéder à tous les repères sur le sujet et le fauteuil avec une seule position de celui-ci. Deux positions du numériseur 3D ont donc été définies de chaque côté du fauteuil roulant. Pour fixer le numériseur 3D lors de l'expérimentation, deux trépieds inclinés à 35° sont fixés sur la planche. Sur chacun de ces trépieds, une plaque coulissante permet l'ajustement de la position du numériseur 3D en fonction de la largeur du fauteuil roulant.

Des objets de référence intermédiaires disposés de chaque côté du système de support du fauteuil roulant ont permis d'exprimer dans un même référentiel les repères numérisés des côtés gauche et droit. Ces objets de références consistent en deux triangles, sur lesquels trois points sont gravés. Ces points sont placés de façon à représenter un système d'axe

orthogonal. Lors de la mise en marche du numériseur, le système d'axe est défini avec ces trois points à partir du logiciel Inscribe.



Figure 2.11: Système de maintien du fauteuil et du bras articulé

La position relative des deux objets de référence est enregistrée au début de l'expérimentation afin de définir la matrice de passage d'un objet de référence à l'autre permettant de représenter tous les points numérisés dans un même repère global. L'ajustement des objets de référence est effectué à l'aide des trois vis situées à la base de ceux-ci et la vérification pour s'assurer que les objets de référence soient horizontaux avec la surface de maintien s'effectue en utilisant le niveau circulaire placé sur la surface de l'objet. La prochaine section présente le troisième objet de référence qui est utilisé pour définir l'axe gravitationnel.

2.6.4 Définition de l'axe gravitationnel

Le troisième objet de référence contrairement aux deux autres utilisent un fil de plomb accroché au plafond pour l'ajustement. Deux points distants de 63,5 cm sont placés sur la surface verticale de l'objet de référence. Trois vis placées sur la base de l'objet sont utilisées pour permettre de faire coïncider ces deux points avec le fil de plomb. L'axe gravitationnel est défini avec ces deux points qui sont numérisés au début de l'expérimentation. Par la suite, l'objet est retiré du système de fixation.

2.7 Programme d'acquisition et de traitements des données

Pour l'acquisition des différents repères et le traitement des données, un programme a été conçu à partir du logiciel MATLAB. Ce programme utilise le logiciel Inscribe développé par Immersion Corp. pour l'acquisition des repères avec le numériseur 3D. Le programme et les définitions de chacune des variables sont présentés à l'annexe III.

2.8 Protocole expérimental

Afin de mesurer les différents paramètres présentés dans les sections précédentes, un protocole de mesure a été développé. Toutes les expérimentations réalisées sur les sujets utilisateurs d'ATP ont été faites selon ce protocole.

Étape 1: Préparation préliminaire à l'évaluation

Chacune des matrices de pression est calibrée avant l'expérimentation. Les objets de référence sont ajustés sur le planche de fixation. La position relative des deux objets de référence ainsi que celle de l'axe gravitationnel est enregistrée à l'aide du numériseur 3D.

Étape 2: Installation du système d'acquisition des pressions

À son arrivée dans la salle d'évaluation, le sujet est retiré de son fauteuil roulant et couché sur un lit d'évaluation. Les matrices de pression sont installées sur le fauteuil roulant. Les matrices de 240 et de 225 capteurs sont respectivement installées sur le dossier et sur le siège. Des pinces et du ruban adhésif sont utilisés pour fixer les deux matrices au siège et au dossier.

Étape 3: Prise de mesures sur la matrice et le fauteuil

Le fauteuil est immobilisé sur le système de fixation (figure 2.12) à l'aide des trois courroies. La position des repères sur le fauteuil (figure 2.13) et des 12 marqueurs sur chacune des matrices (figure 2.14) est enregistrée avec le numériseur 3D.

Étape 4: Détermination de la position des huit points sur le tronc

Les points sur le tronc sont marqués lorsque la personne est couchée sur le lit d'évaluation. Les jambes de la personne sont élevées et placées en flexion (90°) afin de reproduire l'effet de la position assise sur la courbure du dos. Le marquage de ces repères anatomiques est effectué sur tous les sujets par une ergothérapeute afin de standardiser le protocole. À l'aide d'une planche, d'une règle et d'un crayon, quatre points sur le côté gauche et 4 sur le côté droit sont marqués. Ces points sont placés au milieu du tronc au niveau de la cage thoracique. La procédure est illustrée à la figure 2.15.

Étape 5 : Installation du sujet dans son fauteuil roulant

Le sujet est réinstallé dans son fauteuil. S'il peut effectuer certains mouvements par lui-même, il lui est demandé d'adopter sa posture habituelle. Si non, avec l'aide de l'ergothérapeute, l'individu est placé dans la posture dans laquelle il se trouvait lors de son arrivée au laboratoire.

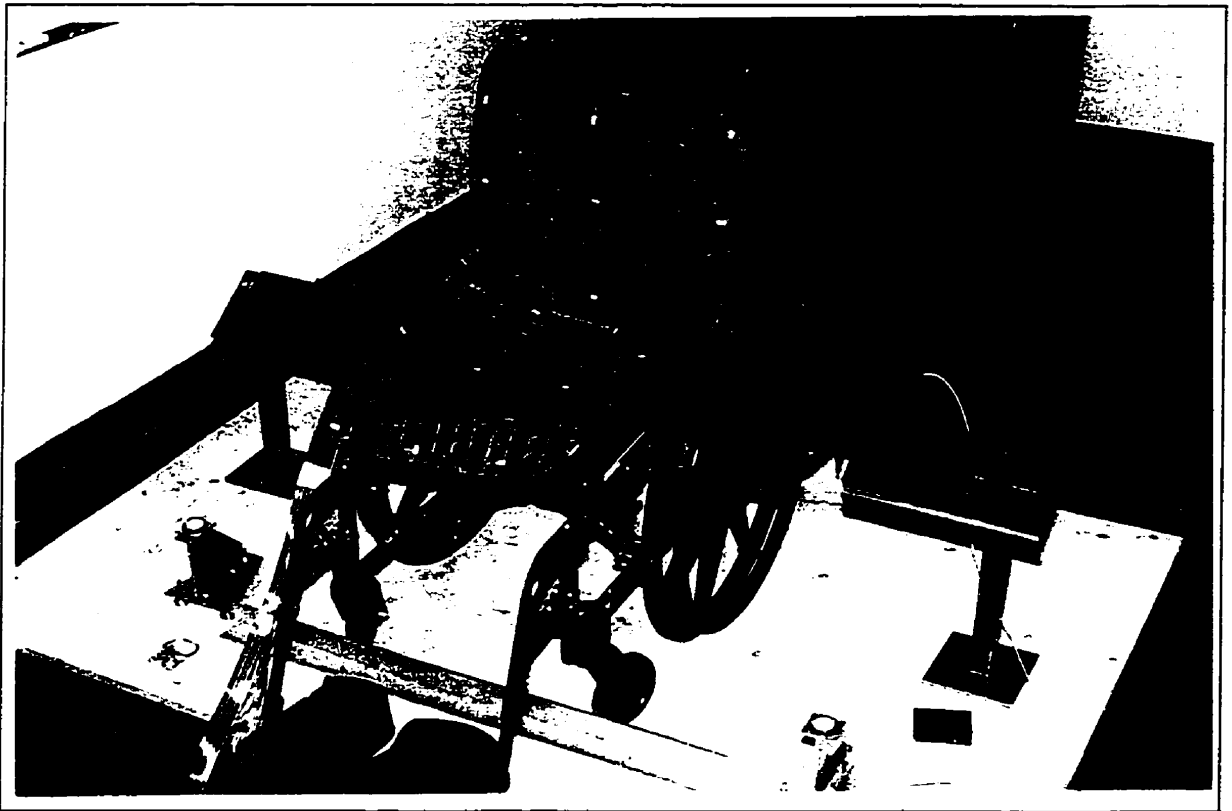


Figure 2.12: Installation du fauteuil roulant dans le système de fixation

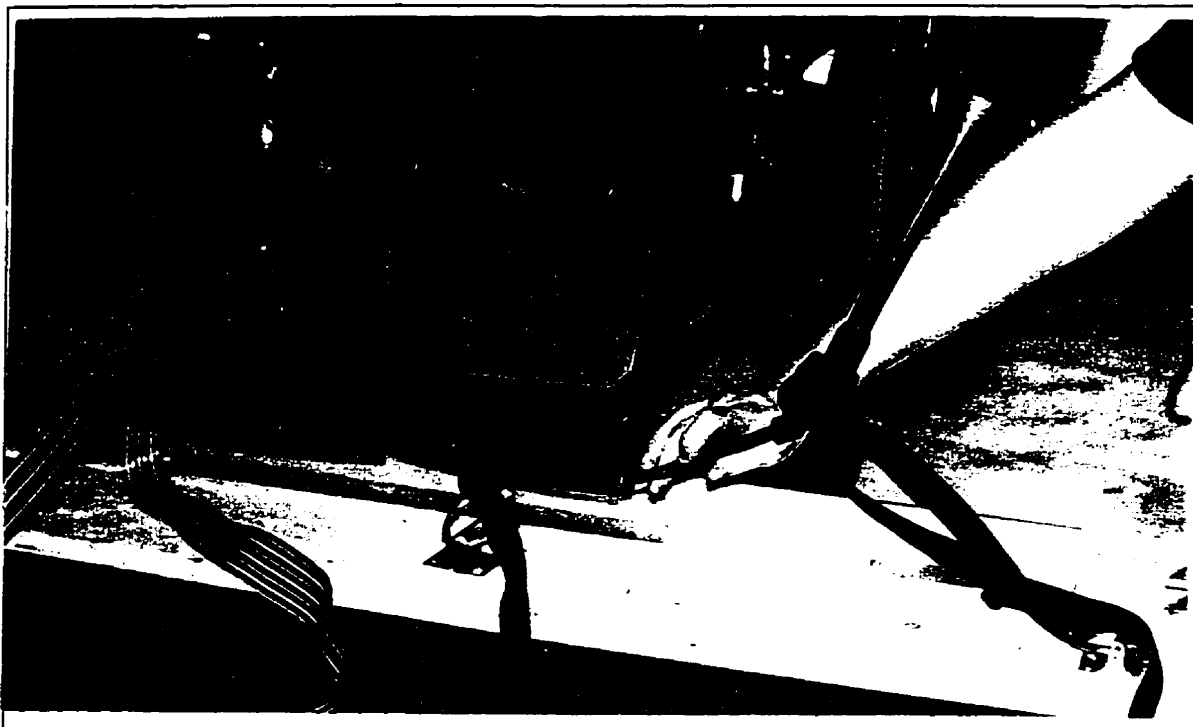


Figure 2.13: Enregistrement des points sur le fauteuil

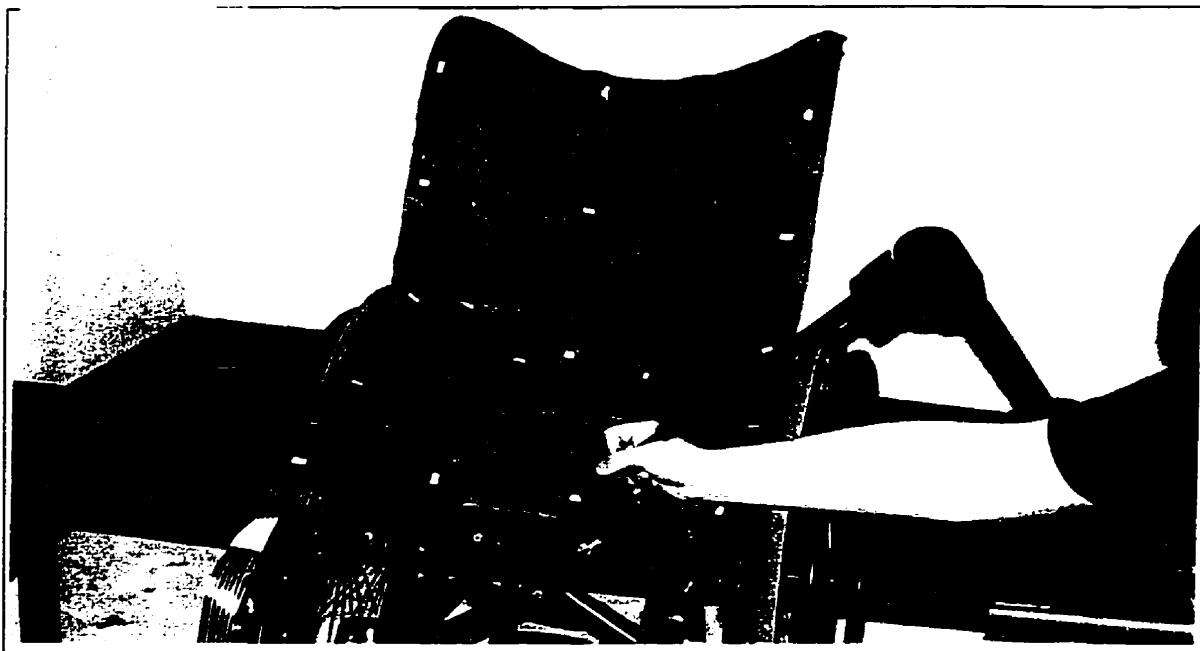


Figure 2.14: Enregistrement des 12 repères sur les matrices

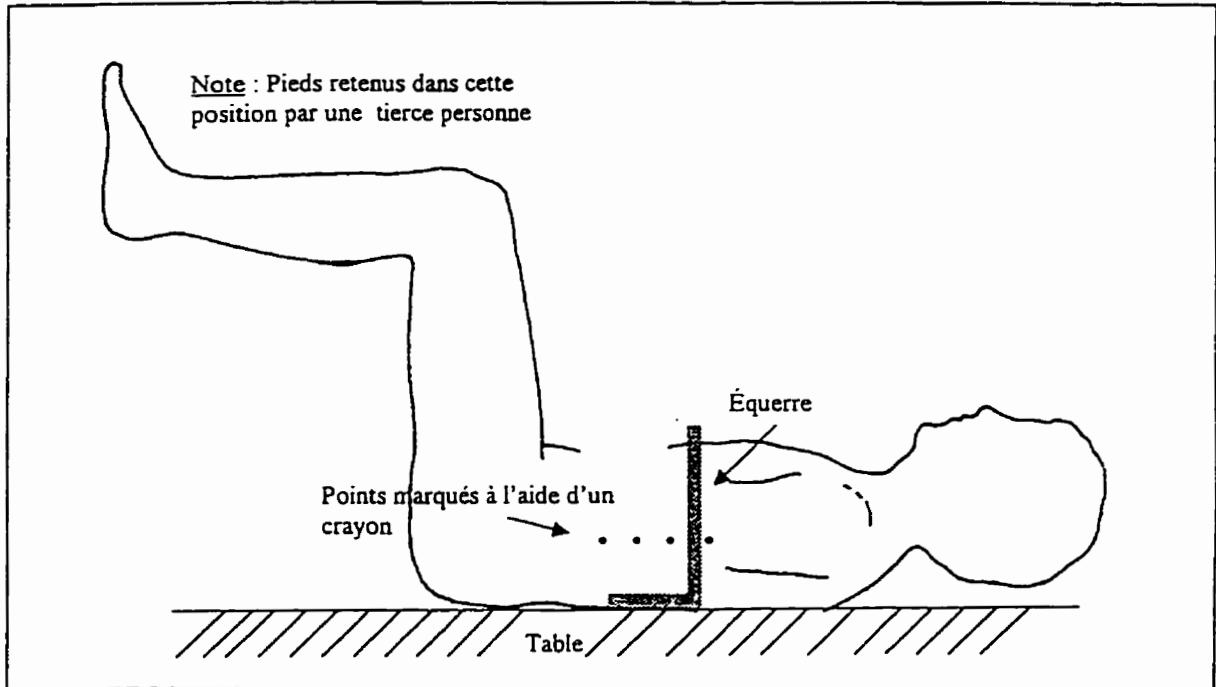


Figure 2.15: Détermination de la position des points sur le tronc

Étape 6: Marquage des différents repères anatomiques sur la personne

Les différents repères anatomiques sont marqués par l'ergothérapeute. Les repères marqués consistent en un point fait avec un crayon sur le corps du sujet. La personne doit être vêtue d'un short pour la durée de l'évaluation.

Étape 7: Acquisition des valeurs de pression

Les données de valeurs de pression sont enregistrées pendant une durée de trente secondes à une fréquence de 0.45Hz. Durant cette période de temps, le sujet doit demeurer calme et immobile. La moyenne des valeurs de pression est calculée et constitue la valeur conservée pour fin d'analyse. La position des ischions par rapport à la matrice est établie approximativement par l'ergothérapeute. Celle-ci place ses mains sous les ischions de la personne et presse sur les capteurs de pression correspondant pour établir la position

tubérosités ischiatiques par rapport à la matrice de pression. La position du capteur est évaluée visuellement à l'écran de l'ordinateur et enregistrée.

Étape 8: Acquisition de la position spatiale du bénéficiaire

Pour cette dernière étape, la position des 23 repères anatomiques marqués est enregistrée à l'aide du numériseur 3D. La figure 2.16 présente un exemple d'enregistrement des repères marqués sur les membres inférieurs.



Figure 2.16: Enregistrement de la position des différents repères anatomiques. Ici, le condyle fémoral est identifié puis numérisé.

2.9 Représentation graphique des mesures

Le programme d'acquisition développé dans le cadre de ce projet permet de visualiser les différents repères et de représenter en modélisation filaire le sujet et le fauteuil. La figure 2.17 illustre un exemple de visualisation obtenu avec un des sujets à l'étude. Les numéros réfèrent aux différents repères numérisés sur le sujet et le fauteuil.

Le second type de représentation graphique obtenu pour ce projet est la distribution de pression sur le siège et le dossier du fauteuil roulant. La figure 2.18 illustre un exemple de distribution de pression obtenu avec le logiciel FSA32 (Vista Medical Ltée). L'image de gauche représente la distribution de pression sur le siège et celle de droite la distribution de pression mesurée sur le dossier.

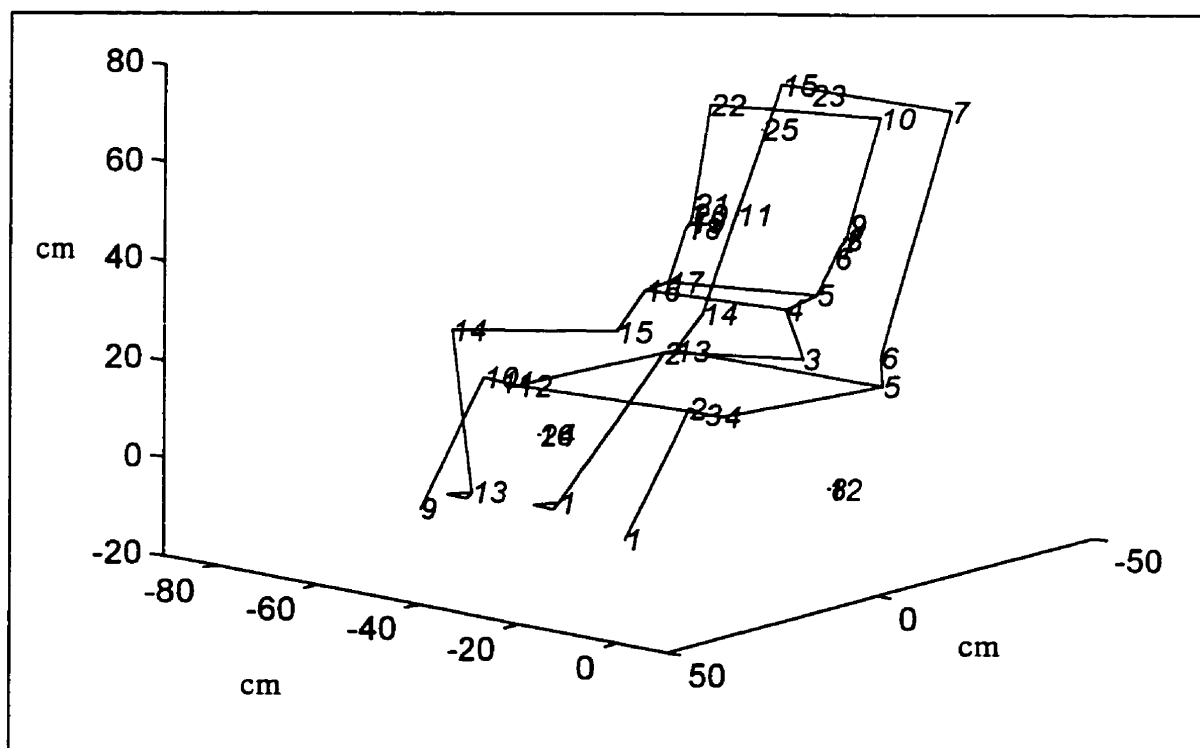


Figure 2.17: Représentation typique du sujet et de son fauteuil.

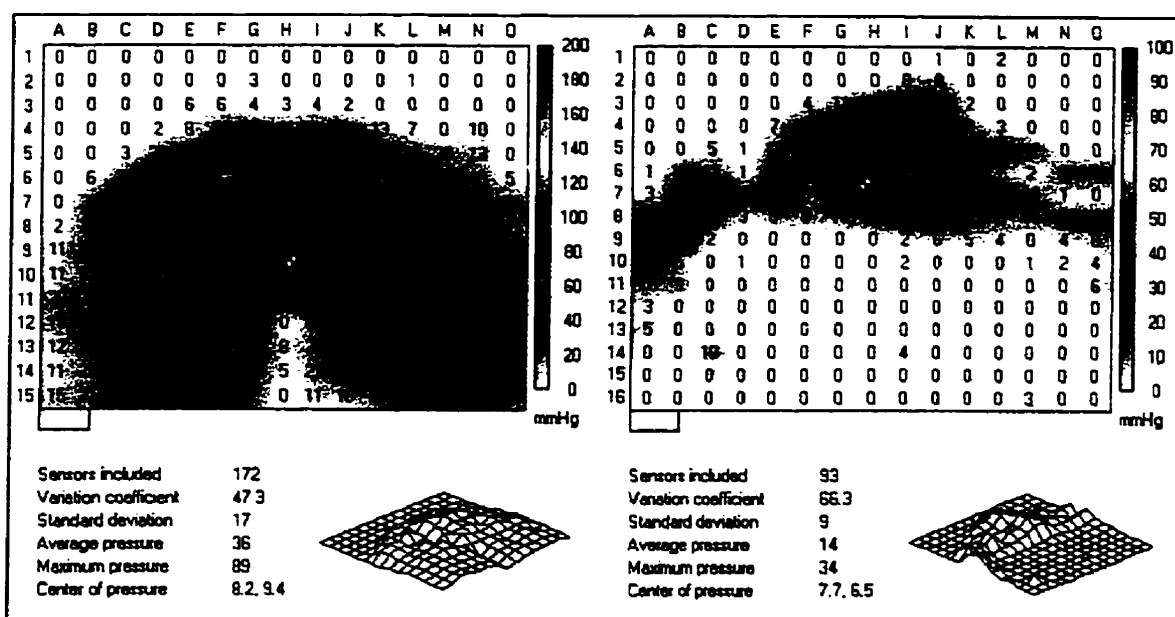


Figure 2.18: Distribution de pression sur le siège et le dossier

2.10 Méthode de mesure de la variabilité des paramètres

2.10.1 Variabilité des paramètres géométriques

Dans le but de mesurer la variabilité des mesures des paramètres géométriques, trois tests différents ont été effectués. L'objectif global de ces tests consistait à isoler les sources d'erreurs et à évaluer leur impact sur les paramètres mesurés. Plus spécifiquement, les trois tests avaient pour objectif de mesurer la reproductibilité de la position assise, la variabilité dans l'identification des repères anatomiques et la variabilité de la procédure de numérisation.

Un échantillon de 5 sujets sans incapacités (4 hommes et une femme) a été utilisé pour ces tests. L'âge moyen de ce groupe de sujets était de 28 ans (variant de 24 à 33 ans). Les sujets ont été installés dans un fauteuil roulant Prima Orthofab, préalablement fixé dans le

système de maintien présenté à la figure 2.11. Cette section présente la procédure de chacun de ces tests.

2.10.1.1 Test 1: Reproductibilité de la position assise

L'objectif de ce premier test est de mesurer la variation dans la reproductibilité de la posture assise. (I) Les 23 repères anatomiques cités plus tôt ont été marqués à l'aide d'un crayon. Pour réduire l'erreur lors de la procédure de repérage, une ergothérapeute avait la tâche de localiser ces repères. (II) Le sujet s'installait dans le fauteuil roulant en adoptant une position confortable et la position tridimensionnelle des points marqués était enregistrée avec le numériseur 3D. (III) Le sujet se retirait du fauteuil pour une période de 2 minutes. L'expérimentation a été répétée 3 fois à partir de l'étape (II).

2.10.1.2 Test 2 : Identification des repères anatomiques

L'objectif de ce second test est de mesurer la variabilité dans l'identification des repères anatomiques. Deux approches ont été utilisées pour ce test. L'approche 1 évalue l'erreur globale en combinant la variabilité de l'identification des repères anatomiques et la reproductibilité de la position assise évaluée au test 1. Pour l'approche 2, la variabilité de l'identification des repères anatomiques a été isolée.

Approche no. 1

I) Les repères anatomiques ont été marqués par l'ergothérapeute puis le sujet a été installé dans le fauteuil roulant. Les repères marqués ont alors été numérisés à l'aide du bras articulé puis effacés. Le test a été répété 2 fois à partir de l'étape I.

Approche no.2

Cette approche n'a été effectuée que sur 3 sujets.

I) Le sujet est assis dans le fauteuil roulant en adoptant une position confortable. II) La position tridimensionnelle des repères anatomiques est enregistrée 4 fois (avec une pause de quelques secondes entre chaque essai) avec le numériseur par l'ergothérapeute sans avoir au préalable marqué les repères au crayon.

Étant donné que la position exacte des repères anatomiques est inconnue, l'erreur a été estimée avec la variation de la position tridimensionnelle des repères anatomiques évalués. Parmi les repères anatomiques considérés, 2 ont été numérisés sur le tibia, 2 sur le fémur et 2 ont été numérisés sur le bassin. Ces structures osseuses peuvent être considérées comme corps rigides, il est donc possible d'évaluer les erreurs intrinsèques associées à celles-ci en évaluant les distances entre les différents repères.

2.10.1.3 Test 3 : Repérage des points avec le numériseur

L'objectif de ce dernier test était de mesurer l'erreur lors de la procédure de numérisation avec le bras mécanique. Le sujet demeurait assis dans le fauteuil roulant pour toute la durée de l'expérimentation et les repères anatomiques ont été marqués par l'ergothérapeute. Chacun des repères identifiés a été numérisé 4 fois selon la même séquence.

2.10.2 Variabilité des mesures des paramètres mécaniques

La variabilité des mesures des paramètres mécaniques a aussi été évaluée auprès des mêmes sujets. Ils s'assoient dans le fauteuil roulant et la distribution de pression sur le

siège était enregistrée. Les sujets se relevaient, attendaient deux minutes et puis s'assoient de nouveau. La procédure a été répétée 4 fois. La pression a été enregistrée sur une période de 30 secondes à une fréquence de 8Hz et la moyenne sur la durée d'acquisition a été effectuée et conservée pour fin d'analyse. La variabilité des paramètres de pression maximale et moyenne, des gradients de pression ainsi que des orientations des pressions ischiatiques a été évaluée.

2.10.3 Variabilité des mesures du paramètre de bascule posturo-mécanique

Ce test a été effectué en même temps que celui de la variabilité des paramètres mécaniques. La position des ischions a été enregistrée par l'ergothérapeute en plaçant les mains sous les ischions et en pressant sur le capteur de pression correspondant. En plus de la position des ischions, les positions des crêtes iliaques, des épines iliaques antéro-supérieures et des trochanters ont été enregistrées avec le numériseur 3D. Pour fin d'analyse, les trois paramètres de bascule posturo-mécaniques présentés précédemment ont été évalués pour chaque sujet.

2.11 Méthodes statistiques

2.11.1 Analyses statistiques pour les études de variabilité

Pour chaque paramètre et chaque test, un tableau comparatif a été constitué (tableau 2.2). Dans le but de mesurer la variabilité, les valeurs obtenues pour chaque sujet ont été centrées à zéro en soustrayant leurs moyennes respectives (m_i). La variabilité des paramètres est obtenue en calculant l'écart-type des données centrées en tant que groupe de 20 mesures (5 sujets x 4 essais). Pour le test 2 (identification des repères anatomiques), 15 mesures (5 sujets x 3 essais) ont été utilisées pour l'approche 1 et 12 mesures (3 sujets x 4 essais) pour l'approche 2.

Tableau 2.2: Tableau comparatif utilisé pour analyser les résultats obtenus lors des 3 tests de reproductibilité et de variabilité

Sujets	Essais				
	1	2	3	4	
1	P_{11}	P_{12}	P_{13}	P_{14}	$m_1 \pm \sigma_1$
2	P_{21}	P_{22}	P_{23}	P_{24}	$m_2 \pm \sigma_2$
3	P_{31}	P_{32}	P_{33}	P_{34}	$m_3 \pm \sigma_3$
4	P_{41}	P_{42}	P_{43}	P_{44}	$m_4 \pm \sigma_4$
5	P_{51}	P_{52}	P_{53}	P_{54}	$m_5 \pm \sigma_5$

où : P_{ij} : Valeur du paramètre évalué pour le sujet i à l'essai j
 m_i : moyenne obtenue pour le sujet i .
 σ_i : écart-type obtenu pour le sujet i .

2.11.2 Analyse statistiques des résultats du groupe d'utilisateurs d'ATP

Différents aspects ont été considérés pour l'analyse des résultats obtenus avec le groupe d'utilisateurs d'ATP. Premièrement, afin de déterminer la tendance posturale et présenter l'étendue des résultats pour le groupe à l'étude, la moyenne et l'écart-type ont été évaluées pour chacun des paramètres. A titre indicatif, ces résultats ont été comparés avec ceux obtenus pour le groupe de sujets sans incapacités qui ont participé aux différents tests préliminaires. L'existence de patrons de pressions du groupe d'utilisateurs d'ATP a été vérifiée à travers.

En second lieu, l'analyse a permis de déterminer l'influence des paramètres géométriques sur la distribution de pression. L'existence de corrélations a été évaluée pour les différents paramètres avec les tests statistiques Pearson. Une étude de régression polynomiale a été effectuée pour les différents paramètres afin de vérifier l'existence d'autres relations non-linéaires.

Pour l'étude de corrélation, certaines relations ont davantage été ciblées. En effet, en se basant sur la littérature (Koo et coll.,1996) il a été possible de déterminer certaines relations d'intérêts entre les paramètres géométriques et mécaniques. Ces relations associent les mesures de bassin, telle la bascule, aux paramètres mécaniques de pression maximale et de gradient de pression. De plus, l'influence de l'obliquité et de la rotation transverse du bassin sur les orientations de pressions ischiatiques a été considérée.

Finalement, les paramètres ont été mis en relation avec les résultats de l'étude sur l'évaluation de la satisfaction des utilisateurs d'aides techniques à la posture pour vérifier l'existence de relations entre la notion de confort et les différents paramètres évalués (Tremblay, 1997). Sur l'ensemble des 19 variables de satisfaction, quatre ont été jugées comme pouvant être reliées aux paramètres de pression. Ces variables sont le confort, la satisfaction envers les dimensions des ATP, la satisfaction globale ainsi que la satisfaction moyenne.

Le prochain chapitre présente les différents résultats obtenus pour l'étude de variabilité ainsi que pour l'étude sur le groupe d'utilisateurs d'aides techniques à la posture.

3. RÉSULTATS

3.1 Résultats des études de variabilité des mesures

3.1.1 Variabilité des paramètres géométriques

La figure 3.1 résume les résultats obtenus pour chacun des tests de variabilité. Les 6 premiers paramètres spécifient la position tridimensionnelle du bassin, les paramètres TF et TT sont associés aux mesures du tronc et finalement les derniers paramètres représentent les mesures réalisées sur les membres inférieurs. Chacun de ces paramètres a été défini au chapitre précédent.

Les tests préliminaires ont permis de démontrer qu'une variabilité de moins de 2 degrés est obtenue pour la plupart des paramètres géométriques. Les paramètres les moins variables sont ceux associés à l'angle des cuisses (CG et CD), à l'angles de genoux (GD et GG) et à l'obliquité du bassin (BF1 et BF2). La plus grande variabilité est obtenue pour les paramètres B2 et HG correspondant respectivement à la rotation du bassin dans le plan sagittal et à la flexion des hanches. Les résultats présentés à la figure 3.1 indiquent que des patrons similaires de variabilité sont obtenus pour les trois tests. Le test préliminaire no.3 dont l'objectif était d'évaluer la variabilité de la procédure de numérisation présente la plus faible variabilité des mesures pour la majorité des paramètres. La plus grande variabilité est obtenue pour l'approche 1 du second test, étant donné que pour ce test l'erreur globale est évaluée (reproductibilité de la position assise et identification des repères anatomiques).

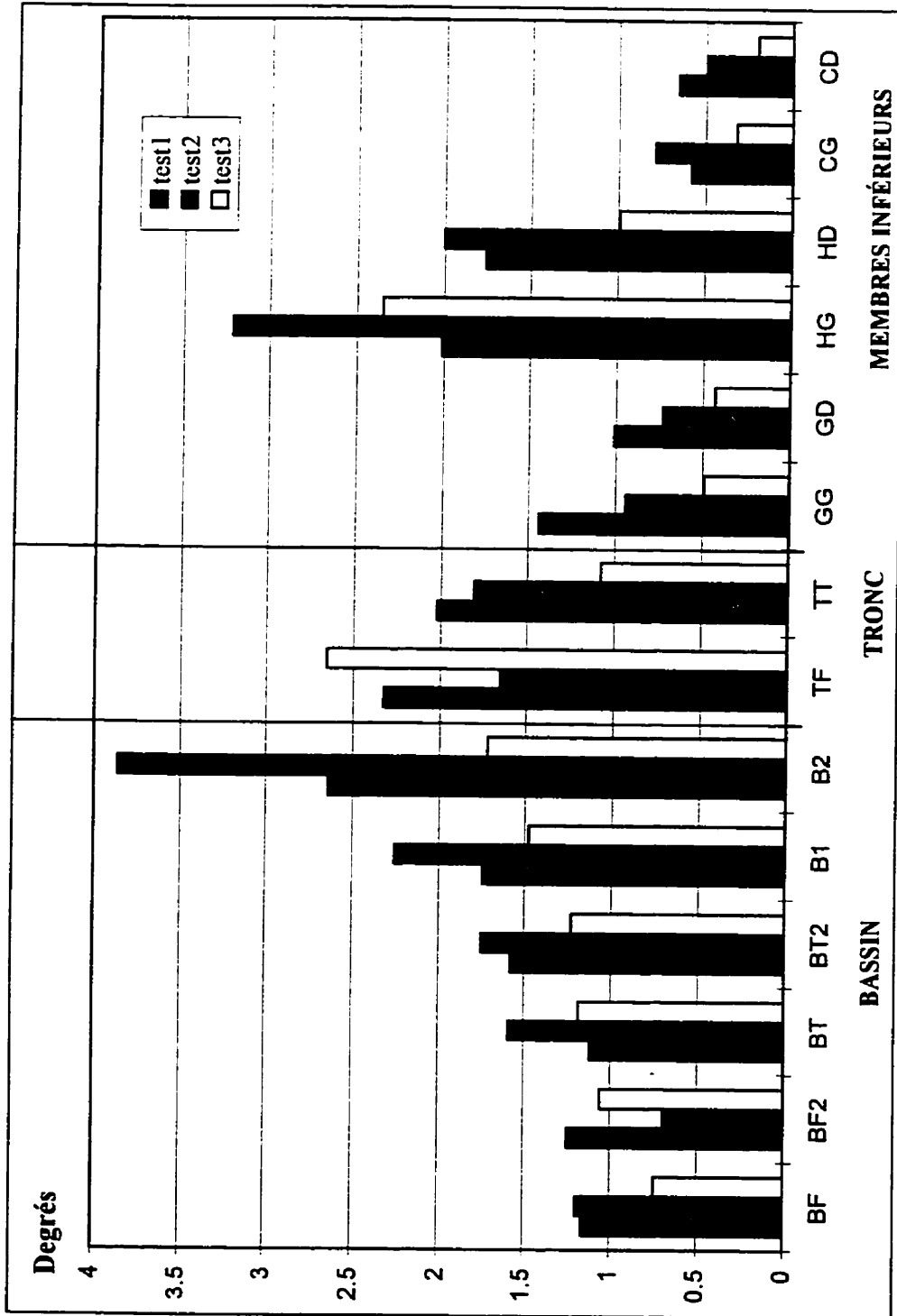


Figure 3.1: Variabilité des paramètres géométriques pour chacun des tests

Les résultats détaillés de chacun de ces tests sont présentés à l'annexe IV. Le test visant la reproductibilité de l'identification des repères anatomiques (test2, approche2) a permis de mesurer la variation en millimètres de la position tridimensionnelle des repères anatomiques (tableau 3.1). Les résultats indiquent que les repères associés aux membres inférieurs (malléole et condyle) sont ceux qui démontrent la plus petite variabilité. Les repères associés aux grands trochanters, aux crêtes iliaques, aux ÉIAS ainsi qu'à l'appendice xyphoïde sont les repères anatomiques les moins précis.

Afin de mesurer l'erreur intrinsèque à une structure, les distances entre les segments corporels considérés comme corps rigide ont été mesurées. Le bassin a été représenté par les distances entre les crêtes iliaques ainsi que les distances entre les ÉIAS. Le fémur et le tibia ont été représentés par les distances entre les condyles, malléoles et trochanters. Les résultats du tableau 3.2 démontrent que les distances du bassin varient d'environ 5,9 mm, résultats moins précis que ceux obtenus avec les membres inférieurs (4 mm). Cependant, les mesures prises sur le tibia présentent la plus faible variabilité, résultats en accord avec le tableau 3.1 qui indiquent que les repères associés au condyle et à la malléole sont les plus répétables. Les valeurs moyennes présentées au tableau 3.2 ne sont fournies qu'à titre indicatif de l'ordre de grandeur des mesures.

Tableau 3.1: Écart-type de la position des repères, en mm pour l'approche 2 du test2.

	Écart-type (mm)		
	<i> sujet1</i>	<i> sujet 2</i>	<i> sujet3</i>
Trochanter	10.4	10.1	7.2
Crête iliaque	10.1	17.8	9.5
Appendice xyphoïde	7.7	7.8	4.6
Éias	7.4	9.6	4.0
Manubrium Sternal	5.3	5.2	2.3
Condyle fémoral	5.0	4.7	2.0
Acromion	3.2	3.7	7.3
Malléole externe	2.3	1.4	1.1

Note : La moyenne n'est pas présentée pour ce test car l'écart-type est évalué sur une position 3D.

Tableau 3.2: Moyenne et écart-type de la distance inter-repères anatomiques.

Structure osseuse	Distances évaluées	Moyenne (mm)	Écart-type (mm)
Bassin	Crête à crête	236,5	5,9
	EIAS-EIAS	294,3	5,9
Tibia	Malléole-condyle (gauche)	410,2	1,7
	Malléole-condyle (droit)	413,3	2,2
Fémur	Condyle-trochanter (gauche)	401,5	4,1
	Condyle-trochanter (droit)	399,3	7,2

3.1.2 Variabilité des paramètres mécaniques

Les résultats de la variabilité des paramètres mécaniques associés aux valeurs de pression mesurées sur le siège sont présentés au tableau 3.3. Les gradients de pression et les pressions moyennes présentent les valeurs les plus précises avec une variabilité inférieure à 3 mmHg/cm et 3 mmHg respectivement. Les résultats obtenus pour les pressions maximales sont moins précis et présentent une variabilité de l'ordre de 10 à 20 mmHg. Mentionnons à titre informatif que des valeurs types de pression maximale, de pression moyenne et de gradient de pression sont respectivement de 100 mmHg, 40 mmHg et 17mmHg/cm. Les résultats sont sensiblement les mêmes pour les deux régions gauche et droite à l'exception de la pression maximale qui présente une variation de 8 mmHg entre les deux régions évaluées. La variabilité du paramètre de pression moyenne est inférieure à celle obtenue pour la pression maximale. Cette différence peut s'expliquer par la définition du paramètre de pression moyenne. En effet, ce paramètre inclus un nombre plus grand de capteurs donc une variation de pression sur quelques capteurs aura une moins grande influence sur celui-ci.

Tableau 3.3: Moyenne et écart-type des paramètres mécaniques

Paramètres	Moyenne	Écart-type
Pression maximale (côté droit)	115,9 mm Hg	19,7 mm Hg
Pression maximale (côté gauche)	117,9 mm Hg	11,2 mm Hg
Pression moyenne (côté droit)	46,7 mm Hg	2,6 mm Hg
Pression moyenne (côté gauche)	53,3 mm Hg	2,6 mm Hg
Gradient de pression (côté droit)	18,2 mm Hg/cm	1,7 mm Hg/cm
Gradient de pression (côté gauche)	19,9 mm Hg/cm	2,9 mm Hg/cm

3.1.3 Variabilité des paramètres combinant les mesures géométriques et mécaniques

Orientation des pressions ischiatiques :

Les positions des valeurs de pression ont été utilisées comme paramètre géométrique pour caractériser l'orientation des pressions ischiatiques. Les résultats de l'étude de variabilité de ce paramètre sont présentés au tableau 3.4. Ils démontrent que l'orientation dans le plan frontal est très sensible à une variation des valeurs de pressions maximales; la variabilité étant de 47°. L'orientation dans le plan transversal présente des résultats plus précis (6,9°). Ce résultat indique que la position des pressions maximales varie relativement peu sur le siège du fauteuil roulant pour un groupe de sujets sans incapacités.

Tableau 3.4: Écart-type de l'orientation des pressions ischiatiques

Orientation des pressions ischiatiques	Écart-type
Plan frontal	47.2°
Plan transversal	6.9°

Paramètre de l'angle de bascule du bassin posturo-mécanique

Deux approches ont été utilisées pour identifier la position des ischions :

- i) localisation de l'ischion en appuyant sur le capteur correspondant;
- ii) localisation de l'ischion en utilisant la position des valeurs de pressions maximales.

La figure 3.2 donne un exemple de représentation du bassin obtenue en utilisant la position des ischions évaluée à l'aide des valeurs de pression.

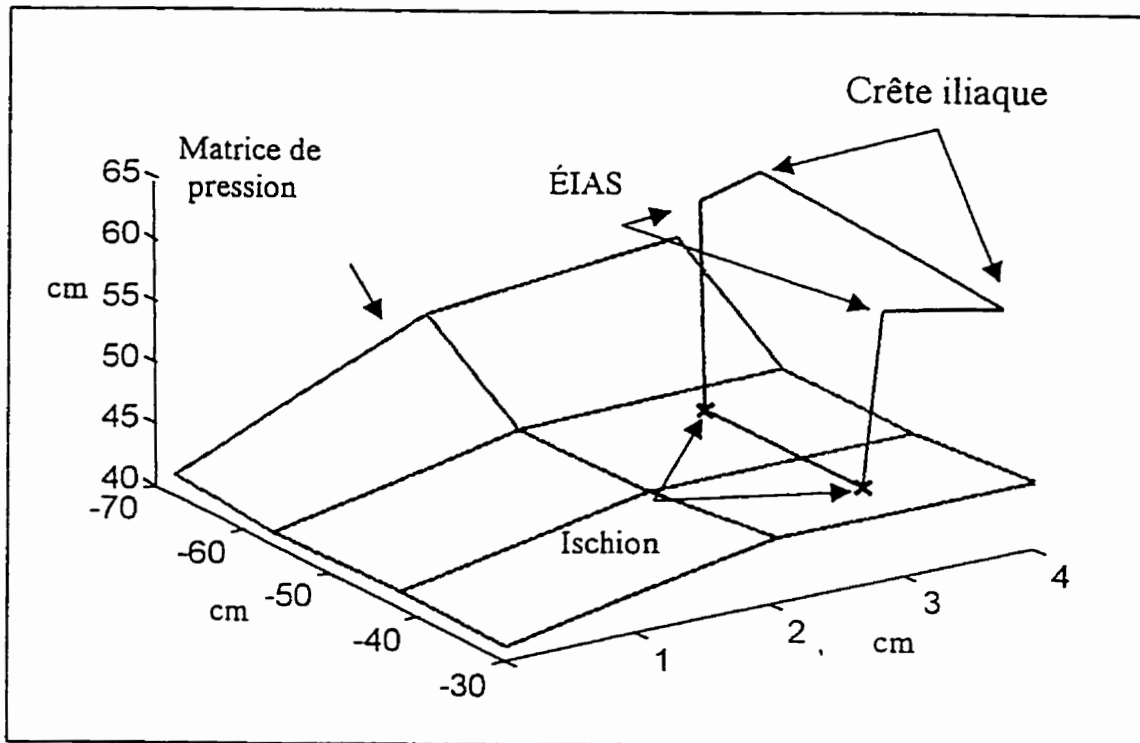


Figure 3.2: Représentation du bassin obtenue en utilisant la position des ischions évaluée à l'aide des valeurs de pression.

Afin de vérifier la similitude des paramètres de bascule mesurés avec les deux approches, les valeurs moyennes des paramètres de bascule obtenues pour chacun des sujets sont présentées à la figure 3.3. Le terme « moyenne (ii) » est associé aux valeurs mesurées avec la position des ischions localisée avec les pressions maximales tandis que le terme « moyenne(i) » est associé aux valeurs mesurées en appuyant sur le capteur correspondant. En ordonnée sont représentées les valeurs de bascule de bassin posturo-

mécaniques. La figure 3.3 démontre que les résultats des deux approches sont similaires à $\pm 5^\circ$ lorsque ces paramètres sont évalués sur un groupe de sujets sans incapacités.

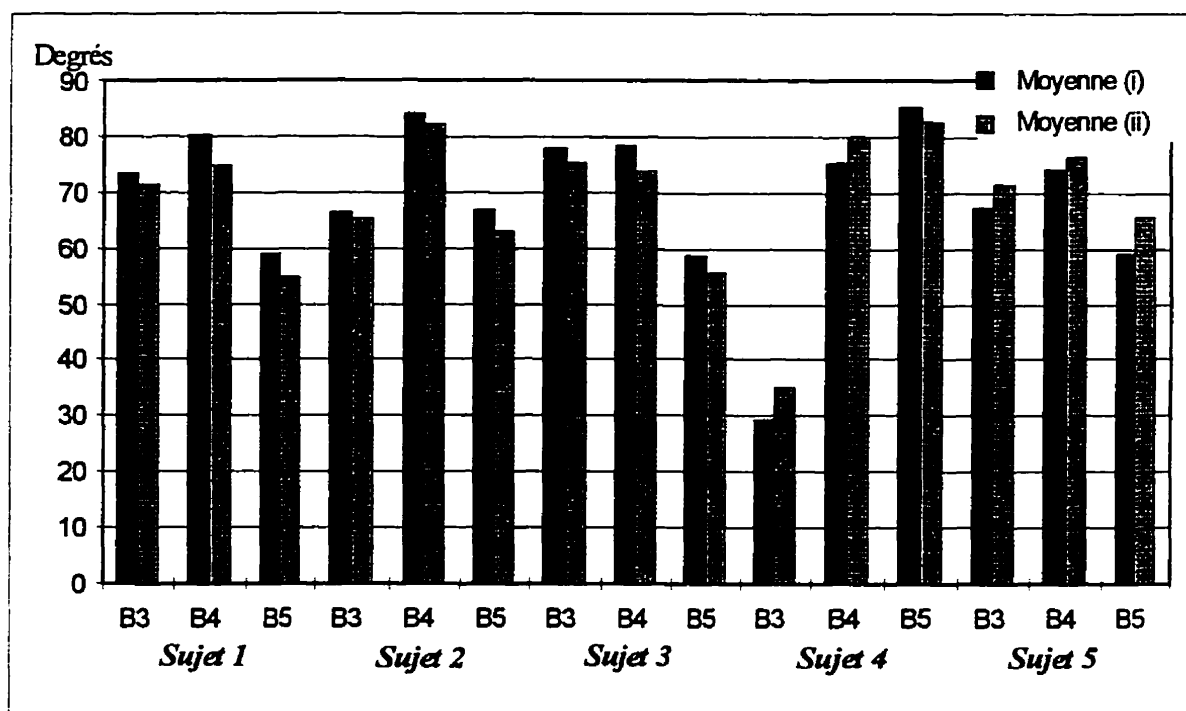


Figure 3.3: Résultats moyens des angles de bascule du posturo-mécaniques

Comme pour les paramètres mécaniques et géométriques, la variabilité du paramètre posturo-mécanique a été évaluée. Le tableau 3.5 résume les résultats obtenus pour chacun des paramètres. Ces résultats indiquent que le paramètre B3 (utilisant le trochanter) est celui qui obtient la plus grande variabilité (8° et 16°). Les paramètres B4 et B5 obtiennent sensiblement les mêmes résultats mais démontrent une plus faible variabilité que B3. La variabilité semble plus élevée lorsque les ischions sont définis à partir des valeurs de pression maximale (moyenne ii). Il faut toutefois noter que pour l'échantillon de personnes sans incapacités, lorsque la position de l'ischion était évaluée à partir du capteur, le même capteur était souvent sélectionné pour les différents essais.

Tableau 3.5: Écart-type des paramètres posturo-mécaniques

	Écart-type (°)		Écart-type (°)
B3 (i)	8.3	B3 (ii)	15.8
B4 (i)	3.9	B4 (ii)	3.6
B5 (i)	3.4	B5 (ii)	5.7

3.2 Résultats du groupe d'utilisateurs d'ATP

Cette section présente la synthèse des résultats obtenus avec le groupe d'utilisateurs d'ATP. Le détail des résultats se retrouve à l'annexe VI. De plus, la représentation graphique de la posture ainsi que la distribution de pression obtenue pour chacun des sujets sont présentées à l'annexe V.

3.2.1 Valeurs des paramètres géométriques

La moyenne et l'écart-type de chacun des paramètres obtenus pour le groupe d'utilisateurs d'ATP sont présentés à la figure 3.4. Les mêmes paramètres statistiques obtenus avec le groupe de sujets sans incapacités sont présentés à la figure 3.5. La comparaison entre les deux groupes n'est présentée qu'à titre indicatif puisque l'objectif de l'étude n'est pas d'évaluer les différences entre ces deux types de population. De plus, l'échantillon du groupe de sujets sans incapacités étant de 5 sujets, l'écart-type n'est pas représentatif.

Il est possible de constater que les deux groupes présentent des moyennes situées autour de 0° pour les valeurs de rotation du bassin dans le plan frontal et transversal (position anatomique verticale du bassin). Les différences les plus importantes sont mesurées avec le paramètre de bascule du bassin (B1). Les critères de sélection pour l'échantillon des sujets utilisateurs d'ATP spécifiaient que les sujets évalués devaient être en bascule postérieure, ces résultats ne sont donc pas surprenant et donc cohérents.

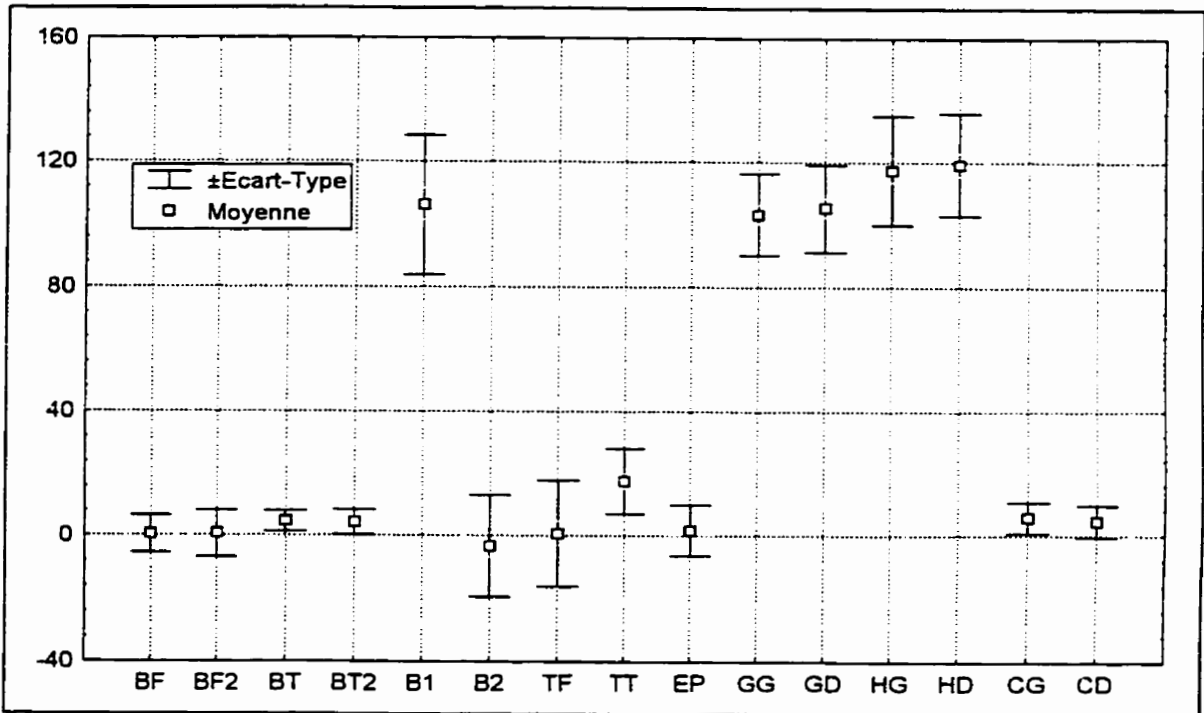


Figure 3.4: Moyenne et écart-type des paramètres géométriques obtenus avec l'échantillon d'utilisateurs d'ATP (N=19).

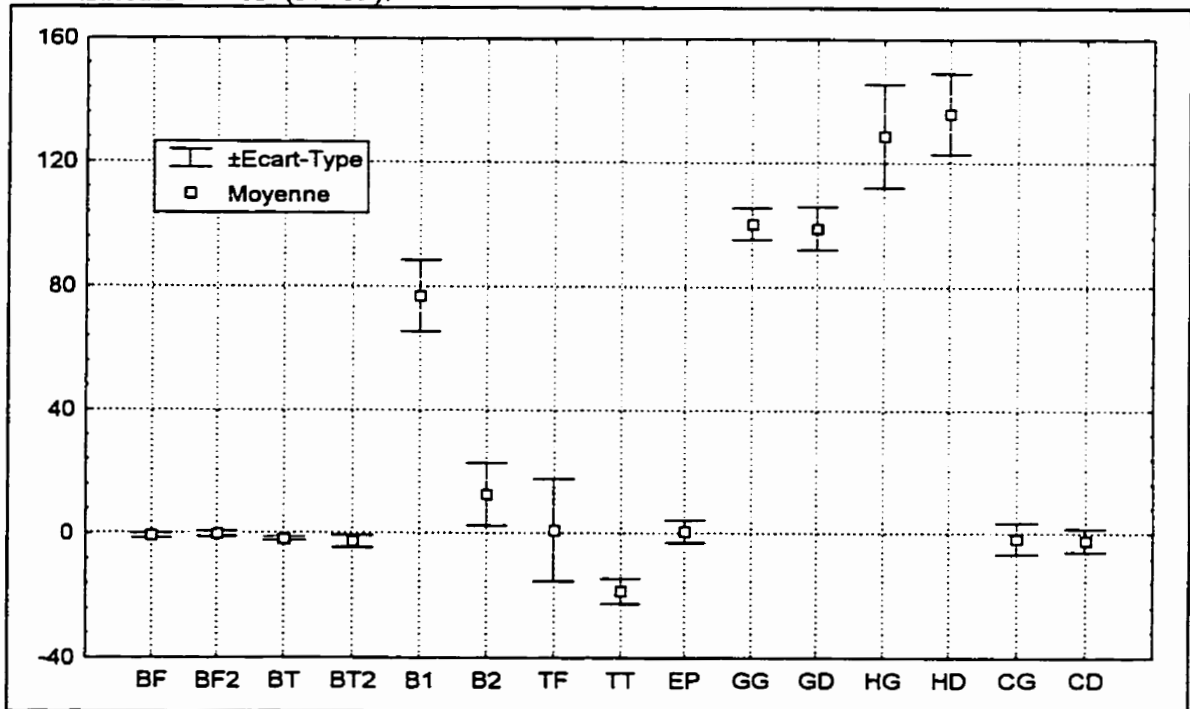


Figure 3.5: Moyenne et écart-type des paramètres géométriques obtenus avec le groupe de sujets sans incapacités (N=5).

La moyenne du paramètre de bascule du bassin B1 évaluée pour le groupe de sujets sans incapacités est égale à 80° , ce qui pourrait correspondre à la position anatomique verticale du bassin. Pour le groupe d'utilisateurs d'ATP la moyenne est d'environ 110° . Le plan du bassin est donc davantage en bascule postérieure comparativement au groupe de sujets sans incapacités. Pour le second paramètre de bascule du bassin (B2) mesuré avec les crêtes iliaques et les épines iliaques, le groupe de sujets sans incapacités obtient une moyenne de 15° . En se référant à l'anatomie du bassin, cette position pourrait correspondre à la position anatomique verticale du bassin. Pour sa part, le groupe d'utilisateurs d'ATP obtient une moyenne d'environ -10° . Donc, ce paramètre permet aussi de démontrer que les sujets utilisateurs d'ATP sont davantage en bascule postérieure que le groupe sujets sans incapacités. Pour les mesures du tronc dans le plan frontal, les résultats sont sensiblement les mêmes pour les deux groupes. De plus, les rotations des épaules sont quasiment nulles pour les deux groupes. Les mesures des membres inférieurs sont similaires avec des mesures des angles de genoux autour de 90° pour le groupe de sujets incapacités comparativement à 100° pour le groupe d'utilisateurs d'ATP. Il faut cependant mentionner que pour le groupe de sujets sans incapacités, les cinq sujets étaient placés dans le même fauteuil et aucune modification n'a été apportée aux composantes du fauteuil afin d'ajuster celui-ci aux différents sujets. Afin de comparer les résultats obtenus aux niveaux des écart-type, il serait nécessaire d'augmenter le nombre de sujets sans incapacités pour cet échantillon. Il faudrait également que les deux groupes soient plus comparables au niveau de l'âge.

3.2.1.1 Corrélations entre les paramètres géométriques

La matrice de corrélation obtenue entre les différents paramètres géométriques est présentée au tableau 3.6. Seules les valeurs respectant l'intervalle de confiance de 5% (significatives à $p \leq 0,05$) sont présentées. Les différentes lettres réfèrent aux définitions des paramètres présentés à la section 2.4.

Les paramètres au niveau du bassin sont ceux qui présentent le plus de corrélations. La corrélation élevée obtenue entre les paramètres d'obliquité du bassin (BF et BF2) ($R=0.9$) était prévisible puisqu'il s'agit d'une mesure d'angle très semblable évaluée par deux approches différentes: l'une avec les crêtes iliaques et l'autre avec les ÉIAS. Pour les mêmes raisons, il est possible d'expliquer la présence de corrélation entre les mesures de rotation du bassin dans le plan transversal BT et BT2 ($r=0.52$). Les paramètres de bascule du bassin (B1 et B2) sont reliés aux mesures de flexion des hanches (HG, HD) avec des coefficients de corrélation variant de 0,53 à 0,69. Le paramètre B2 est relié aux paramètres d'angles des genoux (GG, $r=0,51$ et GD, $r=0,49$) ainsi qu'à l'angle du dossier (D, $R=0,49$). Tandis que la mesure B1 est reliée à l'angle du siège avec un coefficient de corrélation de 0,47. Le coefficient de corrélation de 0,46 entre les paramètres B1 et B2 est relativement faible et indique que les deux mesures de bascule sont peu reliées géométriquement.

Les paramètres du tronc ne sont pas reliés aux autres paramètres géométriques. Concernant les membres inférieurs, les relations évaluées indiquent que l'angle de cuisse (CG) est relié à la mesure de l'angle de genou (GG) avec un coefficient de corrélation de 0,52, l'angle du genou quant à lui est relié à l'angle de l'appui-pied. De cette étude, il ne ressort donc pas de corrélations hautement significatives et révélatrices. Afin de constater si les corrélations supérieures à 0,6 se maintiennent et sont représentatives, il sera nécessaire de préciser cette évaluation avec un plus grand nombre de sujets.

3.2.2 Valeurs des paramètres mécaniques

La moyenne et l'écart-type des paramètres mécaniques des utilisateurs d'ATP sont présentés à la figure 3.6. Pour les mêmes raisons que celles énoncées précédemment pour les paramètres géométriques, la moyenne et l'écart-type des paramètres mécaniques ont été évalués pour le groupe de sujets sans incapacités et sont présentés à figure 3.7.

Tableau 3.6: Matrice de corrélations entre les paramètres géométriques

BASSIN			TRONC			MEMBRES INFÉRIEURS					FAUTEUIL ROULANT							
BF2	BT	BT2	B1	B2	TF	TT	EP	CG	GD	HG	HD	CG	CD	SD	S	D	APG	APD
0,90	*	0,46	*	*	*	*	*	*	*	*	0,58	*	*	0,49	*	*	*	*
			*	*	*	*	*	*	*	0,50	*	*	*	*	*	*	*	*
				*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
					*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
						*	*	*	*	0,62	0,69	*	*	*	0,47	*	*	*
							*	*	0,51	0,49	0,53	0,63	*	*	*	0,49	*	*
								*	0,47	*	*	*	*	*	*	*	*	*
									*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
									*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
										*	*	*	*	*	*	*	*	*
											*	*	*	*	*	*	*	*
												*	*	*	*	*	*	*
													*	*	*	*	*	*
														0,80	0,47	*	*	*
																0,58	*	0,54
																	*	*

* : équations non significatives à p=0.05

Il faut insister sur le fait que ces résultats ne sont présentés qu'à titre indicatif et qu'un nombre de 5 sujets est insuffisant pour que l'écart-type soit représentatif. Comparativement aux mesures géométriques, il est plus difficile de démontrer les différences entre les 2 groupes de sujets. Les paramètres B4 et B5, correspondant aux angles de bascule posturo-mécanique, corroborent les résultats des paramètres géométriques associés à la bascule du bassin en démontrant que le bassin des sujets à l'étude est davantage placé en bascule postérieure du bassin comparativement au groupe de sujets sans incapacités.

3.2.3 Corrélations entre la posture et la distribution de pression

Cette section présente les résultats de l'étude de corrélation entre les paramètres géométriques et les paramètres mécaniques. Les coefficients de corrélation mesurés à partir du logiciel STATISTICA sont présentés au tableau 3.7 Seules les relations significatives à $p \leq 0.05$ sont présentées.

Les résultats indiquent que le gradient maximal (Gradg et Gradd) ainsi que les angles de bascule posturo-mécanique (B4 et B5) ne sont corrélés avec aucun paramètre géométrique. Le paramètre d'obliquité du bassin BF présente des relations avec les valeurs de pression maximale (P_{maxd} , $r=0,55$), pression moyenne (P_{moyg} , $r=0,56$ et P_{moyd} , $r=0,49$) ainsi qu'avec les orientations des pressions ischiatiques dans le plan frontal (θ_{PF} , $r=0,6$). Le paramètre d'obliquité du bassin BF2 présente relativement les mêmes relations. L'angle de la cuisse gauche est relié à la pression maximale avec un coefficient de corrélation de 0,50. Certaines relations n'ont pu être établies telles que celle entre l'orientation du bassin dans le plan transversal (BT) et l'orientation des pressions ischiatiques dans le plan transversal (θ_{P_t}) ainsi que celle entre le paramètre de bascule du bassin (B1) et les gradients de pression (GRAD).

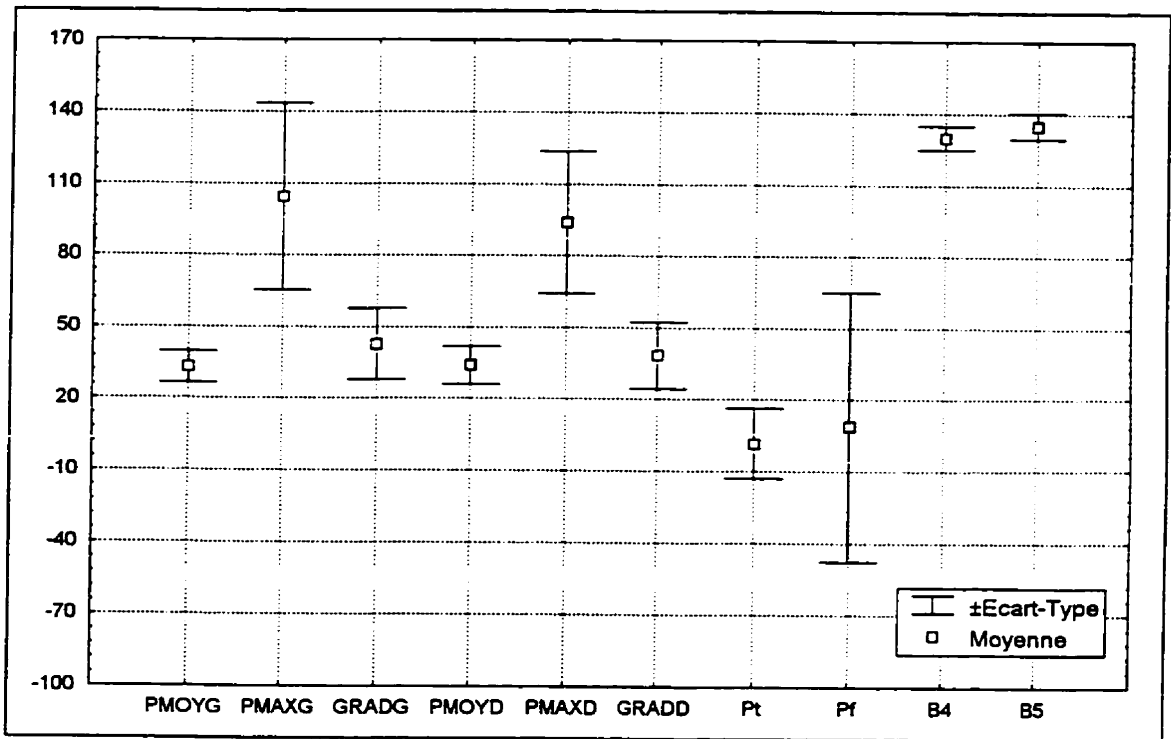


Figure 3.6: Moyenne et écart-type des paramètres mécaniques obtenus avec l'échantillon d'utilisateurs d'ATP (N=19)

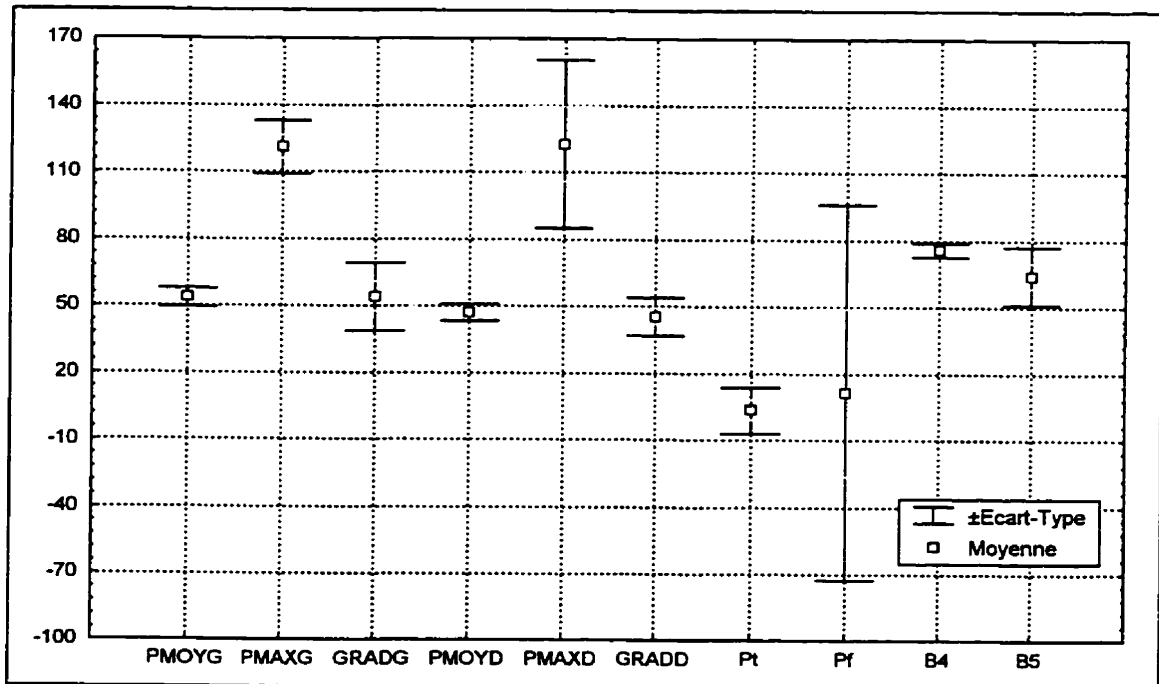


Figure 3.7: Moyenne et écart-type des paramètres mécaniques obtenus avec le groupe de sujets sans incapacités (N=5)

Tableau 3.7: Corrélations entre les paramètres géométriques et mécaniques

	$P_{MOY G}$	$P_{MAX G}$	GRADG	$P_{MOY D}$	$P_{MAX D}$	GRADD	θ_{PT}	θ_{PF}	B4	B5
BF	*	*	*	*	-0,55	*	*	0,60	*	*
BF2	-0,56	*	*	-0,49	-0,48	*	*	0,69	*	*
BT	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
BT2	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
B1	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
B2	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
TF	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
TT	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
EP	*	*	*	*	*	*	0,55	*	*	*
GG	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
GD	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
HG	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
HD	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
CG	*	*	*	*	0,50	*	*	*	*	*
CD	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
SD	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
S	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
D	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
APG	*	*	*	*	**	*	*	*	*	*
APD	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*

Note : Les lettres D et G à la fin des différents termes indiquent que les mesures ont été évaluées pour la région de droite (D) ou de gauche (G).

* : non-significatif à $p=0.05$

3.2.4 Patrons de pression

Une évaluation qualitative a été effectuée à partir de la représentation de la distribution de pression évaluée sur le siège afin de déterminer s'il était possible d'extraire certains patrons de pressions. Cette évaluation a permis d'établir, parmi les utilisateurs d'ATP deux types de distribution de pression soit le **Type I** où les pressions maximales sont réparties sous les ischions et le **Type II** où les pressions maximales sont réparties sous les ischions et le coccyx.

À partir de cette classification, l'échantillon des utilisateurs d'ATP a pu être divisé, selon leur distribution de pression, en deux sous-groupes de 9 et 10 sujets. Certaines distinctions ont pu être faites à l'intérieur de ces 2 sous-groupes. En effet, soit les

pressions maximales étaient localisées en un ou deux points ou soit elles étaient réparties sous les différentes régions. La figure 3.8 présente deux exemples typiques de distribution de pression pour chacun des **Types I et II**.

L'étude de corrélation a été refaite avec les deux sous-groupes de **Type I et II** afin de démontrer s'il est possible que ces sous-groupes, définis à partir de la distribution de pression sur le siège, présentent des caractéristiques particulières. Les corrélations obtenues sont présentées au tableau 3.8. Les résultats sont similaires à ceux présentés au tableau 3.7 mais des coefficients de corrélations nettement plus élevés sont obtenus. De plus, ces corrélations sont significatives bien que le nombre de sujets par groupe soit plus petit que dans le cas des résultats présentés au tableau 3.7. En effet, il est possible d'établir que les paramètres associés au bassin sont ceux qui présentent le plus de relations avec les paramètres mécaniques. Toutefois, le groupe de **Type I** (pression maximum sous la région des ischions) présente une relation entre la bascule du bassin et les valeurs de pressions maximales, cette relation n'étant vérifiée que pour la région gauche. Le couplage des rotations au niveau du bassin pourrait être la cause des ces différences entre les deux régions.

Tableau 3.8: Corrélations obtenues pour les sous-groupes de Type I et de Type II

		Type I	Type II	
Pmaxg vs B1	R=0,71	Pmoyg vs B2	R=0,69	
Pmaxg vs B2	R=0,71	Pmoyg vs GD	R=0,73	
Pmoyd vs HG	R=0,74	Pmoyg vs HD	R=0,79	
Gradd vs Gg	R=0,77	Pmaxd vs BF	R=0,67	
θ_{Pt} vs TT	R=0,76	Pmaxd vs BF2	R=0,75	
θ_{Pf} vs BF	R=0,83	Pmaxd vs TF	R=0,90	
		θ_{Pt} vs TF	R=0,90	

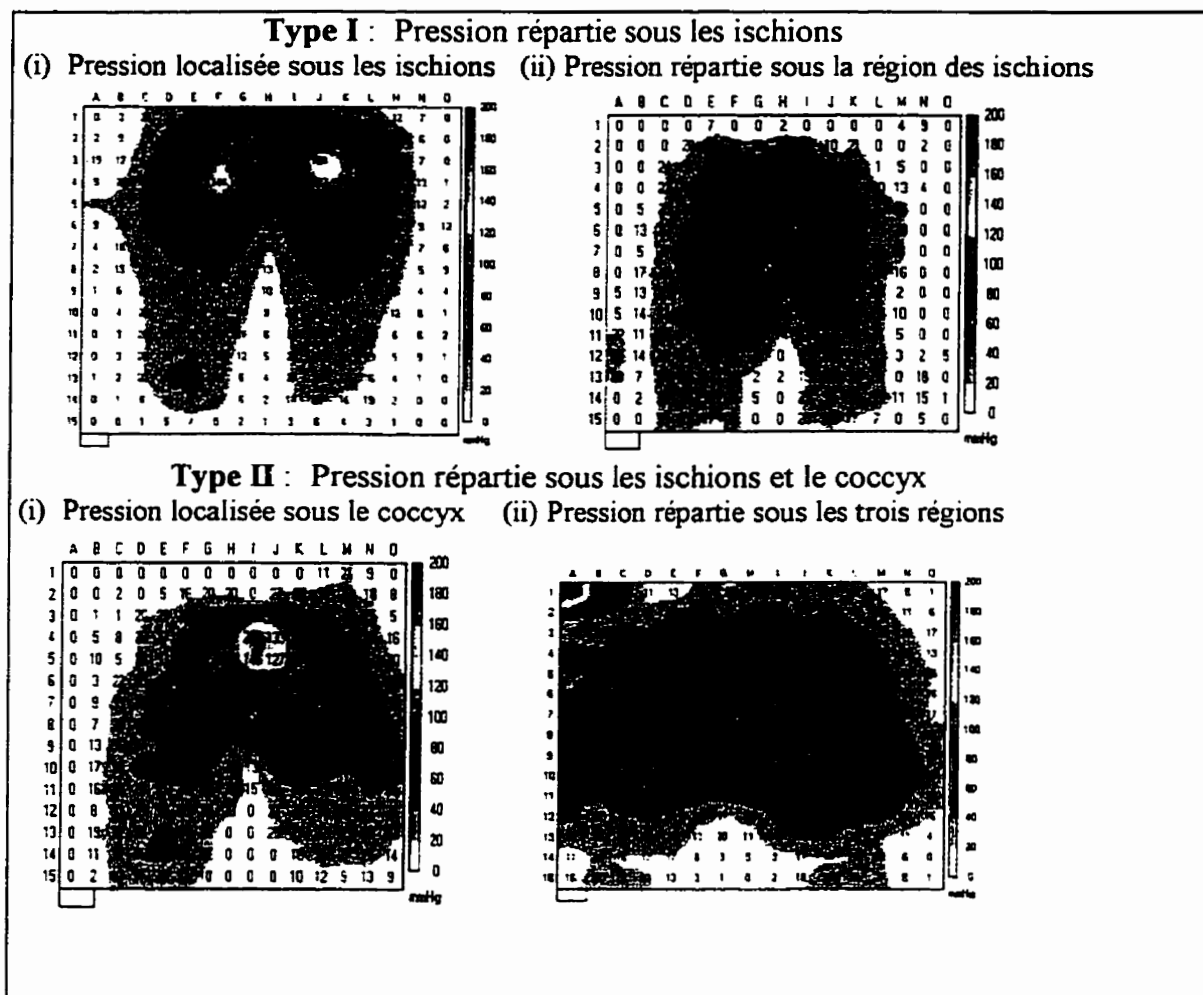


Figure 3.8: Types de distribution de pression sur le siège.

Afin de vérifier si les sous-groupes de **Type I** et de **Type II** présentent des caractéristiques propres à leurs ATP, les types de coussin ont été listés pour chacun des groupes (tableau 3.9). Les résultats démontrent que les sujets de **Type I** utilisent en majorité des coussins de mousse et que les coussins Roho sont recensés dans les deux groupes. De plus, les types de coussins sont très diversifiés pour les sujets de **Type II**.

Comme la position des valeurs maximales de pression varie pour les deux groupes, il est possible que chacun des types de distribution de pression soit associé à des angles de bascule spécifiques. Afin de vérifier l'hypothèse selon laquelle les valeurs de bascule du

bassin les plus faibles se retrouvent dans le groupe I et celle maximales dans le groupe II, le tableau 3.10 présente les angles de bascule du bassin (B1) obtenus pour les différents sujets de **Types I** et **II**. Les résultats sont très diversifiés et une relation entre les paramètres de bascule et les types de distribution de pression sur le siège du fauteuil roulant n'a pu être établie. Cependant, il est possible d'imaginer que lorsque la personne est assise avec un bassin en position verticale, les pressions seront réparties en majorité sous les ischions, si le bassin est en position postérieure la surface de répartition des pressions sera plus grande et conséquemment les valeurs de pressions diminueront par rapport à celles évaluées avec un bassin en position verticale. Toutefois, si l'angle de bascule du bassin est trop élevé, les pressions deviendront concentrées sous le coccyx ce qui aura pour conséquence de les augmenter. Pour vérifier si cette relation existe réellement, une étude de régression non-linéaire a été effectuée avec l'échantillon de 19 sujets. La figure 3.9 présente 2 polynômes de degré 5 reliant les valeurs de mesures de bascule du bassin aux mesures de pression maximale et de gradient maximal. L'abscisse identifie le paramètre de bascule du bassin B1. Le plus haut coefficient de corrélation est obtenu pour la courbe reliant les valeurs de gradient maximal à la mesure de bascule du bassin, $r=0,72$. Les résultats indiquent que pour une valeur d'environ 80° qui pourrait représenter la position anatomique verticale du bassin, les valeurs de pressions et de gradients sont les plus élevées. Entre les valeurs de 90° et 100° les paramètres présentent une diminution pour ensuite augmenter légèrement lorsque le bassin est en bascule postérieure davantage appuyée sur le coccyx.

Tableau 3.9: Types de coussins en fonction des types de distribution de pression

Type I	Type II
i) coussins de mousses (2)	i) Standard (1)
ii) coussins de mousses (3)	Targa (2)
Roho(4)	Roho(2)
	coussin de gel
	coussins de mousse
	néocore
	ii) Roho(2)

Tableau 3.10: Valeurs des bascules du bassin (B1) mesurées en degrés pour chacun des groupes

Type I		Type II	
(i)	(ii)	(i)	(ii)
115,1	133,1	114,9	92,4
84,9	136,3	119,8	90,4
	97,7	81,9	109,1
	106,3	158,1	
	109,3	62,6	
	92,1	120,8	
	108,6	84,1	

Pour terminer cette section sur l'évaluation des différents paramètres, les distributions de pression obtenues au dossier ont été analysées. Les résultats étant très diversifiés, l'analyse de ces distributions de pression a permis de déterminer jusqu'à six types de distribution de pressions parmi l'échantillon de 19 sujets. Un exemple de chacun de ces types de distribution de pression est présenté à la figure 3.10 ainsi que le nombre de sujets entre parenthèse présentant les différents profils. Il est difficile d'interpréter ces graphiques de distribution de pression car ceux-ci sont très variables.

3.3 Corrélation avec une étude sur l'évaluation de la satisfaction

Les résultats obtenus avec le projet de Tremblay (1997) ont été comparés avec les différents paramètres mécaniques évalués dans le cadre de ce projet. Les coefficients de corrélation entre d'une part les paramètres de pression maximale, moyenne et de gradient de pression et d'autre part les variables de confort, de dimensions ainsi que de satisfaction globale obtenues par Tremblay (1997) sont non-significatifs. La seule constatation possible est que, parmi les sujets présentant le degré de satisfaction le plus élevé, trois sujets présentaient des distributions de pression avec des pressions maximales localisées ce qui implique que le paramètre de pression n'est pas le seul à considérer pour évaluer la satisfaction de l'utilisateur d'ATP.

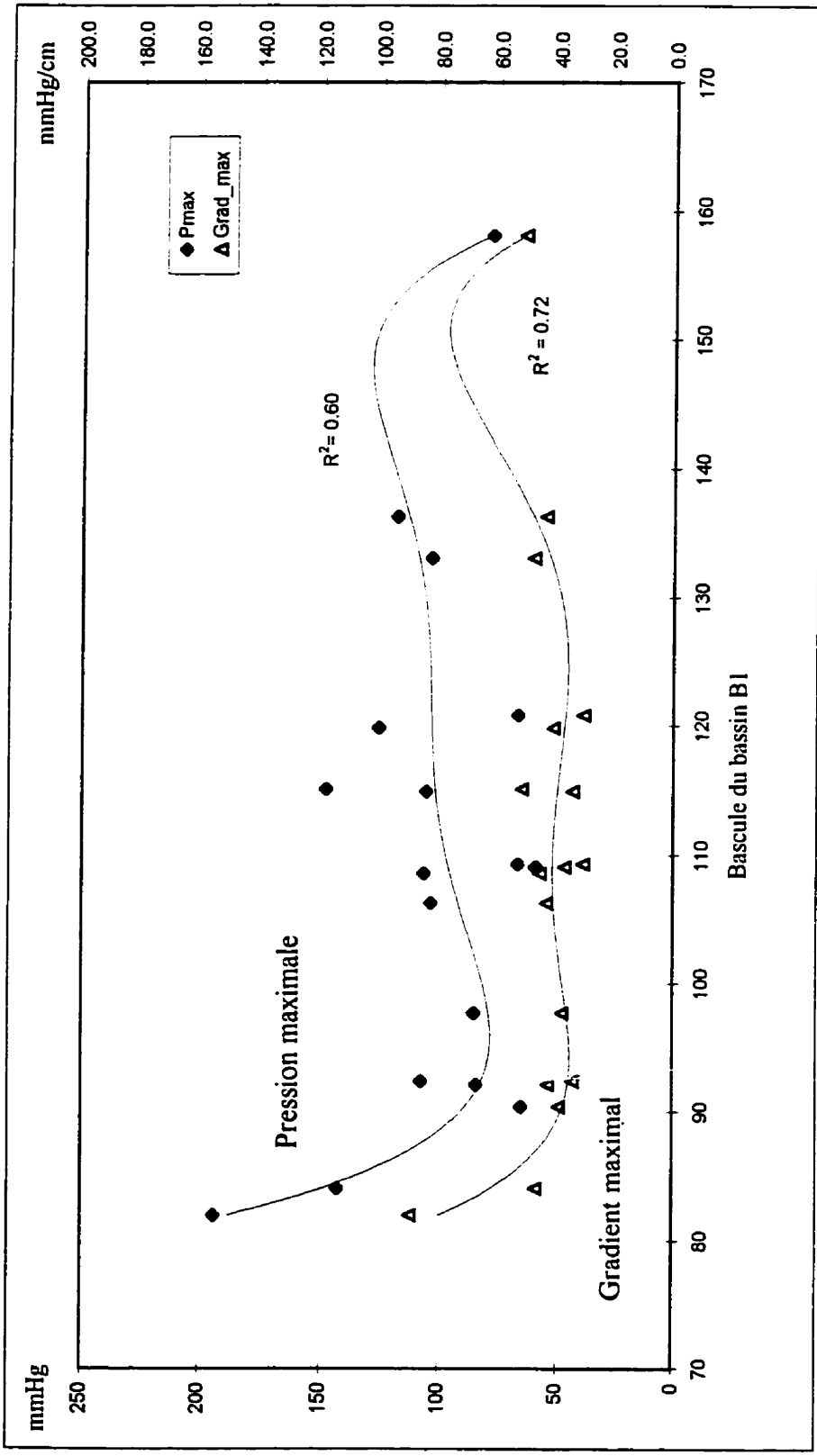


Figure 3.9: Bascule du bassin en fonction des paramètres mécaniques

4. DISCUSSION

L'analyse statistique des résultats présentée au chapitre précédent consistait en une étude préliminaire. Les limites statistiques de ce projet de maîtrise sont présentées à la fin de cette discussion et différents tests statistiques sont proposés pour une étude plus approfondie. Une étape importante de ce projet de maîtrise consiste en la définition des différents paramètres géométriques permettant de caractériser la posture assise car aucune norme précise et détaillée n'est proposée dans la littérature concernant la terminologie des différents paramètres. En effet, les définitions proposées par les études antérieures ne présentent que les axes de rotation des différents segments corporels (Hobson, 1984) ou les rotations tridimensionnelles du bassin (Koo, 1996).

La difficulté à définir les différents paramètres géométriques est dû au fait que peu de repères anatomiques sont accessibles lorsque la position du sujet est évaluée dans son fauteuil roulant. En effet, les différents composants de maintien et de soutien empêchent l'accès à d'autres repères anatomiques qui pourraient s'avérer pertinents pour la mesure de la posture; tels que les épines iliaques postéro-supérieures, le coccyx et différents points sur la colonne vertébrale.

La bascule du bassin a été considérée comme un paramètre important dans ce projet de maîtrise car il était l'un des plus plausibles à mettre en relation avec les valeurs de pression. En tout, cinq paramètres ont été définis pour représenter l'orientation du bassin dans le plan sagittal (figure 4.1). Parmi ces cinq paramètres, deux ont été définis à partir des repères anatomiques externes tandis que les trois autres ont été définis en utilisant la position des ischions évaluées avec les mesures de pressions. Tous ces paramètres ont été utilisés afin de déterminer lesquels d'entre eux permettent la représentation la plus adéquate de l'orientation anatomique du bassin tout en fournissant une mesure précise et reproductible de celui-ci.

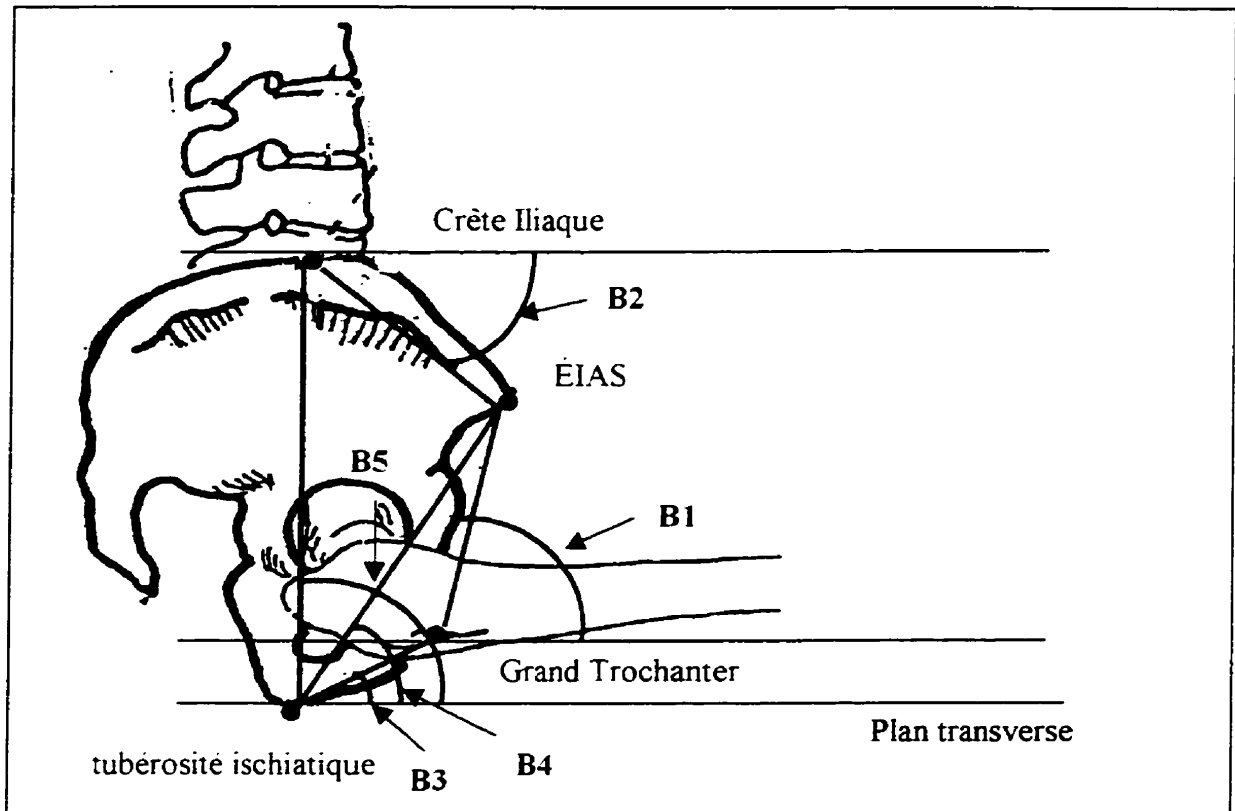


Figure 4.1: Représentation des cinq définitions du paramètre de bascule du bassin

Pour définir la position anatomique verticale du bassin, deux plans peuvent être utilisés, soit un plan horizontal ou vertical. La littérature définit le plan horizontal du bassin en utilisant le sacrum et les épines iliaques. Pour ce projet, l'accès au sacrum était empêché par la présence du dossier du fauteuil roulant. Ce plan a donc été estimé en utilisant les crêtes et les ÉIAS. Cependant, la distance entre les crêtes iliaques et les ÉIAS étant faible par rapport à la hauteur du bassin, l'erreur de la position des repères a une plus grande influence sur les valeurs du paramètre mesuré. En effet, les résultats du test de variabilité indiquent que ce paramètre (B2) présente la plus grande variabilité parmi les paramètres géométriques (4°). Un second paramètre a été défini afin de représenter le plan vertical du bassin en utilisant les trochanters et les ÉIAS (B1). Ce paramètre présente une variabilité plus faible, toutefois la position du repère identifié sur le trochanter peut se

déplacer indépendamment de celle du bassin et donc influencera les mesures de celui-ci dans le plan sagittal. Les trois autres paramètres représentant l'angle de bascule du bassin utilisent la position des ischions évaluée à partir de la distribution de pression. Ces paramètres présentent toutefois certains facteurs d'erreurs reliés à la position des ischions. En effet, bien que la matrice soit fixée au siège, elle avait encore la possibilité de se déplacer lorsque le sujet réintégrait son fauteuil roulant. L'écrasement du coussin sous le poids du sujet avait aussi pour conséquence un déplacement non-uniforme de la matrice. De plus, la détermination de la position des tubérosités ischiatiques évaluées par palpation est fonction des tissus les entourant. Finalement, étant donné les caractéristiques de l'échantillon à l'étude (bascule postérieure du bassin) les tubérosités ischiatiques n'étaient pas souvent facilement palpables, entraînant le fait que la position enregistrée pouvait correspondre à un point quelconque situé dans la région des ischions mais pas nécessairement directement sous les ischions. Les tests de variabilité indiquent que le paramètre B3 (utilisant le trochanter) est celui qui a la plus grande variabilité (8° et 16°) comparativement aux paramètres B4 et B5 qui utilisent les crêtes iliaques et les ÉIAS. La distance entre les ischions et les trochanters étant inférieure à la distance entre les crêtes et les ischions, une erreur sur la position des ischions produit en conséquence une erreur beaucoup plus grande sur la mesure de l'angle B3; les deux autres paramètres (B4 et B5) présentent donc une variabilité plus faible (4°). La valeur fournie par la mesure B5 est une bonne indication de la position anatomique absolue du bassin (par exemple une valeur de 0° par rapport au plan vertical est très proche de la position neutre réelle du bassin). Cependant, cette valeur dépend de la facilité et de la précision à mesurer la position de l'ischion. La mesure B1 est recommandée si aucun système de pression ou autre système permettant de localiser la position de l'ischion n'est disponible. Toutefois, pour cette mesure, la position relative du trochanter par rapport au bassin est variable.

Pour les paramètres associés au tronc, peu de repères anatomiques étaient accessibles étant donné la présence du fauteuil et des composants de maintien. Seules les positions de

la 7^e vertèbre cervicale et des extrémités du sternum ont pu être utilisées comme repères anatomiques externes. Toutefois, étant donné le rayon d'action limité du numériseur 3D, la vertèbre cervicale C7 a été difficile à atteindre avec les sujets très grands ou dans la situation d'un angle d'inclinaison du dossier supérieur à 20°. C'est la principale raison qui a motivé le marquage et la numérisation des points de chaque côté du tronc. Pour le groupe de sujets sans incapacités la variabilité de ce paramètre est de 2°. Ce paramètre devient problématique lorsqu'il est évalué chez des sujets très corpulents. En effet, les déplacements de la peau entre la position couchée et celle assise a pour conséquence que les points numérisés sur le tronc en position couchée se retrouvent dans la région du ventre en position assise. Les points sur la peau ne conservent pas leur alignement original et ont subi un grand déplacement. Pour ces sujets, l'angle évalué incorpore ces erreurs et peut influencer grandement les valeurs de mesure de la rotation du tronc.

Le tronc n'est pas un corps rigide comme le bassin, il était donc difficile de définir des vecteurs entre deux repères anatomiques. Ceux-ci auraient permis de représenter la position du tronc par des angles projetés, les rotations ont donc été évaluées par des angles 3D entre différents plans. Toutefois, avec le groupe d'utilisateurs d'aides techniques à la posture, il a été possible d'évaluer (à l'aide des représentations graphiques de chacun des sujets) que la position du tronc était la résultante d'un couplage de rotation. Pour une prochaine étude, d'autres repères devraient être définis afin de permettre une évaluation encore plus précise de la posture du tronc. De plus des vecteurs projetés ou un système d'axe local associé au tronc devraient être utilisés afin d'isoler les différentes composantes de rotation du tronc.

Finalement concernant tous les paramètres géométriques, les tests de variabilité ont permis de démontrer qu'une variabilité de moins de 2 degrés est mesurée pour la plupart des paramètres. Les paramètres de rotation du bassin dans le plan sagittal et de flexion des hanches obtiennent la plus grande variabilité; ces deux paramètres utilisent la crête iliaque

comme point de référence. Ce repère anatomique est l'un des plus difficiles à repérer étant donné qu'il s'agit d'un os plat sans proéminence osseuse entouré d'une grande quantité de tissus mous. Les repères associés aux membres inférieurs (malléole et condyle) sont ceux qui démontrent la variabilité la plus petite; ce qui permet d'expliquer pourquoi les paramètres associés aux mesures des angles des cuisses et des genoux sont les plus précis. Les résultats de la variabilité entre les distances des différents repères anatomiques ont permis de corroborer ceux obtenus avec le test de variabilité dans la position des repères anatomiques et de démontrer que la variabilité de la mesure des membres inférieurs était inférieure à celle du bassin.

De plus, afin de démontrer que le protocole de mesures offre une précision adéquate pour évaluer les paramètres géométriques de l'échantillon des utilisateurs d'ATP, l'écart-type des résultats a été considéré. En effet, l'écart-type pour ces sujets étant toujours plus élevé que la variabilité mesurée pour chacun des paramètres, l'écart-type minimum mesuré étant de 4° (angle des cuisses) et le maximum étant de 30° (bascule du bassin), il est donc possible d'affirmer que les paramètres géométriques définis dans le cadre du présent projet de maîtrise sont adéquats et suffisamment reproductibles pour évaluer les caractéristiques de l'échantillon d'utilisateurs d'ATP. Autrement dit, la variabilité intrinsèques du paramètre de mesure est nettement inférieure aux mesures et aux variations de mesures du groupe de sujets utilisateurs d'ATP .

La définition des paramètres mécaniques a aussi été basée sur des études antérieures, particulièrement celles de Hobson.(1992). Les tests de variabilité ont permis de démontrer que les paramètres mécaniques les plus précis sont ceux associés aux mesures de gradient de pression (3 mmHg/cm) ainsi que de pression moyenne (3 mmHg). Cependant, le gradient de pression calculé dans le cadre du présent projet de maîtrise a été évalué en utilisant la définition mathématique du gradient. Hobson(1992) définit le gradient comme la différence maximale entre le capteur adjacent à la pression maximale divisée par la distance entre les capteurs (figure 1.6). Les deux méthodes ont été utilisées avec

l'échantillon d'utilisateurs d'ATP afin de vérifier la similitude entre ces deux approches. Une corrélation de $r=0.8$ a été obtenue entre les valeurs mesurées par les deux méthodes. La méthode utilisée par Hobson (1992) fournit donc une bonne approximation de celle utilisée dans le cadre de ce projet. Toutefois, la position des gradients évaluée par les deux méthodes était différente. De plus, Hobson (1992) n'utilisait que deux matrices de pression composées de 12 capteurs placés sous les ischions. La méthode utilisée dans le cadre du présent projet permet donc d'obtenir une information plus précise et pertinente étant donné le plus grand nombre de capteurs et la résolution du système FSA.

Le paramètre d'orientation des pressions ischiatiques a été défini en combinant les mesures géométriques aux mesures mécaniques et ce, afin de tirer le maximum d'information de ces deux types de mesures. Ce paramètre a été défini, entre autres, pour évaluer la relation entre la position du bassin et les orientations des pressions ischiatiques. Le paramètre évalué dans le plan frontal a démontré un taux de variabilité très élevé lors des tests préliminaires. La distance entre les ischions étant relativement faible et la valeur des pressions maximales pouvant varier beaucoup permettent d'expliquer cette grande variabilité. Pour les sujets sans incapacités les valeurs de pression maximale sont situées sous la région des ischions. En effet, les résultats de la figure 3.3 ont indiqué que les angles de bascule du bassin posturo-mécaniques sont sensiblement les mêmes lorsque la position des ischions est évaluée par palpation ou avec les valeurs de pression maximale. Il est donc possible de conclure que la position des ischions est reliée à celle des pressions maximales. Les résultats obtenus pour le groupe d'utilisateurs d'ATP démontrent que les pressions maximales peuvent être localisées sous le coccyx et les ischions. Le paramètre d'orientation des pressions ischiatiques devient donc difficile à mesurer pour les sujets qui présentent des pressions maximales sous le coccyx.

Les différents tests de variabilité ont permis d'établir les limites des différents paramètres mais, ceci sur un groupe de sujets sans incapacités utilisant un fauteuil ne leur étant pas dédié. De plus les sujets contrôlaient leurs postures. Il serait donc pertinent d'effectuer

de nouveaux tests sur un groupe de sujets utilisateurs d'ATP présentant des postures différentes car les recherches précédentes effectuées par Hobson (1984) présentent des résultats différents lorsque les études sont effectuées sur un groupe de personnes avec incapacités comparativement à un groupe de sujets sans incapacités.

Les résultats des différents paramètres obtenus avec le groupe d'utilisateurs d'ATP ont permis d'extraire certaines caractéristiques particulières au groupe et ainsi de quantifier leur posture assise. Les résultats des tests de corrélation ont permis d'obtenir de l'information sur les différents paramètres géométriques. Tout d'abord, concernant les paramètres géométriques, deux approches ont été utilisées pour évaluer les rotations du bassin dans le plan transversal et frontal soit en utilisant les crêtes iliaques ou les ÉIAS. Le coefficient de corrélation obtenu entre ces deux paramètres est de 0.90. Bien que le coefficient de corrélation soit très élevé, il aurait pu être encore plus élevé étant donné qu'il s'agit de deux mesures très semblables de l'obliquité du bassin. La rotation transverse du bassin présente le même phénomène entre les angles BT et BT2 avec un coefficient de corrélation égal à 0.52. Les différences entre ces paramètres peuvent s'expliquer tout d'abord par le fait que la position de la crête iliaque présente une variabilité plus élevée que celle de l'ÉIAS. De plus, l'erreur sur la position de la crête est plus importante dans le sens de la largeur que de la hauteur de la crête ce qui pourrait expliquer les différences si importantes pour les mesures dans le plan transversal. Donc, en se basant sur ces résultats, le paramètre utilisant les ÉIAS devrait être considéré comme plus précis pour les mesures de rotation du bassin dans les plans transversal et frontal.

Une relation significative a pu être établie entre la mesure de bascule du bassin et celle de la flexion des hanches. Cette relation permet de mesurer un indice de bascule en n'utilisant que les repères anatomiques suivants: trochanter, condyle fémoral et la crête iliaque. La relation entre ces deux paramètres peut s'expliquer anatomiquement par les

liens osseux qui existent entre les hanches et le bassin. Ainsi plus l'angle des hanches est élevé, plus le bassin sera en bascule postérieure.

Un des principaux objectifs de ce projet de maîtrise était de vérifier l'existence de relations entre les paramètres géométriques et mécaniques et ce, afin d'utiliser la distribution de pression comme paramètre objectif lors de l'évaluation de la position assise de la personne. Donc, plusieurs hypothèses ont été émises concernant la relation entre les paramètres de posture et de pression. L'influence de l'obliquité du bassin sur les valeurs de pression a pu être vérifiée. En effet, une relation a été démontrée entre l'obliquité du bassin et les valeurs de pression maximale. Donc, une rotation du bassin dans le plan frontal implique que les valeurs de pressions seront plus élevées du côté où le bassin est plus bas. Pour les mêmes raisons, il est possible d'expliquer la relation entre l'obliquité du bassin et l'orientation des pressions ischiatiques. Les résultats démontrent que l'obliquité du bassin est très liée aux valeurs de pressions contrairement à la rotation du bassin dans le plan transverse.

Concernant les distributions de pression, il a été possible d'extraire deux patrons de pression pour les mesures sur le siège. En effet, l'échantillon d'utilisateurs d'ATP a pu être divisé en deux sous-groupes de Type I (pressions maximales réparties sous la région des ischions) ou Type II (pressions maximales réparties sous la région des ischions et du coccyx). Pour le Type I, il a été possible d'établir une corrélation entre le paramètre de bascule et celui de pression maximale. Cette relation indique qu'il est possible que les groupes présentent des caractéristiques posturales différentes. Toutefois pour différentes raisons celles-ci n'ont pu être évaluées dans le cadre de ce projet de maîtrise. En effet, pour le groupe d'utilisateurs d'ATP différents types de coussins étaient utilisés, ce qui pourrait influencer les résultats des paramètres de pression. De plus, les paramètres géométriques ont été évalués de façon externe; ils sont donc fonction des tissus entourant les repères anatomiques ainsi que du déplacement de la peau lors de la numérisation. Une étude devra donc être effectuée afin de vérifier la relation entre le repère anatomique

évalué de façon externe et le repère interne. Ce projet permettra de déterminer si les angles évalués par la méthodologie développée pour ce projet sont représentatifs de la position réelle des différents segments corporels.

L'étude de régression non-linéaire a permis d'établir que les paramètres de pression sont plus élevés autour d'une valeur de bascule du bassin de 80°. Cette relation confirme l'influence de la position du bassin sur la distribution de pression. En fait, les résultats obtenus pour ce projet indiquent que le bassin est une structure importante à considérer pour l'évaluation du position assise. Toutefois, les repères anatomiques externes associés au bassin présentent une grande variabilité. Une attention particulière devrait être accordée au bassin dans une prochaine étude afin de mieux représenter son orientation et ainsi définir distinctement sa relation avec les valeurs de pressions.

Peu d'études ont été effectuées afin de caractériser les pressions sur le dossier et les résultats obtenus dans le cadre de ce projet de maîtrise présentent des distributions de pression très diversifiées pour l'échantillon de sujets utilisateurs d'ATP. Étant donné la présence des appuis thoraciques, il est possible que la matrice de pression disposée sur le dossier du fauteuil roulant ait, malgré sa minceur, incommodé les sujets ne leur permettant pas d'adopter la même position au niveau du dos. Pour cette raison, il a été difficile de définir des paramètres pour la distribution de pression sur le dossier. De façon générale, les résultats indiquent que la pression n'est pas l'unique paramètre à considérer pour quantifier la position des utilisateurs d'aides techniques à la posture. D'autres paramètres doivent donc être considérés, tels que les forces de cisaillement ou la température générée à l'interface du fauteuil et de l'utilisateur.

La dernière étape de ce projet de maîtrise a consisté à estimer la corrélation ses résultats et ceux d'une étude externe sur l'évaluation de la satisfaction des utilisateurs d'ATP (Tremblay, 1997). Aucune relation n'a pu être établie, mais les résultats permettent de conclure que la pression n'est pas le seul paramètre à considérer pour évaluer

objectivement la satisfaction d'un utilisateur. La notion de satisfaction est en fait un paramètre complexe qui dépend de plusieurs facteurs intrinsèques à l'utilisateur tels que les antécédents médicaux, le milieu de vie, etc. Une étude de la posture de l'utilisateur d'ATP sur une grande période de temps, un an par exemple, permettrait peut-être d'établir les paramètres susceptibles d'influencer la satisfaction de la personne.

L'analyse des différences entre les groupes (sans incapacité vs utilisateurs d'ATP; Type I vs Type II) ainsi que des corrélations entre les variables a été effectuée en utilisant une approche univariée, ce qui est adéquat pour une analyse préliminaire. Pour être capable de démontrer des différences entre les groupes et des relations entre les variables qui sont statistiquement significatives, une approche multivariée doit être utilisée. Cette approche multivariée tient compte des interactions possibles entre les variables et permet de détecter des différences qui ne sont pas significatives avec une approche univariée. Par exemple, la technique de régression linéaire multiple (avec addition ou soustraction de variables dans un mode pas-à-pas) pourrait être utilisée pour déterminer si une variable mécanique comme la pression maximale peut être prédite à l'aide d'une combinaison de différentes variables géométriques. La même technique de régression peut également être utilisée pour déterminer quelle combinaison de variables géométriques ou mécaniques permet de prédire une variable de catégorie (handicap: oui ou non; Type: I ou II).

Pour la comparaison des variables entre deux groupes, une analyse préliminaire consiste à appliquer un test univarié sur chacune des variables (soit un test paramétrique comme le Student-*t* si la distribution est normale, soit un test non paramétrique si elle ne l'est pas). La correction de Bonferroni peut être appliquée dans le cas de comparaisons multiples pour diminuer la probabilité d'erreur. Si certaines variables ne montrent pas de différences avec un test univarié, un test multivarié pourrait peut-être démontrer des différences entre les deux groupes. Puisqu'on peut présumer qu'il existe des corrélations entre certaines variables mécaniques (PMOY vs PMAX, ou gauche vs droit), il faut d'abord tester l'existence de ces corrélations et la normalité des distributions avant d'appliquer un test

multivarié de comparaison de moyennes des variables corrélées. Finalement, il serait approprié de diminuer le nombre de tests sur les coefficients de corrélation entre les variables géométriques, en se restreignant aux variables dont nous soupçonnons, *a priori*, une corrélation (variables qui reflètent une mesure semblable, comme l'obliquité du bassin). Ceci permettrait d'éliminer la correction de Bonferroni.

Ce projet de maîtrise a permis de quantifier des paramètres de posture pour un groupe de 19 personnes utilisateurs d'ATP. Quinze paramètres géométriques associés à la posture ont été définis et évalués. Certains paramètres, tels que ceux associés aux membres supérieures n'ont pas été considérés. Toutefois, la littérature démontre que peu de mesures quantitatives ont été effectuées sur une population d'utilisateurs d'ATP. En fait, Koo et coll. (1996) sont les seuls à avoir présenté des définitions spécifiques pour évaluer les rotations du bassin. Concernant les mesures mécaniques, plusieurs études ont démontré la relation entre la pression et les paramètres associés au fauteuil (Hobson, 1989; Shield et coll., 1985; Zacharkow, 1984). Pour ces études, les paramètres de pression maximale, pression moyenne et de gradient de pression ont été considérés. Dans le cadre de ce projet de maîtrise la distribution de pression a été associée aux mesures géométriques afin de représenter l'orientation des pressions ischiatiques et de définir des angles de bascule posturo-mécanique. La méthode proposée dans le cadre de ce projet présente des limites en ce qui concerne la précision des différents paramètres mesurés. Cependant, il est possible d'affirmer qu'il s'agit d'un premier pas vers l'évaluation quantitative de la position assise.

5. CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Une étape importante de ce projet consiste au développement d'une méthodologie qui permet de caractériser la posture d'un groupe d'utilisateurs d'aides techniques à la posture. Différents paramètres ont été définis afin de représenter la posture et la distribution de pression. Ces paramètres utilisent principalement des données mécaniques et géométriques. Un troisième type de paramètre a été défini en combinant les mesures de pression et de géométrie.

Les résultats des tests préliminaires réalisés sur des sujets sans incapacités ont confirmé que la méthodologie développée pour ce projet est une procédure non-invasive, simple et précise. En effet, une variabilité de moins de 2° est mesurée pour la plupart des paramètres géométriques de la position assise; les mesures les plus précises étant associées aux repères numérisés sur les membres inférieurs (0.5°) et les moins précises à celles associées au bassin (3.8°). Les paramètres mécaniques les plus précis sont ceux associés aux mesures de pressions moyennes (3mmHg) et de gradients de pression (3mmHg/cm). L'angle de bascule posturo-mécanique présente une variabilité de 4° et les résultats des tests de variabilité démontrent que l'orientation des pressions ischiatiques dans le plan frontal est très sensible aux changements de pression. Suite aux résultats de ces tests préliminaires, cette méthode a pu être utilisée pour quantifier la position assise d'un groupe de personnes en fauteuil roulant avec une précision adéquate.

L'étude de corrélation a permis de démontrer l'influence de l'orientation du bassin sur les valeurs de pressions. La relation entre la flexion des hanches et la bascule du bassin a pu

être établie avec des coefficients de corrélation égales à 0.6. De plus, la relation entre l'orientation des pressions ischiatiques dans le plan frontal et l'obliquité du bassin a été démontrée. L'étude de régression polynomiale a permis de démontrer que les pressions maximales, et conséquemment les gradients maximums se situent autour d'une valeur de bascule du bassin de 80°.

Concernant les distributions de pression sur le siège il a été possible d'extraire deux types de patrons pour le groupe d'utilisateurs d'ATP. Un patron de type I où les pressions maximales sont situées sous les ischions et un patron de type II où les pressions maximales sont réparties sous les ischions et le coccyx. Étant donné la diversité des résultats obtenus pour la distribution de pression sur le dossier il n'a pas été possible de déterminer de relations avec les paramètres géométriques. Enfin, la mise en corrélation avec les résultats d'un projet externe sur l'évaluation de la satisfaction a permis de démontrer que la pression ne peut être considérée comme le seul paramètre pour évaluer le confort

Ce projet de maîtrise est un premier pas dans l'évaluation quantitative des caractéristiques biomécaniques des ATP. Il a permis de mettre sur pied un protocole de mesures de différents paramètres géométriques et mécaniques. Les résultats obtenus confirment que la pression n'est pas le seul paramètre mécanique à considérer pour quantifier la position assise d'un groupe d'utilisateurs d'ATP. Il s'agit d'une étude préliminaire et d'autres études devront être faites afin d'en corroborer les conclusions. Ce projet a également permis de démontrer les lacunes et les acquis dans le domaine de la quantification de la position des personnes en fauteuil roulant. Toutefois, ce projet n'est que la première étape d'un processus qui permettra une conception de l'aide technique à la posture davantage adaptée aux besoins de la personne handicapée.

Suite aux résultats obtenus avec ce projet de maîtrise quelques recommandations doivent être mentionnées.

- Réaliser les tests statistiques afin de voir si les conclusions des tests préliminaires sont vérifiées.
- Afin d'obtenir un échantillon significatif pour le groupe de sujets sans incapacités et ainsi pouvoir comparer les résultats obtenus avec ceux des sujets utilisateurs d'ATP il serait nécessaire d'évaluer les différents paramètres sur un échantillon plus grand de sujets sans incapacités.
- Démontrer les différences entre le groupe sans incapacités et le groupe d'utilisateurs d'ATP en utilisant une approche multivariée, cette approche pourrait aussi être utilisée pour établir des relations entre les variables qui sont statistiquement significatives.
- L'étude de variabilité devrait être effectuée sur une population d'utilisateurs d'ATP afin de vérifier si les résultats obtenus pour ce projet sont reproductibles.
- Pour une prochaine étude les rotations du tronc devraient être évaluées par des angles projetés ou par un système d'axe local associé au tronc afin de négliger l'aspect de couplage des rotations.
- Pour mettre en relation les différents paramètres de la position assise avec celui du confort, un suivi devrait être fait avec un groupe d'utilisateurs d'ATP afin de cibler davantage les paramètres susceptibles d'influencer le confort de la personne.

BIBLIOGRAPHIE

BARBENEL J.C., FORBES C.D., LOWE G.D.O. (1983). Pressures sores. Glasgow, Scotland, 187 p.

BARDSLEY G.I. (1991). Positioning for head Control to access an augmentative Communication machine. American Journal of Occupational Therapy, 45(6), 544-548.

BARNET RI, ABLARDE J.A. (1995). Skin vascular reaction to short duration. Archives of physical medicine and rehabilitation, 76(6), 533-540.

BEEBE D (1991). Accuracy of pressure and shear measurement. Prevention of pressure sores : Engineering and clinical aspects. J.G. Webster, Adam Hilger N.Y, 155-172

BELL A.L., PERDESON D.R., BRAND R.A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. Journal of Biomechanics, 23(6), 617-621.

BENDIX T., (1984). Seated trunk posture at various seat inclinations, Seat Heights, and Table Heights. Human factors, 26(6), 695-703.

BLADER D.L., HAWKEN M.B., (1986). Pressure distribution under the ischium of normal subjects. Journal of Biomedical Engineering. 353-357.

BOCHDANSKY T., KOLLOS S., KALPEN A. (1994). Influence of cushions and footrest position on the seat pressure distribution of paraplegia in wheelchairs. Canadian seating and Mobility conference, 153-156.

BORELLO-FRANCE D.F., BURDET R.G., GEE Z.L. (1988). Modification of sitting posture of patients with hemiplegia using seat boards and backboards. Physical therapy, 68(1), 67-71.

BOUISSET S., DUCHÊNE J.L., (1994). Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? NeuroReport, 957-960.

BOWKER P., CONDIE D.N., BADER D.L., BADER D.L., PRAZTT D.J. (1993). Biomechanical basis of orthotic management. 290p.

BOWKER, P., CONDIE, D.N. BADER, D.L., PRATT, D.J.(1984). Biomechanical basis of orthotic management.. 254-280.

BRATTGARD, S-O., SECERINSSOON K.(1978). Investigation of pressure temperature and humidity in the sitting area in a wheelchair Biomechanics Univ Park, 2(B), 270-273.

BRIDGER R.S., EISENHART-ROTHE C.V., HENNEBERG M.,(1993). Effects of seat slope and hip flexion on spinal angles in sitting. Human factors, 31(6) 679-688.

BRODEUR R.B., CUI Y., REYNOLDS H.M. (1996). Locating the pelvis in the seated automobile driver. Automotive design in advancements in human factors: Improving driver's confort and performance, 41-48.

BRUBAKER C.E. (1986). Wheelchairs prescription: an analysis of factors that affect mobility and performance. Journal of rehabilitation research & development, 23(4), 19-26.

BULLARD, MICHAEL, CLOTHIAUX, ANNE. (1989). The use of dynamic Tilt in space to resolve conflicting clinical objectives. Proceeding of the 12th Annual RESNA conference ,New Orleans, LA., 165-166.

BURDETT R.G., (1986). Reliability and Validity of Four Instrument for Measuring Lumbar Spine and Pelvic Positions. Physical Therapy, 66(5), 677-684.

CONINE T, HERSHELRC., DAECHERS D., PEEL CA., PEARSON A. (1994). Pressure ulcer prophylaxis in elderly patients using polyurethane foam and jay wheelchair cushions. International Journal of Rehabilitation research, 17(2), 127-137.

CONSEIL CONSULTATIF SUR LES AIDES TECHIQUES [CCAT] (1994) Petit vocabulaire des aides techniques Québec,72p.

CÔTÉ B. (1995). Développement d'un système de mesure des pressions générées par le corset de Boston dans les traitements des déformations scoliotiques. Mémoire de maîtrise, 142 p.

DEMERS, L. (1995). Le développement d'une évaluation de la satisfaction des personnes âgées envers leurs aides techniques, Mémoire de maîtrise, Université de Montréal

EVANS, J.M., ANDREWS, K.L., CHUTKA, D.S., FLEMING, K.C., GARNES, S.L. (1995). Pressure ulcers : Prevention and management. Mayo Clin. Proc., 70, 788-789

FERGURSON-PELL, M., " Pressure Measurement: Its role as a Clinical tool for seating Specialists."

GILBERT, R. (1989), Évaluation ergonomique des siège de conduites de véhicules: Problématique, fondements méthodologiques, Méthodologie et application. 24e congrès annuel AQTR, 13p.

GILSDORF D., PATTERSON R., FISHER S., APPEL N. (1990). Seating forces and wheelchair mechanics. Journal of Rehabilitation Research and Development , 27(3), 239-246.

GOSENS R. H., SNIJDERS C.J., (1995). Design criteria for the reduction of shear force in beds and seats. Journal of Biomechanics, 28(2), 225-230.

GRIP J.C., MERBITZ C. T. (1986). Wheelchair-based mobile measurement of behavior for pressure sore prevention. Computer methods and programs in biomedicine, 22(1), 137-144.

HARMS M. (1990). Effect of wheelchair design on posture and comfort of users. Physiotherapy, 76(5), 266-269.

HATZ H.(1980). A mathematical model for computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. Journal of biomechanics, 13, 833-843.

HENDERSON L.S., DAMON M.C., ZATLIN C.R., HANOVER D., BOHLEN D. (1994). Efficacy of three measures to relief pressure in seated persons with spinal cord injury. Archives of physical medicine and rehabilitation, 75(5), 535-539.

HINRICHS R.N. (1990). Adjustments to the segment center of mass proportions of Clauser et al. Journal of Biomechanics, 23(9), 949-951.

HOBSON D.A. (1992). Comparative Effect of posture on pressure and shear at the body seat interface. Journal of rehabilitation research, 29(4), 21-31.

HOBSON, D.A.(1989). Comparative effects of posture on pressure distribution on Seat Surface Shear. Proceeding of the 12th Annual RESNA Conference , New-Orleans, LA., 83-84.

HOBSON, D.A.(1989). Comparative effects of seated postural change on seat surface shear. Proceeding of th 12th Annual RESNA Conference , New-Orleans, LA. June, 79-80.

HOBSON, D.A., Nwaobi, O. (1987). The relationship Between Posture and ischial pressure for the high risk population. Proceeding of the 8th Annual RESNA Conference, Memphis, TN., 338-340.

- KALEPS I, CLAUSER C.E. (1984). Investigation into the mass distribution properties of the human body and its segments. Ergonomics, 27(12), 1227-1237.
- KIRBY R.L., ATKINSON S.M., MACKAY E.A. (1989). Static and dynamic Forward Stability of occupied wheelchairs: Influence of elevated footrest and forward Stabilizers. Archives of Physical Medecine & Rehabilitation, 70(9), 681-685.
- KIRBY R.L., ATKINSON S.M.. (1988). Static and dynamic forward stability of occupied wheelchairs: influence of elevated and simulated casts. ICAART 88- Montréal, 302-303.
- KIRBY R.L., THOREN F.A.V., ASHTON B., ACROYD-STOLARZ, S.A. (1994). Wheelchair stability and maneuverability: Effect of varying the horizontal and vertical position of a rear-Antitip Device. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 75(5), 525-534.
- KOO T.K.K., MAK A.F.T., LEE Y.L (1996). Posture effect on seating interface biomechanics: comparison between two seating cushions. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 77, 40-47.
- KOO T.K.K., MAK A.F.T (1995). Evaluation of an Active System for pressure relief. Applied Research, 7, 119-128.
- KOO T.K.K., MAK A.F.T, (1994). Measurement of pelvic orientations during sitting. 8th international Conference on biomedical engineering, 7(10), 357-359.
- LABELLE H., DANSEREAU J., BELLEFLEUR C., JÉQUIER J.C. (1994). Variability of geometric measurement from three dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. European Spine Journal, 88-94
- LIEBER R.L.(1990). Statistical significance and statistical power in hypothesis testing. Journal of Orthopaedic Research, 8 , 304-309.
- MALAGODI M.S., HOBSON D.A., ROBINSON C.J., (1994) Technology Identification For A Non-Invasive Spinal/Pelvic Alignment Monitoring System For Individuals Seated In Personal Wheeled Mobility Devices. RESNA'94, 17-22.
- MAYAL K.J., DESHARNAIS G,(1995) Positioning in a wheelchair: A guide for professional caregivers of the disabled adult. Slack. Inc, Thorafore, N.J..
- MEDHAT M.A., HOBSON D.A. (1992). Standardization of terminology and descriptive methods for specialized seating. RESNA 1992, 36p.

- MERVYN L.R. (1996). Le positionnement, principes et pratiques. 357p.
- MICHEL D.P., HELANDER M.G., Effects of two types of chairs on stature change and comfort for individuals with healthy and herniated discs. Ergonomics, 37(7), 1231-1244.
- MYRH U.M (1992). Improvement of functional sitting Position for children with cerebral palsy. The 8th International Seating Symposium, 35-36.
- NETH D.C., MARS S.P., REYES E.T., LICATA A.A., REGER S.I. (1990). The relationship between seat angle and spinal extension in patients with osteoporosis. RESNA 13th Annual Conference-Washington DC, 105-106
- NG D., CASSAR T., GROSS C.M., (1995). Evaluation of an intelligent seat system. Applied Ergonomics, 26(2), 109-116.
- NWAOBI O.L, SMITH P.D.(1986). Effect of adaptive seating on pulmonary function of children with cerebral palsy. Developmental Medicine & child neurology, 28(3), 351-354.
- PADGITT J, (1991). Wheelchair seating and positioning: the fifth process- a logical sequence. Proceeding of the 7th international seating symposium, 289-290.
- PARK, C.A.(1992). Activity positioning and ischial tuberosity pressure: a pilot study. American Journal of occupational Therapy, 46(10), 904-909.
- PEARSALL, D.J., REID G., LIVINCSTON L.A.(1996). Segmental Inertial parameters of the human trunk as determined from computer tomography. Annals of biomedical Engineering, 24, 198-210.
- PYWELL, J.F. (1993). Measuring seat comfort. Automotive Engineering, 26-29
- REINICKE, S.(1987). Effects of Body position and center of Gravity on tolerance of seated posture. Proceeding of the 10th Annual RESNA Conference, San Jose, CA., 521-522.
- REINICKE, S., WEISMAN, G., WILDER, P., POPE, M.H.(1987). Effect of Seating Posture on pressure Distribution. Proceeding of The 10th Annual RESNA Conference, San Jose, CA., 518-520.
- RESWICK JB, ROGERS JE (1976). Experience at Rancho Los Amigos Hospital with devices and techniques to prevent pressure. Bedsore Biomechanics, Kenedi RM, Cowden JM, Scales JT (Eds), 301-310.

- RINGUETTE, J.P.(1997). Adaptation du Simulateur, Évaluateur et Mesures (SEM) en outil de recherche sur les aides techniques à la posture. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.
- ROGERS J.E.(1973). Tissue trauma group. Annual report of progress. Rehabilitation Center at Rancho los Amigos Hospital Downey CA
- SEYMOUR R.J., LACEFIELD W.E. (1985). Wheelchair cushion effect on pressure and skin temperature. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 66(2), 103-108.
- SHAW C.G. (1993). Seat cushions comparison for nursing home wheelchair users. Clinical research, 5(2), 92-105.
- SHIELDS R., COOK, T.(1988). Effect of seat angle and lumbar Support on seated Buttock pressure. Physical Therapy, 68(11), 1682-1686.
- SHIELDS R.K., COOK T.M. (1985). Effect of seat angle and lumbar support on seated buttock pressure. Physical therapy Medicine & Rehabilitation, 66(2), 103-108.
- SIEKMAN A. (1995), Biomechanics of seating. Invacare Coporation.
- SMITH, JIMMY C., DAVIS, GLEN, M. (1989). The influence of Seat angle on metabolic and perceptual response during recumbent cycling. Proceeding of the 12th Annual RESNA conference, New Orleans, LA. , 163-164.
- STAAS W.E. (1991), Presures sores- A multifaceted approach to prevention and treatment. Rehabilitation Medicine, 539-544.
- TREFLER E., HOBSON D.A., TAYLOR S.J., MONAHAN L.C., SHAW G., (1993). Seating and Mobility for persons with Physical Disabilities. Therapy Skill Builders, 300p.
- TREFLER E., TAYLOR S.J. (1991). Prescription and positioning: evaluating the physically disabled individual for wheelchair seating. Prosthetics and orthotics international, 15(3), 217-224.
- TREMBLAY, C. (1997). Les Aides Techniques à la Posture: évaluation de la satisfaction. Mémoire de maîtrise. Université de Montréal
- WRIGHT C. (1992). Seating for hand function. The 8th International Seating Symposium, 53-59.
- WU G., CAVANAGH P. R. (1995). Isb recommendations for standardization in the reporting of kinematics data. Journal of Biomechanics, 28(10), 1257-1261.

ZARCHARKOW, D. (1984). Wheelchair posture and pressure sores, 84p.

ZHANG, M., ROBERTS, V. C. (1993). The effect of shear forces externally applied to skin surface on underlying tissues. Journal of Biomedical Engineering, 15(6), 451-6.

ZOLLARS J.A. (1993), Seating and mobility through the decades. Pax Press

ZOLLARS J.A., AXELSON P. (1993). The backsupport shaping system: an alternative for persons using wheelchairs with sling backrest upholstery. RESNA 93, 274-276.

ANNEXE I
CERTIFICAT D'ÉTHIQUE



CENTRE DE RÉADAPTATION LUCIE-BRUNEAU

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

La présente certifie que le projet intitulé :

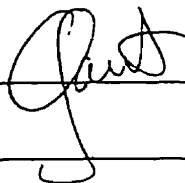
MESURE DE PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES ET MÉCANIQUES DU

POSITIONNEMENT DES PATIENTS EN FAUTEUIL ROULANT

présenté par

Mme Cathy Maltais

a été étudié et rencontre des normes d'éthique satisfaisantes
pour notre établissement

 DSISP

20 juin 1996

Date

Les membres suivants du Comité de la recherche ont étudié et accepté le projet :

NOM

Dr Bernard Talbot, président du Comité de la recherche

Gilles Bourgault, directeur du soutien à l'intégration sociale et professionnelle

Jacques Corbeil, directeur des aides techniques

ANNEXE II:
DESCRIPTION DES SUJETS UTILISATEURS D'ATP

Nom de la personne: A.P., (63 ans)

Diagnostic: Sclérose en plaques depuis 23 ans, Quadriplégique

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none">• Plaies à répétition au coccyx et scrotum• Bascule postérieure	<ul style="list-style-type: none">• Roho 4" avec bulles attachées sous les fesses. Se dit très confortable ainsi.• Utilise Roho 4" sans bulles à l'arrière mais actuellement crevé. Nouveau coussin commandé
Tronc	<ul style="list-style-type: none">• Pas de contrôle volontaire• Attitude cyphotique	<ul style="list-style-type: none">• Dossier profilé avec appuis thoraciques non renforcés
Membres inférieurs		<ul style="list-style-type: none">• Adducteurs à la demie antérieure du coussin• Courroie d'avant-pieds
Membres supérieurs	<ul style="list-style-type: none">• Aucune fonction	<ul style="list-style-type: none">• Table avec positionnement des membres supérieurs, avant-bras à 45°
Tête et cou	<ul style="list-style-type: none">• Diminution importante de contrôle. Nécessite un appui postérieur en permanence	<ul style="list-style-type: none">• Appui-tête

Autres caractéristiques: Fauteuil motorisé Arrow d'Invacare avec contrôle au menton

Marquage des points: C7 à l'extrémité du numériseur

Nom de la personne: D.C., (73 ans)

Diagnostic: Sclérose en plaques depuis 47 ans

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none">• Bascule postérieure	<ul style="list-style-type: none">• Roho 4" à l'avant et 2" sous le siège
Tronc	<ul style="list-style-type: none">• Attitude cyphotique• Tendence à tomber du côté droit	<ul style="list-style-type: none">• Dossier profilé Orthofab avec appui thoracique Otto Bock droit
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none">• Pas de fonction• Les pieds ont tendance à tomber en dehors des supports de pieds	<ul style="list-style-type: none">• Adducteurs• Bottines
Membres supérieurs	<ul style="list-style-type: none">• Paralyse du membre supérieur droit	
Tête et cou	<ul style="list-style-type: none">• Bon contrôle	

Autres caractéristiques:

Fauteuil motorisé Targa avec contrôle à droite

Marquage des points:

Nom de la personne: E.P. (54 ans) Diagnostic: Encéphalopathie néonatale, avec quadriparésie spastique (MI_s > MS_s)

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none"> • Glisse +++ : bascule postérieure du bassin augmentée • Rotation vers la droite 	<ul style="list-style-type: none"> • Coussin en néocor avec structure d'appoint en ABS surélevée à l'avant • Appuis pelviens et ceinture
Tronc	<ul style="list-style-type: none"> • Spasticité en extension : glisse et augmentation de l'appui à la partie supérieure du tronc • Flexion latérale gauche 	<ul style="list-style-type: none"> • Système modulaire en ABS avec appuis thoraciques intégrés, néocor plus épais vis-à-vis les appuis thoraciques
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none"> • Légère déviation en coup de vent vers la droite • Contractures en extension 	<ul style="list-style-type: none"> • Appui mollet latéral droit
Membres supérieurs		
Tête et cou		

Autres caractéristiques:

- Problème de peau sous la cuisse gauche depuis environ 10 ans qui ne serait pas occasionné par la position assise mais amplifiée par la position assise (Friction et cisaillement lors des transferts et lorsque glisse ???)

Marquage des points:

- Trochanters difficiles +++ à localiser

Nom de la personne: G. B. (65 ans)

Diagnostic: Sclérose en plaques depuis 40 ans

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none">• Bascule postérieure• Légère rotation du bassin vers la droite• Pas d'obliquité	<ul style="list-style-type: none">• Roho 4" avec néocor 4" X 4" à l'avant• Ceinture pelvienne pour transport seulement
Tronc	<ul style="list-style-type: none">• Tombe du côté gauche	<ul style="list-style-type: none">• Dossier profilé Fortress avec appuis thoraciques Otto Bock petit à gauche (désajusté, va coincer le MSG entre le tronc et l'appui plutôt que de stabiliser le tronc.
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none">• Œdème +++ des chevilles	<ul style="list-style-type: none">• Aucune composante
Membres supérieurs	<ul style="list-style-type: none">• Bonne fonction	
Tête et cou		<ul style="list-style-type: none">• Appui-tête Fortress. L'utilise si il veut se reposer

Autres caractéristiques: Mal aux fesses +++, pas de plaies. Obligé de se coucher en P.M. Glisse dans le fauteuil mais peut se replacer.

Marquage des points: C7 inaccessible. Beaucoup de tissus mous, par conséquent, crêtes, épines et trochanters peu palpables

Nom de la personne: G.L., (47 ans)

Diagnostic: Sclérose en Plaques x 19 ans, quadriplégie

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none">• Bascule postérieure.	<ul style="list-style-type: none">• Coussin Roho 3"• Appuis pelviens• Ceinture pelvienne
Tronc	<ul style="list-style-type: none">• Hypotonie• Tendance à tomber vers l'avant• Spasmes en extension très forts• Pas de déformation	<ul style="list-style-type: none">• Dossier profilé d'orthofab, avec appuis thoraciques Otto Bock.
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none">• Spasmes en extension	<ul style="list-style-type: none">• Courroies d'avant pieds
Membres supérieurs	<ul style="list-style-type: none">• Aucune fonction	<ul style="list-style-type: none">• Table
Tête et cou	<ul style="list-style-type: none">• L'extension de la tête provoque des spasmes en extension des hanches et du tronc	<ul style="list-style-type: none">• Utilise un contrôle céphalique Centre de Réadaptation Lucie Bruneau

Autres caractéristiques:

- Position du contrôle céphalique unique. Non fonctionnel si déplacé, même légèrement.
- Madame doit toujours être positionnée dans la même position pour pouvoir utiliser son contrôle céphalique de façon fonctionnelle.
- Les appuis thoraciques sont non pivotants, ce qui rend le transfert difficile.
- Fauteuil roulant Orthofab et ATP reçus au Centre de Réadaptation Lucie Bruneau
- F.R.motorisé x 1992, Contrôle céphalique x 1995.

Marquage des points:

- C7 à la limite du numériseur

Nom de la personne: G.R. (47 ans)		Diagnostic: Paralyse cérébrale	
Régions corporelles		Problèmes de posture	
		Composants utilisés	
Bassin	<ul style="list-style-type: none"> • Rotation vers la gauche • Obliquité du bassin vers la droite lorsque se positionne seul, réductible par autrui 	<ul style="list-style-type: none"> • Coussin de siège nécor 2" avec plastazote ¼" par dessus. Structure d'appoint en ABS. • Appuis pelviens ABS + plastazote, fixés sur structure d'appoint du siège • Ceinture pelvienne 	
Tronc	<ul style="list-style-type: none"> • Scoliose à convexité droite, avec gibbosité à droite • Peut demeurer assis sans appui des membres supérieurs. • Résiste à de petites poussées • Rotation vers la gauche 	<ul style="list-style-type: none"> • Dossier façonné pas renforcé : appuis thoraciques s'écartent et ne limitent pas flexion latérale gauche du tronc surtout présente lors de la conduite du fauteuil roulant. • Dossier fixé sur structure d'appoint en ABS • Angle siège/dossier à environ 90° 	
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none"> • Spasticité en extension, adduction et rotation interne. • Inversion des chevilles. 	<ul style="list-style-type: none"> • Butée d'abduction 3 ½" avant, 2 ½" arrière et 5 ½" de profond • Courroie de jambes 	
Membres supérieurs	<ul style="list-style-type: none"> • Spasticité en flexion avec légère athétose • Épaule gauche plus basse 		
Tête et cou	<ul style="list-style-type: none"> • Tendence à maintenir la tête en flexion latérale gauche 		

Autres caractéristiques:

- Fauteuil roulant motorisé Excaliber d'Everest & Jennings, avec conduite manuelle gauche

Marquage des points:

- Change constamment de posture à la tête et au tronc

Nom de la personne: J. G., 67 ans

Diagnostic: SEP depuis 25 ans

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none">• Bascule postérieure• Tendance à déporter son bassin à droite avec une rotation du tronc vers la droite. Peut être redressé en partie, mais toujours tendance à revenir dans cette position	<ul style="list-style-type: none">• Roho 4" , avec très peu d'air• Ceinture pelvienne
Tronc	<ul style="list-style-type: none">• Pas de déformation• Tendance à la rotation (suit le bassin)	<ul style="list-style-type: none">• Dossier façonné, étafoam et néocor, renforcé
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none">• Peut effectuer une mise en charge avec l'aide d'une personne• Spasmes en extension du membre inférieur droit	<ul style="list-style-type: none">• Courroie d'avant-pieds
Membres supérieurs	<ul style="list-style-type: none">• Diminution de fonction, ne mange pas seul• Spasticité en flexion	<ul style="list-style-type: none">• Utilise 2 butées cylindriques fixées sur la table
Tête et cou		

Autres caractéristiques:

Fauteuil roulant Fortress avec contrôle céphalique

Marquage des points:

Nom de la personne: J.R. (29 ans)

Diagnostic: Ataxie de Friedreich avec quadriparésie spastique ($MS_S < MI_S$)

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none"> • Bascule postérieure. Appui lombaire n'a pas d'effet, aucun contact au 2/3 inférieur du coussin lombaire 	<ul style="list-style-type: none"> • Appui pelvien du côté droit • Ceinture pelvienne à 45° • Coussin de siège Jay • Canevas de siège
Tronc	<ul style="list-style-type: none"> • Hypotonie • Tendence à tomber vers l'avant • Légère scoliose en C, à convexité gauche • Rougeur à l'omoplate gauche à l'arrivée 	<ul style="list-style-type: none"> • Coussin lombaire Combi • Canevas de dossier • Ceinture thoracique • Appuis thoraciques Otto Bock très hauts (ne contrôlent pas la scoliose adéquatement) • Ceinture thoracique
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none"> • Inversion et flexion plantaire des chevilles ($D < G$) • Tendence à l'adduction • Spasmes en flexion des hanches 	<ul style="list-style-type: none"> • Bloc d'abduction • Ceinture aux cuisses pour limiter spasmes en flexion des hanches • Bottines en ABS avec courroies de chevilles et bloc sous le talon gauche pour accommoder la flexion plantaire • Appui mollet latéral gauche de 2" pour limiter l'inversion de la cheville
Membres supérieurs		
Tête et cou		

Autres caractéristiques:

- N'utilise pas son support d'avant-bras gauche

Marquage des points:

- Très maigre, repères faciles à identifier

Nom de la personne: L.C. (62 ans)

Diagnostic: Sclérose en Plaques x 10 ans, quadriparésie

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none"> • Bascule postérieure +++ Déporté vers la gauche avec obliquité vers la droite +++ Se place ainsi par elle-même, dit que c'est sa position de confort. Peut modifier cette posture quant elle le désire. • Tendances à glisser +++ , surtout demièrèment. • Plaie au sacrum, en voie de guérison, traitée avec duodermè. 	<ul style="list-style-type: none"> • Coussin Roho 3", à la limite d'être asise sur sa base d'ABS. (Manque d'air). Biseau crural 1 1/2" sous le coussin. • Angle dossier/siège à environ 140°. Dit avoir trop de douleurs au dos si angle plus fermé et tomber vers l'avant. • Ceinture pelvienne • Dossier façonné souple (néocor), pas renforcé.
Tronc	<ul style="list-style-type: none"> • Hypotonie • Pas de déformités 	
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none"> • Spasmes en extension des membres inférieurs • Membres non fonctionnels 	<ul style="list-style-type: none"> • Bloc d'abd • Courroies de chevilles
Membres supérieurs	<ul style="list-style-type: none"> • Faiblesse des membres supérieurs, D<G 	
Tête et cou		<ul style="list-style-type: none"> • Support de tête façonné, sur mesure, avec appui nuque intégré

Autres caractéristiques:

- Accuse douleur à toutes les articulations lorsque mobilisée et même à la palpation et lors du marquage des repères
- ATP et fauteuil motorisé à conduite manuelle droite reçus à l'Institut de Réadaptation de Montréal

Marquage des points:

- Modifie sa posture lorsque nous tentons de numériser les repères (essai de nous aider)

Nom de la personne: L.D. (62 ans) Diagnostic: Sclérose en plaques avec ataxie sévère, parésie et spasmes aux membres inférieurs

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none"> • Glisse +++ • Inconfort au siège ++ 	<ul style="list-style-type: none"> • Coussin de siège régulier du fauteuil Targa d'Orthofab • Ceinture pelvienne du fauteuil roulant fixée sur la structure du siège, à l'arrière
Tronc	<ul style="list-style-type: none"> • Appuis thoraciques ABS du Centre de Réadaptation Lucie Bruneau (ABS plié en \square, entre deux couches de néocor, pas ajustables) 	
Membres inférieurs		
Membres supérieurs		
Tête et cou	<ul style="list-style-type: none"> • Tendence à maintenir la tête en flexion antérieure avec douleur au cou 	<ul style="list-style-type: none"> • Appui-tête

Autres caractéristiques:

- Transferts par pivot possibles
- Problèmes de comportement qui entraînent une augmentation de la durée de l'évaluation

Marquage des points:

- Trochanters non palpables, position estimée
- Crêtes difficiles à localiser
- Épines difficiles à trouver: couche et ceinture pelvienne
- Acromions peu palpables

Nom de la personne: L.M., (39 ans)

Diagnostic: Double hémiplégie (rupture des artères du tronc basilaire)

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none">• Bascule postérieure +++.	<ul style="list-style-type: none">• Coussin de siège gel 1" + foam 1".• Appuis pelviens• Ceinture pelvienne
Tronc	<ul style="list-style-type: none">• Hypotonie	<ul style="list-style-type: none">• Dossier façonné, non renforcé, constructa foam ou plastazote et néocor.• Courroies d'avant pieds.
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none">• Contractures en inversion et flexion plantaire des chevilles.• Spasticité en extension des membres inférieurs.	
Membres supérieurs	<ul style="list-style-type: none">• Contractures en flexion• Petit mouvement du pouce gauche• Membres non fonctionnels	<ul style="list-style-type: none">• Table de positionnement avec deux poignées d'inhibition non utilisées.
Tête et cou		<ul style="list-style-type: none">• Contrôle céphalique

Autres caractéristiques:

- Fauteuil Arrow d'Invacare et ATP reçus à l'Institut de Réadaptation de Montréal
- Système de communication non-orale, clavier actionné avec licorne.

Marquage des points:

- Très maigre, repères faciles à identifier

Nom de la personne: M.G. (38 ans)		Diagnostic: Encéphalopathie avec quadriparésie spastique et athétose	
Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés	
Bassin	<ul style="list-style-type: none"> • Bascule postérieure +++ , glisse +++ , assis sur région sacrée et lombaire 	<ul style="list-style-type: none"> • Coussin de siège: néocor 1" +Temper foam 1" + néocor 1" avec biseau en étafoam de 2" • Ceinture fixée à l'arrière des appuis pelviens. Vu la position du bassin et la tendance à glisser, la ceinture se retrouve en position abdominale et limite la respiration. • Appuis pelviens 	
Tronc	<ul style="list-style-type: none"> • Légère scoliose • Tendance à tomber du côté gauche 	<ul style="list-style-type: none"> • Appuis thoraciques en ABS. Vu glissement, se retrouve accroché sous les aisselles, ce qui entraîne engourdissement des bras (droit > gauche). • Vu flexion latérale gauche du tronc, l'appui thoracique est éloigné du tronc de 1 1/2" • Glisse :: pas de contact bas du dos et dossier • Biseau multi bas 	
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none"> • Spasticité en flexion +++ (impossible d'obtenir 90° à la hanche droite. 90° peut être obtenu, de justesse, au genou si la hanche est à un maximum de 45° de flexion • Spasmes en flexion aux hanches 	<ul style="list-style-type: none"> • Boîte pour maintenir ABD et en même temps, limiter spasmes en flexion des hanches. Sert de support au tableau de communication • Support de pieds monopiecé • Courroies d'avant jambes 	
Membres supérieurs	<ul style="list-style-type: none"> • Spasticité en flexion avec spasmes en ABD, extension et rotation externe • Épaule droite plus basse 	<ul style="list-style-type: none"> • Courroies axillaires • Supports d'avant-bras personnalisés, avec rebords extérieurs pleine longueur et courroies d'avant-bras. • Courroies aux bras 	
Tête et cou	<ul style="list-style-type: none"> • Réflexe tonique axymétrique du cou présent 	<ul style="list-style-type: none"> • Le contrôle céphalique sert d'appui tête. Vu le glissement, s'éloigne du contrôle, ce qui entraîne inconfort, douleur aux oreilles et conduite non fonctionnelle du fauteuil 	

Autres caractéristiques: N'ose pas demander aux intervenants du centre qu'on le replace.

Marquage des points: Points sur le tronc du côté gauche très difficiles à numériser car appui thoracique en contact +++ et les cache. Très osseux donc repères faciles à trouver

Nom de la personne: M.K., (50 ans)

Diagnostic: Sclérose latérale amyotrophique

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none">● Bascule postérieure.	<ul style="list-style-type: none">● Coussin Roho 2", sur canevas de siège hamac● Ceinture pelvienne
Tronc	<ul style="list-style-type: none">● Hypotonie● Pas d'asymétrie	<ul style="list-style-type: none">● Dossier profilé d'Orthofab
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none">● Marche avec l'aide +++ d'une personne.	<ul style="list-style-type: none">● Plaque monopièce avec contrôle au pied droit.
Membres supérieurs	<ul style="list-style-type: none">● Membres peu fonctionnels.	<ul style="list-style-type: none">● Table
Tête et cou	<ul style="list-style-type: none">● Hypotonie	<ul style="list-style-type: none">● Support de tête d'Orthofab

Autres caractéristiques:

- Bascule motorisée, qu'elle utilise régulièrement.
- Dysarthrique. On peut la comprendre quoique difficilement.

Marquage des points:

- Très maigre, repères faciles à identifier
- C7 à la limite du numériseur

Nom de la personne: M.L.(50 ans)

Diagnostic: Sclérose en plaques depuis 31 ans, quadriplégique

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none">• Pas de tendance à glisser	<ul style="list-style-type: none">• Appuis pelviens prolongés vers l'avant pour diminuer l'abduction des membres inférieurs• Roho 4 "• Utilise un carré de coton mince par dessus son coussin
Tronc	<ul style="list-style-type: none">• Instabilité latérale du tronc	<ul style="list-style-type: none">• Dossier façonné
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none">• Tendance à l'abduction	<ul style="list-style-type: none">• Appui mollet
Membres supérieurs	<ul style="list-style-type: none">• Spasmes en rotation interne des épaules.	<ul style="list-style-type: none">• Utilise deux poignées sur la table pour empêcher les bras de frapper le thorax
Tête et cou		<ul style="list-style-type: none">• Contrôle céphalique

Autres caractéristiques: Fauteuil E&J, nouveau fauteuil Invacare avec bascule ajustable commandé. Douleur aux fesses. Placé il y a 7 ans, opérée en juillet 1990.

Marquage des points:

Nom de la personne: N.B., (49 ans)

Diagnostic: Sclérose en Plaques depuis 1988 avec dysarthrie

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none">• Bascule postérieure	<ul style="list-style-type: none">• Coussin de siège Fortress régulier
Tronc	<ul style="list-style-type: none">• Ne peut tenir assise sans appui• Tendance à tomber du côté droit attitude cyphotique	<ul style="list-style-type: none">• Dossier profilé Fortress
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none">• Tendance à l'abduction• Oedème des chevilles• Pas de fonction	<ul style="list-style-type: none">• Blocs d'adduction aux genoux
Membres supérieurs		
Tête et cou	<ul style="list-style-type: none">• Flexion latérale droite	

Autres caractéristiques: Fauteuil roulant Fortress avec bascule, dossier et appuis-jambes motorisés, contrôle à droite. Accuse inconfort au siège. Pas bonne candidate pour projet du repositionnement : comportement.

Marquage des points: C7 prise à l'extrémité du bras articulé. Trochanters et crêtes difficiles à palper.

Nom de la personne: N.O. (32 ans)		Diagnostic: Paralyse cérébrale avec quadriparésie spastique et athétose	
Régions corporelles		Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin		<ul style="list-style-type: none"> • Légère bascule postérieure (réductible) • Obliquité vers la droite • Rotation vers la droite +++ 	<ul style="list-style-type: none"> • Appuis pelviens (plaques de kydex avec néocor 1/4", recouverts de cuirette et fixés par velcro) • Coussin de siège: ABS + Sunmate 1" + néocor. Biseau crural 2". Inégalité de profondeur pour accommoder fémurs (G > D) • Ceinture pelvienne
Tronc		<ul style="list-style-type: none"> • Légère scoliose à convexité gauche • Flexion latérale droite, peut se replacer • Lordose lombaire présente • Tronc en appui sur support d'avant-bras droit 	<ul style="list-style-type: none"> • Appuis thoraciques non ajustables (□) en kydex, avec néocor 1". • Pas d'appuis sacré et lombaire • Angle dossier/siège ajustable de 90° à environ 105°. • Actuellement à environ 105° préférence être assis plus droit et ne sait pas que son dossier est ajustable. • Coussin de dossier placé 3" trop bas
Membres inférieurs		<ul style="list-style-type: none"> • Rétraction des ischio-jambiers (90° possible) • Différences des pieds, flexion dorsale et éversion, • (G > D) avec déviation des orteils • Inégalité des fémurs (G environ 3" < D) 	<ul style="list-style-type: none"> • Bottines avec surélévation (G > D) • Courroies d'avant pieds pour diminuer l'éversion
Membres supérieurs		<ul style="list-style-type: none"> • Épaule droite plus basse 	
Tête et cou		<ul style="list-style-type: none"> • Flexion antérieure et rotation vers la gauche 	

Autres caractéristiques:

- Effectue des transferts de poids aux dix minutes, en poussant en extension au tronc.

Marquage des points:

- Difficile pour les malléoles car les supports de pieds bloquent la vision de l'évaluateur et les pieds sont très déformés
- Obligation d'enlever les appuis pelviens pour numériser les trochanters. Trochanters très proéminents.

Nom de la personne: R.D. (53 ans) **Diagnostic:** Sclérose en plaques avec parapésie spastique et diminution de force aux MS_s

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none"> • Bascule postérieure. Glisse +++. Très lourd (200 lbs) donc difficile à replacer au fond du siège. Augmentation de pression au sacrum, pas d'antécédent d'escarres • Vu difficulté à replacer, bassin parfois positionné en obliquité vers la droite ou la gauche 	<ul style="list-style-type: none"> • Roho 4" avec biseau crural 1"
Tronc	<ul style="list-style-type: none"> • Attitude en cyphose • Tendence à tomber vers la droite 	<ul style="list-style-type: none"> • Appuis thoraciques modulaires ABS
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none"> • Spasticité importante en flexion (D > G) • Oedème aux chevilles (D' > G) 	<ul style="list-style-type: none"> • Appuis jambes élévateurs motorisés avec appuis mollets et courroie en H
Membres supérieurs		
Tête et cou		<ul style="list-style-type: none"> • Appui-tête

Autres caractéristiques:

- Bascule électrique
- Assis de 8h30 à 22h00
- Diminution de sa capacité respiratoire

Marquage des points:

- Trochanters faciles à palper
- Crêtes et EIAS peu fiables
- Bas du sternum peu fiable

Nom de la personne: S. C. (32 ans) **Diagnostic:** Paralyse cérébrale avec quadriparésie spastique et choréo-athétose

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none"> • Bascule postérieure +++ • Tendance à glisser +++ • Obliquité vers la droite réductible • Rotation vers la gauche en partie réductible 	<ul style="list-style-type: none"> • Appuis pelviens (partie plus étroite et arrondie à l'avant. À l'envers ???), fixés sur structure d'appoint • Ceinture pelvienne • Coussin Roho 4" • Structure d'appoint en ABS, avec inclinaison postérieure
Tronc	<ul style="list-style-type: none"> • Cypho-scoliose non réductible • Aucun contact entre le bas du dos et la partie inférieure du coussin de dossier 	<ul style="list-style-type: none"> • Appuis thoraciques profonds en ABS, ajustables • Biseau multi haut, pas multi bas
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none"> • Diminution d'amplitudes articulaires aux hanches. Au delà d'environ 70° de flexion, c'est la région lombaire qui bouge • Spasticité en flexion des genoux avec spasmes en extension. Diminution d'amplitudes en extension des genoux. • Pieds en flexion dorsale 	<ul style="list-style-type: none"> • Bottines en plastique avec courroies d'avant-pieds
Membres supérieurs	<ul style="list-style-type: none"> • Spasticité en flexion avec athétose 	<ul style="list-style-type: none"> • Courroies axillaires pour le transport
Tête et cou	<ul style="list-style-type: none"> • Tête maintenue en flexion antérieure 	<ul style="list-style-type: none"> • Pas d'appui tête

Autres caractéristiques:

- À l'arrivée, structure d'appoint du siège pas installée adéquatement (trous sur la plaque d'ABS, environ 2 1/2" devant les chevilles d'ancrage). Ceci entraîne un abaissement du coussin de dossier, avec poussée du biseau multi haut sur les épaules d'où augmentation de la cyphose, de la bascule postérieure du bassin et du glissement. De plus, inconfort et difficulté à respirer augmentés.

Marquage des points:

- Crêtes difficiles +++ à localiser vu positions très postérieures, appuis thoraciques, tissus mous et côtes qui en limitent l'accès
- C₇ et autres épinos non perceptibles
- Trochanter gauche très proéminent. Trochanter droit difficile à palper
- Sternum inférieur difficile +++ à localiser re: cyphose

Nom de la personne: S. D. (20 ans)

Diagnostic: Polyneuropathie

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none"> • Obliquité sévère vers la droite, environ 4-5" • Rotation du bassin vers la droite 	<ul style="list-style-type: none"> • Ceinture pelvienne • Appuis pelviens • Coussin de siège Temper-foam ou Sunmate 2"
Tronc	<ul style="list-style-type: none"> • Rotoscoliose à convexité droite sévère • Hypotonie • Flexion latérale gauche • Gibbosité droite 	<ul style="list-style-type: none"> • Appuis thoraciques en ABS • Ceinture thoracique • Moulage au dos
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none"> • MIG dans un patron de spasticité en rotation interne, adduction et extension • MID en ABD et rotation externe • Léger coup de vent 	
Membres supérieurs		
Tête et cou	<ul style="list-style-type: none"> • Tête et cou déportés vers la gauche 	<ul style="list-style-type: none"> • Appui-tête Otto Bock large, déporté vers la gauche

Autres caractéristiques: Bascule électrique, la plupart du temps inclinée. Se replace en position droite pour manger. Fauteuil roulant motorisé Fortress avec conduite manuelle droite, obtenu au CRLB. Dit qu'il a mal aux fesses mais qu'il n'a pas de plaies. L'inconfort débute parfois dès qu'il s'assoit dans son fauteuil. Doit parfois se coucher à cause de cela.

Marquage des points: Appuis thoraciques très profonds. Difficulté majeure pour numériser les points sur le tronc.

Nom de la personne: T.R., (68 ans)

Diagnostic: Sclérose en plaques depuis 28 ans

Régions corporelles	Problèmes de posture	Composants utilisés
Bassin	<ul style="list-style-type: none">• Bascule postérieure +++	<ul style="list-style-type: none">• Roho 4" sur cuirette hamac
Tronc	<ul style="list-style-type: none">• Attitude cyphotique	<ul style="list-style-type: none">• Dossier profilé sur mesures, renforcé
Membres inférieurs	<ul style="list-style-type: none">• Pas de fonction	<ul style="list-style-type: none">• Adducteurs
Membres supérieurs		
Tête et cou		

Autres caractéristiques: Fauteuil roulant Targa avec contrôle à droite

Marquage des points:

ANNEXE III:
PROGRAMME D'ACQUISITION

PROGRAMME D'ACQUISITION

Un programme a été développé dans le cadre de ce projet à partir de MATLAB. Celui-ci permet d'effectuer l'acquisition, le calcul et l'affichage des résultats. Pour démarrer ce programme la commande « debut » doit être inscrite dans la fenêtre MATLAB. Une zone d'acquisition apparaîtra à l'écran avec différents boutons à la droite de celle-ci (figure II.1). Ces boutons serviront à définir les variables lors de l'acquisition.

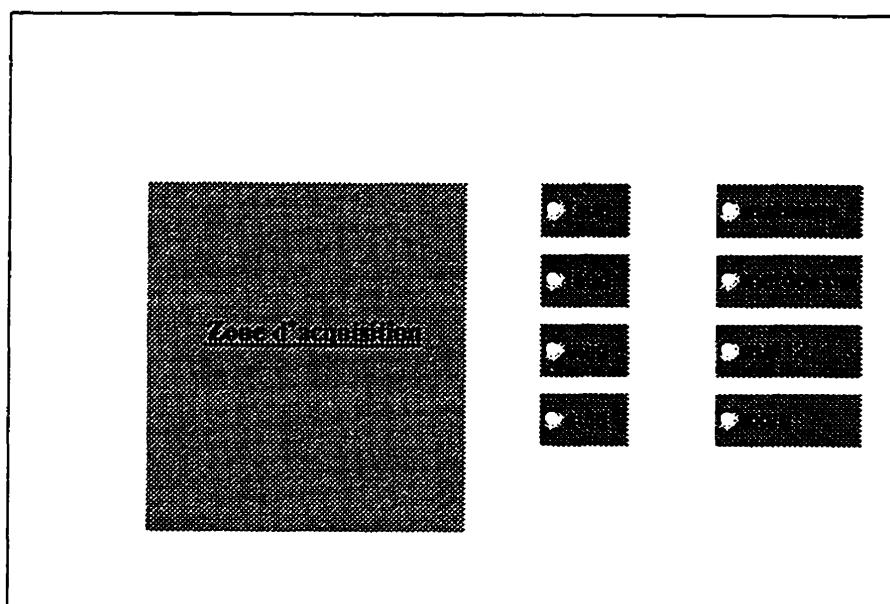


Figure II.1 : Zone d'acquisition et boutons pour définir les variables

Pour pouvoir faire l'acquisition dans MATLAB le logiciel Inscribe, développé par Immersion Corp. doit être utilisé. Celui-ci permet d'utiliser le numériseur 3D avec différents logiciels de traitements de données. De plus, ce programme permet de définir un référentiel à partir de 3 points. À chaque fois que le numériseur est déplacé, il faut redémarrer le programme Inscribe et redéfinir le référentiel. Deux objets de référence sont placés sur la base du système de fixation de chaque côté du fauteuil (figure 2.12). Pour tous les points situés à la gauche du fauteuil le référentiel est fixé sur l'objet de

référence gauche et pour tous les points sur la droite le référentiel est fixé sur l'objet de référence droite.

ACQUISITION DES POINTS

Pour l'acquisition, l'utilisateur doit se positionner dans la zone claire avec la souris et effectuer l'acquisition des différents points avec le numériseur3D. Pour enregistrer la variable, il faut sélectionner le bouton de droite correspondant au nom de la variable. Pour chaque variable, le nombre de points ainsi que l'ordre dans lequel ils sont enregistrés doivent être respectés. Lorsque les sujets sont en fauteuil roulant motorisé le centre de la roue est remplacé par le coin avant de la boîte moteur. Concernant les variables mats, matd, mate12 et axeg elles sont numérisées avec le numériseur placé à la gauche du fauteuil. La description de chacun des points contenus dans les variables se trouve au tableau II.1.

TRAITEMENT DES DONNÉES

Ce programme appelle différentes fonctions classées dans les menus « **Fichier** », « **Géométrie** » et « **Pression** ». Les prochaines lignes décrivent brièvement chacune des fonctions de ces menus.

Menu Fichier :

L'option « Enregistre » permet de conserver dans un fichier de type « *.mat » toutes les variables enregistrées lors de la procédure d'acquisition. Ce fichier peut être récupéré par la suite avec l'option « Ouvrir *.mat » de ce menu. Il est aussi possible d'ouvrir un fichier

Tableau II.1 : Description de chacune des variables

VARIABLES ASSOCIÉES AU FAUTEUIL	
FAUG : Extrémité inférieure de l'appui-pied gauche Extrémité supérieure de l'appui-pied gauche Attache de l'appui-pied gauche au siège Extrémité avant du siège (coté gauche) Extrémité arrière du siège (coté gauche) Extrémité inférieure du dossier (coté gauche) Extrémité supérieure du dossier (coté gauche) Centre de la roue gauche	FAUD: Extrémité inférieure de l'appui-pied droit Extrémité supérieure de l'appui-pied droit Attache de l'appui-pied droit au siège Extrémité avant du siège (coté droit) Extrémité arrière du siège (coté droit) Extrémité inférieure du dossier (coté droit) Extrémité supérieure du dossier (coté droit) Centre de la roue droite
VARIABLES ASSOCIÉES AU SUJET	
SUJG Malléole gauche Condyle gauche Trochanter gauche ÉIAS gauche Crête iliaque gauche 4 points sur le tronc (coté gauche) Acromion gauche Extrémité inférieure du sternum Extrémité supérieure du sternum Centre de la roue gauche	SUJD : Malléole droite Condyle droite Trochanter droite ÉIAS droite Crête iliaque droite 4 points sur le tronc (coté droit) Acromion droite Position de la vertèbre cervicale C7 Centre de la roue droite
VARIABLES ASSOCIÉES AU MATRICES ET À LA POSITION DES AXES	
MATS : Les 12 repères sont numérisés selon l'ordre présenté à la figure 2.10	
MATD : Les 12 repères sont numérisés selon l'ordre présenté à la figure 2.10	
MATE12 : Les points 1,2, et 3 sur le repère gauche et les points 1,2 et 3 sur le repère de droite. (La figure II.2 illustre l'ordre des points).	
AXEG : L'extrémité supérieure et inférieure de l'axe gravitationnel (voir section 2.6 pour la définition de l'axe gravitationnel) et les points 1,2, et 3 sur le repère gauche.	

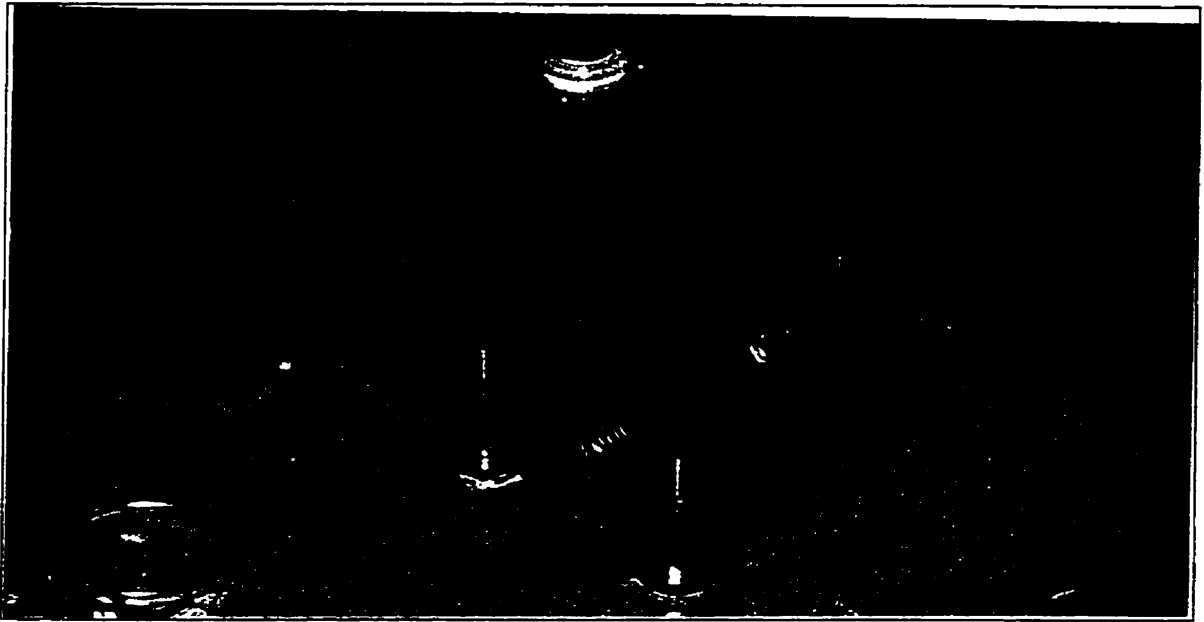


Figure II.2: Définition des points 1, 2 et 3 sur les objets de références

de distribution de pression enregistré avec le programme Force Sensing Array (Vista Medical Ltée) de type « *.fsa » avec l'option « Ouvrir *.fsa ». Les résultats des différents paramètres géométriques peuvent être écrits dans un fichier texte avec l'option « Écrire »

Menu Géométrie :

L'option « Calcul » de ce menu permet d'évaluer les différents paramètres géométriques et doit être effectuée avant d'avoir accès aux autres options de ce menu. L'option « Visualisation » permet d'obtenir une modélisation filaire du sujet et de son fauteuil. Si un des points enregistrés sur le sujet ou le fauteuil doit être modifié, il est possible de le faire avec l'option « Correction » de ce menu. Enfin, les résultats des différents paramètres géométriques sont affichés à l'écran avec l'option « Résultats ».

Menu Pression :

Le dernier menu concerne les valeurs de pression. L'option « milieu » permet de sélectionner la ligne médiane qui sépare la région gauche et droite sur la distribution de pression mesurée sur le siège. « Visualisation » permet d'obtenir une représentation des matrices sur le siège et le dossier avec les valeurs de pression associées à chacun des capteurs. L'option « calcul » permet d'évaluer les paramètres de pression sur le siège. Finalement, ces résultats peuvent être visualisés à partir de l'option « Résultats ». Pour ce menu, chacune des options doivent être effectuées selon l'ordre quelles apparaissent.

ANNEXE IV
RÉSULTATS DES PRÉTESTS

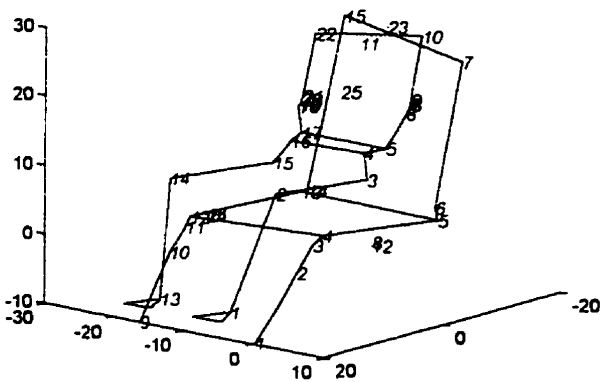
Tableau IV.1 :Tableau de la variabilité des paramètres géométriques obtenue pour les différents tests et les différents sujets

PARAMÈTRES	Écart-type des paramètres (degrés)														
	TEST 1					TEST 2					TEST 3				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
<u>BASSIN</u>															
frontal (1)	0,7	0,5	0,7	1,6	0,7	1,8	1,7	0,7	1,6	1,3	0,7	0,8	0,8	0,3	0,5
frontal (2)	1,1	0,5	1,8	0,9	1,4	0,4	0,9	0,5	0,7	1,4	0,5	1,0	0,6	0,4	1,7
transverse(1)	1,2	0,8	0,5	1,4	0,5	0,8	1,3	0,5	0,6	3,7	2,3	1,0	0,6	0,3	0,4
transverse(2)	1,2	1,8	1,5	2,5	1,3	2,7	1,5	1,9	1,6	1,1	1,5	1,4	0,6	0,3	0,6
sagittal (1)	0,9	0,5	1,1	1,8	1,8	1,3	2,5	3,0	1,9	4,4	2,4	1,1	0,9	0,7	0,3
sagittal (2)	2,1	2,0	3,2	3,1	2,9	4,3	2,6	5,4	2,8	6,6	1,0	0,3	2,0	0,7	1,9
<u>TRONC</u>															
frontal	3,2	2,0	1,3	0,8	1,9	1,2	1,6	3,2	1,4	1,2	0,8	1,1	1,2	1,0	0,9
Transverse	1,9	1,5	0,8	4,5	0,8	3,3	1,2	1,0	1,3	2,9	1,5	1,0	0,9	1,1	0,8
<u>MEMBRES INF.</u>															
Genou gauche	0,9	0,4	1,0	2,4	0,8	1,9	2,2	0,2	1,2	1,9	0,4	1,2	0,2	0,6	0,1
Genou droit	0,6	0,7	0,9	1,0	0,4	1,1	1,3	1,0	0,2	1,0	1,5	0,4	0,1	0,3	0,3
Hanche gauche	0,4	1,4	0,5	0,6	0,8	3,8	2,0	5,4	1,4	4,5	2,4	0,2	1,0	1,3	0,3
Hanche droite	1,9	0,3	1,3	2,2	0,4	3,3	2,5	1,7	0,7	2,5	2,5	1,2	0,8	1,1	0,4
Cuisse gauche	0,3	0,2	0,1	0,6	0,1	0,3	0,4	0,1	0,6	0,2	0,2	0,1	0,1	0,2	0,1
Cuisse droite	0,5	0,1	0,4	0,2	0,1	0,4	0,2	0,1	0,3	0,2	2,6	0,1	0,0	0,0	0,0

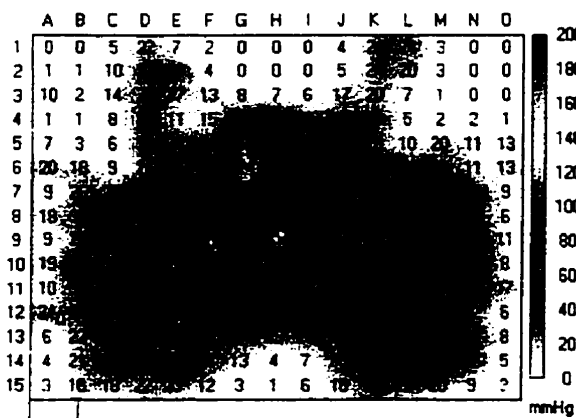
ANNEXE V
**MODÉLISATION FILAIRE DES SUJETS ET DE LEUR FAUTEUIL,
REPRÉSENTATION DE LA DISTRIBUTION DE PRESSION SUR
LE SIÈGE ET LE DOSSIER**

SUJET: A.P.

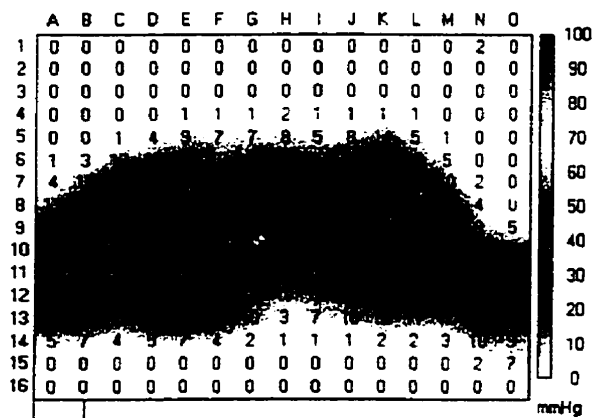
PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES



Bassin frontal	2.2°	Cuisse gauche	6.4°
Bassin frontal2	0.9°	Cuisse droite	5.9°
Bassin transverse	2.9°	Cuisse g(add)	2.0°
Bassin transverse	21.8°	Cuisse d(add)	-1.6°
Bassin sagittal	118.6°	Angle Siege-doss	102.7°
Bassin sagittal2	-9.0°	Siege	3.7°
Tronc frontal	-11.2°	Dossier	16.3°
Tronc transverse	7.2°	Appg	120.1°
Tronc t2	22.6°	Apd	118.0°
Tronc sagittal	19.2°	Largeur siege	17.7"
Epaule	5.6°	Largeur dossier	17.9"
Genou gauche	99.1°	Prof du siege	19.3"
Genou droit	98.6°	hauteur du dossier	20.5"
Hanche gauche	121.1°		
Hanche droite	119.3°		



Sensors included 204
 Variation coefficient 77.3
 Standard deviation 32
 Average pressure 41
 Maximum pressure 124
 Center of pressure 8.1, 8.8

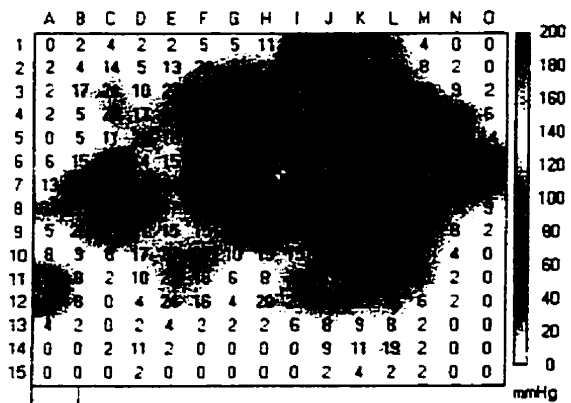
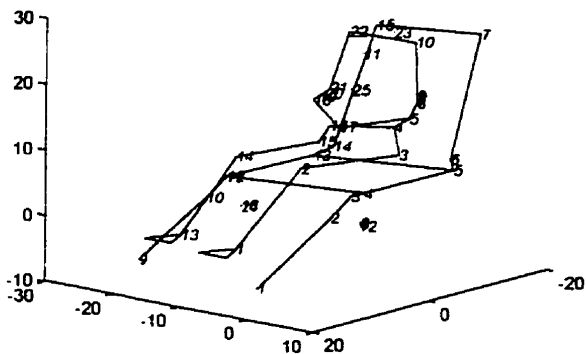


Sensors included 144
 Variation coefficient 61.4
 Standard deviation 12
 Average pressure 19
 Maximum pressure 50
 Center of pressure 7.3, 9.6

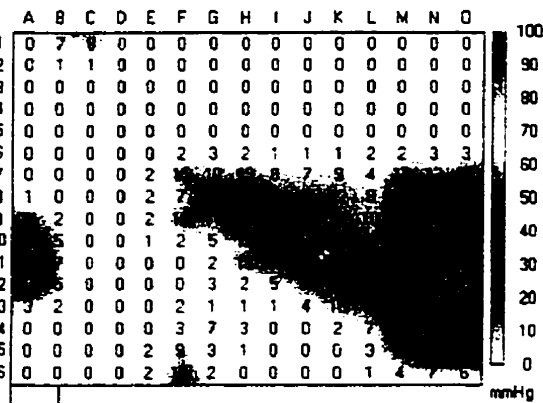
SUJET: D.C.

PARAMETRES GEOMETRIQUES

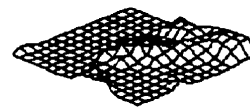
Bassin frontal	9.9°	Cuisse gauche	3.0°
Bassin frontal2	18.4°	Cuisse droite	4.2°
Bassin transverse	3.3°	Cuisse g(add)	-11.2°
Bassin transverse2	20.9°	Cuisse d(add)	-2.4°
Bassin sagittal	109.9°	Angle Siege-doss	108.6°
Bassin sagittal2	-14.6°	Siege	1.9°
Tronc frontal	8.7°	Dossier	20.6°
Tronc transverse	29.3°	Apg	143.7°
Tronc t2	48.5°	Apd	153.3°
Tronc sagittal	12.6°	Largeur siege	18.6"
Epaule	0.5°	Largeur dossier	16.8"
Genou gauche	131.2°	Prof du siege	15.6"
Genou droit	135.9°	hauteur du dossier	18.3"
Hanche gauche	125.0°		
Hanche droite	97.5°		



Sensors included 178
 Variation coefficient 66.1
 Standard deviation 20
 Average pressure 30
 Maximum pressure 82
 Center of pressure 8.5, 6.5



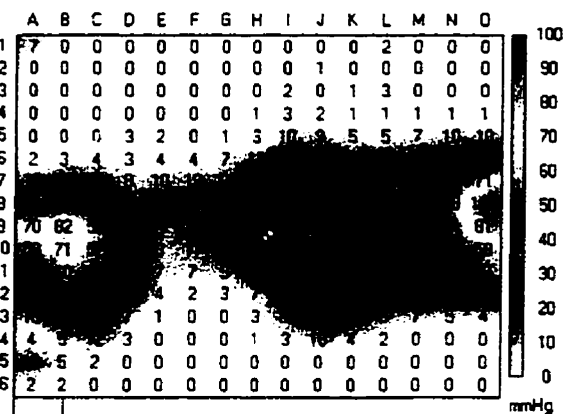
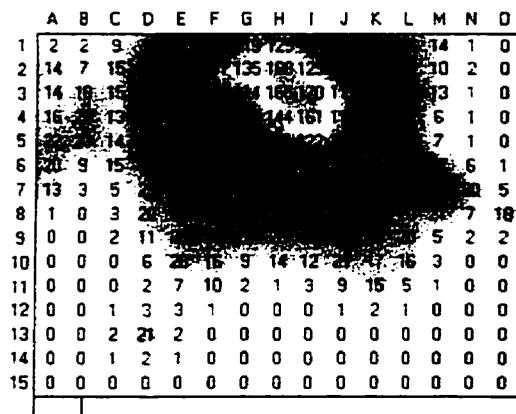
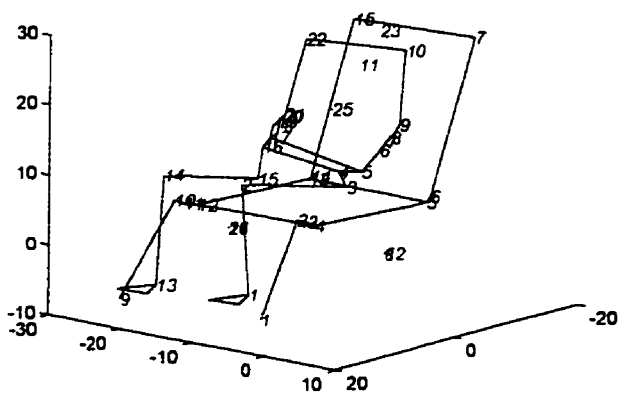
Sensors included 120
 Variation coefficient 84.6
 Standard deviation 11
 Average pressure 13
 Maximum pressure 47
 Center of pressure 10.6, 10.6



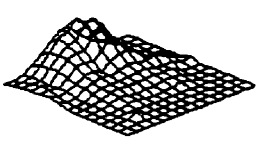
SUJET: E.P.

PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES

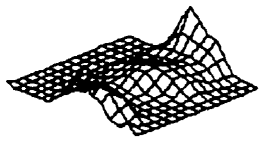
Bassin frontal	-8.8°	Cuisse gauche	12.7°
Bassin frontal2	-15.7°	Cuisse droite	14.3°
Bassin transverse	1.3°	Cuisse g(add)	-10.6°
Bassin transverse	9.3°	Cuisse d(add)	-6.5°
Bassin sagittal	84.1°	Angle Siege-doss	107.6°
Bassin sagittal2	-12.8°	Siege	1.2°
Tronc frontal	-30.9°	Dossier	18.7°
Tronc transverse	29.9°	Apg	113.0°
Tronc t2	48.2°	Apd	123.3°
Tronc sagittal	15.2°	Largeur siege	16.8"
Epaule	12.2°	Largeur dossier	16.4"
Genou gauche	86.3°	Prof du siege	18.2"
Genou droit	88.7°	Hauteur du dossier	22.1"
Hanche gauche	109.7°		
Hanche droite	92.1°		



Sensors included 134
 Variation coefficient 92.2
 Standard deviation 40
 Average pressure 44
 Maximum pressure 170
 Center of pressure 7.9, 4.4

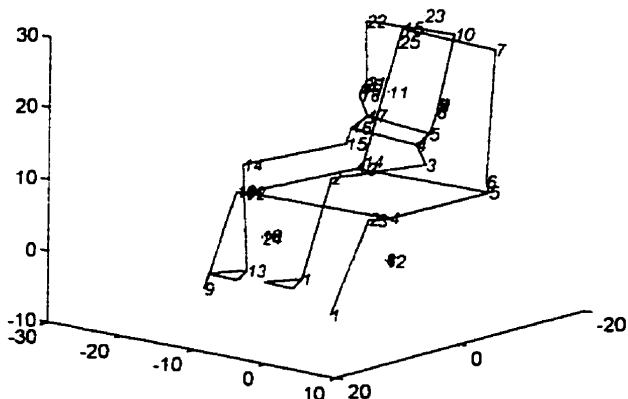


Sensors included 146
 Variation coefficient 82.8
 Standard deviation 19
 Average pressure 23
 Maximum pressure 100
 Center of pressure 8.4, 9.4

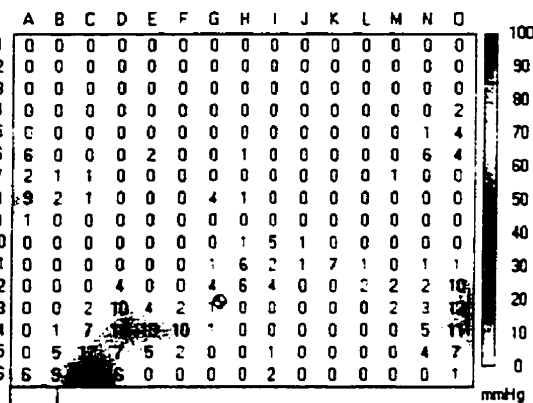
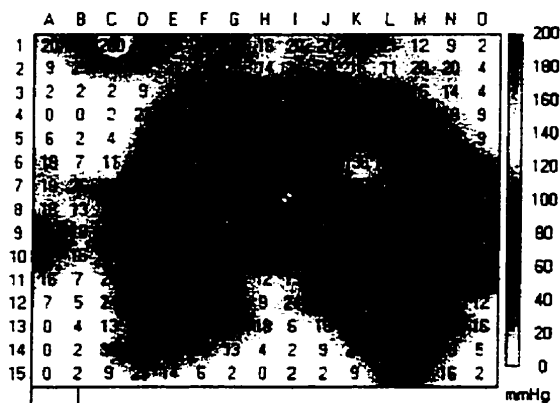


SUJET: G.L.

PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES



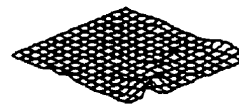
Bassin frontal	-3.5°	Cuisse gauche	5.4°
Bassin frontal2	-3.4°	Cuisse droite	1.8°
Bassin transverse	0.3°	Cuisse g(add)	-4.3°
Bassin transverse	3.9°	Cuisse d(add)	-4.3°
Bassin sagittal	92.1°	Angle Siege-doss	96.5°
Bassin sagittal2	-27.4°	Siege	1.6°
Tronc frontal	14.8°	Dossier	8.2°
Tronc transverse	5.3°	App	112.6°
Tronc t2	11.7°	Apd	112.2°
Tronc sagittal	0.5°	Largeur siege	18.5"
Epaule	4.1°	Largeur dossier	17.8"
Genou gauche	94.8°	Prof du siége	15.5"
Genou droit	96.8°	Hauteur du dossier	17.8"
Hanche gauche	100.6°		
Hanche droite	96.4°		



Sensors included 214
 Variation coefficient 72.0
 Standard deviation 32
 Average pressure 45
 Maximum pressure 200
 Center of pressure 8.7, 7.5

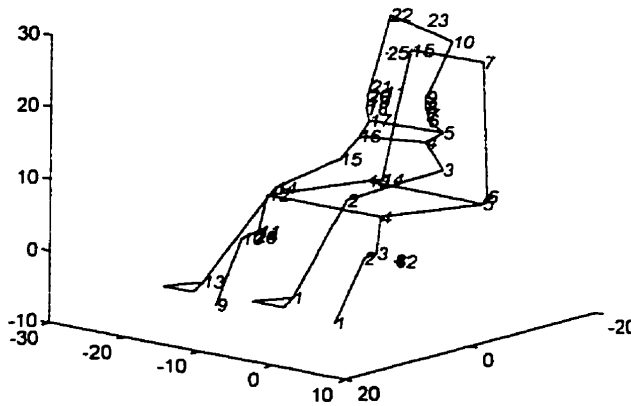


Sensors included 67
 Variation coefficient 107.5
 Standard deviation 5
 Average pressure 5
 Maximum pressure 34
 Center of pressure 7.2, 12.6

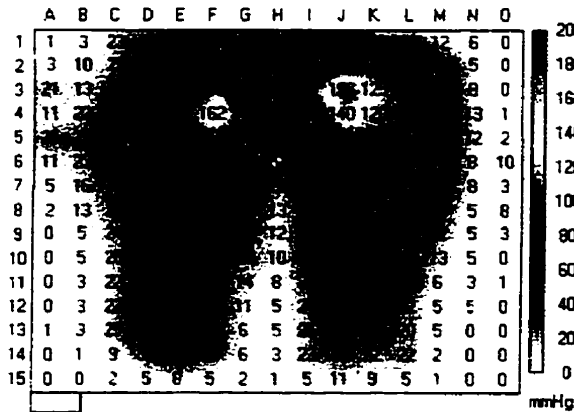


SUJET: G.R.

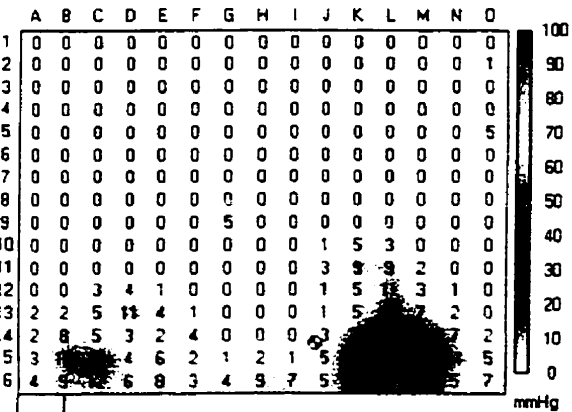
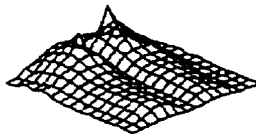
PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES



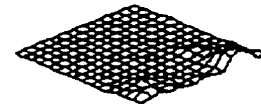
Bassin frontal	4.4°	Cuisse gauche	-5.0°
Bassin frontal2	2.8°	Cuisse droite	-1.2°
Bassin transverse	5.2°	Cuisse g(add)	-5.2°
Bassin transverse	4.1°	Cuisse d(add)	11.7°
Bassin sagittal	92.4°	Angle Siege-doss	91.5°
Bassin sagittal2	-22.8°	Siege	6.1°
Tronc frontal	7.6°	Dossier	7.6°
Tronc transverse	6.8°	Apg	111.9°
Tronc t2	7.1°	Apd	108.2°
Tronc sagittal	10.2°	Largeur siege	15.6"
Epaule	-8.4°	Largeur dossier	13.8"
Genou gauche	135.7°	Prof du siege	16.2"
Genou droit	119.9°	Hauteur du dossier	17.9"
Hanche gauche	97.9°		
Hanche droite	104.5°		



Sensors included 200
 Variation coefficient 80.6
 Standard deviation 32
 Average pressure 39
 Maximum pressure 196
 Center of pressure 8.0, 6.0

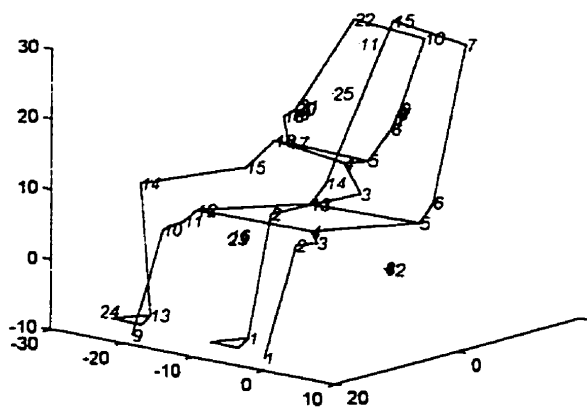


Sensors included 62
 Variation coefficient 101.5
 Standard deviation 9
 Average pressure 9
 Maximum pressure 43
 Center of pressure 9.7, 14.3

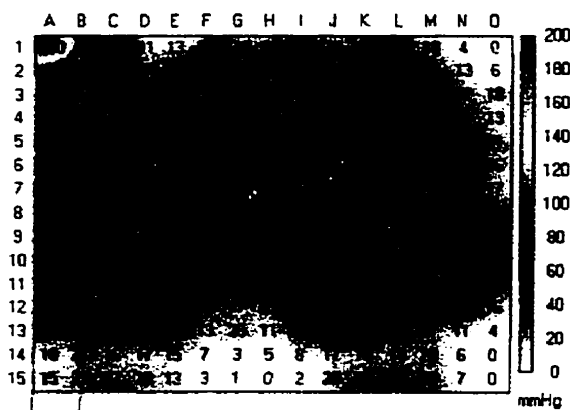


SUJET: G.B.

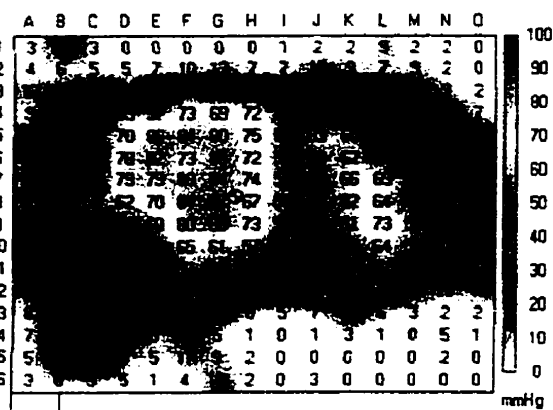
PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES



Bassin frontal	-4.9°	Cuisse gauche	4.2°
Bassin frontal2	-0.4°	Cuisse droite	4.2°
Bassin transverse	3.8°	Cuisse g(add)	4.3°
Bassin transverse	3.2°	Cuisse d(add)	-6.2°
Bassin sagittal	113.1°	Angle Siege-doss	101.7°
Bassin sagittal2	11.7°	Siege	10.1°
Tronc frontal	-4.9°	Dossier	22.7°
Tronc transverse	4.9°	App	101.5°
Tronc t2	28.1°	Apd	100.8°
Tronc sagittal	29.2°	Largeur siege	15.1"
Epaule	-4.9°	Largeur dossier	14.9"
Genou gauche	95.1°	Prof du siege	19.4"
Genou droit	94.8°	Hauteur du dossier	21.7"
Hanche gauche	128.4°		
Hanche droite	132.1°		



Sensors included 220
 Variation coefficient 51.1
 Standard deviation 23
 Average pressure 45
 Maximum pressure 200
 Center of pressure 7.5, 7.2



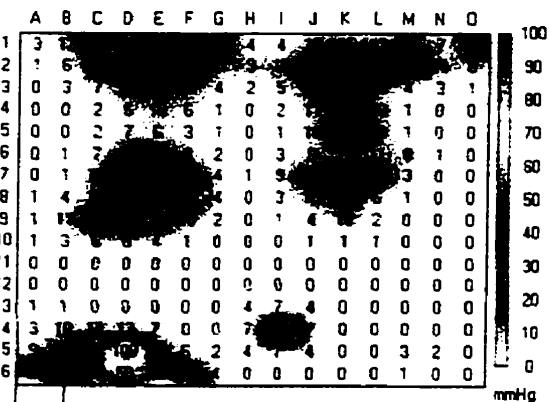
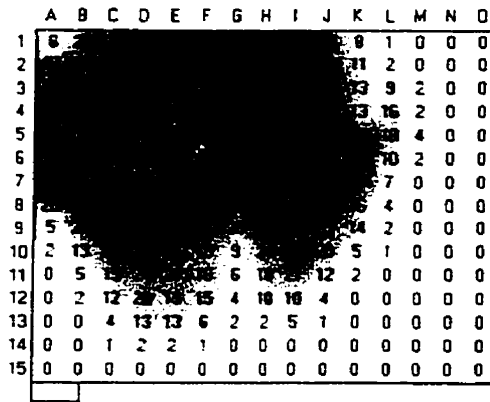
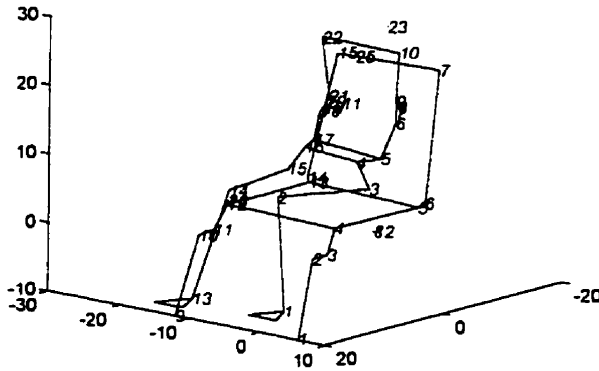
Sensors included 215
 Variation coefficient 65.8
 Standard deviation 24
 Average pressure 37
 Maximum pressure 87
 Center of pressure 7.5, 7.8



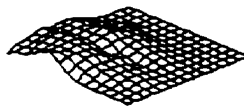
SUJET: J.F.R.

PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES

Bassin frontal	-1.9°	Cuisse gauche	8.3°
Bassin frontal2	-2.6°	Cuisse droite	3.9°
Bassin transverse	9.0°	Cuisse g(add)	-3.9°
Bassin transverse	6.1°	Cuisse d(add)	13.7°
Bassin sagittal	109.4°	Angle Siege-doss	97.1°
Bassin sagittal2	-3.0°	Siege	2.2°
Tronc frontal	17.1°	Dossier	9.3°
Tronc transverse	0.5°	Apg	105.3°
Tronc t2	17.1°	Apd	105.5°
Tronc sagittal	0.5°	Largeur siege	16.7"
Epaule	7.6°	Largeur dossier	16.7"
Genou gauche	91.9°	Prof du siege	15.2"
Genou droit	100.8°	Hauteur du dossier	18.6"
Hanche gauche	113.4°		
Hanche droite	117.1°		



Sensors included 140
 Variation coefficient 56.3
 Standard deviation 20
 Average pressure 35
 Maximum pressure 82
 Center of pressure 58.56

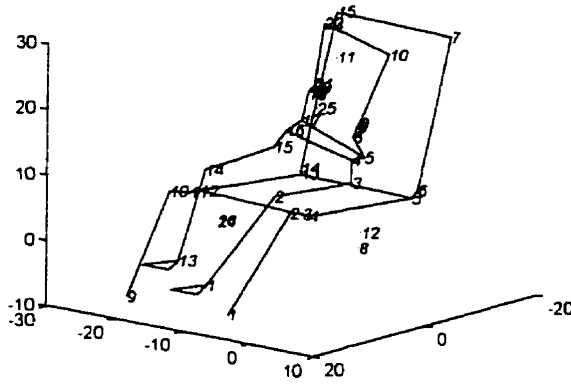


Sensors included 134
 Variation coefficient 96.6
 Standard deviation 15
 Average pressure 16
 Maximum pressure 100
 Center of pressure 65.78

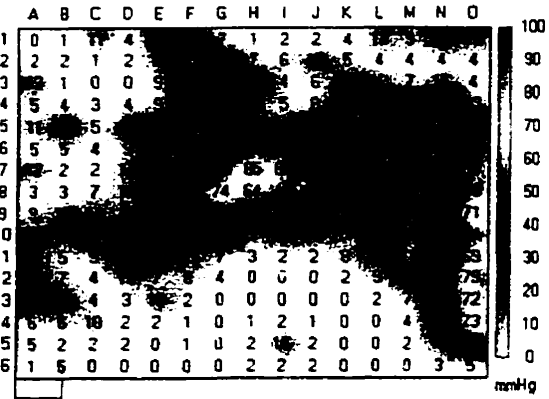
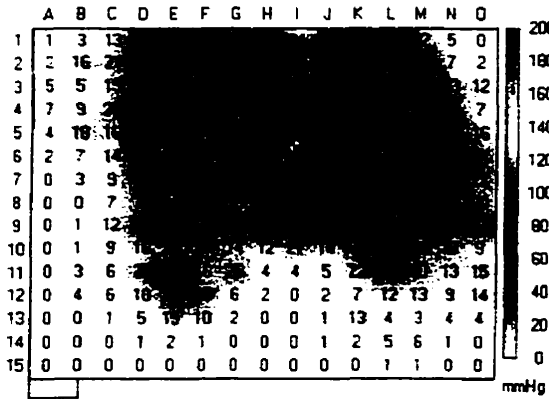


SUJET: J.G.B.

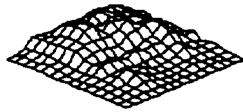
PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES



Bassin frontal	-8.1°	Cuisse gauche	7.0°
Bassin frontal2	-11.0°	Cuisse droite	0.0°
Bassin transverse	10.0°	Cuisse g(add)	-3.9°
Bassin transverse	16.9°	Cuisse d(add)	13.7°
Bassin sagittal	106.4°	Angle Siege-doss	97.9°
Bassin sagittal2	-15.7°	Siege	5.3°
Tronc frontal	3.1°	Dossier	13.2°
Tronc transverse	30.1°	App	115.4°
Tronc t2	40.1°	Apd	110.8°
Tronc sagittal	18.5°	Largeur siege	16.5"
Epaule	-20.9°	Largeur dossier	16.9"
Genou gauche	101.5°	Prof du siege	17.8"
Genou droit	107.5°	Hauteur du dossier	22.8"
Hanche gauche	86.1°		
Hanche droite	114.3°		



Sensors included 173
 Variation coefficient 72.9
 Standard deviation 29
 Average pressure 40
 Maximum pressure 114
 Center of pressure 8.9. 5.5

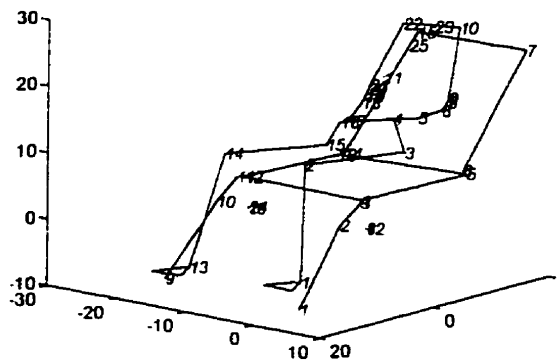


Sensors included 214
 Variation coefficient 92.1
 Standard deviation 18
 Average pressure 20
 Maximum pressure 85
 Center of pressure 9.5. 7.7

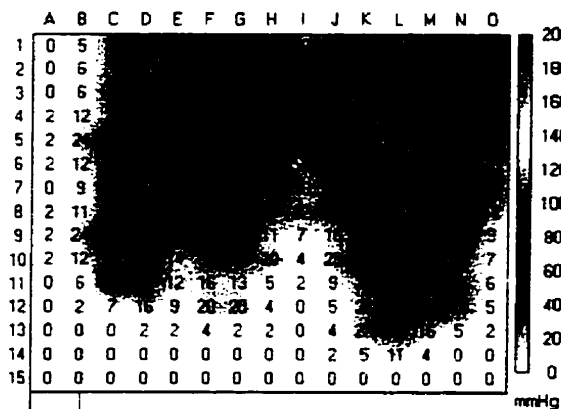


SUJET: L.C.

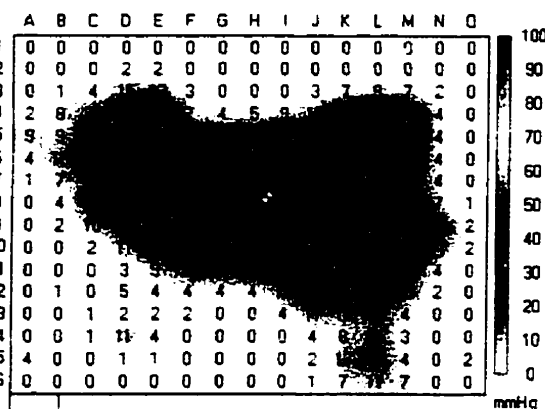
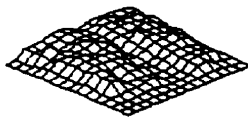
PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES



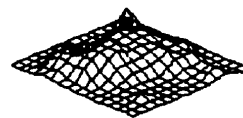
Bassin frontal	14.9°	Cuisse gauche	6.4°
Bassin frontal2	14.1°	Cuisse droite	8.6°
Bassin transverse	3.3°	Cuisse g(add)	-2.9°
Bassin transverse	3.3°	Cuisse d(add)	-1.2°
Bassin sagittal	97.8°	Angle Siege-doss	129.6°
Bassin sagittal2	18.3°	Siege	0.6°
Tronc frontal	1.0°	Dossier	40.1°
Tronc transverse	10.5°	App	121.7°
Tronc t2	28.6°	Apd	133.4°
Tronc sagittal	24.6°	Largeur siege	18.5"
Epaule	3.4°	Largeur dossier	17.3"
Genou gauche	88.2°	Prof du siege	18.2"
Genou droit	100.4°	Hauteur du dossier	19.1"
Hanche gauche	142.4°		
Hanche droite	131.4°		



Sensors included 180
 Variation coefficient 51.3
 Standard deviation 17
 Average pressure 34
 Maximum pressure 72
 Center of pressure 8.8, 5.9

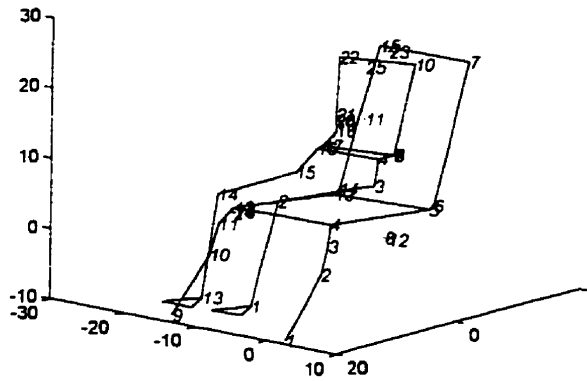


Sensors included 160
 Variation coefficient 79.0
 Standard deviation 16
 Average pressure 20
 Maximum pressure 56
 Center of pressure 8.4, 7.7

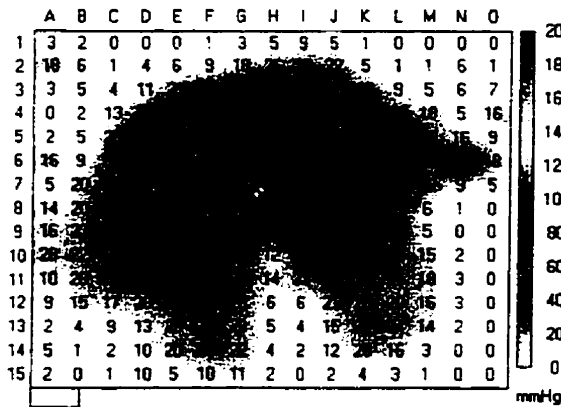


SUJET: L.M.

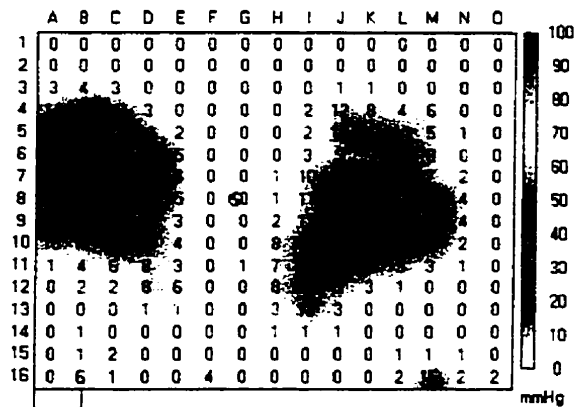
PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES



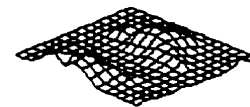
Bassin frontal	-0.1°	Cuisse gauche	2.1°
Bassin frontal2	1.9°	Cuisse droite	1.1°
Bassin transverse	2.7°	Cuisse g(add)	-11.1°
Bassin transverse	6.2°	Cuisse d(add)	4.6°
Bassin sagittal	121.2°	Angle Siege-doss	98.7°
Bassin sagittal2	4.5°	Siege	7.4°
Tronc frontal	-5.1°	Dossier	16.1°
Tronc transverse	8.5°	Apg	120.1°
Tronc t2	9.5°	Apd	118.3°
Tronc sagittal	0.3°	Largeur siege	13.4°
Epaule	5.3°	Largeur dossier	13.0°
Genou gauche	107.3°	Prof du siege	16.8°
Genou droit	106.4°	Hauteur du dossier	19.1°
Hanche gauche	147.2°		
Hanche droite	138.0°		



Sensors included 183
 Variation coefficient 74.2
 Standard deviation 22
 Average pressure 30
 Maximum pressure 86
 Center of pressure 7.6, 7.3

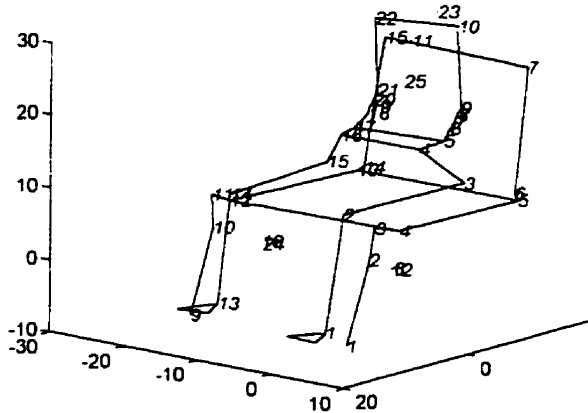


Sensors included 112
 Variation coefficient 83.9
 Standard deviation 12
 Average pressure 14
 Maximum pressure 42
 Center of pressure 6.7, 8.0

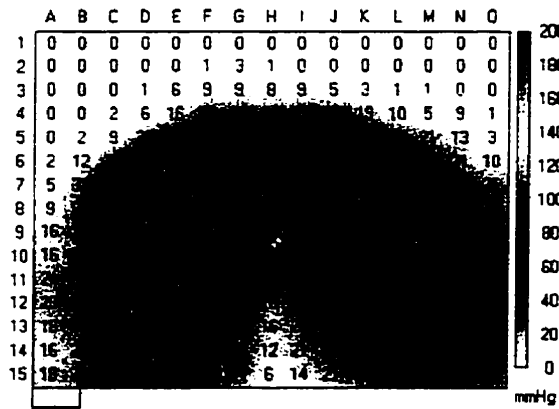


SUJET: L.D.

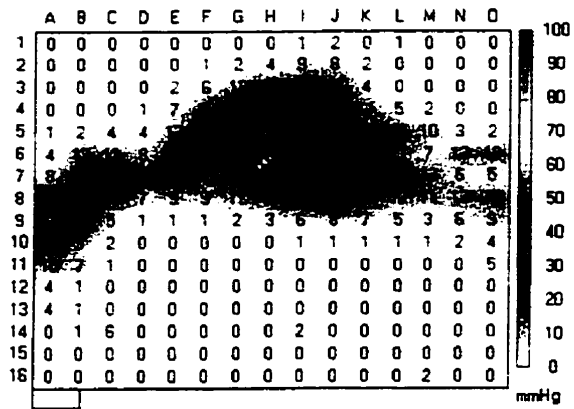
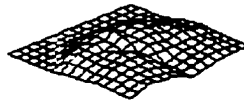
PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES



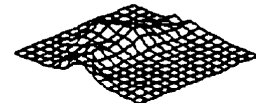
Bassin frontal	0.4°	Cuisse gauche	-1.3°
Bassin frontal2	2.6°	Cuisse droite	0.2°
Bassin transverse	0.7°	Cuisse g(add)	-3.7°
Bassin transverse	0.1°	Cuisse d(add)	5.7°
Bassin sagittal	62.6°	Angle Siege-doss	100.8°
Bassin sagittal2	-5.3°	Siege	2.2°
Tronc frontal	-12.6°	Dossier	12.5°
Tronc transverse	23.6°	App	110.2°
Tronc t2	35.1°	Apd	110.3°
Tronc sagittal	10.6°	Largeur siege	21.8"
Epaule	4.9°	Largeur dossier	20.9"
Genou gauche	104.9°	Prof du siege	18.9"
Genou droit	100.8°	Hauteur du dossier	16.8"
Hanche gauche	106.8°		
Hanche droite	114.6°		



Sensors included 181
 Variation coefficient 47.9
 Standard deviation 19
 Average pressure 40
 Maximum pressure 89
 Center of pressure 8.2, 3.4

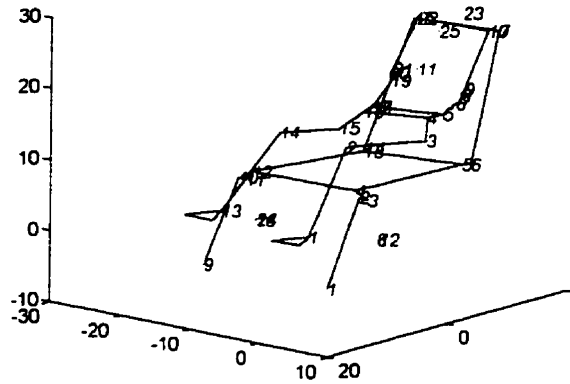


Sensors included 112
 Variation coefficient 72.7
 Standard deviation 9
 Average pressure 12
 Maximum pressure 34
 Center of pressure 7.7, 6.5

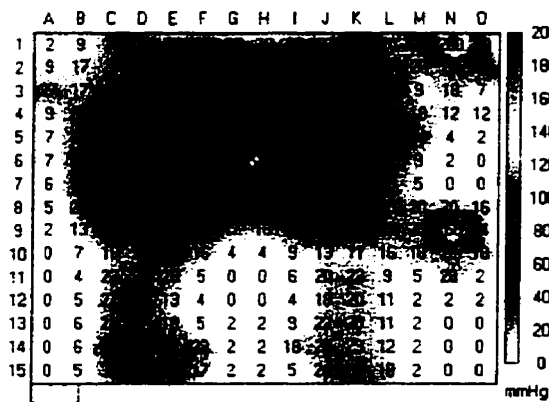


SUJET: M.K.

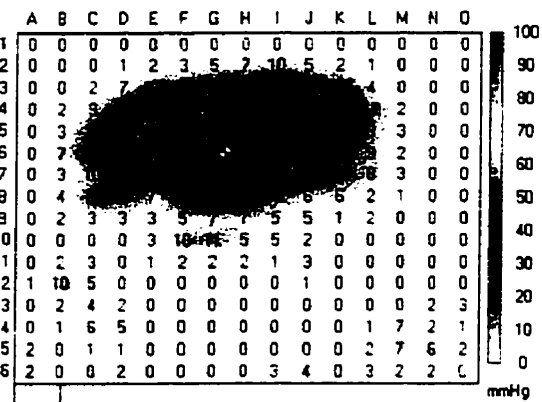
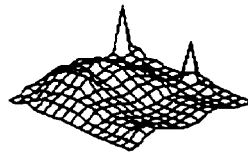
PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES



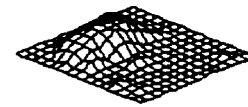
Bassin frontal	5.9°	Cuisse gauche	8.9°
Bassin frontal2	5.4°	Cuisse droite	12.0°
Bassin transverse	0.7°	Cuisse g(add)	-1.2°
Bassin transverse	1.2°	Cuisse d(add)	5.7°
Bassin sagittal	136.3°	Angle Siege-doss	104.5°
Bassin sagittal2	-5.6°	Siege	3.4°
Tronc frontal	26.6°	Dossier	17.9°
Tronc transverse	26.2°	App	112.9°
Tronc t2	44.3°	Apd	110.9°
Tronc sagittal	19.6°	Largeur siege	14.7"
Epaule	-4.2°	Largeur dossier	15.1"
Genou gauche	108.1°	Prof du siege	17.5"
Genou droit	121.7°	Hauteur du dossier	18.2"
Hanche gauche	140.0°		
Hanche droite	143.2°		



Sensors included 195
 Variation coefficient 83.6
 Standard deviation 31
 Average pressure 37
 Maximum pressure 200
 Center of pressure 7.7, 6.0



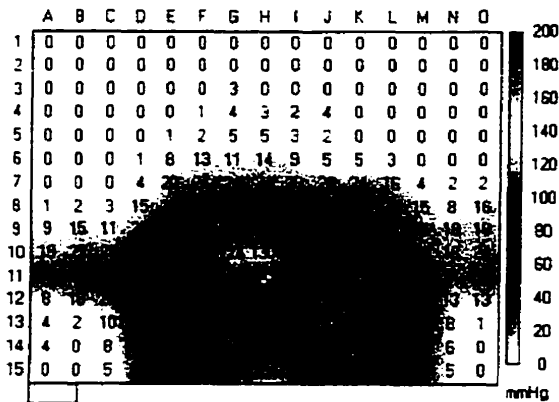
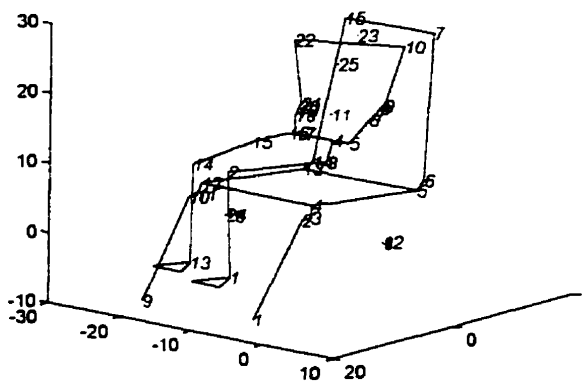
Sensors included 121
 Variation coefficient 98.7
 Standard deviation 14
 Average pressure 15
 Maximum pressure 49
 Center of pressure 7.4, 6.0



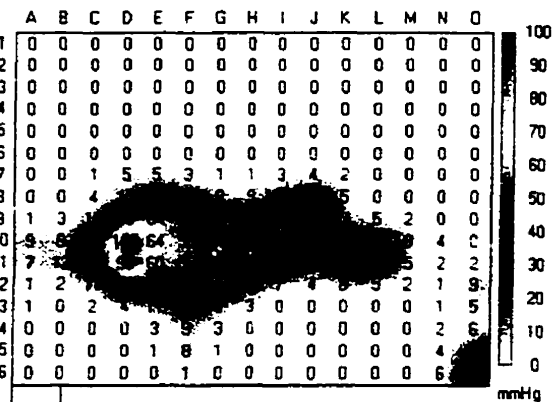
SUJET: M.G.

PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES

Bassin frontal	6.0°	Cuisse gauche	8.7°
Bassin frontal2	2.7°	Cuisse droite	2.4°
Bassin transverse	11.9°	Cuisse g(add)	-12.7°
Bassin transverse	5.2°	Cuisse d(add)	12.9°
Bassin sagittal	159.1°	Angle Siege-doss	92.8°
Bassin sagittal2	22.8°	Siege	6.8°
Tronc frontal	-4.9°	Dossier	9.6°
Tronc transverse	38.1°	Apg	114.5°
Tronc t2	48.2°	Apd	116.0°
Tronc sagittal	19.6°	Largeur siege	15.9"
Epaule	6.7°	Largeur dossier	15.5"
Genou gauche	89.4°	Prof du siege	17.3"
Genou droit	83.5°	Hauteur du dossier	20.2"
Hanche gauche	140.2°		
Hanche droite	154.1°		



Sensors included 136
 Variation coefficient 74.5
 Standard deviation 30
 Average pressure 40
 Maximum pressure 130
 Center of pressure 8.1, 11.1



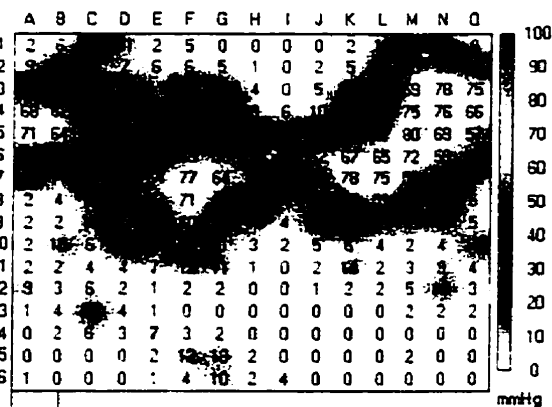
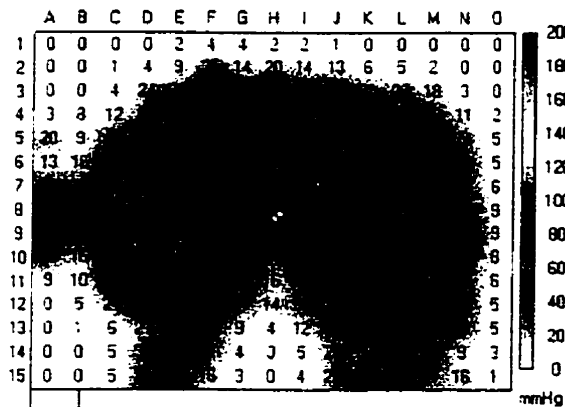
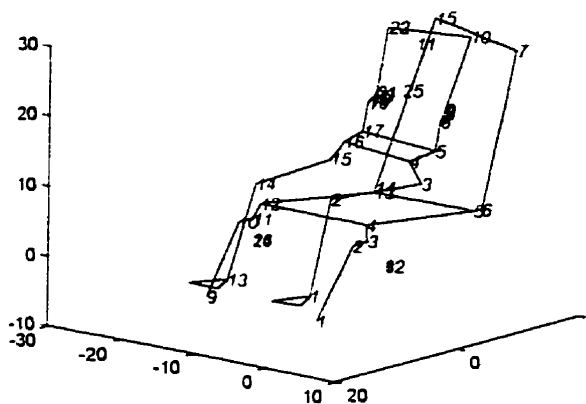
Sensors included 97
 Variation coefficient 110.2
 Standard deviation 21
 Average pressure 19
 Maximum pressure 100
 Center of pressure 6.9, 10.4



SUJET: M.L.

PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES

Bassin frontal	-5.2°	Cuisse gauche	3.57°
Bassin frontal2	-4.6°	Cuisse droite	0.0°
Bassin transverse	3.4°	Cuisse g(add)	-4.6°
Bassin transverse	1.9°	Cuisse d(add)	-4.5°
Bassin sagittal	90.4°	Angle Siege-dossier	96.6°
Bassin sagittal2	-17.1°	Siege	6.8°
Tronc frontal	1.6°	Dossier	13.4°
Tronc transverse	16.3°	App	113.0°
Tronc t2	29.9°	Apd	107.8°
Tronc sagittal	18.6°	Largeur siege	15.3"
Epaule	3.1°	Largeur dossier	15.0"
Genou gauche	101.5°	Prof du siege	18.1"
Genou droit	107.5°	Hauteur du dossier	22.1"
Hanche gauche	108.6°		
Hanche droite	114.1°		



Sensors included 192
 Variation coefficient 52.2
 Standard deviation 18
 Average pressure 35
 Maximum pressure 69
 Center of pressure 8.1, 8.2

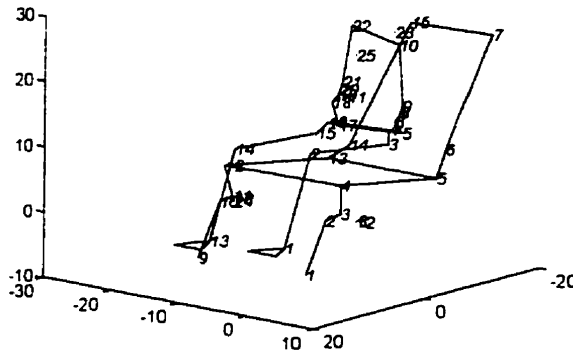


Sensors included 188
 Variation coefficient 90.6
 Standard deviation 24
 Average pressure 26
 Maximum pressure 80
 Center of pressure 8.5, 5.9

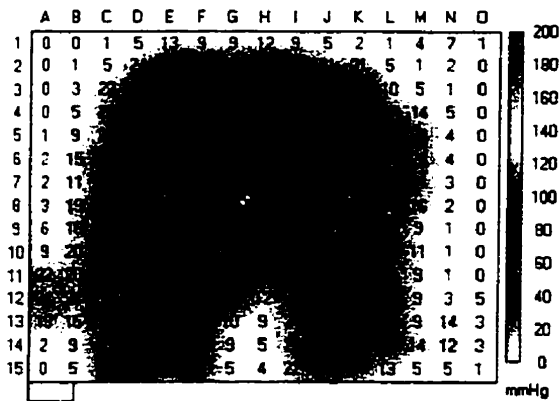


SUJET: S.C.

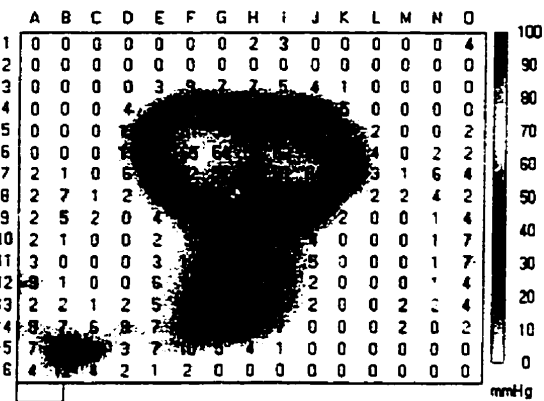
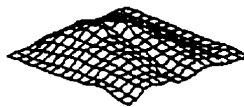
PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES



Bassin frontal	1.9°	Cuisse gauche	6.8°
Bassin frontal2	1.4°	Cuisse droite	4.0°
Bassin transverse	5.2°	Cuisse g(add)	-1.5°
Bassin transverse	5.9°	Cuisse d(add)	2.7°
Bassin sagittal	135.2°	Angle Siege-doss	111.7°
Bassin sagittal2	25.3°	Siege	9.7°
Tronc frontal	43.8°	Dossier	31.3
Tronc transverse	6.8°	Apg	105.2
Tronc t2	28.3°	Apd	106.6
Tronc sagittal	10.1°	Largeur siege	16.4"
Epaule	-7.2°	Largeur dossier	13.9"
Genou gauche	97.7°	Prof du siège	17.5"
Genou droit	107.2°	hauteur du dossier	17.7"
Hanche gauche	120.5°		
Hanche droite	133.7°		



Sensors included 192
 Variation coefficient 68.4
 Standard deviation 26
 Average pressure 38
 Maximum pressure 105
 Center of pressure 7.4, 7.8

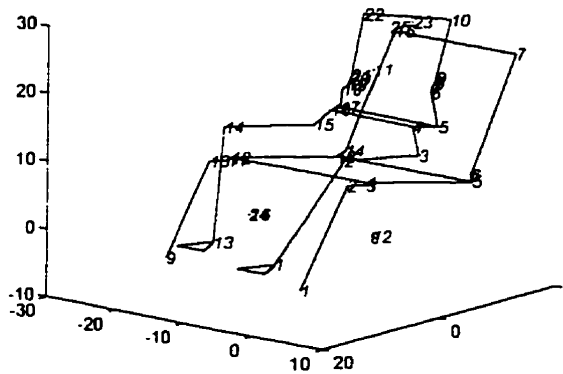


Sensors included 148
 Variation coefficient 114.7
 Standard deviation 19
 Average pressure 17
 Maximum pressure 65
 Center of pressure 75.60

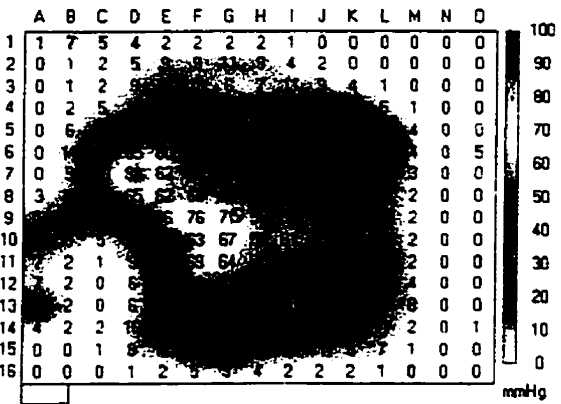
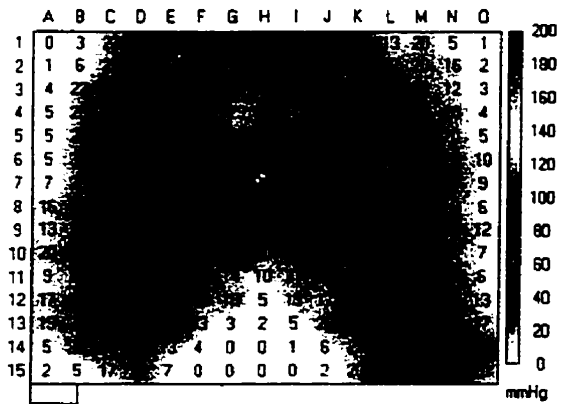


SUJET: R.D.

PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES



Bassin frontal	-2.1°	Cuisse gauche	10.9°
Bassin frontal2	-0.3°	Cuisse droite	12.3°
Bassin transverse	3.8°	Cuisse g(add)	5.8°
Bassin transverse	0.1°	Cuisse d(add)	2.1°
Bassin sagittal	119.1°	Angle Siege-doss	105.8°
Bassin sagittal2	9.8°	Siege	12.7°
Tronc frontal	-25.2°	Dossier	28.5
Tronc transverse	21.7°	Apg	107.9
Tronc t2	48.0°	Apd	110.4
Tronc sagittal	22.7°	Largeur siege	19.4"
Epaule	2.8°	Largeur dossier	18.2"
Genou gauche	106.9°	Prof du siege	19.2"
Genou droit	95.0°	hauteur du dossier	17.9"
Hanche gauche	106.6°		
Hanche droite	123.9°		



Sensors included 211
 Variation coefficient 66.1
 Standard deviation 28
 Average pressure 43
 Maximum pressure 129
 Center of pressure 7.9, 6.8



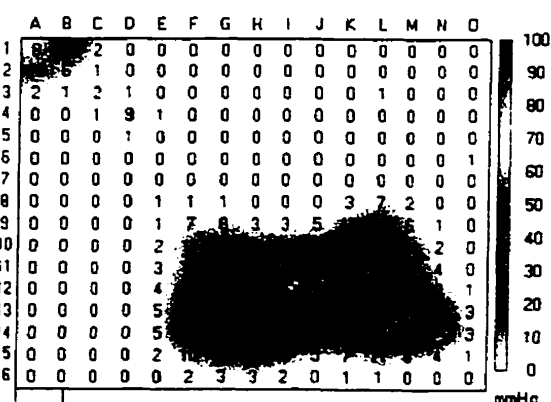
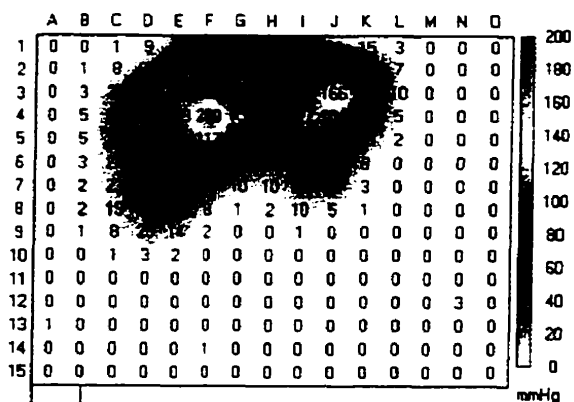
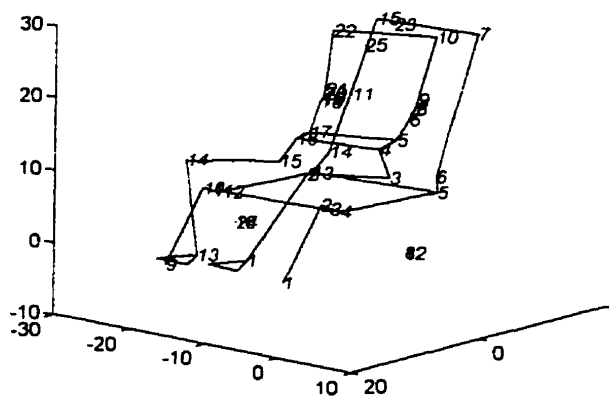
Sensors included 188
 Variation coefficient 86.2
 Standard deviation 22
 Average pressure 26
 Maximum pressure 91
 Center of pressure 7.3, 6.9



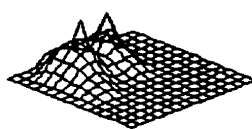
SUJET: N.O.

PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES

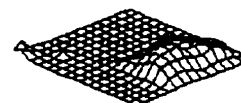
Bassin frontal	-0.5°	Cuisse gauche	14.5°
Bassin frontal2	3.7°	Cuisse droite	11.5°
Bassin transverse	8.3°	Cuisse g(add)	-2.7°
Bassin transverse	7.5°	Cuisse d(add)	-11.3°
Bassin sagittal	84.9°	Angle Siege-doss	107.5°
Bassin sagittal2	- 7.9°	Siege	2.8°
Tronc frontal	- 7.6°	Dossier	20.2
Tronc transverse	15.3°	Apg	119.5
Tronc t2	36.6°	Apd	115.8
Tronc sagittal	23.2°	Largeur siege	15.6"
Epaule	0.5°	Largeur dossier	13.4"
Genou gauche	104.4°	Prof du siege	14.8"
Genou droit	94.8°	hauteur du dossier	19.1"
Hanche gauche	98.8°		
Hanche droite	119.1°		



Sensors included 87
 Variation coefficient 88.0
 Standard deviation 38
 Average pressure 43
 Maximum pressure 200
 Center of pressure 7.0, 4.1



Sensors included 90
 Variation coefficient 79.5
 Standard deviation 13
 Average pressure 17
 Maximum pressure 48
 Center of pressure 9.3, 11.8

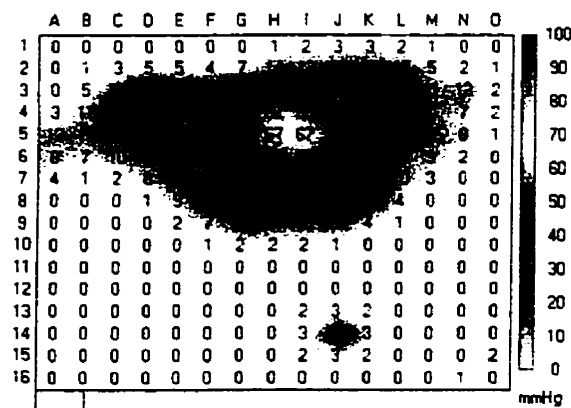
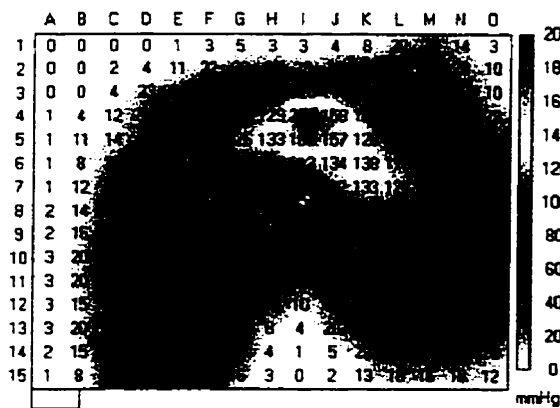
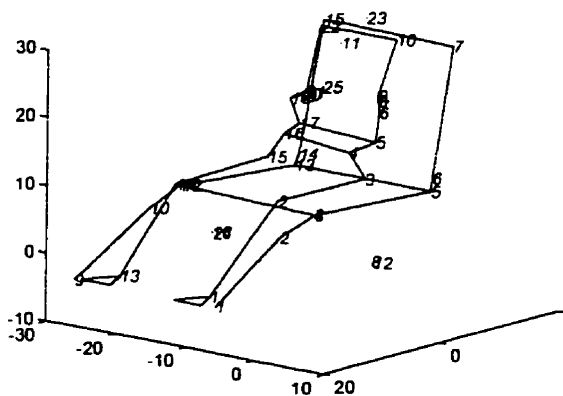


Note : Matrice du dos inversée

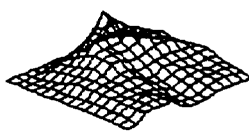
SUJET: N.B.

PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES

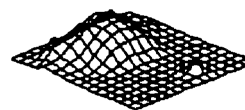
Bassin frontal	-2.7°	Cuisse gauche	1.2°
Bassin frontal2	-2.4°	Cuisse droite	-2.2°
Bassin transverse	6.7°	Cuisse g(add)	1.2°
Bassin transverse	1.5°	Cuisse d(add)	-2.6°
Bassin sagittal	81.9°	Angle Siege-doss	96.7°
Bassin sagittal2	-14.9°	Siege	5.2°
Tronc frontal	-12.1°	Dossier	11.8
Tronc transverse	26.3°	Apg	135.7
Tronc t2	37.4°	Apd	145.2
Tronc sagittal	28.6°	Largeur siege	19.2
Epaule	9.4°	Largeur dossier	19.4"
Genou gauche	115.5°	Prof du siege	20.2"
Genou droit	134.2°	hauteur du dossier	18.8"
Hanche gauche	109.7°		
Hanche droite	115.2°		



Sensors included 209
 Variation coefficient 76.2
 Standard deviation 37
 Average pressure 49
 Maximum pressure 200
 Center of pressure 9.1. 7.5



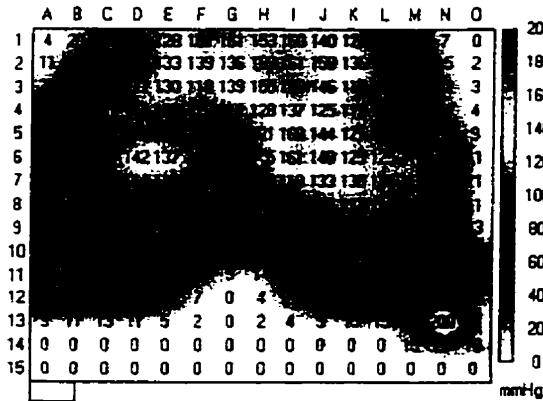
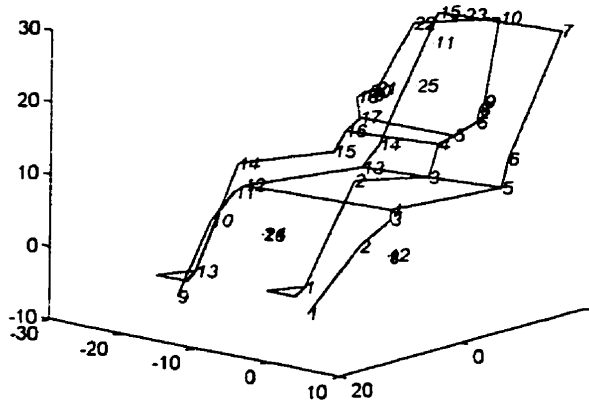
Sensors included 116
 Variation coefficient 88.0
 Standard deviation 18
 Average pressure 20
 Maximum pressure 67
 Center of pressure 8.0. 5.3



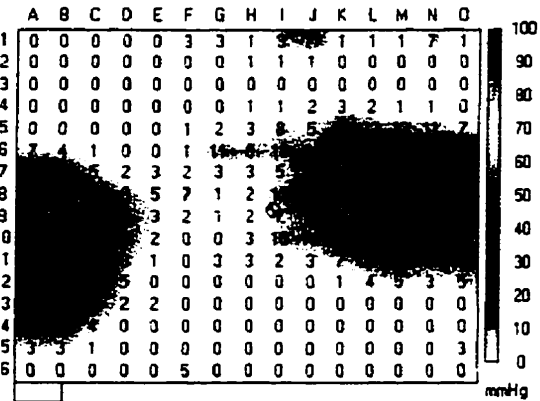
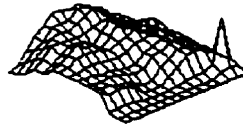
SUJET: T.R.

PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES

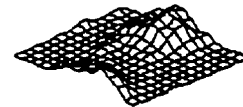
Bassin frontal	1.0°	Cuisse gauche	12.5°
Bassin frontal2	-2.1°	Cuisse droite	6.5°
Bassin transverse	4.9°	Cuisse g(add)	5.2°
Bassin transverse	3.5°	Cuisse d(add)	-1.7°
Bassin sagittal	134.9°	Angle Siege-doss	112.7°
Bassin sagittal2	-23.9°	Siege	5.9°
Tronc frontal	-8.5°	Dossier	28.3
Tronc transverse	20.1°	Apg	124.9
Tronc \varnothing	-44.7°	Apd	119.3
Tronc sagittal	27.4°	Largeur siege	20.1"
Epaule	7.3°	Largeur dossier	18.3"
Genou gauche	101.2°	Prof du siege	18.5"
Genou droit	107.6°	hauteur du dossier	17.8"
Hanche gauche	123.1°		
Hanche droite	107.5°		



Sensors included 192
 Variation coefficient 55.4
 Standard deviation 45
 Average pressure 80
 Maximum pressure 200
 Center of pressure 8.0, 6.1



Sensors included 126
 Variation coefficient 90.8
 Standard deviation 15
 Average pressure 16
 Maximum pressure 51
 Center of pressure 8.8, 8.7



ANNEXE VI
RÉSULTATS DES DIFFÉRENTS PARAMÈTRES
GÉOMÉTRIQUES ET MÉCANIQUES

Tableau VI.1: Paramètres géométriques mesurés avec l'échantillon d'utilisateurs d'ATP

PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES ASSOCIÉS AU SUJET (Degrés)															
Sujets	BF	BF2	BT	BT2	B1	B2	TF	TT	EP	GG	GD	HG	HD	CG	CD
A.P.	2,2	0,9	2,9	1,8	108,6	-9,0	-11,2	7,2	5,6	99,1	98,6	121,1	119,3	6,4	5,6
D.C.	9,9	18,4	3,3	0,9	109,1	-14,6	8,7	29,3	0,5	131,2	135,9	125,0	97,5	3,0	4,2
E.P.	-8,8	-15,7	1,3	9,3	84,1	12,8	-30,9	29,8	12,2	86,3	88,7	109,7	92,1	12,7	14,3
G.B.	-3,5	-3,4	0,4	3,9	92,1	-27,4	14,8	5,2	4,1	94,8	96,9	100,6	96,4	5,4	1,8
G.L.	4,4	2,8	5,2	4,1	92,4	-22,8	7,6	6,8	-8,4	135,7	120,0	98,0	104,6	-5,0	-1,2
G.R.	-5,0	-0,4	3,8	3,2	115,1	11,7	-4,2	5,0	-5,0	95,1	94,8	128,4	132,1	4,3	4,2
J.F.	-1,9	-2,6	9,0	6,1	109,3	-3,0	17,1	7,8	7,6	91,9	100,8	113,5	117,1	8,3	4,0
J.G.	-8,1	-11,0	10,5	16,9	106,3	-15,7	3,0	30,1	-21,0	101,5	107,5	86,1	114,3	7,0	0,0
L.C.	15,0	14,1	3,3	2,1	97,7	18,3	9,0	10,5	3,4	88,2	100,0	142,4	131,4	6,4	8,6
L.D.	-0,1	1,9	2,7	6,2	120,8	4,5	-11,6	8,5	5,3	107,3	106,0	147,2	138,0	2,1	1,1
L.M.	0,4	2,6	0,7	0,2	62,6	-5,3	-12,6	23,6	5,0	104,9	100,8	106,8	114,6	-1,3	0,2
M.G.	5,9	5,4	0,7	1,2	136,3	-5,7	25,7	26,2	-4,2	108,1	121,7	140,0	143,2	8,9	12,0
M.K.	6,0	2,7	12,0	5,2	158,1	22,8	-4,9	38,1	12,4	89,4	83,6	147,2	154,1	3,7	2,4
My	-5,2	-4,6	3,5	2,0	90,4	-17,1	1,6	16,3	3,2	101,5	107,5	108,6	114,1	3,5	0,0
N.B.	-2,7	-2,4	6,7	1,5	82	-15,0	-12,1	26,3	9,4	115,5	134,2	109,5	115,2	1,2	-2,2
N.O.	0,5	3,7	8,3	7,6	85	-7,9	-7,6	15,0	0,5	104,4	94,8	98,6	119,1	14,5	11,6
R.D.	-2,2	-0,3	3,8	0,1	119,8	9,8	-14,3	21,7	2,8	106,9	95,0	106,6	124,0	10,9	12,3
S.C.	1,9	1,5	5,2	6,0	133,1	25,3	43,8	6,8	-7,2	97,7	107,2	120,5	133,7	6,8	4,0
T.R.	1,0	-2,1	4,9	3,5	114,9	-24,0	-8,5	20,1	7,3	101,2	107,6	123,1	107,5	12,5	6,5

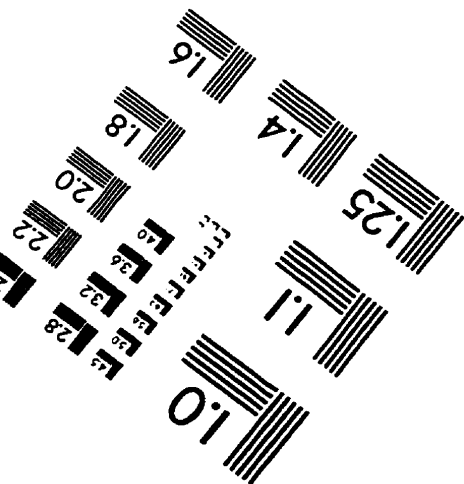
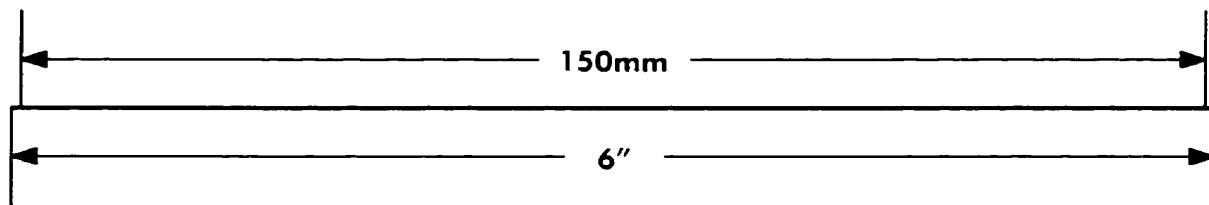
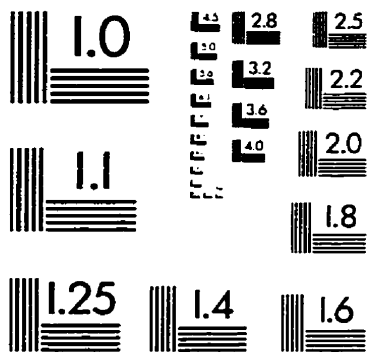
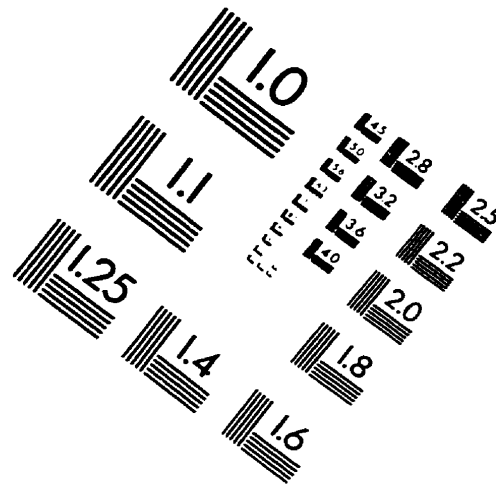
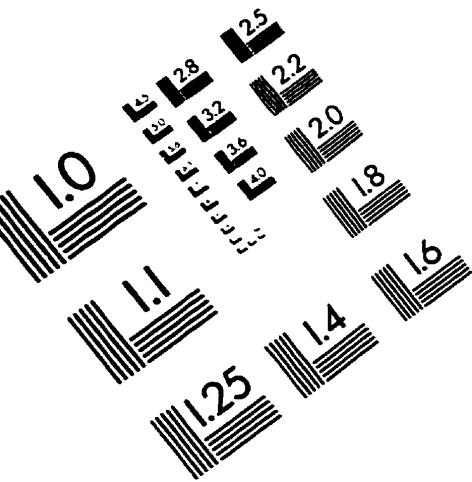
Tableau VI.2 : Paramètres géométriques mesurés sur le fauteuil roulant

PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES ASSOCIÉS AU FAUTEUIL ROULANT (Degrés)									
	SD	S	D	APG	APD	LS	LD	PS	HD
A.P.	102.7	3.7	16.3	120.1	118.0	17.8	17.9	19.3	20.5
D.C	108.6	2.0	20.6	143.7	153.3	18.6	16.8	15.6	18.4
E.P.	107.6	1.2	18.8	113.0	123.3	16.8	16.4	18.2	22.1
G.B.	91.5	6.1	7.6	111.9	108.3	15.6	13.8	16.2	18.0
G.L.	96.5	1.7	8.2	112.6	112.2	18.5	17.8	15.5	17.8
G.R.	101.7	11.0	22.7	101.5	100.8	15.1	15.0	19.4	21.7
J.F.	97.1	2.2	9.3	105.3	105.6	16.5	16.7	15.2	18.6
J.G.	97.9	5.3	13.2	115.4	110.9	16.5	17.0	17.8	22.8
L.C.	129.5	0.6	40.1	121.7	133.4	18.5	17.3	18.3	19.1
L.D.	100.3	2.2	12.5	110.2	110.3	21.8	20.9	19.0	16.8
L.M.	98.7	7.4	16.1	120.1	118.3	13.4	13.0	16.8	19.9
M.G.	92.8	6.8	9.6	114.5	116.0	16.0	15.6	17.3	20.2
M.K.	104.5	3.4	17.9	113.0	110.9	14.7	15.1	17.5	18.2
M.L.	96.6	6.9	13.4	107.8	109.9	15.3	15.0	18.1	22.1
N.B.	96.7	5.1	11.8	135.7	145.2	19.2	19.4	20.2	18.8
N.O.	107.5	2.8	20.2	119.5	115.8	15.6	13.5	14.8	19.2
R.D.	105.8	12.7	28.5	107.9	110.4	19.4	18.2	19.2	17.9
S.C.	111.7	9.7	31.3	105.2	106.6	16.4	13.9	17.6	17.7
T.R.	112.4	6.0	28.3	125.0	119.4	20.1	18.3	18.5	17.8

Tableau VI.3: Résultats des paramètres mécaniques pour l'échantillon d'utilisateurs d'ATP

	RÉGION GAUCHE			RÉGION DROITE			θP_t (degrés)	θP_t (degrés)	B4 (degrés)	B5 (degrés)
	Pression moyenne (mmHg)	Pression maximale (mmHg)	Gradient de pression	Pression moyenne (mmHg)	Pression maximale (mmHg)	Gradient de pression (mmHg/cm)				
A.P.	35.2	106.5	45.8	34.7	92.3	38.2	2.1	7.8	-45.8	-41.2
D.C	19.2	47.2	37.3	24.9	59.0	26.7	17.2	-61.0	-51.0	-47.0
E.P.	39.0	122.3	39.2	39.2	142.7	47.1	-14.5	-85.6	-62.6	-55.9
G.B.	35.3	84.2	42.9	34.1	73.0	25.8	2.6	71.6	-51.3	-43.8
G.L.	29.7	85.9	34.5	35.8	107.4	31.8	15.3	52.4	-48.4	-49.3
G.R.	31.2	143.1	50.2	35.9	148.1	52.0	20.5	-46.2	-51.8	-49.5
J.F.	34.3	66.8	31.2	25.9	66.8	18.3	7.0	0.0	-49.2	-41.6
J.G.	31.5	103.5	38.4	38.2	93.2	43.6	-32.1	69.4	-49.8	-46.3
L.C.	25.8	85.2	38.2	25.9	56.8	23.8	15.9	15.2	-51.1	-45.2
L.D.	33.9	91.9	26.7	34.9	73.6	26.6	-10.7	0.0	-46.1	-41.5
L.M.	30.0	81.3	32.1	27.0	75.9	53.3	2.4	46.1	-52.9	-45.3
M.G.	33.7	118.1	44.1	31.0	86.6	27.2	2.5	85.7	-42.4	-34.0
M.K.	27.3	78.4	34.7	24.1	75.8	51.6	17.9	50.2	-46.1	-43.2
M.L.	30.4	58.4	34.7	32.5	64.8	39.1	17.7	-36.3	-52.0	-48.7
N.B.	41.1	193.5	89.6	45.4	116.1	54.9	-12.8	5.4	-48.3	-53.6
N.O.	31.5	176.1	71.6	40.5	152.6	69.6	11.2	78.8	-51.3	-46.2
R.D	43.5	125.8	41.3	36.7	104.8	33.0	-40.8	76.3	-48.3	-53.6
S.C.	39.0	103.5	48.0	32.9	96.6	41.8	-5.2	63.0	-45.2	-40.2
T.R.	46.1	102.0	29.2	55.7	105.5	34.7	-4.8	-42.5	-54.4	-52.2

IMAGE EVALUATION TEST TARGET (QA-3)



APPLIED IMAGE . Inc
1653 East Main Street
Rochester, NY 14609 USA
Phone: 716/482-0300
Fax: 716/288-5989

© 1993, Applied Image, Inc., All Rights Reserved

