UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MODÉLISATION CINÉMATIQUE POUR L'ÉVALUATION DE LA STABILITÉ DES USAGERS DE FAUTEUILS ROULANTS

DAMIEN PAVEC
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
JUIN 1999

© Damien Pavec, 1999

National Library of Canada
Bibliothèque nationale du Canada

Acquisitions and Bibliographic Services
Acquisitions et services bibliographiques

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre reference

Our file Notre reference

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.

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.

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 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.

0-612-48868-3

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

MODÉLISATION CINÉMATIQUE POUR L'ÉVALUATION DE LA STABILITÉ DES USAGERS DE FAUTEUILS ROULANTS

présenté par : PAVEC Damien
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. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche
M. DANSEREAU Jean, Ph.D., membre et codirecteur de recherche
M. De GUISE Jacques, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord remercier mes directeurs de recherche Carl-Éric Aubin et Jean Dansereau de l'École Polytechnique. C'est grâce à leurs conseils judicieux, leur dynamisme et leur aide constante que ce projet s'est réalisé. Je voudrais aussi remercier l'École Centrale Paris qui m'a permis de venir au Canada faire cette maîtrise, en particulier Elinor Sigler et Marie-Luce Carbonel.

J'aimerais aussi remercier tous les membres de la Chaire CRSNG sur les Aides Techniques à la Posture en particulier Marina Koutchouk, Frédéric Parent et Michèle Lacoste pour leur aide inestimable. Rachid Aissaoui, Manon Fournier, Nathalie Martel, Farhad Arabi ainsi que les étudiants de la Chaire : Éric Phan, Michèle Monette, Nadine Lalonde, Brigitte Vachon, Yue Li. Enfin, je tiens à remercier le soutien apporté par les entreprises Promed Inc. et Orthofab Inc. ainsi que par le CRSNG.

RÉSUMÉ

L'instabilité des usagers de fauteuil roulant est un paramètre important à considérer, tant au point de vue sécurité, confort, autonomie que des problèmes de douleur ou de déformation associés à une posture inadéquate. Différents types d'aides techniques à la posture ont été créés afin d'améliorer entre autres la stabilité des usagers. L'apport de ces aides est cependant difficile à comparer, peu d'études existant actuellement sur la stabilité des usagers de fauteuil roulant, la plupart testant la stabilité du fauteuil seulement.

Les objectifs de ce projet sont de développer un modèle cinématique de l'interaction usager-fauteuil roulant et de l'exploiter afin de comparer la stabilité apportée par différentes aides techniques à la posture. Le modèle réalisé à l'aide du logiciel ADAMS (Mechanical Dynamics Inc.) est composé d'un androïde, du fauteuil roulant et des aides techniques à la posture (assise et différents types de dossiers). L'androïde est modélisé par 15 ellipsoïdes rigides liés par des articulations simples (rotules et pivots). Les propriétés inertielles de ce modèle ont été adaptées de celles d'un mannequin HYBRID III développé dans l'industrie automobile. Les propriétés des articulations sont modélisées par des ressorts couplés à des amortisseurs. Les valeurs de raideurs et d'amortissements ont été adaptées de valeurs tirées de la littérature. La géométrie des aides techniques à la posture a été acquise à l'aide d'un bras numérisateur 3D, puis

modélisée par des surfaces planes rectangulaires. Ces surfaces servent à définir les contacts entre l'androïde et les éléments de posture du fauteuil.

Un ensemble de simulations a été mené dans le but de comparer la stabilité offerte par différents types de dossiers. La première consistait en la montée d'un plan incliné latéralement de 10 degrés à une vitesse constante de 1.4 m/s. Deux indices de stabilité de l'usager ont été mesurés sur un sujet et comparés à ceux obtenus par simulation : l'inclinaison du tronc dans le plan frontal (TLT) et la rotation des épaules dans le plan transverse (TTR). Quatre niveaux de raideurs des articulations ont été testés afin de déterminer leur influence sur le modèle. Parallèlement, une étude de sensibilité a permis de tester l'influence de chaque articulation sur les résultats de simulation, montrant une grande importance des valeurs de raideur associée à l'articulation de la hanche. Deux dossiers ont été comparés en terme de stabilité : un dossier standard et un dossier profilé ayant des appuis thoraciques situés dans la partie supérieure du dossier. L'adéquation trouvée entre les résultats expérimentaux et la simulation (différence de 1.3 degré pour l'indice TLT et de 2 degrés pour l'indice TTR) a permis de choisir le niveau de raideur utilisé lors de la deuxième étude. Celle-ci a permis de montrer que le dossier le plus stable est celui qui possède l'appui thoracique situé le plus haut.

La deuxième étude a porté sur la comparaison de la stabilité apportée par 4 différents dossiers de fauteuils roulants manuels (dossier à tensions ajustables d'Orthofab Inc., Jay de Jay Medical Ltd., Apex de Promed Inc., Dossier contour flexible de Promed Inc.)

d'une part à l'aide une étude expérimentale réalisée sur 10 sujets handicapés (blessés médulaires) et d'autre part par des simulations à l'aide du modèle. Le sujet était placé sur un fauteuil fixé à une plate-forme, qui est inclinée latéralement à une vitesse d'environ 0.3 degré/s à l'aide d'un cric jusqu'à ce que le sujet se sente tomber. Il est alors retenu par un assistant de recherche et la plate-forme est redescendue. La position de 6 marqueurs placés sur le sujet et les structures du fauteuil a été enregistrée tout au long de l'expérimentation et a permis de calculer l'inclinaison du tronc dans le plan frontal (TLT). Le modèle et les résultats expérimentaux mènent au même classement des dossiers en terme d'angle maximal de plate-forme atteint : le dossier à tensions ajustables donne les angles les plus faibles, le dossier Jay les plus grands et les deux autres dossiers des résultats intermédiaires équivalents. La courbe calculée par le modèle pour l'indice TLT en fonction de l'angle de la plate-forme se situe dans l'aire délimitée par les courbes expérimentales.

Les résultats obtenus indiquent que l'approche de modélisation développée permet de considérer le modèle comme un outil pour la comparaison des aides techniques à la posture existantes et l'aide au design en réduisant le nombre et le coût de prototypes à fabriquer.

ABSTRACT

Trunk instability is a common problem among wheelchair users, which has to be taken into account for the security, comfort and autonomy of the user, and also for the pain and deformity of the spine. Different types of assistive devices were designed to deal with this problem. However it is difficult to compare the stability provided by these seating devices, due to the lack of publication in the field, most of the studies dealing with the wheelchair stability itself.

The main goals of this project are to develop a kinematic model of a wheelchair user and his interface with the seating devices, and to compare different types of backrests and cushions. The model created using the ADAMS software (Mechanical Dynamics Inc.) is composed of an android, a wheelchair and the seating devices (seating cushions and different types of backrests). The android is modeled by 15 rigid ellipsoids segments linked by simple articulations (spherical or revolute joints). The inertial properties are adapted from a HYBRID III crash-test dummy. Articulation properties are modeled by springdampers, the values of stiffness and damping being taken from the literature. The geometry of the seating devices is obtained by a 3 D digitizer system and is then meshed with rectangular surfaces. These surfaces are used to determine contacts between the android and the seating devices.

Simulations were done to compare different types of backrests. The first one consisted of a translation on a 10 degrees laterally tilted pathway at a constant speed (1.4 m/s). Two indices were computed: the trunk lateral tilt (TLT) and the trunk transverse rotation (TTR). Four different stiffness levels were tested in order to determine their influence on the model. A sensivity study has also been performed to highlight the influence of each articulation on the model, showing that the hip stiffness had a great influence on the stability indices. Two backrests were compared in term of stability: a standard backrest with a lateral support in the lumbar region and a "sharper" backrest with a large lateral support in the lower thoracic region. These results were compared to a similar experiment made on an able-bodied subject. Adequation was found between the two sets of results (difference of 1.3 degree for the TLT and 2 degrees for the TTR index) and permitted to choose the stiffness level that was used afterwards. The study leads to the observation that the "sharper" backrest is more stable than the standard one.

A second study was made to compare the stability provided by four backrests (adjustable tension backrest by Orthofab Inc., Jay by Jay Medical Ltd., Apex by Promed Inc., flexible contour backrest by Promed Inc.) used in manual wheelchair, first by an experimental study on ten subjects, then by simulations using the computer model. The subject was placed in a wheelchair fixed to a platform, which was laterally inclined at an approximate speed of 0.3 degree/s using a lifting jack until the subject felt he was loosing his balance. A research assistant then restrained him and the plat-form was tilted down. Markers were put on the user and the wheelchair structure and tracked, which

allows to calculate the trunk tilt in the lateral plane (TLT). The model predicted the same backrest classification as the experiment in term of maximum platform tilt angle: the adjustable tension backrest gave the lowest value, the Jay the highest, the two others gave equivalent intermediate results. The simulated TLT curve, as function of the platform tilt angle, is located in the area delimited by the experimental curves.

Results obtained support the modeling approach and allow considering the model as an adequate tool for comparing different backrests and for the design of novel seating aids, implying less trials and manipulations.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS ..... **IV**

RÉSUMÉ ..... **V**

ABSTRACT ..... **VIII**

TABLE DES MATIÈRES ..... **XI**

LISTE DES FIGURES ..... **XIV**

LISTE DES TABLEAUX ..... **XVII**

INTRODUCTION **1**

CHAPITRE 1. REVUE DE LA LITTÉRATURE **4**

1.1. POSITIONNEMENT DES USAGERS DE FAUTEUILS ROULANTS 4

1.1.1. Définitions associées à la posture assise 4

1.1.2. Problématique de la posture assise 5

1.1.3. Biomécanique de la posture assise 7

1.1.4. Objectifs et méthodes de positionnement 9

1.2. DESCRIPTION DES AIDES TECHNIQUES 10

1.2.1. Fauteuils roulants 11

1.2.2. Coussins d'assise 13

1.2.3. Dossiers 15

1.3. ÉTUDES D'ÉVALUATION DE LA STABILITÉ 18

1.3.1. Différents concepts de stabilité 18

1.3.2. Sommaire des études d'évaluation de la stabilité 20

1.4. REVUE CRITIQUE DES MODÈLES BIOMÉCANIQUES 23

1.4.1. Modèles de prédiction de forces et de moments 23

1.4.2. Mannequins 25

1.4.3. Modèles biomécaniques 27

1.4.4. Propriétés inertielles 31

1.4.5. Propriétés des articulations 32

CHAPITRE 2. MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS 36

2.1. APPROCHE GÉNÉRALE DU PROJET 36

2.1.1. Objectifs du projet 36

2.1.2. Choix du logiciel de simulation 36

2.1.3. Étapes de modélisation et utilisation du logiciel ADAMS 38

2.1.4. Présentation du modèle développé 40

2.2. ARTICLE #1. KINEMATIC MODELING FOR THE ASSESSMENT OF WHEELCHAIR USER'S STABILITY 43

2.3. ARTICLE #2. BIOMECHANICAL COMPARISON OF LATERAL SUPPORT PROVIDED BY DIFFERENT WHEELCHAIR BACKRESTS 74

2.3.1. Corps de l'article 74

2.3.2. Résultats complémentaires 100

2.4. ÉTUDES DE SENSIBILITÉ 102

2.4.1. Méthode associée au plan d'expérience 102

2.4.1.1. Choix des facteurs et des interactions 102

2.4.1.2. Plan d'expérimentation selon la méthode de Placket-Burman 104

2.4.1.3. Analyse des résultats 105

2.4.1.4. Graphique de Daniel 107

2.4.2. Résultats de l'étude de sensibilité 108

2.4.2.1. Calcul du pourcentage de variation expliquée 108

2.4.2.2. Résultats de l'analyse selon les graphiques de Daniel 110

CHAPITRE 3. DISCUSSION GÉNÉRALE 114

CHAPITRE 4. CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS 126

RÉFÉRENCES 130

ANNEXE A Programme MATLAB pour la création des surfaces des Aides Techniques à la Posture 137

ANNEXE B Exemple d'un fichier ADAMS 141

ANNEXE C Guide pour l'utilisation du modèle 158

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 Effet de la rotation du bassin sur la courbure lombaire (Harms, 1990).....6

Figure 1.2 Posture habituelle d'un usager avec un dossier "hamac" et posture d'un usager avec un support lombaire (Zacharchow, 1984).....10

Figure 1.3 Fauteuil roulant manuel et dossier flexible conventionnel (Prima d'Orthofab Inc.). 12

Figure 1.4 Fauteuil roulant motorisé et dossier profilé (Targa d'Orthofab Inc.).....12

Figure 1.5 Différents types de coussins : (a) coussin plat, (b) coussin profilé Iscus (Promed Inc.), (c) Coussin JayJ2 (Sunrise Medical Ltd.), (d) Coussin Roho (Roho Inc.). 14

Figure 1.6 Dossier contour flexible développé par Parent et coll. (1997). 17

Figure 1.7 Mesure de la stabilité de l'usager selon la méthode d'Axelson et Chesney (1996) : (a) stabilité dans le plan latéral, (b) stabilité dans le plan frontal, (c) stabilité antérieure.....20

Figure 1.8 Modèle de prédiction des forces et des moments lors d'une tâche répétée dans une position assise, développé par Son et coll., 1988. 24

Figure 1.9 Exemples de mannequins développés pour les simulations d'accidents : (a) HYBRID III, (b) EUROSID. 26

Figure 1.10 Androïde HYBRID III au 50ème percentile développé à l'aide du logiciel ADAMS, en position assise. 29

Figure 1.11 Courbe représentative de la force musculaire en fonction de la longueur du muscle (Bedewi et coll., 1996) 33

Figure 1.12 Courbe représentative du moment articulaire en fonction de l'angle : (a) articulation au repos (b) lors d'une contraction maximale (Bedewi et coll., 1996) .. 34

Figure 2.1 Utilisation des logiciels. 39

Figure 2.2 Article 1 Geometrical model of the android, wheelchair and tilted pathway. 65

Figure 2.3 Article 1 Geometrical representation of the backrests. (a) "Standard" backrest. (b) "Sharper" backrest 66

Figure 2.4 Article 1 Multi-linear force-penetration behavior of the foam. 67

Figure 2.5 Article 1 Schematic representation of the experimental pathway developed by Parent et al. [9] to test wheelchair user's stability. 68

Figure 2.6 Article 1 Geometrical indices calculated with the user's trunk landmarks..... 69

Figure 2.7 Article 1 Geometrical indices computed for the simulation (4 sets of stiffness) of the "Standard" backrest and the experimental measurements along the pathway. (a) trunk lateral tilt (TLT). (b) trunk transverse rotation (TTR) 70

Figure 2.8 Article 1 Geometrical indices computed for the simulation with the "standard" and "Sharper" backrests along the pathway. (a) trunk lateral tilt (TLT). (b) trunk transverse rotation (TTR). 71

Figure 2.9 Article2 The four backrests: (a) flexible contour backrest (Promed Inc.), (b) Apex backrest (Promed Inc.), (c) Jay backrest (Jay Medical Ltd.) and (d) adjustable-tension backrest (Orthofab Inc.). 96

Figure 2.10 Article 2 Schematic representation of the tilt platform designed to create lateral instability of the subjects and TLT geometrical index computed from trunk landmarks. 97

Figure 2.11 Article 2 Geometrical model of the android, wheelchair and tilting platform. 98

Figure 2.12 Article 2 Trunk Lateral Tilt (TLT) evolution as function of the platform tilt angle (simulation and subjects): (a) Flexible contour backrest, (b) Apex backrest, (c) Jay backrest. 99

Figure 2.13 Résultats de l'étude dynamique pour le paramètre TTR (dossier contour Flexible). 100

Figure 2.14 Résultats de l'étude dynamique pour le paramètre TTR (dossiers Apex et Jay). 101

Figure 2.15 Graphiques de Daniel pour les indices géométriques TLT et TTR. 113

Figure 3.1 Évolution de l'indice TLT selon le niveau de compensation (exemple pour deux des dix sujets étudiés). 121

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1-1 Recensement des études portant sur la stabilité. 22

Tableau 1-2 Valeurs minimales et maximales des raideurs des articulations. 35

Table 2-1 Article 1 Initial posture angles and stiffness properties of the modeled articulations. The bracketed values are the minimal and maximal values taken from the literature, the value being presented under corresponds to the value chosen from the different sets of articulations studied. 72

Tableau 2-2 Article 1 Results for the different sets of articulation stiffness. 73

Tableau 2-3 Article 2 Characteristics of the ten handicapped subjects 94

Tableau 2-4 Article 2 Initial posture angles and stiffness properties of the modeled articulations. 95

Tableau 2-5 Valeurs minimales et maximales des raideurs (Nm/deg) utilisés pour l'étude de sensibilité. Les angles alpha, beta et gamma représentent respectivement les angles d'abduction-adduction, de flexion-extension et de torsion. 103

Tableau 2-6 Plan d'expérimentation selon la méthode de Placket-Burman. Les interactions entre parenthèses sont celles considérées négligeables. 105

Tableau 2-7 Résultats des indices géométriques pour l'étude de sensibilité. 108

Tableau 2-8 Analyse des résultats de l'étude de sensibilité pour l'indice TLT. 109

Tableau 2-9 Analyse des résultats pour l'indice TTR. 110

Tableau 2-10 Tableau de l'indice TLT pour le graphique de Daniel. 111

Tableau 2-11 Tableau de l'indice TTR pour le graphique de Daniel. 111

INTRODUCTION

Au Québec, plus de 25 000 personnes utilisent un fauteuil roulant, ce nombre s'accroissant avec le vieillissement de la population (OPHQ, Office des Personnes Handicapées du Québec). Afin de répondre aux besoins de cette population, l'amélioration des aides techniques existantes et la conception de nouvelles aides techniques à la posture sont nécessaires. La stabilité des usagers de fauteuils roulants est un paramètre important à prendre en considération pour la conception et la réalisation des équipements incorporés aux fauteuils roulants. En effet, une position instable de l'usager peut mener à différents types de pathologies : posture inconfortable, douleurs dorsales, déformations permanentes de la colonne vertébrale. De plus, les dossiers de fauteuil roulant habituellement utilisés ne fournissent pas un maintien latéral adéquat et ne peuvent ainsi corriger les problèmes d'alignement du tronc dans le plan frontal. Certains usagers disposent de dossiers moulés à leur forme, mais le coût est élevé et cette situation est réservée aux patients présentant des pathologies sévères. Le besoin de systèmes garantissant une bonne posture à coût raisonnable est donc présent.

Dans ce contexte, des aides techniques à la posture ont été développées afin de fournir un maintien postural à l'usager. Hormis le dossier flexible conventionnel en forme de hamac, des dossiers ont été conçus afin d'offrir un maintien latéral adéquat par l'ajout de supports thoraciques ou lombaires. Ces dossiers souvent rigides ont toutefois l'inconvénient de ne pas être pliables. Récemment, un dossier offrant un support latéral

tout en étant pliable a été développé (Parent et al., 1997) dans le cadre de son projet de maîtrise en collaboration avec les entreprises Orthofab et Promed. D'autre part, différents types de coussins ont été créés afin d'améliorer le confort et la posture de l'usager.

Cependant la stabilité apportée par ces aides techniques (dossiers et coussins) est peu connue et difficile à évaluer. En effet, si la stabilité du fauteuil roulant occupé peut être évaluée selon des normes établies (ANSI/Resna, ISO), peu d'études ont porté sur la stabilité de l'usager dans son fauteuil. Certaines études expérimentales ont traité de la stabilité de l'usager lors de tâches statiques ou quasi-statiques (Axelson et Chesney, 1996) et lors d'accidents (Sosner et al., 1997). Cependant très peu d'études traitant de la stabilité offerte par les aides techniques à la posture lors de tâches s'effectuant à faible vitesse (montée d'un plan incliné latéralement, traversée d'une chaîne de trottoir, etc.) sont disponibles dans la littérature (Parent et coll., 1998). Ces approches expérimentales peuvent être risquées pour l'usager et coûteuses du point de vue du matériel utilisé. Des modèles informatiques représentatifs du corps humain sont donc utiles. Peu de modèles du corps humain ont été développés dans le but d'évaluer la stabilité de l'usager en fauteuil roulant. La plupart sont utilisés soit pour la détermination des blessures pouvant survenir lors d'accidents automobiles (mannequins développés pour les "crash-tests"), soit dans les efforts s'exerçant sur des articulations spécifiques (Backaitis et Mertz, 1994).

Les objectifs du présent projet de maîtrise sont donc de développer un modèle biomécanique du corps humain en 3 dimensions, représentatif d'une personne assise en fauteuil roulant du point de vue géométrique et mécanique et d'évaluer les capacités de maintien latéral et de stabilité offertes par différents types de dossiers.

Le chapitre 1 de ce mémoire présente une revue de la littérature pertinente à la compréhension de la problématique liée au positionnement ainsi que les paramètres d'évaluation de la stabilité et les modèles biomécaniques existant. Le chapitre 2 présente les méthodes mises en œuvre pour la réalisation du projet et les résultats de comparaison dans le cadre de deux articles soumis dans des revues avec comité de lecture. Le premier article présente le modèle développé ainsi que la comparaison de deux dossiers profilés. Le deuxième article traite de l'étude de quatre différents dossiers lors de l'inclinaison latérale du fauteuil roulant. Dans ce chapitre sont aussi présentés des compléments de méthodes et une étude de sensibilité concernant les raideurs des articulations du corps humain modélisé. Le chapitre 3 est une discussion générale sur le processus de modélisation et sur les résultats obtenus lors des différentes études. Enfin le chapitre 4 présente les conclusions et recommandations de ce projet.

CHAPITRE 1. REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre a pour but de présenter les connaissances actuelles touchant le positionnement et les problématiques associées à la stabilité des usagers de fauteuils roulants. La première partie traite du positionnement des usagers de fauteuils roulants et présente les principaux termes associés au positionnement utilisés dans ce mémoire. La deuxième partie présente les différentes aides techniques à la posture tandis que la troisième recense les principales études portant sur l'évaluation de la stabilité. Enfin la quatrième partie est une revue des différents modèles disponibles.

1.1. Positionnement des usagers de fauteuils roulants

1.1.1. Définitions associées à la posture assise

Les termes associés au positionnement qui seront utilisés tout au long de ce mémoire seront tout d'abord définis. Ces définitions sont celles données par le CCAT (Conseil Consultatif sur les Aides Technologiques, 1992) :

- Posture : position particulière du corps ou d'une partie du corps ;
- Positionnement : opération visant à placer et à maintenir une personne dans une position donnée au moyen d'une aide technique à la posture ;

- Aide Technique à la Posture (ATP) : tout appareil permettant à une personne d'adopter une posture appropriée ;
- Aide Technique à la Mobilité (ATM) : tout appareil visant à faciliter ou à permettre les déplacements individuels de l'usager ;
- Soutien : capacité de supporter la masse corporelle, répartir la charge du corps et reproduire la forme des segments corporels concernés ;
- Maintien : capacité d'empêcher les mouvements indésirables (spasmes) et d'améliorer la capacité fonctionnelle de l'usager quand une instabilité persiste après un ajustement optimal des composants de soutien.

1.1.2. Problématique de la posture assise

Pour les usagers de fauteuils roulants, le positionnement est primordial pour assurer une posture adéquate tant sur le plan fonctionnel que pour la prévention de pathologies ou de problèmes de nature physiologique. En effet, sans support approprié, le bassin a tendance à subir une rotation vers l'arrière sous l'action des muscles postérieurs de la cuisse (Harms, 1990). Ceci a pour conséquence l'apparition d'une cyphose lombaire par le biais du sacrum. Cette posture, si elle est conservée, peut mener à des maux de dos et à terme à des déformations permanentes de la colonne (figure 1-1).

Le bassin est la base du positionnement assis car il est lié à toute la colonne vertébrale et au tronc. C'est en quelque sorte la base du corps en position assise (Trefler, 1991). Un

manque de tonus musculaire au niveau des membres inférieurs aura pour conséquence une bascule postérieure du bassin et un glissement dans le plan latéral. En ce qui concerne le tronc, la posture normale comporte une cyphose thoracique et une lordose lombaire. Cependant la posture la plus habituelle chez les usagers de fauteuils roulants est une posture présentant une cyphose accentuée causée par un manque de contrôle musculaire (Zacharchow, 1984).

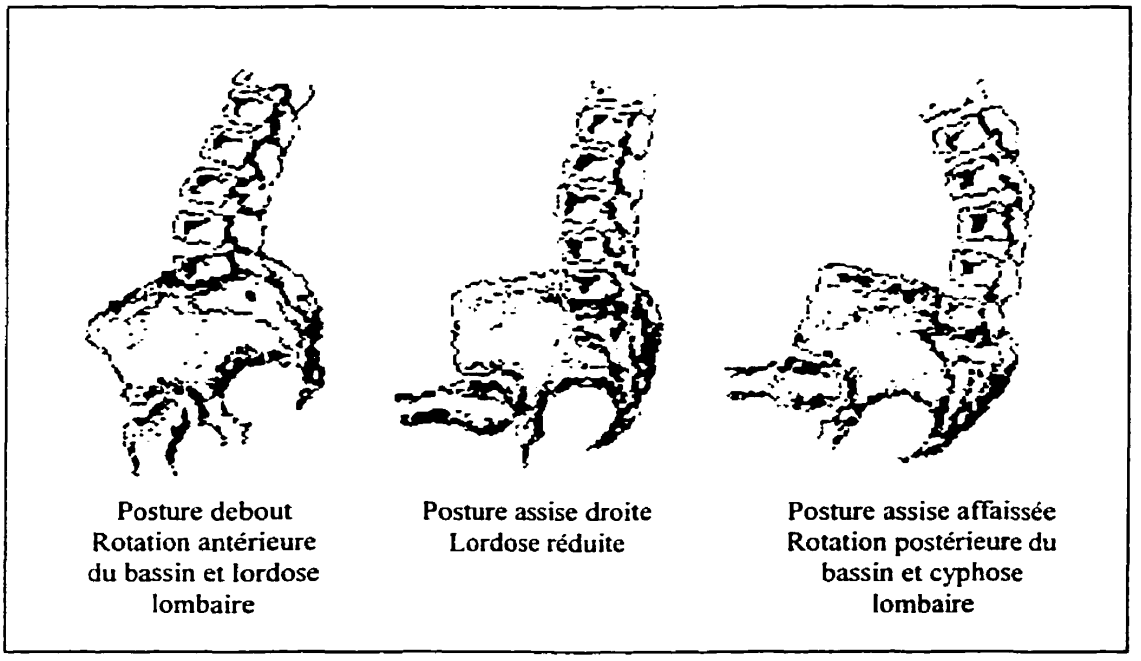


Figure 1.1 Effet de la rotation du bassin sur la courbure lombaire (Harms, 1990).

Les causes d'une anomalie posturale peuvent être de plusieurs sortes (Hetzel, 1994) :

- Perte du contrôle volontaire du tronc, perte du tonus musculaire et réflexes anormaux,
- Positionnement incorrect,
- Inconfort donnant lieu à des patrons posturaux compensateurs,

- Compensation due à de l'hypotension posturale,
- Modification de l'équilibre due à une activité fonctionnelle.

Pour palier à ces anomalies posturales, le positionnement de l'usager en position assise, en tant qu'intervention clinique, est nécessaire.

1.1.3. Biomécanique de la posture assise

La majorité des segments corporels sont dépendants du bassin, celui-ci étant lié à la fois au tronc et aux membres inférieurs. La posture est donc directement liée à la position du bassin et à la courbure de la colonne lombaire (Harms, 1990). En position assise, le bassin subit une rotation postérieure causée par la tension des muscles postérieurs des cuisses. Une courbure est alors induite dans la colonne afin de compenser cette rotation du bassin, les deux étant liés par le biais du sacrum. Les mouvements du bassin peuvent déplacer le centre de gravité du tronc vers une position antérieure ou postérieure par rapport aux ischions (Zacharchow, 1984).

En position assise, environ 80% de la masse corporelle est supportée par le bassin (Zacharchow, 1984). Cette charge est transmise au siège par l'intermédiaire des ischions et des tissus. La surface de support étant d'environ $10cm^2$, les pressions maximales se retrouvent dans cette région (Shields et Cook., 1985). Pour une stabilité optimale et un minimum d'effort des muscles, le centre de gravité doit être situé dans le même axe

vertical que les tubérosités. Zacharchow (1984) a été un des premiers à mesurer l'influence du positionnement sur la posture assise. Il définit une posture stable où l'effort des muscles est minimisé et les forces de support uniformément réparties. Trois segments sont isolés : le bassin doit être en position neutre ou en légère bascule antérieure ; le tronc doit être maintenu en équilibre et placé au-dessus du centre du bassin ; les membres inférieurs doivent être en position neutre ou en abduction avec les genoux et les chevilles en flexion de 90 degrés. Le bassin joue un rôle important dans la symétrie corporelle. En effet, une obliquité du bassin peut augmenter la pression engendrée sur les ischions et le grand trochanter. De plus, en position assise l'obliquité du bassin peut créer des forces de cisaillement supplémentaire étant donné la tendance du bassin à glisser sur le côté opposé à son inclinaison (Shields et Cook, 1985).

D'autre part, les besoins au niveau du dos sont nombreux. Comme il a été vu, la posture habituelle de l'usager est une cyphose lombaire alors que la position neutre est une lordose. Le maintien de cette lordose permet de réduire de 30% la pression au niveau des disques intervertébraux (Anderson et coll., 1979 ; Harms, 1990) et permet la relaxation des muscles lombaires paraspinaux (Harms, 1990). De plus, le maintien de la lordose lombaire peut aider à prévenir les déformations scoliotiques et cyphotiques de la colonne vertébrale (Shields et Cook, 1985).

Anderson et coll. (1979) ont démontré que la pression au niveau des disques intervertébraux peut être réduite en inclinant le dossier, ce qui augmente le confort et

diminue la fatigue. Toutefois un angle trop grand peut impliquer une perte des fonctions et un glissement vers l'avant qui provoque du cisaillement ente la peau et les tissus (Zacharchow, 1984).

1.1.4. Objectifs et méthodes de positionnement

Les objectifs du positionnement de l'usager dans son fauteuil roulant sont multiples. Cela doit tout d'abord améliorer la qualité de vie et l'autonomie du sujet de même que son confort. D'un point de vue clinique, les paramètres devant être améliorés sont la stabilité, l'alignement, la distribution des pressions et les capacités fonctionnelles de l'usager (Stone, 1996).

L'alignement est un des paramètres utilisés pour contrôler la posture des usagers. Il peut être quantifié par des mesures d'angles ou de position entre deux segments corporels (bassin, cuisses, colonne) et permet d'évaluer la scoliose ou l'obliquité du bassin.

Les conséquences de la posture en cyphose retrouvée chez la plupart des usagers sont une augmentation des contraintes au niveau du sacrum et du coccyx, des douleurs au niveau du dos, des épaules et du cou et des difficultés au niveau des fonctions gastrointestinales (Trefler, 1991). Le maintien de la lordose lombaire offrant des avantages importants, la plupart des experts prescrivent dans les cas pertinents l'ajout d'un support lombaire afin d'augmenter le confort et d'améliorer la posture (figure 1.2).

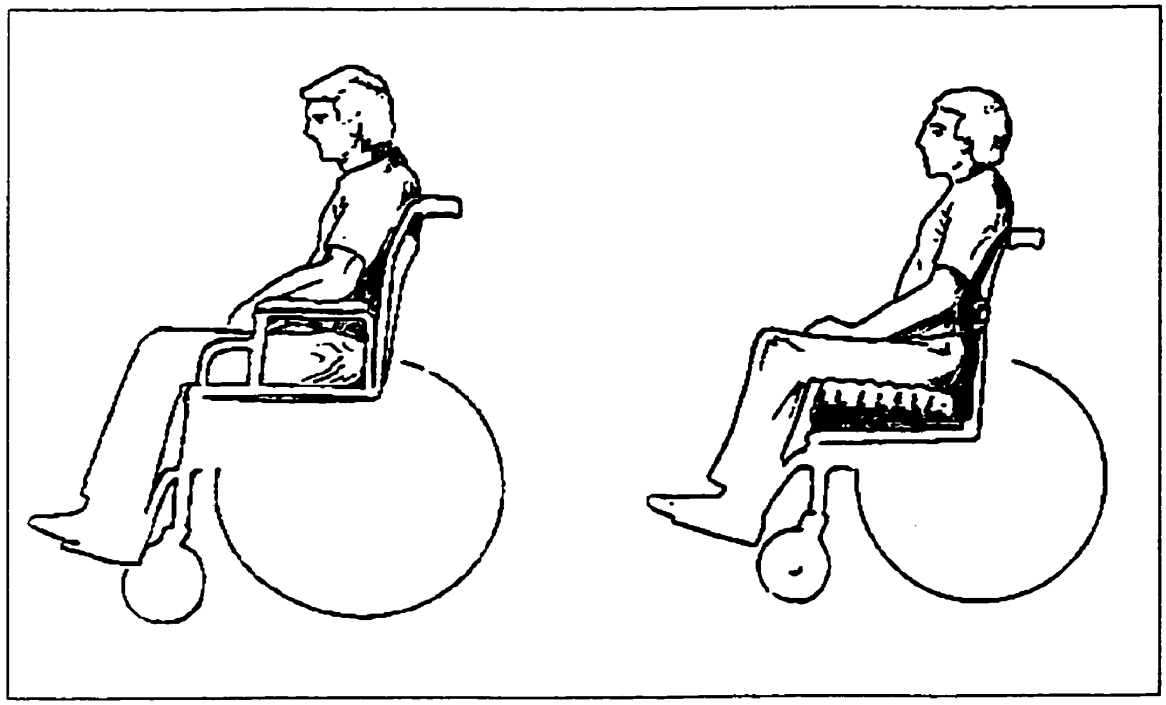


Figure 1.2 Posture habituelle d'un usager avec un dossier "hamac" et posture d'un usager avec un support lombaire (Zacharchow, 1984).

Les besoins en positionnement sont donc nombreux. Ils concernent avant tout une posture optimale au niveau du tronc. Cette posture doit permettre de conserver la géométrie naturelle du tronc.

1.2. Description des aides techniques

Les personnes présentant des besoins en terme de mobilité ou de positionnement peuvent bénéficier soit d'aides techniques à la mobilité (ATM) ou à la posture (ATP). Les solutions actuelles existantes pour améliorer la posture assise des usagers de fauteuils roulants peuvent se diviser comme suit :

- les fauteuils roulants,
- les coussins,
- les dossiers
- les autres ATPs (appuis thoraciques, appui-tête, appuis-jambes, etc.).

1.2.1. Fauteuils roulants

Le fauteuil roulant permet de répondre à deux grands besoins : la mobilité et la posture assise fonctionnelle. Les fauteuils roulants doivent donc offrir les fonctions suivantes :

- le transport,
- le soutien,
- le maintien.

Ils peuvent être soit motorisés soit manuels. Leur attribution est fonction du degré de capacité motrice de l'usager et son besoin en terme de mobilité. Les fauteuils roulants manuels sont réservés aux personnes possédant une bonne motricité des membres supérieurs. Ils présentent l'avantage d'être pliables, légers et facilement transportables (figure 1.3). La clientèle gériatrique est aussi concernée par ce type de fauteuil.

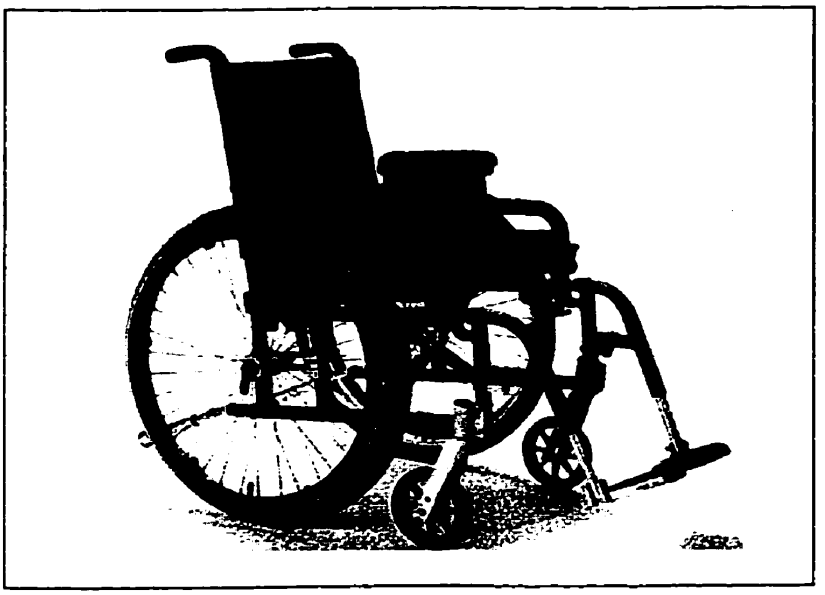


Figure 1.3 Fauteuil roulant manuel et dossier flexible conventionnel (Prima d'Orthofab Inc.).

Figure 1.4 Fauteuil roulant motorisé et dossier profilé (Targa d'Orthofab Inc.).

Les fauteuils roulants motorisés sont réservés à une clientèle ayant peu de fonctions motrices et requérant donc une plus grande stabilité. Ils peuvent posséder des systèmes de bascule ajustable, de réglage d'inclinaison des dossiers et assises. Les dossiers conventionnels consistent généralement en une plaque rigide sur lequel est fixé un dossier profilé pouvant présenter un support lombaire (figure 1.4).

1.2.2. Coussins d'assise

Il existe trois grandes sortes de coussin d'assise : les coussins statiques, les coussins dynamiques et les coussins moulés. Les coussins moulés épousent les contours du patient, les coussins dynamiques (ou actif) emploient des sources d'énergie pour varier la pression sur le patient (rouleaux qui bougent sur la surface de tissus ou par des canaux pneumatiques connectés à une pompe). Dans cette partie, seuls les coussins statiques seront étudiés car ce sont ceux qui équipent la majorité des fauteuils roulants.

Les coussins sont en priorité choisis afin d'améliorer le confort de la personne et prévenir la formation d'escarres à l'interface avec l'usager (Ferguson-Pell et coll., 1986 ; Pierard-Franchimont et coll., 1995). C'est pourquoi les recherches ont surtout porté sur les coussins offrant la meilleure répartition des pressions pour l'usager et visant la réduction des pressions maximales (sous les ischions, le coccyx ou les trochanters). Les modifications apportées aux coussins sont de deux types, ce qui permet de distinguer deux sous-catégories de coussins statiques. La première catégorie est constituée des

coussins utilisant un fluide (gaz ou liquide visqueux) ou un gel organisé sous forme de cellules ou non, pour répartir la pression à l'interface avec l'usager (Roho de Roho Inc., Jay de Sunrise Medical Ltd.). La deuxième catégorie comprend les coussins de mousse, polymères hyperélastiques et viscoélastiques (coussin plat ou Iscus de Promed Inc.), les formes de ces coussins pouvant être profilées ou non (figure 1.5).

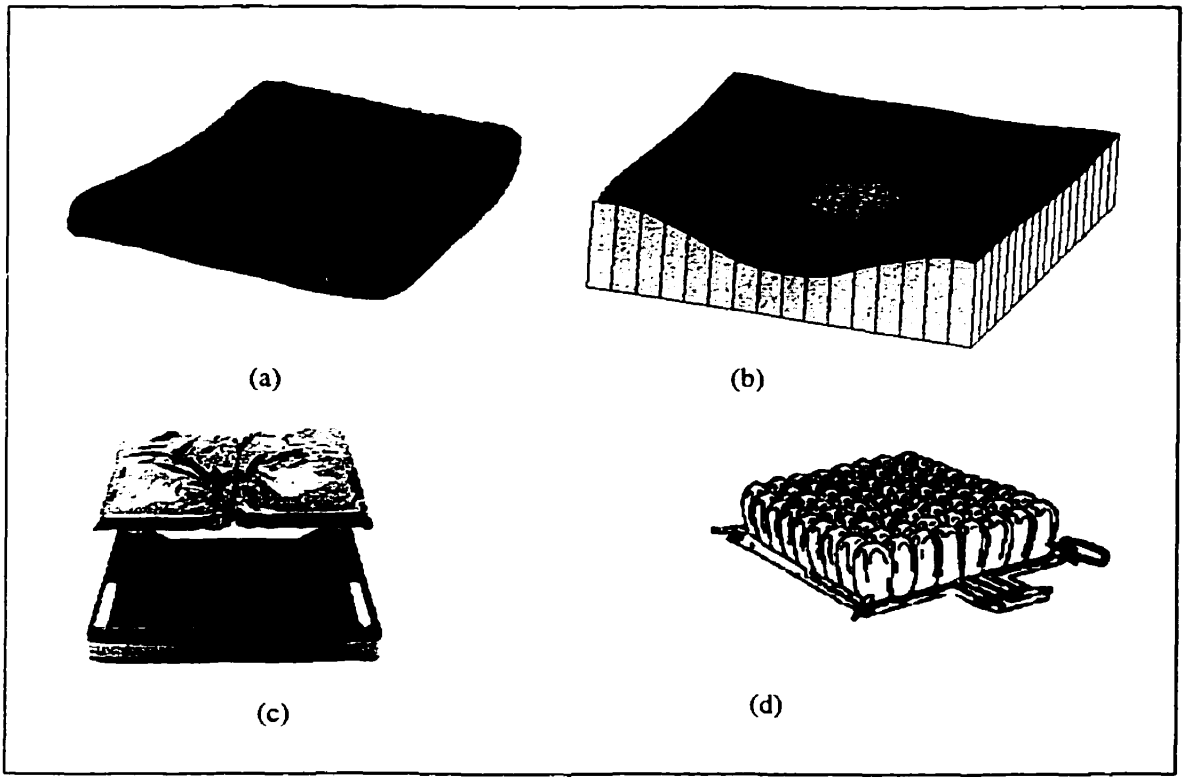


Figure 1.5 Différents types de coussins : (a) coussin plat, (b) coussin profilé Iscus (Promed Inc.), (c) Coussin JayJ2 (Sunrise Medical Ltd.), (d) Coussin Roho (Roho Inc.).

Certaines études ont comparé les effets des types de coussins sur la répartition des pressions (pressions moyennes, maximales, gradient de pression, etc.). Ainsi Koo et coll. (1996) ont montré que le coussin Roho (Roho Inc.) permettait de réduire les pressions

maximales obtenues à l'interface avec l'usager comparativement à un coussin de mousse de polyuréthanne. Bochdansky et coll. (1994) ont étudié trois types de coussins (un coussin gonflable, un coussin de gel et un coussin de mousse), les résultats obtenus par le coussin gonflable étaient les meilleurs, celui-ci permettant de réduire de façon significative la tension de surface. Des études menées à la Chaire CRSNG sur les Aides Techniques à la Posture sont menées afin de comparer de nouveaux concepts de coussins en terme de répartition des pressions (Phan et coll., 1999).

Le critère de répartition de pression est certes primordial, cependant d'autres peuvent être pris en compte. Ainsi, Cooper (1986) indique que pour des personnes handicapées, l'assise doit permettre un contrôle de la pression mais aussi un contrôle postural et la stabilité de l'usager dans son assise. Ce dernier critère est essentiel pour l'évaluation de des designs de coussins de fauteuil roulant (Ferguson-Pell et coll., 1986 ; Cooper, 1986). Même si aucune méthode complète n'est disponible pour caractériser ce critère, Cooper (1986) spécifie que la stabilisation du bassin est l'étape primordiale dans le contrôle postural.

1.2.3. Dossiers

Les dossiers sont conçus avant tout afin de fournir à l'occupant le maintien de sa posture naturelle et un confort adéquat (Zacharchow, 1984). Cependant, il n'est pas suffisant de tenir compte seulement de la posture et du confort lors de l'attribution d'un dossier de

fauteuil roulant. En effet, un dossier pour fauteuil roulant se doit aussi d'offrir les caractéristiques suivantes (Stone, 1996 ; Zollars et Axelson, 1993 ; Valiquette et Audet, 1992) :

- possibilité de faire des ajustements (support lombaire, appuis latéraux, angle siège-dossier, profondeur, hauteur, etc.) ;
- facilité d'utilisation ;
- légèreté ;
- coût peu élevé ;
- simplicité ;
- discrétion et esthétisme ;
- durabilité et facilité d'entretien ;
- matériaux de recouvrement permettant l'aération.

Les usagers ayant le moins de problèmes posturaux sont équipés de dossiers conventionnels flexibles. Cependant ceux-ci ont l'inconvénient de ne fournir qu'un faible maintien postural et d'entraîner un glissement de l'usager vers l'avant ainsi qu'une cyphose lombaire (Zacharchow, 1984). Plusieurs types de dossiers sont donc disponibles actuellement sur les marchés canadien et américain en plus du dossier flexible conventionnel. D'une part, des dossiers composés d'un coussin de mousse fixé sur une interface rigide profilée ont été développés (Jay J2 de Jay Medical Ltd., Apex de Promed Inc.). D'autre part, certaines entreprises proposent un dossier à tensions ajustables constitué de trois ou quatre courroies intégrées dans un dossier flexible

permettant de reproduire la forme du dos dans le plan sagittal. Enfin, Parent et coll. (1997) ont développé un dossier flexible permettant la reproduction de la géométrie du dos par un système de baleines et de courroies et un support latéral par des plaques (ou des montants) incurvées ajustables en hauteur et en rotation (figure 1-6).

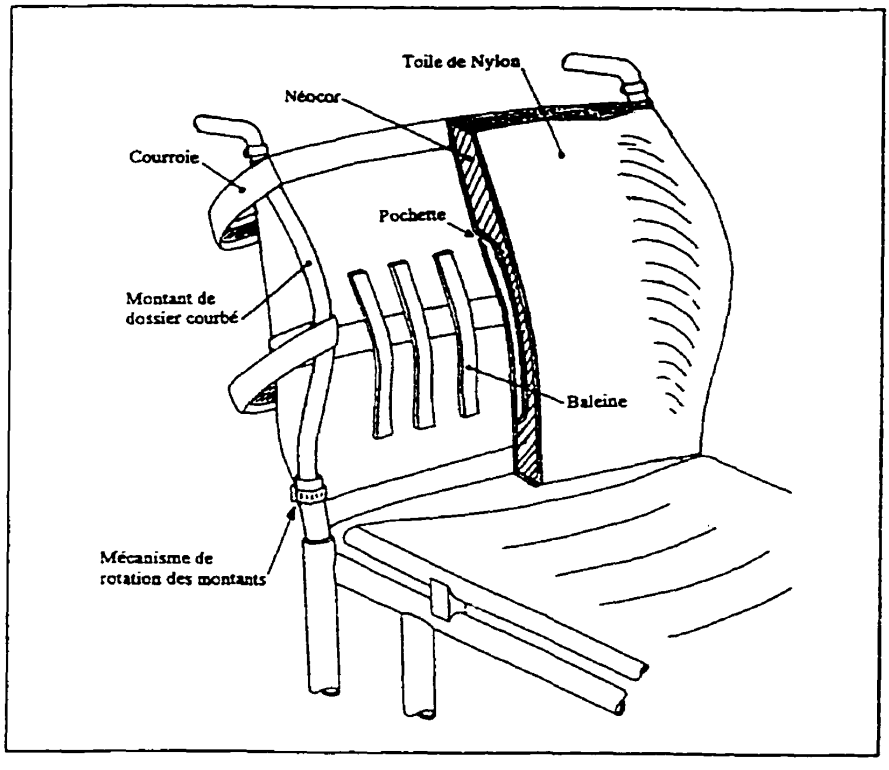


Figure 1.6 Dossier contour flexible développé par Parent et coll. (1997).

Les dossiers profilés sur interface rigide sont reconnus cliniquement comme étant ceux donnant les meilleurs résultats en terme de posture et de confort (Valiquette et Audet, 1992 ; Harms, 1990). Ces dossiers ont toutefois l'inconvénient d'être rigides et ne peuvent donc être pliés. Des supports thoraciques amovibles peuvent aussi être adaptés

aux fauteuils tels que ceux des dossiers Jay J2. Ces supports visent l'amélioration du maintien latéral de l'usager mais peuvent en revanche restreindre ses mouvements fonctionnels (propulsion, déplacements latéraux). Parent et coll. (1997) ont montré que le dossier contour flexible offrait plus de confort et de soutien que le dossier flexible conventionnel et était une alternative aux dossiers constitués de mousse sur interface rigide. Le critère de stabilité, peu pris en compte lors des études de comparaison de dossiers, sera étudié d'une manière plus approfondie dans la section suivante.

1.3. Études d'évaluation de la stabilité

1.3.1. Différents concepts de stabilité

Beaucoup d'études ont traité de la stabilité des fauteuils roulants. Cependant les définitions de la stabilité dépendent des auteurs, selon que ceux-ci considèrent la stabilité de l'usager ou celle du fauteuil occupé.

D'un point de vue mécanique, la stabilité est la capacité qu'a un objet en équilibre à revenir à sa position initiale quand il subit un petit déplacement. L'Organisation Internationale de Normalisation a établi des normes pour tester la stabilité statique ou dynamique des fauteuils roulants, occupés ou non (Normes ISO ; ANSI/Resna, 1990). Pour la stabilité statique, la méthode consiste à placer un fauteuil occupé ou chargé d'un mannequin en bois sur un plan que l'on incline vers l'arrière, le côté ou l'avant (Cooper et coll., 1994 ; Kirby et coll., 1989 et 1995 ; Majaess et coll., 1993). La stabilité est

définie comme étant l'angle maximal d'inclinaison de la plate-forme atteint sans que les roues situées sur la partie supérieure de la plate-forme décollent de celle-ci. En ce qui concerne la stabilité dynamique, la méthode consiste à faire monter ou descendre le fauteuil à vitesse maximale sur un plan incliné. La stabilité est définie comme l'angle maximal de la plate-forme atteint sans décollement des roues arrière. Lors de ces tests, seule la stabilité du fauteuil et considérée, même si un mannequin peut être utilisé pour représenter un usager.

La stabilité des usagers est définie comme l'absence de chute (Kirby et coll., 1989), cependant d'autres paramètres ont été ensuite introduits. Axelson et Chesney (1996) ont défini la stabilité comme étant la distance maximale que l'usager peut atteindre avec sa main sans perdre l'équilibre (figure 1-7), ce paramètre pouvant être mesuré vers l'avant ou en latéral. La stabilité antérieure est quant à elle définie comme l'angle maximum qu'une plate-forme peut atteindre sans que l'usager perde l'équilibre vers l'avant. D'autre part, Parent et coll. (1998) ont considéré l'inclinaison du tronc dans le plan frontal ainsi que la rotation des épaules dans le plan transverse lors de tests utilisant une plate-forme inclinée latéralement.

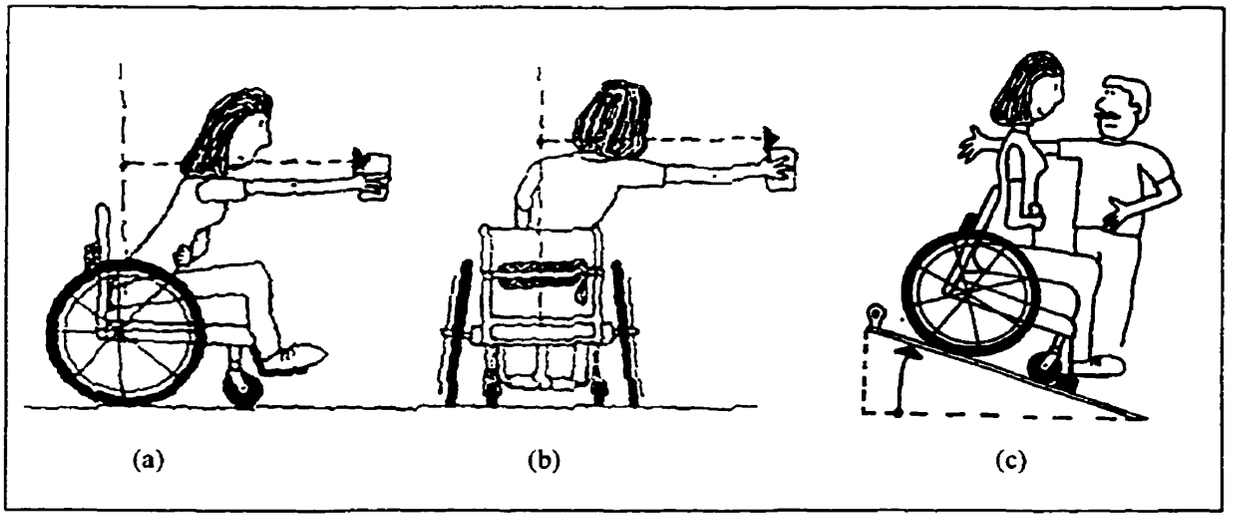


Figure 1.7 Mesure de la stabilité de l'usager selon la méthode d'Axelson et Chesney (1996) : (a) stabilité dans le plan latéral, (b) stabilité dans le plan frontal, (c) stabilité antérieure.

D'autres situations provoquant des pertes de stabilité peuvent être aussi considérées, intervenant directement dans la vie quotidienne de l'usager : assoupissement du sujet entraînant une perte d'équilibre, chaîne de trottoir... Peu d'études portant sur ces situations, l'occurrence des pertes de stabilité dans ces situations est cependant difficile à connaître.

1.3.2. Sommaire des études d'évaluation de la stabilité

La plupart des études recensées ont pour objectif l'étude de la stabilité du fauteuil roulant d'un point de vue statique (Cooper et coll., 1994 ; Kirby et coll., 1995 ; Majaess et coll., 1993) ou dynamique (Majaess et coll., 1993) lors de l'ajout d'accessoires sur le fauteuil roulant ou selon la position du corps. D'autres études essaient de caractériser la stabilité

de l'usager d'un point de vue statique (Kirby et coll., 1989 ; Axelson et Chesney, 1996) ou dynamique (Kirby et coll., 1989 ; Parent et coll., 1998). Elles sont présentées dans le tableau 1-1.

Les méthodes d'évaluation de la stabilité du fauteuil roulant spécifiées dans la troisième colonne du tableau 1-1 sont celles décrites dans la section 1.3.1, soient les méthodes développées par les organisations de normalisation. La plupart des études ont pour avantage d'utiliser les mêmes méthodes et critères d'évaluation, ce qui permet la comparaison entre elles. Cependant elles n'envisagent pas la stabilité de l'usager dans le fauteuil roulant. D'autre part, les auteurs des études portant sur la stabilité de l'usager ont défini leurs propres méthodes et critères d'évaluation (Kirby et coll., 1989 ; Axelson et Chesney, 1996 ; Parent et coll., 1998). Ces études ont pour but de comparer la stabilité procurée par différents types d'aides techniques à la posture ou l'apport d'accessoires au fauteuil roulant mais n'utilisent pas les mêmes définitions de stabilité ce qui rend difficile leur comparaison.

Tableau 1-1 Recensement des études portant sur la stabilité.

Auteurs/ Normes	Objectifs de l'étude	Méthode d'évaluation	Critères d'évaluation	Résultats	Conclusion	Commentaires
ISO 7176/1 ANSI/Resna	Stabilité du fauteuil en statique	Plan à inclinaison variable	Perte du contact des roues avec le sol	-	-	Stabilité de l'usager non considérée
ISO 7176/2	Stabilité dynamique du fauteuil électrique	- Descente d'un plan incliné et freinage - Montée d'un plan incliné à accélération maximale	Perte du contact des roues avec le sol	-	-	Stabilité de l'usager non considérée
Cooper et coll. (1994)	Stabilité postérieure du fauteuil roulant : influence de l'ajout d'un bloc pour empêcher le glissement du fauteuil	Plan à inclinaison variable (ISO)	Perte du contact des roues avec le sol	La stabilité postérieure est différente selon l'utilisation d'un bloc ou des freins	L'auteur recommande l'utilisation d'une courroie ou des freins du fauteuil	-
Kirby et coll. (1989)	Influence des appuis-pieds et des stabilisateurs antérieurs sur la chute de l'usager	- Stabilité statique : plan à inclinaison variable - Stabilité dynamique : descente d'un plan et freinage	Chute de l'usager	L'élévation des appuis-pieds diminue la stabilité de l'usager, les stabilisateurs prévenant la chute	L'utilisation de sujets permet de comprendre le comportement des sujets lors de perte de stabilité	Risque de blessure des sujets
Kirby et coll. (1995)	Stabilité statique du fauteuil roulant occupé lorsqu'un usager se penche en avant, en arrière et sur le côté	Plan à inclinaison variable (ISO)	Perte du contact des roues avec le sol	La stabilité du fauteuil décroît dans la direction où l'usager se penche	L'usager a une grande influence sur la stabilité du fauteuil, ce qui doit être pris en compte dans le design des fauteuils roulants	-
Majaess et coll. (1993)	Influence de la position assise sur les stabilités statique et dynamique du fauteuil roulant occupé	- Stabilité statique : plan à inclinaison variable (ISO) - Stabilité dynamique : descente d'un plan à accélération maximale	- Perte du contact des roues avec le sol - Changement de la position des appuis-pieds par rapport au plan.	Le déplacement de l'usager dans une direction diminue la stabilité dans cette direction et l'accroît dans la direction opposée	La position de l'usager doit être prise en compte dans le design et l'évaluation des fauteuils roulants	-
Axelson et Chesney (1996)	Stabilité de l'usager en statique Influence de l'apport d'un composant (Back Support)	- Transport d'un poids vers l'avant ou le côté - Plan à inclinaison variable	- Distance maximale atteinte par l'usager sans perte d'équilibre - Angle maximal du plan atteint sans perte d'équilibre	L'ajout du nouveau composant diminue les stabilités frontale et antérieure	Nouvelles techniques de quantification de la stabilité	-
Parent et coll. (1998)	Stabilité dynamique de l'usager. Comparaison de deux types de dossiers (support latéral bas ou support latéral haut)	Montée d'un plan incliné latéralement de 10 degrés	Indices géométriques (inclinaison du tronc, des épaules, rotation des épaules)	Les indices mesurés sont plus grands pour le dossier présentant un support latéral bas	Le dossier présentant un support latéral haut est plus stable	Seule étude recensée sur la stabilité dynamique des usagers

1.4. Revue critique des modèles biomécaniques

Cette partie recense les différents types de modèles disponibles actuellement et pouvant être utilisés dans cette étude. Dans un premier temps, les différents types de modèles seront passés en revue : prédiction de forces et de moments à l'aide de modèles du corps humain en trois dimensions, mannequins utilisés lors de tests d'impact et différents logiciels de simulations informatiques disponibles. Dans un deuxième temps les propriétés inertielles du corps humain seront présentées. Enfin les propriétés des articulations feront l'objet de la dernière partie.

1.4.1. Modèles de prédiction de forces et de moments

Les modèles du corps humain ont principalement été développés afin d'estimer les contraintes maximales s'exerçant sur le corps humain lors de tâches spécifiques et ainsi prévenir les blessures (Adams et Dolan, 1991 ; Malchaire et Masset, 1995) ou de connaître la contribution de certaines parties du corps au mouvement (Son et coll., 1988). Il est cependant difficile d'estimer ces contraintes maximales sans mettre en danger la santé des sujets. Il est donc nécessaire de disposer de modèles permettant de prédire les forces et moments s'exerçant sur le corps humain.

Les modèles créés dans ce but sont en général en trois dimensions lorsqu'ils représentent uniquement une articulation (Fathallah et coll., 1997) ou en deux dimensions lorsqu'ils représentent le corps en entier (Son et coll., 1988 ; figure 1-8). Ces modèles sont évalués en appliquant des efforts (moments et forces) connus au modèle. Les valeurs des moments et forces aux articulations prédites par le modèle sont ensuite comparées à celles calculées par une méthode de cinématique inverse à partir de mesures effectuées sur des plates-formes de force et de la cinématique des segments du corps acquise par des systèmes d'analyse du mouvement (figure 1-8). Ces modèles ne sont cependant pas applicables à la mesure de la stabilité, étant donné qu'ils estiment des efforts exercés sur des articulations et non des déplacements de segments.

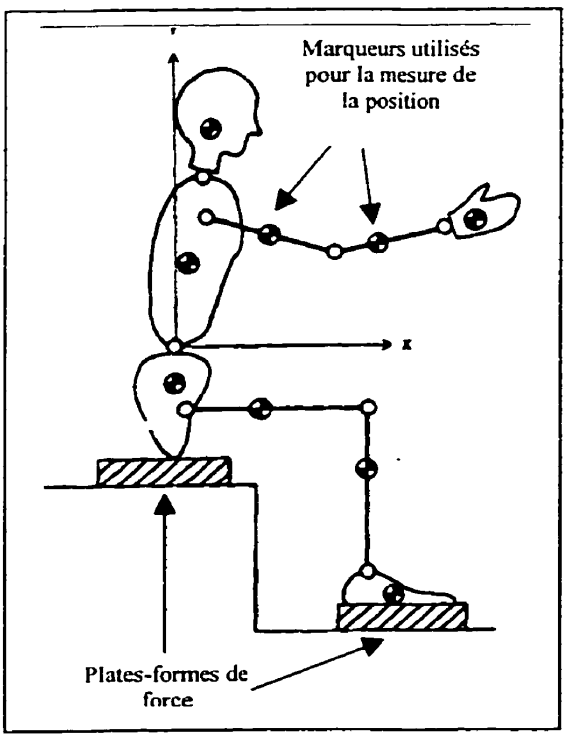


Figure 1.8 Modèle de prédiction des forces et des moments lors d'une tâche répétée dans une position assise, développé par Son et coll., 1988.

1.4.2. Mannequins

D'autre part, depuis les années soixante, des tests sur la sécurité des occupants dans les véhicules automobiles ont été élaborés. Ces tests étant dangereux ("crash-tests"), des mannequins représentatifs d'un être humain ont été conçus et développés. Le premier fut HYBRID III créé par General Motors Inc (Backaitis et Mertz, 1994). Il est formé de segments rigides (constitués d'acier, d'aluminium) recouverts de vinyle et de mousses. Les articulations sont construites afin de représenter au mieux celles du corps humain. Ce mannequin a été conçu pour les simulations d'accidents frontaux mais peut être utilisé pour d'autres situations. D'autres mannequins plus spécialisés ont été développés (Eurosid, DotSid) pour étudier uniquement les chocs latéraux. Ces mannequins ne pouvant être utilisés pour des tâches incluant des composantes frontales, le mannequin HYBRID III a été choisi dans le cadre de cette étude. La géométrie de ces mannequins est assez proche de celle d'un homme de taille et de poids moyen (figure 1.9).

Il en existe cependant plusieurs tailles selon le percentile de population à représenter, ces valeurs étant déterminées à partir de la base de données GeBod de l'armée américaine (Backaitis et Mertz, 1994). Les masses et inerties de chacun des segments corporels du mannequin sont normées à partir de bases de données, ce qui ne permet pas de représenter un usager en particulier. Des accéléromètres et des jauges de déformation permettent d'obtenir les accélérations et les contraintes s'exerçant sur les différentes

parties du mannequin lors d'accidents et ainsi comparer les effets des systèmes de sécurité sur l'occupant.

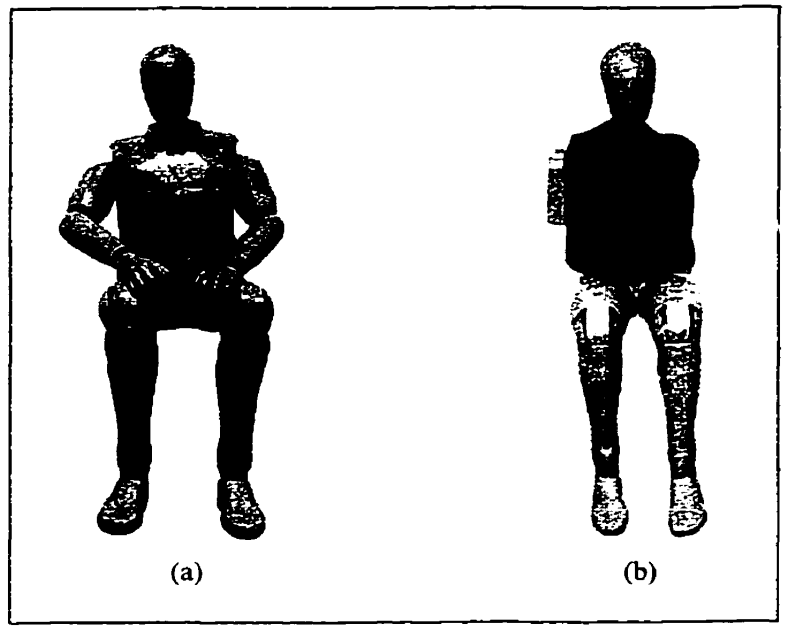


Figure 1.9 Exemples de mannequins développés pour les simulations d'accidents : (a) HYBRID III, (b) EUROSID.

Le mannequin HYBRID III peut aussi être adapté afin de déterminer les forces et moments s'exerçant sur un usager de fauteuil roulant lors de simulations d'accidents pouvant survenir lors de la descente d'un trottoir élevé ou de la négociation d'une courbe à vitesse élevée (Backaitis et Mertz, 1994 ; Sosner et coll., 1997). Les résultats obtenus montrent la biofidélité de ce type de mannequin. La principale limite demeure leur coût élevé.

1.4.3. Modèles biomécaniques

La modélisation biomécanique des occupants de véhicules a progressé rapidement depuis que le premier modèle a été développé par McHenry en 1963. Les modèles sont généralement divisés en deux catégories correspondant aux techniques utilisées pour résoudre le problème : 1) formulation à l'aide de corps rigides, 2) formulation à l'aide des éléments finis.

Formulation à l'aide de corps rigides

Les premiers sont des modèles cinématiques utilisant des corps rigides pour représenter les segments du corps humain. Ces segments sont liés par des articulations simples : des rotules (3 degrés de liberté de rotation) et des pivots (un degré de liberté de rotation). Des plans et des ellipsoïdes permettent la représentation du corps humain, de son environnement et des surfaces utilisées pour les contacts (Mechanical Dynamics Inc., 1994). Les équations du mouvement sont formulées en utilisant soit une méthode lagrangienne liant les énergies potentielles, cinétiques et de dissipation aux forces et coordonnées ou une approche newtonienne basée sur le concept de la conservation des moments linéaires et angulaires (Miller et coll., 1979). Ces équations sont ensuite résolues numériquement.

Les modèles les plus souvent utilisés pour simuler des accidents de véhicules incluant des passagers sont :

- Articulated Total Body (ATB) développé par Armstrong Aerospace Research Laboratory (AAMRL),
- Mathematical Dynamic Model (MADYMO) développé par TNO Crash Safety Research Center (J.A. Delft, Pays-Bas),
- ADAMS développé par Mechanical Dynamics Inc.

La géométrie et les propriétés inertielles et mécaniques de ces modèles sont calquées sur celles du mannequin HYBRID III. En effet, leur but premier étant de simuler des accidents de véhicules, il est important que ces logiciels aient le même modèle générique afin de correspondre au mieux aux tests réels. Cependant, ces logiciels sont prévus pour des temps de simulation de quelques millisecondes et il est donc difficile de les utiliser pour des simulations à basse vitesse qui peuvent durer jusqu'à 1 minute (Backaitis et Mertz, 1994 ; Digges, 1995). Une adaptation des propriétés mécaniques de l'androïde est nécessaire afin de représenter une personne réelle. Ces modèles permettent d'obtenir le comportement global du corps humain, dans des situations où le comportement local n'est pas recherché (déformations des corps).

Le logiciel ADAMS développé par MDI (Mechanical Dynamics Inc., Ann Arbor, Michigan) est couramment employé en modélisation. Ce logiciel peut être utilisé pour la simulation d'occupants de véhicules mais aussi pour la modélisation de systèmes mécaniques complexes (automobiles, trains, avions). Il comporte plusieurs modules qui permettent entre autres de concevoir un androïde de type HYBRID III grâce à la base de

données de l'armée américaine GeBod (Generator of Body Data) à partir de données sur le poids, la taille et le sexe (figure 1-10). Ce logiciel est décrit plus précisément au chapitre 2.

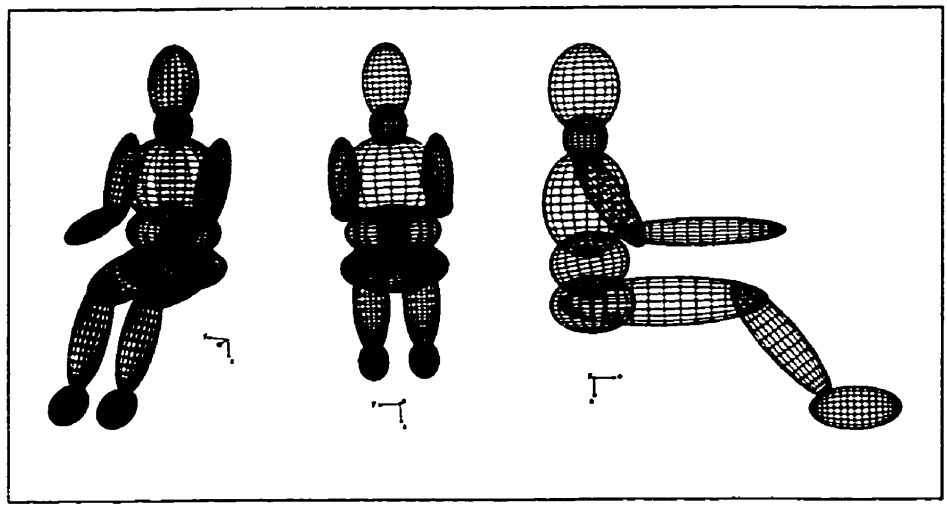


Figure 1.10 Androïde HYBRID III au 50ème percentile développé à l'aide du logiciel ADAMS, en position assise.

Une approche existe, elle consiste en un modèle multi-corps déformables. Elle permet de prendre en considération la déformation des corps mais permet de modéliser les contacts entre l'androïde et les aides tecniques à la posture.

Formulation à l'aide des éléments finis

D'autre part, des modèles par éléments finis sont également disponibles. Cette méthode consiste à discrétiser en petits éléments les segments à modéliser. Pour chacun des ces éléments, les équations d'équilibre sont obtenus par des méthodes de résistance des matériaux. Par la suite, les propriétés géométriques ainsi que les conditions limites et les

forces extérieures sont intégrées dans le modèle. Les déformations des éléments sont alors calculées numériquement par les équations de la mécanique des corps déformables. Ces modèles nécessitent la spécification des propriétés mécaniques des tissus. Leur précision ainsi que le temps de résolution du modèle dépendent du nombre d'éléments utilisés pour représenter le corps humain (Bedewi et coll., 1996). Peu de modèles du corps humain au complet existent (Huang et coll., 1994) et les chercheurs se sont plutôt concentrés sur des parties particulières du corps à étudier telles la tête ou les membres inférieurs (Ruan et coll., 1994 ; Bedewi et coll., 1996).

En particulier, pour les fauteuils roulants, Todd et Thacker (1994) ont étudié l'influence de la géométrie des coussins d'assise sur la répartition des pressions à l'interface avec l'usager en introduisant les propriétés mécaniques des tissus mous dans un modèle par éléments finis, créé à partir d'images obtenues par résonance magnétique. D'autre part, Dionne et coll. (1998) et Phan (1999) ont développé un modèle par éléments finis de coussins d'assise et du séant afin d'étudier l'influence de la géométrie et des matériaux de ces coussins sur l'interface avec l'usager. Ces deux études se sont intéressées à la répartition des pressions à l'interface et sont donc difficilement applicables à l'étude de la stabilité de l'usager.

Le logiciel LS-DYNA3D (Livermore Software Technology Corporation, Livermore, Californie) est un logiciel d'analyse par éléments finis non linéaires, qui peut être à la fois utilisé pour représenter le véhicule et son occupant. Les modèles par éléments finis

sont a priori les plus représentatifs du corps humain car ils permettent d'inclure les déformations des segments du corps contrairement aux modèles par segments rigides. Cependant, une connaissance approfondie des propriétés des tissus mous du corps humain est nécessaire. De plus, le matériel informatique nécessaire pour résoudre ce genre d'analyse est assez important, ce qui rend les coûts de simulation importants.

Ainsi les modèles informatiques par corps rigides permettent d'obtenir le comportement global du corps humain tandis que les modèles par éléments finis donnent le comportement local du modèle telle la déformation des tissus mous. Bien que les deux approches de modélisation permettent de prendre en compte les grands déplacements, l'approche multi-corps rigides est la mieux adaptée à cette étude.

1.4.4. Propriétés inertielles

Afin de représenter avec précision et biofidélité le modèle d'un corps humain, des méthodes de mesures exactes sont nécessaires pour déterminer le poids, la taille et les moments d'inertie de chaque segment du corps. Ces mesures sont difficiles à mettre en œuvre et requièrent beaucoup de manipulations (Forwood et coll., 1985). De plus, ces propriétés inertielles varient selon les personnes, ce qui rend difficile leur utilisation dans les modèles informatiques. Ceci suggère l'adoption de valeurs standards qui puissent être utilisées pour les modèles du corps humain. C'est pourquoi des valeurs moyennes de ces mesures ont été recherchées. En particulier le gouvernement américain

a créé la base de données GeBod (General Body Data) à partir de données mesurées sur les soldats de l'armée américaine. Cette base de données permet à partir du poids et de la taille d'une personne de trouver les propriétés inertielles les plus probables. Cette banque est utilisée dans beaucoup de logiciels de simulation pour générer les androïdes (Digges, 1995 ; Backaitis et coll., 1994).

1.4.5. Propriétés des articulations

Les propriétés des articulations sont des paramètres importants à considérer. En effet, la raideur d'une articulation varie selon :

- la tâche ;
- les muscles recrutés dépendant du niveau de lésion (Seelen et coll., 1996) ;
- le phénomène de compensation dépendant de l'anxiété, et plusieurs autres facteurs.

Deux types de raideurs sont à considérer (cf. figure 1.11) :

- la raideur passive due aux structures de l'articulation (os, cartilages, ligaments) et aux propriétés élastiques des muscles non activés,
- la raideur active due à l'activation des muscles par le système nerveux central.

La raideur passive des articulations peut être mesurée sur des cadavres (Engin, 1981) afin d'obtenir des courbes du moment induit en fonction de l'angle de l'articulation. Des modèles mathématiques sont disponibles afin de représenter ces propriétés (Audu et coll., 1985).

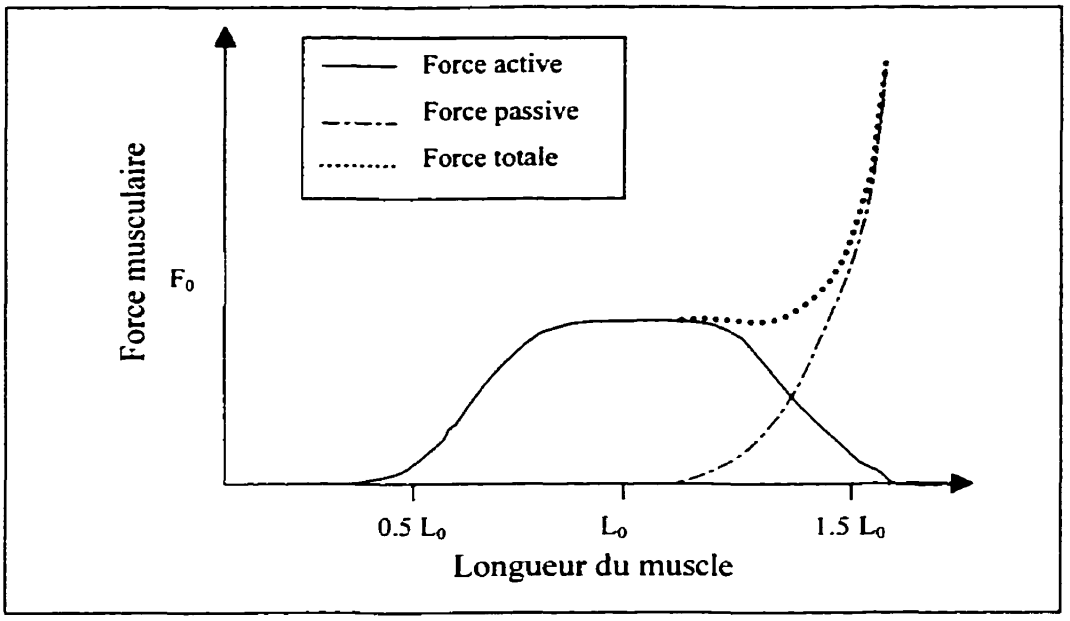


Figure 1.11 Courbe représentative de la force musculaire en fonction de la longueur du muscle (Bedewi et coll., 1996)

La raideur active, soit celle due à la contraction musculaire varie selon l'état de l'articulation. Une articulation comportant plusieurs muscles antagonistes se contractant simultanément, il est difficile de connaître la contribution de chacun de ces muscles. Lorsque les muscles sont activés, des moments positifs et négatifs sont appliqués au joint. Ils agissent pour rigidifier l'articulation, mais seulement dans une certaine plage angulaire. En dehors de cette plage, quand l'articulation approche de sa limite angulaire, les composantes passives de l'articulation contrôlent de nouveau le mouvement (Bedewi

et coll., 1996).

Comme le présente la figure 1.12, la courbe moment-angle d'une articulation activée peut donc être divisée en trois parties (Bedewi et coll., 1996) :

- une partie où les muscles contrôlent l'articulation (1),
- une partie de transition (2),
- une partie contrôlée par les composantes passives de l'articulation (3).

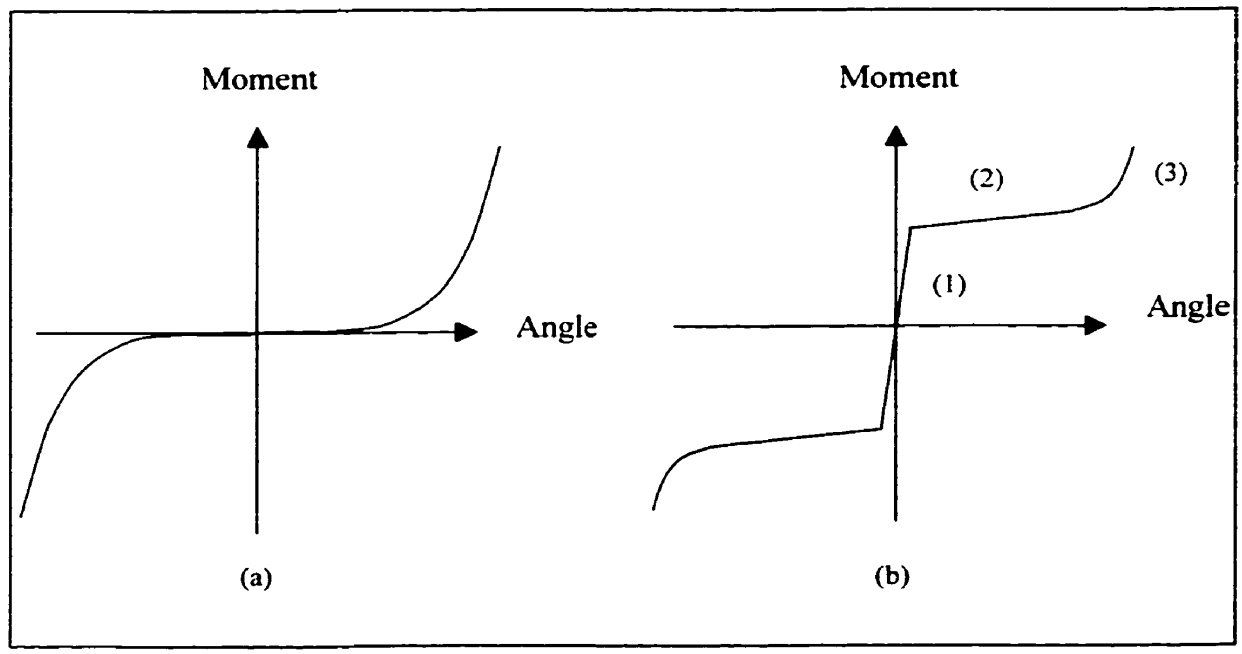


Figure 1.12 Courbe représentative du moment articulaire en fonction de l'angle : (a) articulation au repos (b) lors d'une contraction maximale (Bedewi et coll., 1996)

Les valeurs de raideur peuvent être obtenues par des mesures directes ou par une méthode de cinématique inverse. Cependant, ces valeurs sont sujettes à beaucoup de

variabilité inter-sujets (Engin, 1981). Le tableau 1-2 présente les valeurs minimales et maximales de la première partie de la courbe moment-angle, tirées de différentes études expérimentales.

Tableau 1-2 Valeurs minimales et maximales des raideurs des articulations.

ARTICULATION	RAIDEUR MIN (Nm/deg)			RAIDEUR MAX (Nm/deg)		
	Abduction/ Adduction	flexion/ extension	Torsion	abduction/ adduction	flexion/ extension	torsion
Cheville	-	-	-	-	-	-
Genou	-	0.26 [1]	-	-	1.80 [2]	-
Hanche	0.33 [1]	0.43 [1]	0.23 [1]	9.86 *	12.03 [2]	9.86 *
Coude	-	0.06 [1]	-	-	0.35 [3]	-
Épaule	0.34 [1]	0.23 [1]	0.23 [1]	3.35 *	2.37 *	2.37 *
Cou	0.60 [4]	0.68 [4]	1.16 [4]	5.00 [5]	7.00 [5]	11.30 [5]
Lombaire	1.72 [4]	1.75 [4]	5.00 [4]	10.85 *	11.44 [6]	23.66 [6]
Thoracique	2.51 [4]	2.80 [4]	2.53 [4]	10.85 *	11.44 *	23.66 *

* estimés
1-Engin, 1981 ; 2- Son et coll., 1988 ; 3- Mackay et coll., 1986 ; 4- White et coll., 1990 ; 5- Deng, 1989 ; 6- Fathallah et coll., 1997.

Ces informations seront utiles pour la détermination des raideurs imposées dans un éventuel modèle-androïde simulant la stabilité des usagers de fauteuil roulant.

CHAPITRE 2. MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS

Le chapitre II a pour but de présenter, sous forme d'articles, le modèle développé dans le cadre du présent projet de maîtrise ainsi que son utilisation. Afin de bien situer les articles, une description des objectifs et du logiciel de simulation sera d'abord présentée. Par la suite, chacun des articles sera introduit. Finalement, une étude complémentaire de sensibilité sera présentée à la section 2.4.

2.1. Approche générale du projet

Cette section présente les objectifs généraux du projet de maîtrise ainsi que le choix du logiciel de simulation et un aperçu de la structure du logiciel ADAMS.

2.1.1. Objectifs du projet

Les objectifs de ce projet sont de : 1) développer un modèle du corps humain et de l'interface entre l'usager et les ATPs, 2) exploiter ce modèle afin d'étudier la stabilité offerte par différentes ATPs.

2.1.2. Choix du logiciel de simulation

De nombreux logiciels de simulation du corps humain sont disponibles actuellement (cf.

chapitre 1). En effet, la sécurité des passagers devenant de plus en plus importante dans l'industrie automobile, les tests de sécurité sont de plus en plus pratiqués. Cependant les tests étant très onéreux, la simulation informatique est devenue une alternative aux "crashs-tests" réels. Les logiciels disponibles sont donc conçus afin de permettre la reproduction de ces tests.

Ainsi qu'il a été vu à la section 1.4.3, les logiciels disponibles sont de deux types : corps rigides ou éléments finis. Lors de la simulation de la stabilité de l'usager, le comportement global de l'usager est pris en compte. La modélisation par corps rigide est donc suffisante pour l'étude de la stabilité des usagers de fauteuil roulant et les logiciels d'éléments finis ne sont pas nécessaires demandant des puissances de calcul assez considérables.

Les deux logiciels potentiellement applicables pour ce projet étaient donc MADYMO et ADAMS. Le logiciel le plus utilisé dans l'industrie pour la représentation du corps humain est MADYMO (TNO, Pays-Bas). Il permet les simulations dynamiques en utilisant les caractéristiques du mannequin HYBRID III. Son coût est cependant élevé. Le logiciel ADAMS quant à lui, permet la simulation des systèmes dynamiques en général (véhicule, pneus, occupant, transfert entre logiciels). En particulier, un module externe permet la création d'un androïde et la définition de contacts avec des surfaces planes ce qui suggère son utlisation. Étant donné que ce logiciel permet la gestion de

contacts et qu'il était déjà utilisé pour d'autres applications à l'École Polytechnique, il a été choisi pour réaliser la modélisation associée au présent projet.

2.1.3. Étapes de modélisation et utilisation du logiciel ADAMS

Les étapes de la modélisation sont présentées à la figure 2-1. Les différents modules du logiciel ADAMS utilisés dans ce projet sont présentés ci-dessous.

- ADAMS/View : module servant à la fois de pré-processeur et de post-processeur. Il permet la création de toutes les structures du modèle hormis l'androïde et les surfaces de contact. Ce module est aussi utilisé pour visualiser les résultats des simulations et tracer les courbes des paramètres.

- ADAMS/Android : module permettant la création de l'androïde, des surfaces de contact et des contacts eux-mêmes entre l'androïde et son environnement. Le fichier généré est directement utilisable dans le module ADAMS/Solver.

- ADAMS/Solver : module permettant la résolution des équations du mouvement du modèle. Il peut être utilisé pour des simulations statiques ou dynamiques. Les fichiers d'entrée et de sortie du module sont des fichiers textes (extension .adm) ce qui permet la modification des paramètres. Des sous-routines écrites en FORTRAN doivent être liées au module afin de gérer les contacts.

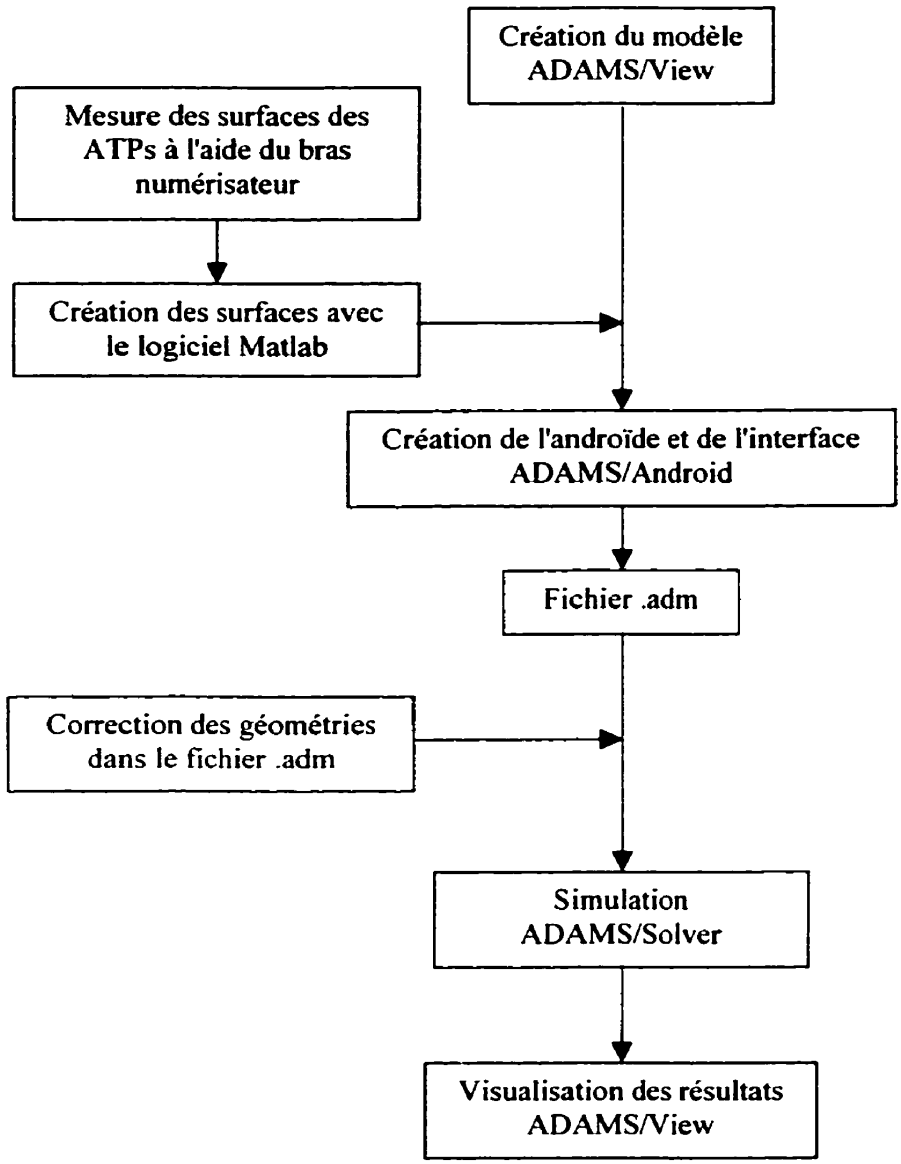


Figure 2.1 Utilisation des logiciels.

Les structures principales du fauteuil roulant ainsi que la trajectoire suivie par celui-ci sont tout d'abord créées dans le module ADAMS/View, puis incorporé dans le module ADAMS/Android. Une correction des entêtes des fichiers est rendue nécessaire afin de palier aux différences de version entre les modules. En parallèle, les surfaces des ATPs

ont été acquises à l'aide d'un numérisateur 3D (bras articulé) puis modélisées à l'aide du logiciel Matlab (programme détaillé dans l'annexe A) et incorporées dans le module ADAMS/Android. L'androïde et les contacts sont créés dans ce module. La correction des géométries dans le fichier texte est nécessaire, due à un manque de compatibilité entre les modules. Les équations du modèle sont ensuite résolues dans le module ADAMS/Solver (la structure d'un fichier d'entrée d'ADAMS/Solver est détaillée dans l'annexe B). Les résultats peuvent finalement être visualisés dans le module principal ADAMS/View. L'annexe C présente un guide d'utilisation du modèle.

2.1.4. Présentation du modèle développé

Le modèle développé est constitué de plusieurs parties :

- Le fauteuil roulant et la trajectoire suivie par ce fauteuil,
- L'androïde,
- Les aides techniques à la posture,
- L'interface entre l'androïde et les aides techniques à la posture.

Le fauteuil roulant modélisé est un fauteuil Targa d'Orthofab Inc. Seules les structures importantes du fauteuils sont modélisées : assise, dossier, appuis-pieds, roues. Toutes les parties de ce fauteuil sont fixées rigidement entre elles, l'ensemble se déplaçant d'un bloc. La trajectoire suivie par le fauteuil est définie par des contacts point-courbe entre une point sur la base des roues et une courbe en 3 dimensions représentant la trajectoire.

L'androïde est constitué de 15 segments appelés "parties". Ces parties sont liées par des joints à un (pivot) ou trois (rotule) degrés de liberté. Les propriétés des articulations sont définies par des moments dans les trois directions du type :

$$M_x = -k\,\theta_x - c\,d\theta_x/dx \qquad (2.1)$$

où :

- k est la raideur de l'articulation,
- θ_x est l'angle de l'articulation,
- c est le coefficient d'amortissement.

Les aides techniques à la posture sont représentées par un ensemble de surfaces rectangulaires planes permettant le contact avec les ellipsoïdes de l'androïde. La recherche des contacts se fait par le calcul de la distance de la surface de l'ellipsoïde à la surface de contact. La force de contact est définie comme suit :

F = -k * (pénétration de l'ellipsoïde dans la surface de contact) – c * (vitesse de pénétration de l'ellipsoïde dans la surface de contact) (2.2)

où :

- k est la raideur du ressort modélisé à l'interface,
- c le coefficient d'amortissement.

Les forces modélisées étant équivalentes à des ressorts couplés à des amortisseurs. La raideur des ressorts est obtenue une courbe représentative de la force de contact en fonction de la pénétration. Cette courbe a été obtenue par des essais d'indentation sur des mousses hyperélastiques (Dionne et coll., 1998) puis linéarisée en trois parties.

L'amortissement est approximé par 10% de la valeur de la raideur. Un coefficient de frottement est spécifié afin de prendre en compte les composantes des forces de contact parallèles à la surface.

Ces forces et moments ainsi que les vitesses et accélérations initiales sont appliqués aux centres de gravité des "parties" définies précédemment. Pour une simulation dynamique, le temps de simulation est subdivisé en étapes (définies par le logiciel selon la facilité de convergence), la résolution des équations du modèle se faisant à chaque instant en itérant la position des segments afin de minimiser l'énergie totale du système.

Les valeurs des forces et moments ainsi que les coordonnées, vitesses et accélérations à chaque instant sont calculées et permettent le calcul des paramètres de stabilité.

2.2. *Article #1. Kinematic modeling for the assessment of wheelchair user's stability.*

Cette section présente le premier des deux articles qui constituent le corps de ce travail. Il a été soumis pour publication à la revue *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. Cet article décrit le processus de modélisation utilisé, présenté à la section précédente, et les hypothèses posées. Le modèle est celui utilisé dans toute la suite du projet. Cet article expose une étude de cas effectuée sur un sujet non handicapé. Afin d'étudier l'influence des raideurs des articulations sur le modèle, des valeurs minimales et maximales de raideurs ont été trouvées dans la littérature et interpolées afin d'obtenir 4 niveaux de raideurs. Ces niveaux sont ensuite intégrés au modèle et simulés. Le niveau de raideur le plus représentatif du sujet est ensuite utilisé pour la comparaison de deux dossiers : un dossier standard et une dossier profilé.

Les indices mesurés lors de cette étude sont l'inclinaison du tronc dans le plan frontal et la rotation des épaules dans le plan transverse. Ces indices ont été choisis car ils sont représentatifs du comportement global de l'usager et parce qu'ils sont facilement mesurables à l'aide d'un système d'analyse du mouvement.

L'article présente donc à la fois de montrer le processus de modélisation et une première utilisation du modèle.

Kinematic modeling for the assessment of wheelchair user's stability

Damien Pavec, Carl-Éric Aubin, Frédéric Parent, Jean Dansereau.

Damien Pavec, Carl-Éric Aubin, Frédéric Parent and Jean Dansereau are with the NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids, Dept. of Mechanical Engineering, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec, H3C 3A7, Canada.

This research was funded by the NSERC (Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada), Orthofab Inc. and Promed Inc.

Correspondence and reprint requests to: Carl-Éric Aubin
Assistant professor
Department of Mechanical Engineering
PO Box 6079, Station "Centre-ville"
Montréal, Québec
H3C 3A7, Canada
Email : aubin@grbb.polymtl.ca
Fax : (514) 340-5867
Phone : (514) 340-4711 ext. 4437

Abstract--A computer kinematic model was developed to simulate the lateral stability of wheelchair users in order to compare the effect of different backrests. This model is composed of ellipsoids and parallelepipeds representing the main components of the human body, the seating devices and the wheelchair. A fifteen-segment three-dimensional model linked by spherical and revolute joints was created using the ADAMS software (Mechanical Dynamics Inc.). Torsional springs and dampers are used at the joints to represent articulations stiffness. Seating devices are represented with a discrete number of rectangular surfaces. The interface between human body and seating devices is modeled by contact elements, which included the specification of stiffness, damping and deformation of cushions and buttocks. Simulations of a user and his wheelchair moving on a tilted pathway were performed. Different indices (trunk lateral tilt and trunk transverse rotation) were measured and compared to those of a similar experimental study. The stability provided by two different backrests was also compared. Maximal difference of 1.5° between experimental and simulated trunk lateral tilt values shows that this approach is appropriate to compare various seating devices. However, further refinements are required to better represent the geometrical and physical properties of the human subject.

Index terms—Kinematic modeling, stability, wheelchair, seating aids, biomechanics.

I. INTRODUCTION

Lateral trunk instability is a common problem among wheelchair users, which often becomes the cause of trunk alignment problems [1]. Many backrests were designed to provide adequate lateral support, functional posture and comfort. These improvements are difficult to evaluate because few methods are available to compare the stability provided by these backrests, most of the work in the field of seating addressing the wheelchair stability itself [2, 3, 4, 5, 6]. Standards have been established for determining the stability of the wheelchair [6] and several studies dealt with the influence of wheelchair's components like footrests and forward stabilizers [2]. The effect of body position has also been studied [3, 4] as a determining factor on the stability.

Axelson and Chesney [7] have proposed a method to evaluate user's forward and lateral stabilities provided by assistive devices based on the maximum distance reached with the dominant hand holding a weighted object. Even if this method provides good criteria at rest, it does not consider the dynamic stability of the user when using his wheelchair. An experimental method was developed by Parent et al. [8] to determine and compare lateral stability provided by different backrests when a user is driving a wheelchair on an inclined pathway. However, this approach implies many trials and manipulations for the stability evaluation of each subject.

On the other hand, HYBRID III mannequins [9] have been used to study forces, moments and accelerations acting on the wheelchair user during the simulation of wheelchair accidents that occurred when negotiating a sidewalk curb [10]. However, this approach is expensive and the mannequins are not suited to simulate accidents where accelerations are low. To test the wheelchair user in realistic situations, a low speed and acceleration model is necessary.

Computer modeling of wheelchair stability is difficult to achieve because of the lack of published data. Most of the models deal with crash test simulations with high-speed accelerations or decelerations. In these situations, mass inertia is relatively important compared to articulation stiffness. In lower speed situations, there is a large spectrum of valuable joint stiffness because it depends mostly on muscular activity and antagonist muscles coactivation. Different studies were done to determine joint mechanical properties for different purposes, some of them being relevant to seating applications [11]-[15].

The purpose of this article is to present a computer modeling approach that was developed and evaluated to simulate the stability of wheelchair users, and compare the effect of different types of backrests. The objectives of the study are to evaluate the model for a case study, and then use it to compare the stability provided by two types of backrests.

II. METHODS

The model is composed of the human body and seating devices including the wheelchair structure, the seat cushion and the backrest. It was developed using the ADAMS software, a multibody dynamic analysis software package from Mechanical Dynamics Inc. (Ann Arbor, MI). A study on the mechanical properties of the articulations has been performed and the model was evaluated and used to compare the stability offered by two different backrests.

A. Modeling of the human body

1) Geometry

The human body is represented by an android developed using ADAMS/Android module, which allows the modeling of a user, his environment and his contact with the seat and backrest devices. It is composed of 15 rigid ellipsoid segments: feet, lower and upper legs, lower, middle and upper torso, neck, head, upper and lower arms. The dimensions, mass and inertia of each segment are adapted from a 90th percentile HYBRID III mannequin [9]. This size was arbitrarily chosen, but the parameters can be modified in the ADAMS/Android module to fit the specific anthropometric measurements of a given subject. The human body was defined in a seated posture as shown in figures 2-2 Article 1 and 2-3 Article 1.

2) Modeling of the articulations

Thirteen articulations were introduced between the body segments using simple joints. Knees and elbows were modeled with revolute joints while all other articulations (hip, ankle, shoulder, neck, lumbar and thoracic joints) were represented with spherical joints. The initial angle values of articulations are presented in Table 2-1 Article 1.

The non-linear biomechanical behavior of the articulations (moment versus angle) can be divided in three parts, therefore, it has been modeled by a multilinear approach. The rotation of the articulations being small in our experiment, only the first part of the curve has been considered. Torsional spring dampers have been used to represent joint properties. The slope of the curve corresponding to the articulation stiffness, which was then used in the model, was determined using a comparative study presented below. Damping value was fixed as 10% of the stiffness value. Minimal and maximal stiffness (Table 2-1 Article 1) were taken from the literature [11, 12, 13, 14, 15] while two sets of intermediate values were linearly interpolated from these values to generate a total of 4 different sets of stiffness values for all articulations. Set S1 corresponds to the maximal stiffness values while set S4 corresponds to the minimal values; S2 and S3 being the intermediate sets. These four stiffness levels were tested and compared for simulations done with a "standard" backrest using the method presented below.

B. Modeling of the Seating devices and interface

1) Seating devices

The most important parts of the wheelchair structure are represented with rigid bodies connected with fixed joints. The model geometry is similar to the one used in the experimental study of Parent et al. [8] (Targa from Orthofab Inc.). Coordinates of nodes on the top surface of the seating devices were measured using a mechanical arm 3D digitizer (Microscribe 3D, Immersion Corp., San Jose, CA). The seating devices were represented by a finite number of rectangles using Matlab software (The MathWorks Inc., Natick, MA), because the ADAMS/Android module only allows contact between the android's ellipsoid and rectangular plane surfaces. The surfaces were then introduced in the ADAMS software and used to define contact elements.

One flat cushion (represented with 25 surfaces) and two backrests (represented both with 20 surfaces) have been modeled (Fig. 2-3 Article 1). The first backrest is a "standard" one composed of a 7.5 cm depth lateral contoured support located at the thoraco-lombar region. The second one is a "Sharper" backrest (prototype developed by Orthofab Inc., Montreal, Québec) composed of a 9 cm depth lateral contoured support mostly located in the lower part of the thoracic region.

2) Interface between the human body and the seating devices

The interface between the human body and the seating devices was modeled using contact elements that take into account the deformation of the seating devices (cushion and backrest) and the buttocks. For each contact surface (defined in the preceding sub-section) , a force-penetration curve was specified, based on indentation experiments done on an hyperelastic foam (Neocor) with a Mechanical Testing System (MTS), following ASTM 3574-95 standard [16]. This curve was linearized in three parts representing the three phases of the deformation (Fig. 2-4 Article 1). The damping value was specified as 10% of the stiffness value.

C. Experimental setup and simulations

The simulations were made in order to reproduce the experimental conditions of Parent et al. [8]. In this study, the user was asked to drive a motorized wheelchair (Targa from Orthofab Inc., Montréal, Québec) at a constant speed (1.4 m/s) on a path composed of three sections : a 1 m horizontal plane followed by a 1.75 m twisted access plane (transition between the horizontal and the inclined planes) and a 10° laterally inclined plane of 2 m. Four screws allowed the inclination of the last plane up to 15°. A transition zone was defined between the access and the inclined sections (Fig. 2-5 Article 1). A rail and four small wheels under the wheelchair were used as a guide to keep a linear direction along the path. Six geometrical markers placed on the user (Fig. 2-6 Article 1)

and his wheelchair were tracked using a Motion Analysis system (Expert Vision System from Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA). Three-dimensional coordinates were obtained from ExpertVision software. Two geometrical indices (Fig. 2-6 Article 1) were then calculated using the DLT algorithm (Direct Linear Transformation) :

1. the Trunk Lateral Tilt (TLT) defined as the difference between the wheelchair and the trunk tilt angles.
2. the Trunk Transverse Rotation (TTR) defined as the shoulders rotation in the transverse plane.

In order to reproduce the experimental conditions, displacement of the model on a pathway similar to the experimental one was simulated. The system of Euler-Lagrange equations of motion was solved using ADAMS/Solver Gear Stiff integrator algorithm [17] on a SGI O2 workstation (Silicon Graphics, Mountain View, CA). TLT and TTR indices were calculated along the simulation, as indicators of the lateral stability of the android.

The model evaluation consisted in a case study. A non-impaired subject (26 years) from the Parent et al. [8] study was modeled on a wheelchair moving on the simulated pathway. His anthropometric measurements (87 kg, 1.8 m) are close to those of a 90th percentile HYBRID III mannequin (91 kg, 1.87 m). The "standard" backrest was used in this evaluation. The indices calculated along the pathway as well as maximal values were compared to those measured in the experimental study. Adequation between

experimental measurements and computed values was obtained by giving the same constant speed to the user as in the experimental study and by dimensioning the pathway similarly. The four sets of articulation stiffness were sequentially incorporated into the model to generate four sets of results for the TLT and TTR stability indices.

D. Stability comparison for the two backrests

An able-bodied subject was simulated on the tilted pathway at the same speed, either with a "standard" and a "sharper" backrests. Evolution and maximal values of the two geometrical indices along the pathway were used to compare the stability provided by the two backrests.

III. RESULTS

A. Effect of joint stiffness

The effects of the articulation stiffness on the TLT and TTR indices are shown in figure 2-7 Article 1 and Table 2-2 Article 1. The evolution of the angles seems quite similar along the pathway except for the S4 values. For this low level of stiffness, the android completely falls down laterally when reaching the transition zone. For the other stiffness sets, the evolution of TLT values is quite similar along the horizontal and twisted access

planes to the one obtained from the experimental study (Fig. 2-7 Article 1a). The occurence of a sudden change in the transition zone (between the twisted and laterally inclined planes) is shown as an abrupt increase of the TLT values. After this zone, the curves become more stable on the inclined plane section. With the stiffest joints (S1), the simulation gives the higher value for the TLT parameter (15.7° on the inclined plane) with an "en bloc" rotation of the trunk. For the intermediate stiffness levels S2 and S3, the results are almost similar and close to the experimental curve. The maximal difference between the amplitudes of simulated and experimental curves is 1.3° for the S2 set and –1.3° for the S3 set, when the subject reached the inclined part of the pathway.

Figure 2-7 Article 1b shows results for the TTR values. Due to initial shoulder rotation of the user in his wheelchair (-4°), the experimental curve has been moved up to compensate for this initial difference, using a least squares method, which allows to minimize the global difference between the curve and the horizontal axis. TTR curves evolution for the simulations are slightly different but generally follow the typical pattern of the experimental curve even if some experimental values present some oscillations before the transition zone. The S1 curve shows an initial instability and, after the transition zone, a sudden decrease. The S2 and S3 curves are quite similar, the experimental curve being closer to the S2 curve with a difference of 1.1° against 2° for the S3 curve on the inclined part of the pathway.

S2 and S3 levels give similar results for both TLT and TTR indices and are very close to experimental curves. However in order to compare the effect of different backrests, the S3 stiffness level has been chosen to simulate the mechanical properties of the android. This choice is based on the hypothesis that the wheelchair user was using little muscular tonus to stabilize himself during the experimental study.

B. Comparison of the two backrests

Results for the comparison study of the two backrests are presented in figure 2-8 Article 1. For the TLT measurement, the curve patterns are similar along the horizontal and twisted access planes. In the transition zone, both curves present some abrupt changes ; the curve of the "sharper" backrest reaching a smallest maximal value (6.3°) compared to the "standard" backrest (8.9°).

Similar results were obtained for the TTR measurement. Even if the transition zone is always present, the curves are slightly different. On the transition zone, the "sharper" backrest showed less rotation of the trunk than the "standard" one (3.9° against 6.7° for the maximal amplitudes on the inclined plane).

IV. DISCUSSION AND CONCLUSION

The simulations of user's stability at low speed and acceleration have not been deeply studied, compared to car accident or crash simulations. In the current wheelchair simulations, the kinematics is quite different and it implies that joint properties have a great influence on computed simulation results. These properties may vary with muscular activity and inter-individual difference, as evidenced by large spectrum of published values, and therefore are difficult to approximate. The sensitivity study on articulations stiffness showed that small values of joint stiffness decrease the user's stability. Such situation may correspond to a user with a low muscular tonus. On the other hand, the stiffest model gives high rotations of the trunk. When articulations were too stiff, the android model acts as a rigid block and become unstable. The intermediate stiffness sets (S2 and S3) give better adequation with experimental results, and are quite equivalent.

This suggests to select such stiffness levels for further tests. Since the subject involved in the experiment was asked to relax during the test, the S3 stiffness level was chosen because it represents the most appropriate compromise (S2 being slightly more rigid than S3). In the sensitivity study, the stiffness components were considered to vary linearly between the minimal and maximal values found in the literature. In a further study, the influence of each joint rigidity on the model should be highlighted for the two stiffness levels S2 and S3. Refinement of the model could then be performed to better

represent mechanical properties of real subjects, even if these stiffness depend also on the handicap or muscular diseases of the subject.

The android model used in this study is based on an HYBRID III model that was developed to perform crash-tests for the automotive industry. Therefore, it is a rough approximation of a wheelchair user for several reasons. First, from a geometrical point of view, ellipsoids are not the best representation for the human body. Secondly, android-wheelchair contacts do not take into account tissue deformations. In addition, the curved surface is not perfectly represented because seating devices were modeled by a set of rectangular plane surfaces.

The gap between resulting curves in the transition zone may be due either to articulation properties or signal synchronization, which supposed that the experimental wheelchair was moving at a constant speed. The wheelchair structure was modeled as totally rigid (no tire, damping...), therefore impacts caused by the pathway are transmitted without attenuation to the android. This might explain the small oscillations of the model at the beginning of the simulations.

The subject initial position is also an important factor to control. The TTR indice is difficult to estimate because of the initial shoulder rotation of the user. The accuracy measured by Parent et al. [8] in their experimental study depends on the calibration errors associated to the Motion Analysis system as well as the marker visibility. It was

found in a previous study [8] that the error on marker positions were estimated to 4.3 ± 3.6 mm, which leads to an error of 1.3° ± 1.1° on trunk rotation. Therefore, the accuracy of the experimental results is sufficient for the comparison with simulated results.

Despite these limitations, the geometric indices used for the comparison of lateral stability provided by the two backrests seem to be relevant for this type of evaluation study. In fact, a close adequation between simulation and experimental results was found, supporting the feasibility of the modeling approach. Based on the kinematic simulation, the "sharper" backrest seems to provide better lateral support than the "standard" backrest because the maximal values of the two trunk rotation indices are higher for the "standard" backrest. Others studies should be done to compare more deeply the stability provided by these backrests in different situations in order to reinforce the results presented in this paper. Nevertheless other indices may be added to describe displacement of coupled movements such as pelvis rotation or tilt of the trunk in the lateral plane.

A biomechanical representation of the interaction between an android and a wheelchair was modeled to compare various seating devices. This is an alternate solution for experimental evaluation of seating devices, implying less trials and expensive manipulations. Computer simulation should be quite useful to reduce the number of prototypes manufactured and will help to eliminate solutions that present lower stability. This method also gives results that are easily reproducible. Even if some improvements

of the model are in progress, this study has shown that this kinematic computer approach is an adequate tool for the testing of different backrests or for the design improvement of seating aids.

V. REFERENCES

[1] M. Harms, "Effects of wheelchair design on posture and comfort of users," *Physiotherapy*, Vol. 76, no. 5, pp. 266-271, 1990.

[2] R. L. Kirby, S. M. Atkinson, E. A. MacKay, "Static and dynamic forward stability of occupied wheelchairs: influence of elevated footrests and forward stabilizers," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 70, pp. 681-686, 1989.

[3] R. L. Kirby, M. T. Sampson, F. A. V. Thoren, D. A. MacLeod, "Wheelchair stability : effect of body position", *J. Rehabil. Res. Dev.*, Vol. 32, no 4, pp. 367-372, 1995.

[4] G. G. Majaess, R. L. Kirby, S. A. Ackroyd-Stolarz, P. B. Charlebois, "Influence of seat position on the static and dynamic forward and rear stability of occupied wheelchairs," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 74, pp. 977-982, 1993.

[5] R.A.Cooper, K.J. Stewart and D.P. VanSickle, "Evaluation of methods for determining rearward stability of manual wheelchairs," *J Rehab. Res. Dev.*, Vol. 31, no 2, pp. 144-147, 1994.

[6] ANSI/RESNA WC/01. RESNA. RESNA Standards, "Wheelchairs : Determination of static stability, " 1990.

[7] P.W. Axelson and D.A. Chesney, "Clinical and research methodologies for measuring functional changes in seating devices," in *Proceedings of the International Seating Symposium*, Vancouver, pp. 81-84, 1996.

[8] F. Parent, J. Dansereau, H. Sadeghi and R. Aissaoui, "A kinematic method for the evaluation of lateral stability of the users provided by wheelchair backrests," in *Proc. of the RESNA'98 Annual Conference*, Minneapolis, 1998, pp. 167-169.

[9] S.H. Backaitis and H.J. Mertz, *HYBRID III : The First Human-like Crash Test Dummy*, SAE PT-44, 1994.

[10] J. Sosner, A. Fast, P. Begeman, R. Sheu and B. Kahan, "Forces, moments, and accelerations acting on an unrestrained dummy during simulations of three wheelchair accidents," *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 76, pp. 304-310, 1997.

[11] A.E. Engin, "Resistive forces and moments in major human joints," an INVITED LECTURE in *Proceedings of the Eight Canadian Congress of Applied Mechanics*, 1981.

[12] K. Son, J.A.A. Miller, A.B. Schultz, "The mechanical role of the trunk and lower extremities in a seated weight-moving task in the sagittal plane", *J. Biomech. Eng.*, Vol. 110, pp. 97-103, 1988.

[13] W.A. MacKay, D.J. Crammond, H.C. Kwan, J.T. Murphy, "Measurements of human forearm viscolelasticity," *J. Biomech.*, Vol. 19, no 3, pp. 231-238, 1986.

[14] A.A. White, M.M. Panjabi, *Clinical Biomechanics of the spine*, Ed. J.B. Lippincott, 2nd edition, 1990.

[15] Y. Deng, "Anthropomorphic dummy neck modeling and injury considerations," *Acc. Anal. Prev.*, Vol. 21, no 1, pp. 85-100, 1989.

[16] M-J. Dionne, C-É. Aubin, J. Dansereau, "Finite Element Modeling of Wheelchair Seat Cushions," in *Proceedings of the RESNA'98 Annual Conference*, Minneapolis, 1998, pp. 143-145.

[17] Mechanical Dynamics, Inc., *ADAMS/Solver reference manual*, Version8.0, Ann Arbor, MI, 1994.

Damien PAVEC is presently a M.Sc. student at the Ecole Polytechnique de Montréal in biomedical engineering, as an exchange student from the Ecole Centrale Paris, France. His current interests are assistive technology and biomechanical modeling of wheelchair stability.

Carl-Éric Aubin is Assistant Professor at École Polytechnique (Montréal, Canada) in the Department of Mechanical Engineering, and Researcher at the Research Center of Sainte-Justine Hospital (Montréal, Canada). He received B.Eng. and Ph.D. degrees in mechanical engineering (biomechanics) from the École Polytechnique. Prior to taking up his present faculty appointment, he did a short post-doctoral research fellowship at the Department of orthopaedic and rehabilitation of the University of Vermont. His research interests include orthopaedic biomechanics, geometrical and finite element modelling of the spine and thorax, clinical evaluation and biomechanical simulations of orthotics and surgical correction of scoliosis deformities, the pathomechanisms of spinal and thoracic deformities, and seating assistive technology (rehabilitation engineering).

Frédéric Parent received his M.Sc.A. degree in mechanical engineering from École Polytechnique de Montréal in 1997. He is currently a research associate at the NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids (Department of Mechanical Engineering, Ecole Polytechnique de Montreal). Since 1994, his research interests are oriented to trunk biomechanics, spinal shape evaluation, development of tools to evaluate seating devices and design of new prototypes.

Jean Dansereau received BEng and MSc degrees in mechanical engineering from Ecole Polytechnique de Montréal, Canada, in 1981 and 1983, respectively, and his PhD degree in mechanical engineering (biomechanics) from the University of Vermont, USA, in 1987. He is presently Professor of Mechanical Engineering and Associate Researcher at the Biomedical Engineering Institute of the Ecole Polytechnique de Montréal as well as the "Institut universitaire de gériatrie de Montréal". His current interests are spinal biomechanics, 3D stereoradiographic reconstruction and computer modeling of scoliotic spines and ribcage as well as the design and analysis of medical devices and prostheses. Since April 1996, he is responsible of the NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids where his research interests combined biomechanics and rehabilitation engineering in the field of seating.

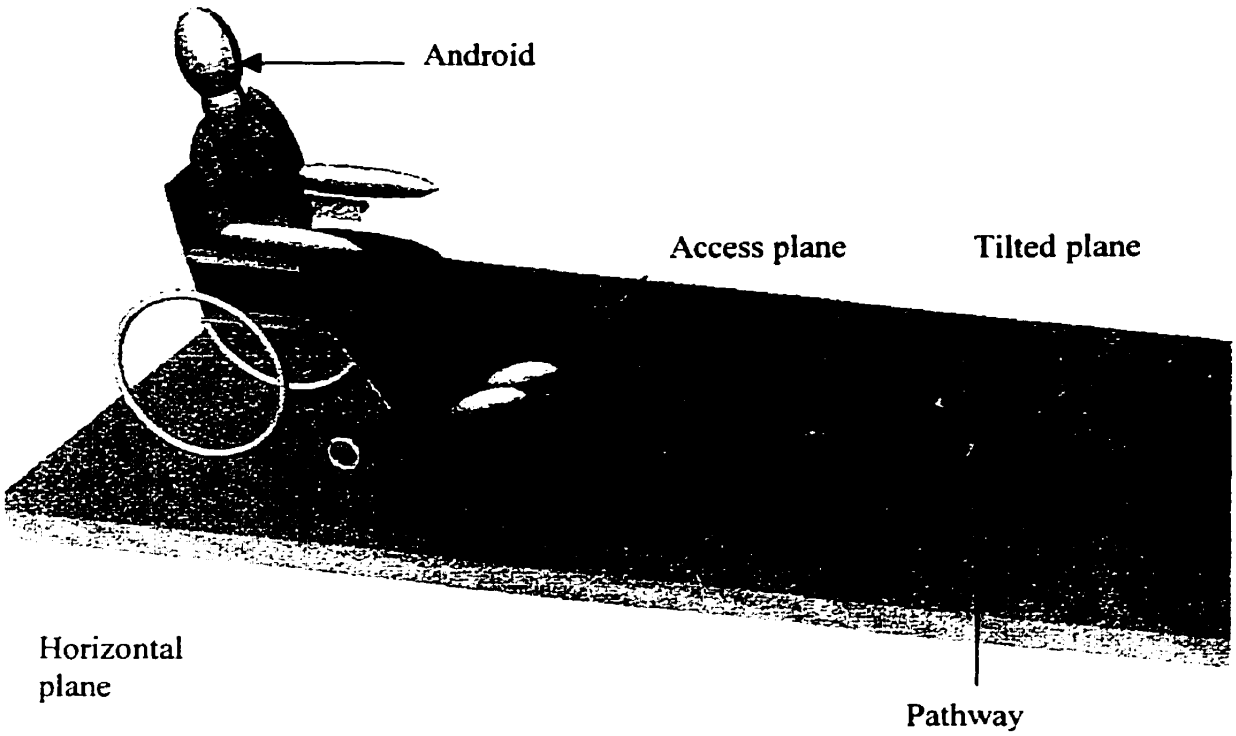
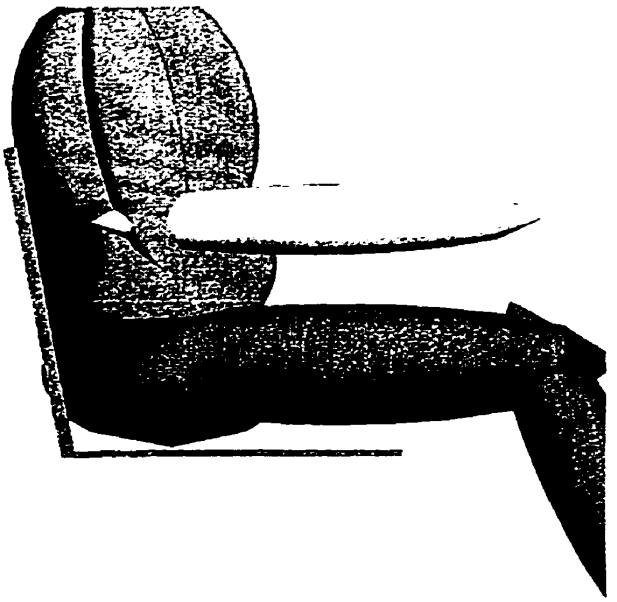


Figure 2.2 Article 1 Geometrical model of the android, wheelchair and tilted pathway.

(a)



(b)

Figure 2.3 Article 1 Geometrical representation of the backrests. (a) "Standard" backrest. (b) "Sharper" backrest.

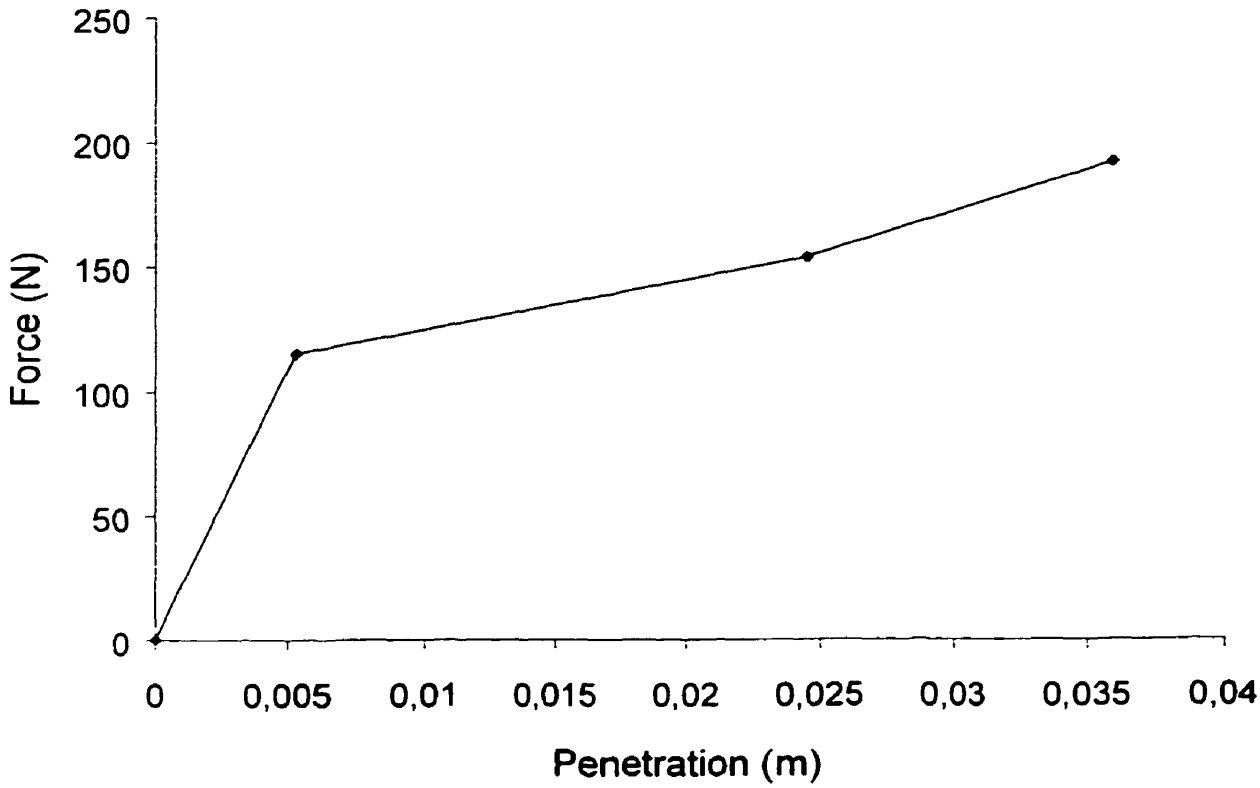


Figure 2.4 Article 1 Multi-linear force-penetration behavior of the foam.

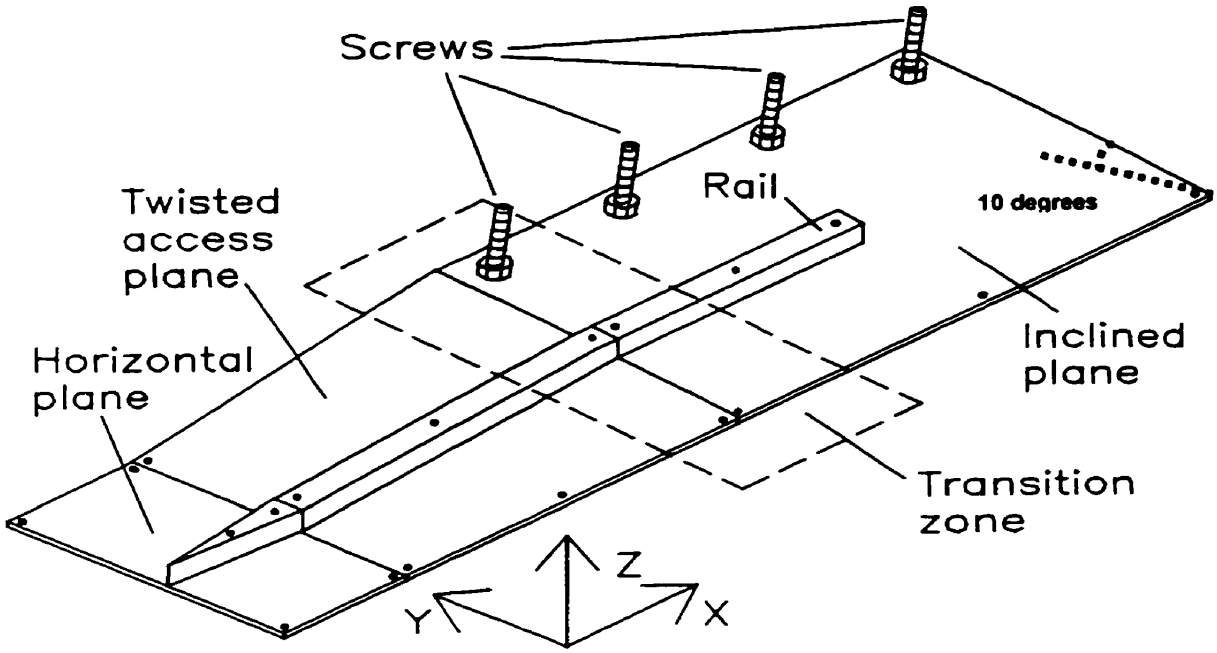


Figure 2.5 Article 1 Schematic representation of the experimental pathway developed by Parent et al. [9] to test wheelchair user's stability.

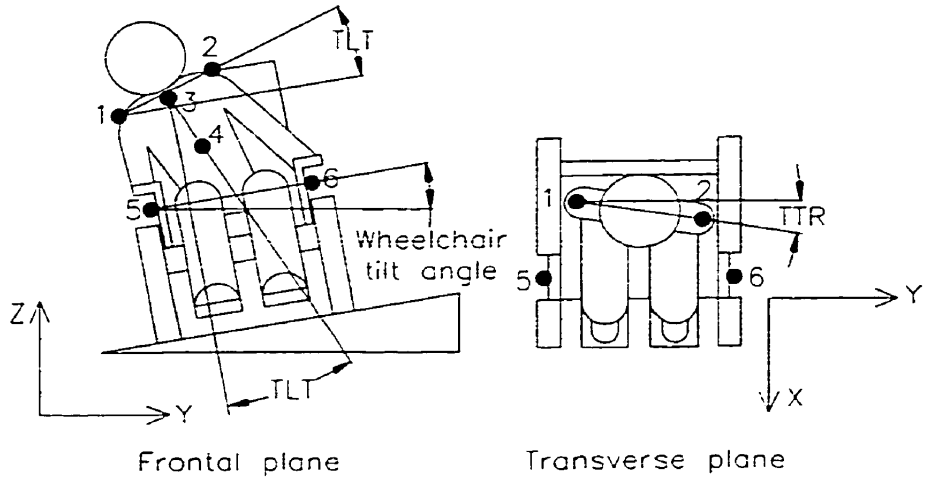
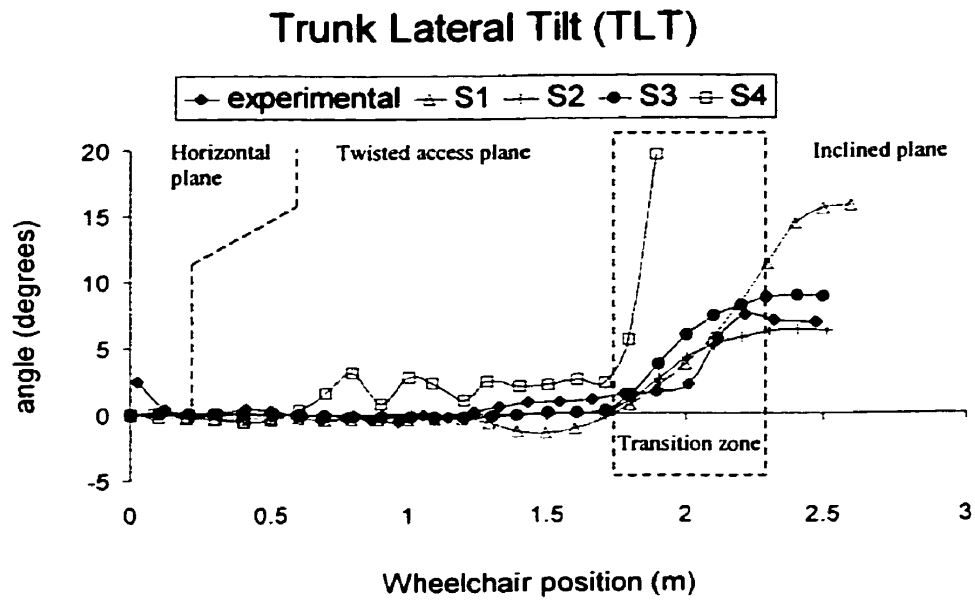
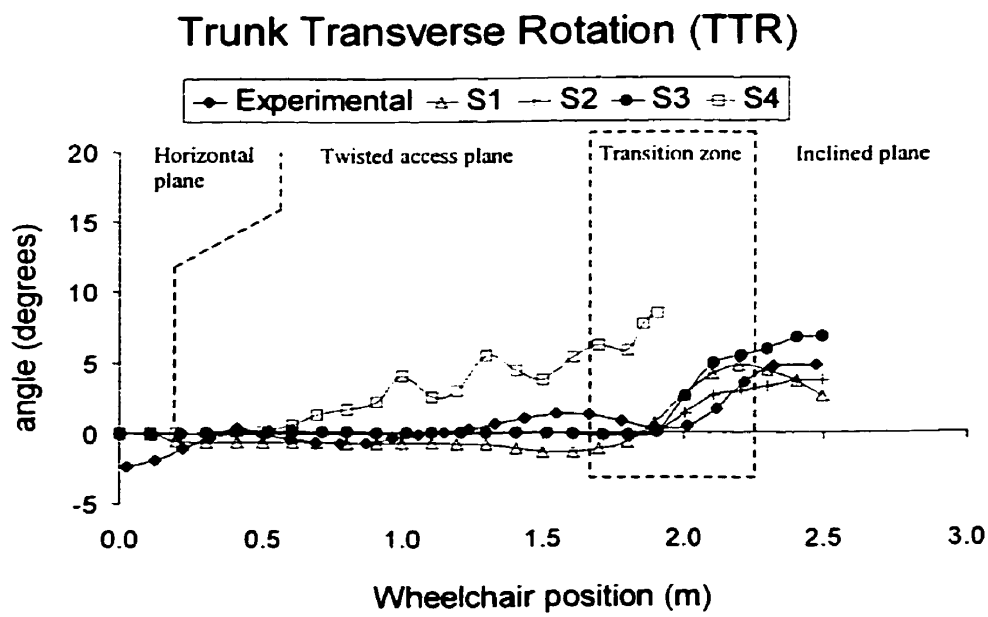


Figure 2.6 Article 1 Geometrical indices calculated with the user's trunk landmarks.

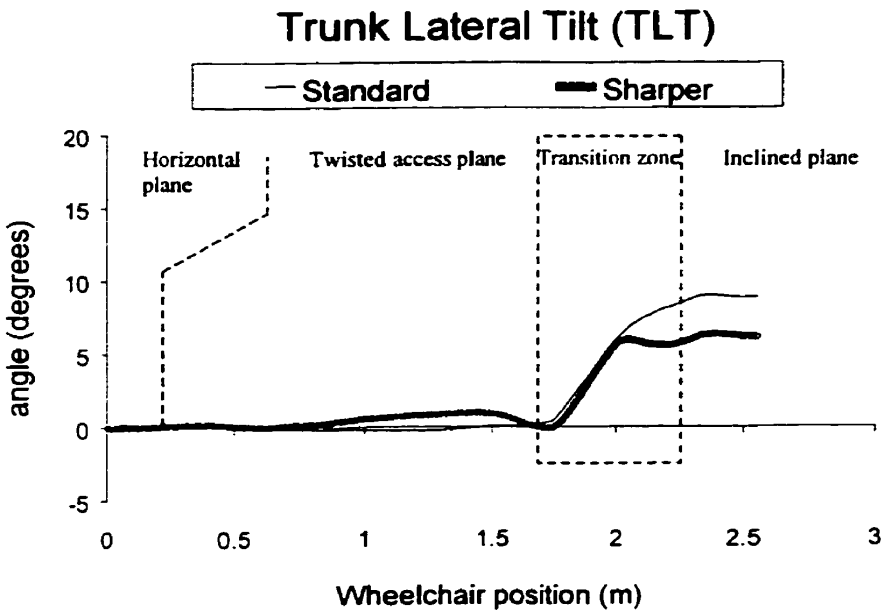


(a)

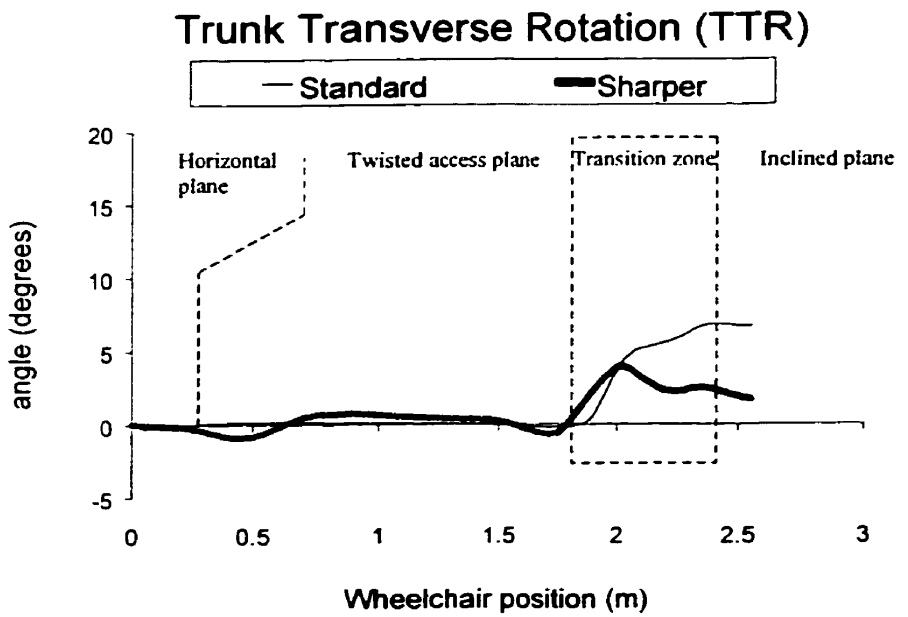


(b)

Figure 2.7 Article 1 Geometrical indices computed for the simulation (4 sets of stiffness) of the "Standard" backrest and the experimental measurements along the pathway. (a) trunk lateral tilt (TLT). (b) trunk transverse rotation (TTR).



(a)



(b)

Figure 2.8 Article 1 Geometrical indices computed for the simulation with the "standard" and "Sharper" backrests along the pathway. (a) trunk lateral tilt (TLT). (b) trunk transverse rotation (TTR).

Table 2-1 Article 1 Initial posture angles and stiffness properties of the modeled articulations. The bracketed values are the minimal and maximal values taken from the literature, the value being presented under corresponds to the value chosen from the different sets of articulations studied.

JOINT	ARTICULATIONS PROPERTIES					
	Abduction/adduction		Flexion/extension		Torsion	
	Stiffness (Nm/deg)	Initial angle (deg)	Stiffness (Nm/deg)	Initial angle (deg)	Stiffness (Nm/deg)	Initial angle (deg)
Lumbar	(1.7-10.8) 4.8	0	(1.7-11.4) 5.0	10	(5-23.7) 11.2	0
Thoracic	(2.5-10.8) 5.3	0	(2.8-11.4) 5.7	0	(2.5-23.7) 3.9	0
Neck	(0.6-5) 2.1	0	(0.7-7) 2.8	0	(1.2-11.3) 4.5	0
Hip	(0.3-9.9) 3.5	0	(0.4-12.0) 4.3	90	(0.2-9.9) 3.5	0
Knee	fixed	0	(0.3-1.8) 0.8	70	fixed	0
Ankle	fixed	0	fixed	90	fixed	0
Shoulder	(0.3-3.3) 1.3	10	(0.2-2.4) 1.0	0	(0.2-2.4) 1.0	0
Elbow	fixed	0	(0.1-0.3) 0.2	80	fixed	0

Tableau 2-2 Article 1 Results for the different sets of articulation stiffness.

		TLT (degrees)	TTR (degrees)
SETS OF ARTICULAR STIFFNESS	S1	15.7	5.2
	S2	6.3	3.6
	S3	8.9	6.7
	S4	Not converged	Not converged
Experimental results		7.6	4.7

2.3. Article #2. Biomechanical comparison of lateral support provided by different wheelchair backrests

2.3.1. Corps de l'article

L'article présenté dans cette partie intitulé "Biomechanical comparison of lateral support provided by different wheelchair backrests" a été soumis pour publication dans la revue *Journal of Rehabilitation Research and Development*. Cet article a pour but d'utiliser le modèle décrit pour comparer la stabilité apportée par 4 dossiers : dossier Contour Flexible (Promed Inc.), Apex (Promed Inc.), Jay (Jay Medical Ltd.) et tensions ajustables (Orthofab inc.).

L'article présente tout d'abord une étude expérimentale menée sur 10 sujets, utilisant une plate-forme inclinable latéralement comme moyen de provoquer l'instabilité du sujet. L'angle maximal atteint par la plate-forme sans que la perte d'équilibre ainsi que l'inclinaison du tronc dans le plan frontal sont mesurés. Le modèle est utilisé pour représenter les 4 dossiers et l'expérience est reproduite, afin de vérifier la capacité de prédiction du modèle.

Biomechanical comparison of lateral support provided by different wheelchair backrests

Damien Pavec, Jean Dansereau PhD, Frédéric Parent MASc, Carl-Éric Aubin PhD

NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids, Dept. of Mechanical Engineering, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec, H3C 3A7, Canada.

Correspondence and reprint requests to : Jean Dansereau
Professor
Department of Mechanical Engineering
École Polytechnique de Montréal
NSERC Research Chair on Wheelchair Seating Aids
PO Box 6079, station "Centre-ville"
Montréal, Québec, Canada, H3C 3A7
Email: jean.dansereau@meca.polymtl.ca
Fax: (514) 340-3261
Phone: (514) 340-4711 ext. 3264

Abstract—A computer kinematic model was developed and used to simulate the lateral stability of wheelchair users and to compare different backrests. This model is composed of ellipsoids and parallelepipeds representing the main components of the human body, the seating devices and the wheelchair. The interface between the human body and seating devices is modeled using contact elements that include the specification of stiffness, damping and deformation of the cushion and buttocks. The stability provided by four different backrests was simulated with the model and compared using an experimental test conducted on ten subjects using a tilting platform. Two different indices (maximum platform tilt and trunk lateral tilt) were measured and then compared to those obtained by simulations. Experiments and simulations both lead to similar results for each backrest in term of lateral support. Simulated trunk lateral tilt angles are close to the mean experimental values, which supports the modeling approach.

Key words—Kinematic modeling, stability, wheelchair, seating aids, biomechanics.

INTRODUCTION

Wheelchair users often present trunk lateral instability, which can cause trunk alignment problems (1). To deal with these problems, many backrests were designed to provide adequate lateral support, comfort and functional posture. Most of the research in the field of seating addresses only the wheelchair stability (2). Standards have been established to assess wheelchair stability (3). On the other hand, several studies were conducted on the influence of body position and seating aids (4-7) and the user's stability in his wheelchair. Axelson and Chesney (8) have proposed a method to evaluate user's forward and lateral stability based on the maximum distance reached with the dominant hand holding a weight. Even if this method provides good criteria at rest, it does not consider the dynamic stability of the subject when using his wheelchair. An experimental method with an able-bodied subject was developed by Parent et al. (2) to compare the lateral stability provided by different backrests when a user is driving a wheelchair on an inclined pathway. However, this approach implies many trials and manipulations and can also presents risks of injuries for participating subjects.

HYBRID III mannequins (9) can be an alternative to evaluate stability. They have been used to study forces, moments and accelerations acting on the wheelchair user during the simulation of wheelchair accidents that occurred when negotiating a sidewalk curb (10). However, this approach is expensive and the mannequins are not suited to simulate situations where accelerations are quite low. To test the dynamic effect of backrest on

user's stability, a low speed and acceleration model is necessary. On the other hand, computer modeling of wheelchair stability is difficult to achieve because of the lack of published data and because most of the models deal with crash test simulations with high-speed accelerations or decelerations.

The purpose of this study is to compare the stability provided by four different types of wheelchair backrests, first by an experimental method and then using a novel computer modeling approach (11).

METHODS

Subjects

Ten quadriplegics (most of them at level C6-C7) using manual wheelchair participated in this study. **Table 2-3 Article 2** presents the subjects' characteristics. The majority of the subjects were between 37 and 45 years of age. Most of the subjects used an adjustable-tension backrest in their own wheelchair.

Backrests description

A brief description of the four backrests used in this study is presented below as well as the way they were adjusted to the back shape of the subjects.

1. Flexible Contour backrest

This backrest manufactured by Promed Inc. is composed of a 2.5cm (1 inch) thick foam covered by nylon material (**figure 2-9 Article 2a**). Straps and stays inserted in the backrest allow the reproduction of the user's back profile. The lateral support is offered by using laterai curved plates that can be adjusted in rotation and height (12). Before the evaluations, an experimented occupational therapist adjusted the straps and the stays according to the subject's preferences and also to reproduce as much as possible the subject's back geometry. Rotation and height of the curved plates were adjusted to allow a space of 1.25cm (½ inch) between the subject and the backrest.

2. Jay J2

This backrest is manufactured by Jay Medical Ltd. (**figure 2-9 Article 2b**). It is composed of a 2.5cm thick foam fixed on a rigid interface. The height and width of a large lateral support located in the thoracic region can be adjusted. During the simulation, the same occupational therapist adjusted the space between the subject and the lateral support, in order to allow a space of 1.25cm between the subject and the support.

3. Apex

Manufactured by Promed Inc., this backrest is composed of a 2.5cm thick foam fixed on a rigid interface (**figure 2-9 Article 2c**). Lateral supports are located in the lower part of the thoracic region, and their height can be adjusted. Three straps placed behind the

foam allow the adjustment of the back shape. The space between the subject and the lateral support was adjusted as described above.

4. Adjustable-tension Backrest

The adjustable-tension backrest used in this study was provided by Orthofab Inc. (**figure 2-9 Article 2d**). This backrest is similar to a conventional sling backrest except for the four adjustable straps that are located at the thoracic, lumbar and sacral levels. This backrest is composed of foam and nylon materials. The tension of the straps was adjusted by the occupational therapist according to the subject's preferences.

Experimental setup

A platform was designed to create lateral instability of the subject (**figure 2-10 Article 2**). It is composed of a plate that can be laterally tilted up to 17 degrees using a lifting jack. Each subject was placed in a manual wheelchair (Concerto by Orthofab Inc.), the arms on the thighs. The wheelchair was fixed on the platform by using an anchorage system and the wheelchair brakes were on. The subject's cushion and the four backrests described above were used in a randomized order. Spherical reflective markers were fixed on the subject and the wheelchair structure (**figure 2-10 Article 2**): left and right acromion processes [1,2], sternal notch [3] and xyphoid process [4], and two others on the wheelchair [5,6].

During the experimentation, the platform was lifted manually approximately at a speed of 0.3 degree/s, while a research assistant watched for the security of the subject. The subject was asked to relax and not to react against the tilt of the platform. When the subject felt he was beginning to fall, he was restrained by the research assistant and the platform was lowered at a speed of approximately 1 degree/s. During the tilting of the platform, marker positions on the subject and the wheelchair were tracked using a Motion Analysis system (Expert Vision System from Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA) and their trajectories were obtained from the ExpertVision software. From these data, computation of Trunk Lateral Tilt (TLT) was done. This geometrical index was defined as the difference between the platform tilt angle and the inclination of the trunk in the frontal plane (**figure 2-10 Article 2**).

Statistical analysis has been performed to study the effect of backrests on the maximum platform tilt angle. An ANOVA analysis for repeated measures on a single factor has been used. In order to take into account the order in which the backrests were tested, a Latin Square design has been done. This 4×4 design was performed on eight out of the ten subjects, evenly distributed among 4 sequences of tested backrests. It allows to study the variability due to the order of the backrests chosen.

Computer model description

The biomechanical model is composed of the human body and the seating devices including the wheelchair structure, the seat cushion and the backrest. It was developed

using the ADAMS software (Mechanical Dynamics Inc., Ann Arbor, MI), a multibody dynamic analysis package.

Modeling of the human body

The human body is modeled by an android using the ADAMS/Android module. This module also allows the modeling of the wheelchair structure and the contact between the android and the seat as well as the backrest devices. The android is composed of 15 rigid ellipsoids: feet, lower and upper legs, lower, middle and upper torso, neck, head, upper and lower arms (**figure 3**). The dimensions, mass and inertia of these segments are adapted from a 90th percentile HYBRID III mannequin (9).

Thirteen articulations were introduced between body segments using simple joints. Knees and elbows were modeled with revolute joints, the other articulations being represented with spherical joints. Articulation properties and initial angles (**Table 2-4 Article 2**) were interpolated between minimal and maximal values reported in the literature (13-17) in order to find the most appropriate level of stiffness (11).

Modeling of seating devices and interface with the android

The most important parts of the wheelchair structure were represented with rigid bodies connected with fixed joints. The top surface of the seating devices was measured using a mechanical arm 3D digitizer (Microscribe 3D, Immersion Corp., San Jose, CA). The seating devices were modeled by a finite number of rectangles (25 for the backrest and

48 for the seating cushion) using Matlab software (The MathWorks Inc., Natick, MA) because the ADAMS/Android module only allows contact between android's ellipsoids and rectangular plane surfaces. The surfaces were then introduced in the ADAMS software. One contoured seat cushion and the four wheelchair backrests were modeled and adjusted to the geometry of the android (**figure 2-11 Article 2**).

The interface between the seating devices and the android was modeled using contact elements that take into account the combined force-deflection properties of the cushion, backrest and buttocks. For each contact surface, a force-penetration function was specified, based on indentation experimentation using a Mechanical Testing System (MTS) on an hyperelastic foam (Neocor) following the ASTM 3574-95 standard (18). This behavior curve was linearized in three parts representing the three phases of the deformation (1st part: 23000N/m from 0 to 5mm; 2nd part: 2000N/m from 5 to 25mm; 3rd part: 3360N/m beyond 25mm). The damping was specified as 10% of the stiffness magnitude.

In order to reproduce the experimental conditions, a tilt platform was modeled using the ADAMS software. The android was represented in the same position described in the experimental approach. In each simulation, the platform was tilted at a constant speed of 0.3 degree/s until the tilt angle reached 17 degrees. The system of Euler-Lagrange equations of motion was solved using ADAMS/Solver Gear Stiff integrator algorithm (19) on a SGI O2 workstation (Silicon Graphics, Mountain View, CA). The values of the

TLT geometrical index was then computed as a function of the platform tilt angle, and used for the comparison of the four backrests.

RESULTS

Maximum platform tilt angle

In the experiments, statistical differences were found between the backrests, excepted between the flexible contour and Apex backrests, and between the Jay and flexible contour backrests. The lowest tilt angle was obtained for the adjustable-tension backrest with an average of 7.1 degrees and a standard deviation of 4.0 degrees. The highest angle was reached by the Jay backrest (15.7 ± 1.8 degrees). The two other backrests show no statistical differences, even if the angle reached by the flexible contour backrest (13.7 ± 3.6 degrees) is greater than the one allowed by the apex backrest (11.2 ± 3.2 degrees). For the Jay backrest, several subjects reached the maximum angle that the tilt platform could afford.

The simulations give equivalent results: the Jay backrest allows the android to reach the maximal angle (17 degrees) without falling, while the adjustable-tension backrest leads to the instability of the android at only 4.1 degrees. Simulation with the apex backrest results in the fall of the model at 7.0 degrees against 8.4 degrees for the flexible contour backrest.

Measurements of geometrical index on the user

In order to compare results on a more homogenous group, a selection has been made between subjects to eliminate the ones who voluntary compensated against the tilt of the platform. For these subjects, the curve representing the evolution of trunk lateral tilt (TLT) as function of the platform tilt angle showed almost zero or negative slope. This situation corresponds to subjects moving in the opposite direction than the platform tilt by counterbalancing their body. Since the model can only react to external stimuli, compensation can not be simulated and the results of the users who present this type of reaction had to be eliminated. In this way, five subjects over ten were kept for this analysis.

For these subjects, the initial deviation first was corrected by setting the initial value to zero. The TLT index of these subjects was plot as a function of platform tilt angle for each backrest (**figure 2-12 Article 2**). Results show a large discrepancy between subjects for the different backrests. The area delimited by these curves represents the range of TLT values. The TLT measurements for the adjustable-tension backrest was not included in this study because all the subjects have felt laterally before ten degrees of platform tilt. For the three remaining backrests, the simulation results for the TLT index are also presented on figure 4. The simulated and experimental curves follow a similar pattern, showing an increase of the TLT values with the platform tilt. For the flexible contour and Jay backrests, the simulated curve is located between the experimental

curves. The Apex simulated curve is also close to the experimental curves but shows higher values for the TLT index than the overall "median" experimental curve.

DISCUSSION

Significant differences were found between backrests for the maximum platform tilt angle. The less effective backrest in term of lateral stability seems to be the adjustable-tension backrest, because of the lack of lateral support components on this backrest. The stability of the Jay backrest is enhanced due to the deep thoracic supports. The two other backrests giving almost similar results, it is difficult to evaluate which one provides the best lateral support. These results should be considered as preliminary since the number of subjects was small. However, they show a trend to be confirmed with a larger group of subjects. The resulting order of the backrests in term of stability is the same for the simulations than for the experiments. In fact, the model predicted lower values for the maximum platform tilt angle, which corresponds to a user who does not act against the tilt of the platform by trying to maintain his balance.

The TLT values measured during the experiments and obtained from the simulations increase with the platform tilt angle. This may suggest that the loss of the lateral balance is a continuous phenomenon. The lifting speed being low (0.3 degree/s), the inertia has little influence on the tilt as compared to the articulation stiffness. Simulation predicts lower TLT values for the Jay backrest. However, it has been observed that the thoracic

supports of this backrest, made of aluminum, buckled during the experiment. This may explain in part the difference between the TLT values obtained from the experiments and simulations, even with the presence of the deep thoracic supports.

On the other hand, the measured indices may have been influenced by the users themselves, who could ask to stop the lifting at any moment. Several factors can also have influenced the maximum platform tilt angle and TLT measurements: compensation effect, fear, anthropometry, lesion level and adequation between the subject and the backrest's geometry. All these factors introduce variability in the measures and may favor one backrest as compared to the others. In addition, the initial position of the user may have some influence on the experimental results; a subject being already tilted could loose his balance earlier. These factors are not incorporated into the model, which in fact can only represent passive forces in the current configuration.

The android used in these simulations is based on the geometry of a HYBRID III model (9). Therefore, it is a rough approximation of a wheelchair user for several reasons. On a geometrical point of view, ellipsoids are not the best representation for the human body. Android-wheelchair contacts do not take into account tissue deformation. In addition, the curved surface of the seating device is not perfectly represented because of its discrete modeling with rectangular surface elements. These approximations introduce some errors at the interface between the user and the seating devices that might have a slight effect on simulation results.

Despite these limitations, the simulations reproduce globally the experimental conditions, which supports the feasibility of this computer modeling approach. This approach is new and in fact, few studies dealing with the user's stability are reported in the literature, most of them analyzing the wheelchair stability itself (4-7). This model allows the elimination of the intrinsic variability due to the differences between subjects by using the same model for all backrests. Therefore, it can be used as an aid for the design of novel backrest concepts by comparing them in term of lateral support.

CONCLUSION

Experiments and computer simulations were used to compare various wheelchair backrests. The maximum platform tilt angle is a good indicator of how far the user can go laterally without falling. Results showed that the Jay backrest provides more lateral support than the other ones in term of maximum platform tilt angle because of their very deep lateral supports. On the other hand, the adjustable-tension backrest provides the least lateral support. Concepts like the flexible contour backrest give quite similar results in term of trunk lateral tilt than the jay backrest even if less pronounced lateral supports are incorporated into this backrest. The adequation between experimental and simulated results supports the feasibility of this approach.

Biomechanical simulations are an alternate solution for the assessment of lateral support provided by seating devices, implying less manipulations, trials and costs than

experiments. Computer simulations can be used to improve the design of new wheelchair backrest, and will help to eliminate solutions that present low stability. The results given by this method are also easily reproducible. Even if some improvements are in progress, this study has shown that this kinematic computer approach is an adequate tool for testing different backrests and for the design of novel seating aids.

ACKNOWLEDGMENTS

This research was funded by the NSERC (Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada), Orthofab Inc. and Promed Inc. Special thanks to Michèle Lacoste and the subjects who have participated in this study.

REFERENCES

1. Saur T, Boninger M, Hobson D, Trefler E. A comparison of individuals with new C5-7 injuries vs. individuals with old C5-7 injuries. In: Proceedings of the RESNA'97 Annual Conference. Pittsburgh: RESNA Press, 1997:217-218.

2. Parent F, Dansereau J, Sadeghi H, Aïssaoui R. A kinematic method for the evaluation of lateral stability of the users provided by wheelchair backrests. In Proceedings of the RESNA'98 Annual Conference, Minneapolis: RESNA Press, 1998:167-169.

3. Kirby R L, Atkinson S M, MacKay E A. Static and dynamic forward stability of occupied wheelchairs : influence of elevated footrests and forward stabilizers. Arch Phys Med Rehabil 1989:70:681-686.

4. ANSI/RESNA WC/01. RESNA. RESNA Standards. Wheelchairs : Determination of static stability 1990.

5. Kirby R L, Sampson M T, Thoren F A V, MacLeod D A. Wheelchair stability : effect of body position. J Rehabil Res Dev 1995:32(4):367-372.

6. Majaess G G, Kirby R L, Ackroyd-Stolarz S A, Charlebois P B. Influence of seat position on the static and dynamic forward and rear stability of occupied wheelchairs. Arch Phys Med Rehabil 1993:74:977-982.

7. Cooper R A, Stewart K J, VanSickle D P. Evaluation of methods for determining rearward stability of manual wheelchairs. J Rehab Res Dev 1994:31(2):144-147.

8. Axelson P W, Chesney D A. Clinical and research methodologies for measuring functional changes in seating devices. In: Proceedings of the International Seating Symposium, Vancouver, 1991:81-84.

9. Backaitis S H, Mertz H J. HYBRID III : The First Human-like Crash Test Dummy. SAE PT-44:1994.

10. Sosner J, Fast A, Begeman P, Sheu R, Kahan B. Forces, moments, and accelerations acting on an unrestrained dummy during simulations of three wheelchair accidents. Am J Phys Med Rehabil:1997:76:304-310.

11. Pavec D, Dansereau J, Parent F, Aïssaoui R, Aubin C-E. Stability evaluation of the user in seating devices using a kinematic model. In: Proceedings of the RESNA'99 Annual Conference (accepted for publication).

12. Parent F., Dansereau J., Valiquette C., Lacoste M. The flexible contour backrest: a new design concept for wheelchairs. Assistive Technology, 1998:10(2):94-101.

13. Engin A.E. Resistive forces and moments in major human joints. an INVITED LECTURE in Proceedings of the Eight Canadian Congress of Applied Mechanics, 1981.

14. Son K., Miller J.A.A., Schultz A.B. The mechanical role of the trunk and lower extremities in a seated weight-moving task in the sagittal plane. J. Biomech. Eng., 1988:110:97-103.

15. MacKay W.A., Crammond D.J., Kwan H.C., Murphy J.T. Measurements of human forearm viscolelasticity. J. Biomech. 1986:19(3):231-238.

16. White A.A., Panjabi M.M. Clinical Biomechanics of the spine, Ed. J.B. Lippincott, 2nd edition, 1990.

17. Deng Y. Anthropomorphic dummy neck modeling and injury considerations. Acc. Anal. Prev. 1989:21(1):85-100.

18. Dionne M-J, Aubin C-É, Dansereau J. Finite Element Modeling of Wheelchair Seat Cushions. In: Proceedings of the RESNA'98 Annual Conference, Minneapolis:1998:143-145.

19. Mechanical Dynamics, Inc. ADAMS/Solver reference manual, Version 8.0, Ann Arbor, MI: 1994.

Tableau 2-3 Article 2 Characteristics of the ten handicapped subjects

	Average	SD	Range
Age (years)	41.9	8.9	27-55
Weight (kg)	69.7	13.1	52-91
Height (m)	1.79	0.06	1.68-1.85
Lesion level	C5 C6 C6-C7 C7	1 subject 2 subjects 6 subjects 1 subject	

Tableau 2-4 Article 2 Initial posture angles and stiffness properties of the modeled articulations.

Joint	ARTICULATION PROPERTIES					
	Abduction/adduction		Flexion/extension		Torsion	
	Stiffness (Nm/degree)	Initial angle (degree)	Stiffness (Nm/degree)	Initial angle (degree)	Stiffness (Nm/degree)	Initial angle (degree)
Lumbar	4.8	0	5.0	10	11.2	0
Thoracic	5.3	0	5.7	0	3.9	0
Neck	2.1	0	2.8	0	4.5	0
Hip	3.5	0	4.3	90	3.5	0
Knee	fixed	0	0.8	70	fixed	0
Ankle	fixed	0	fixed	90	fixed	0
Shoulder	1.3	-5	1.0	10	1.0	20
Elbow	fixed	0	0.2	50	fixed	0

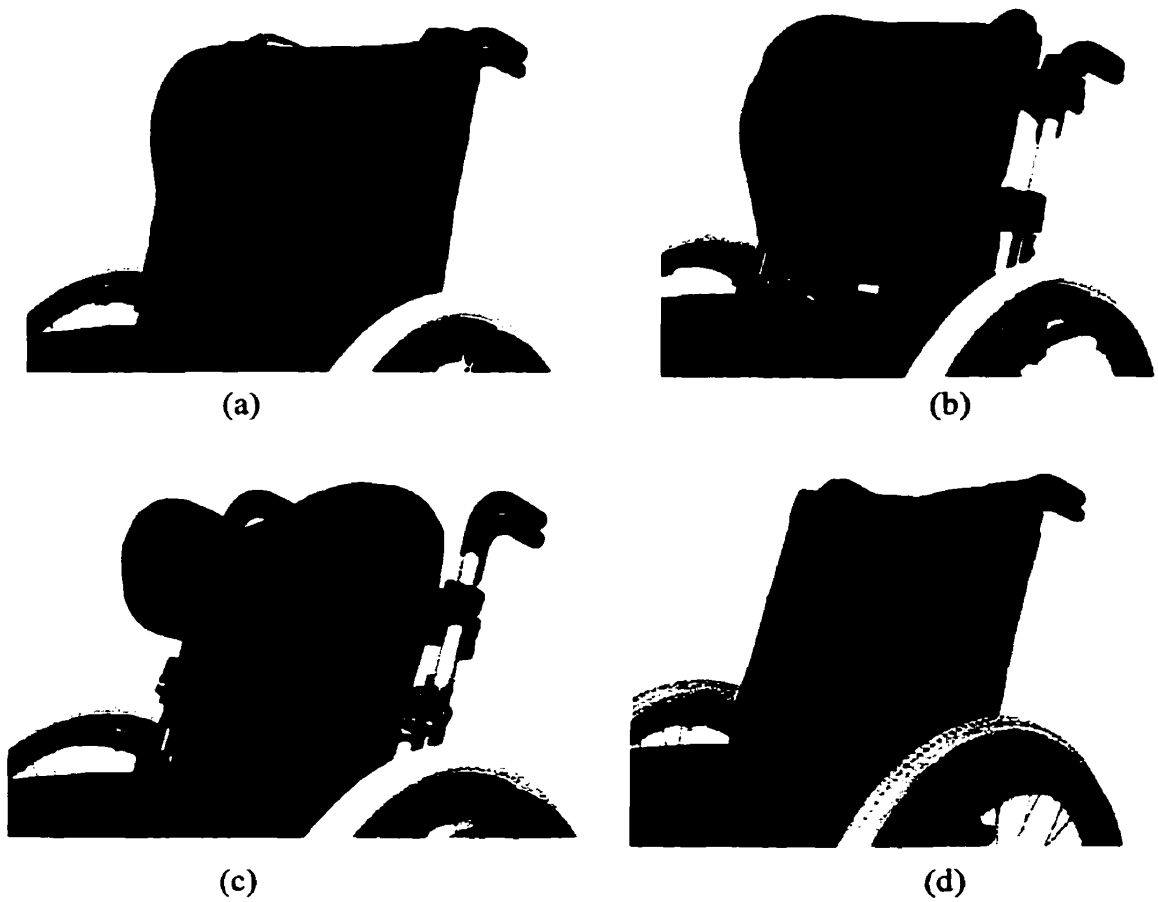


Figure 2.9 Article2 The four backrests: (a) flexible contour backrest (Promed Inc.), (b) Apex backrest (Promed Inc.), (c) Jay backrest (Jay Medical Ltd.) and (d) adjustable-tension backrest (Orthofab Inc.).

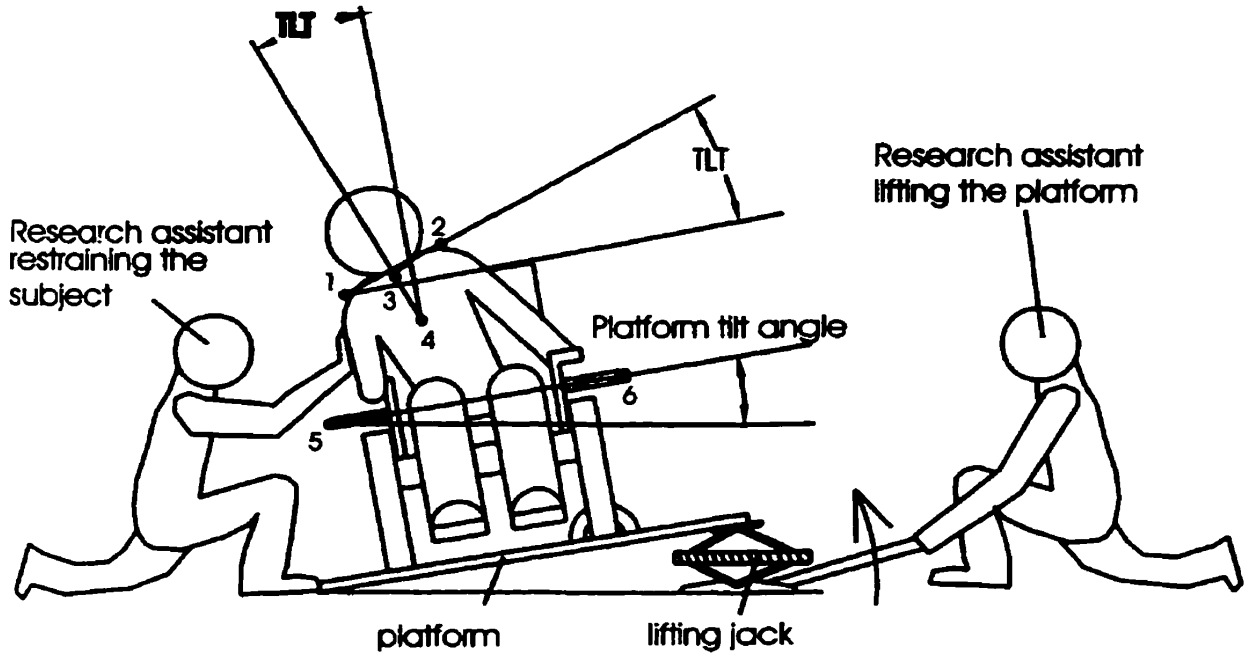


Figure 2.10 Article 2 Schematic representation of the tilt platform designed to create lateral instability of the subjects and TLT geometrical index computed from trunk landmarks.

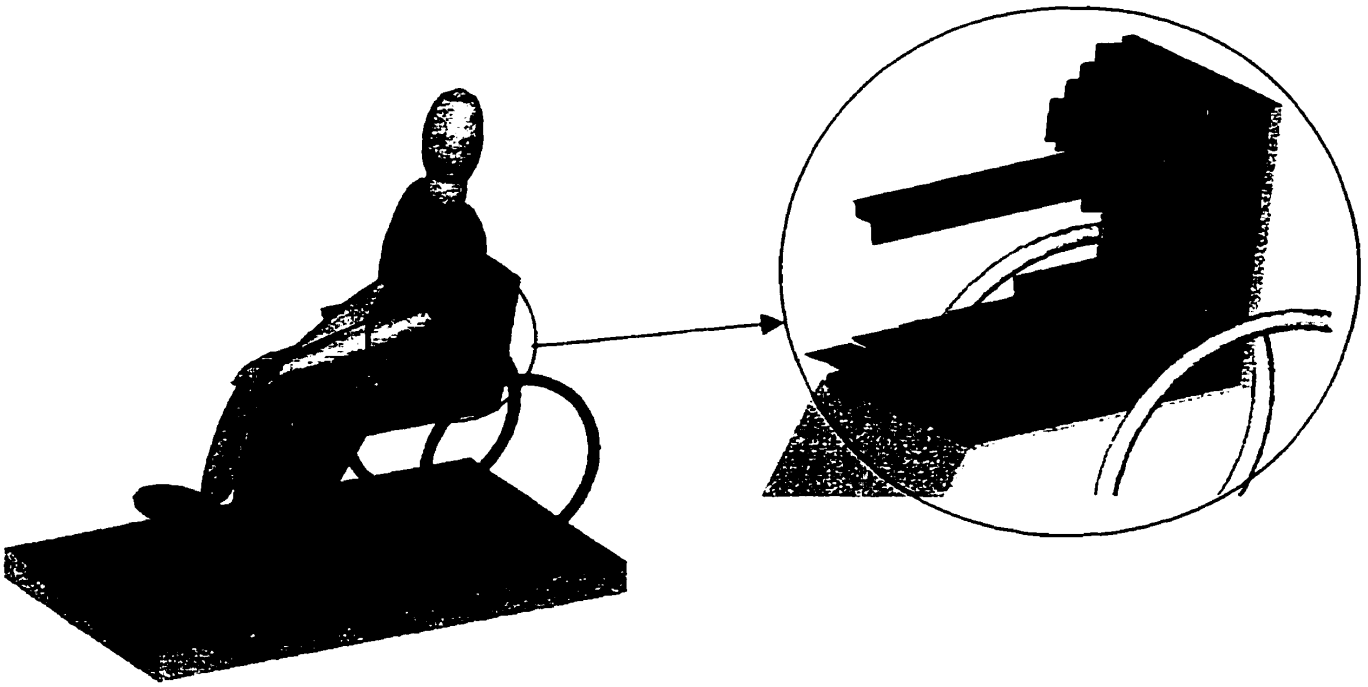


Figure 2.11 Article 2 Geometrical model of the android, wheelchair and tilting platform.

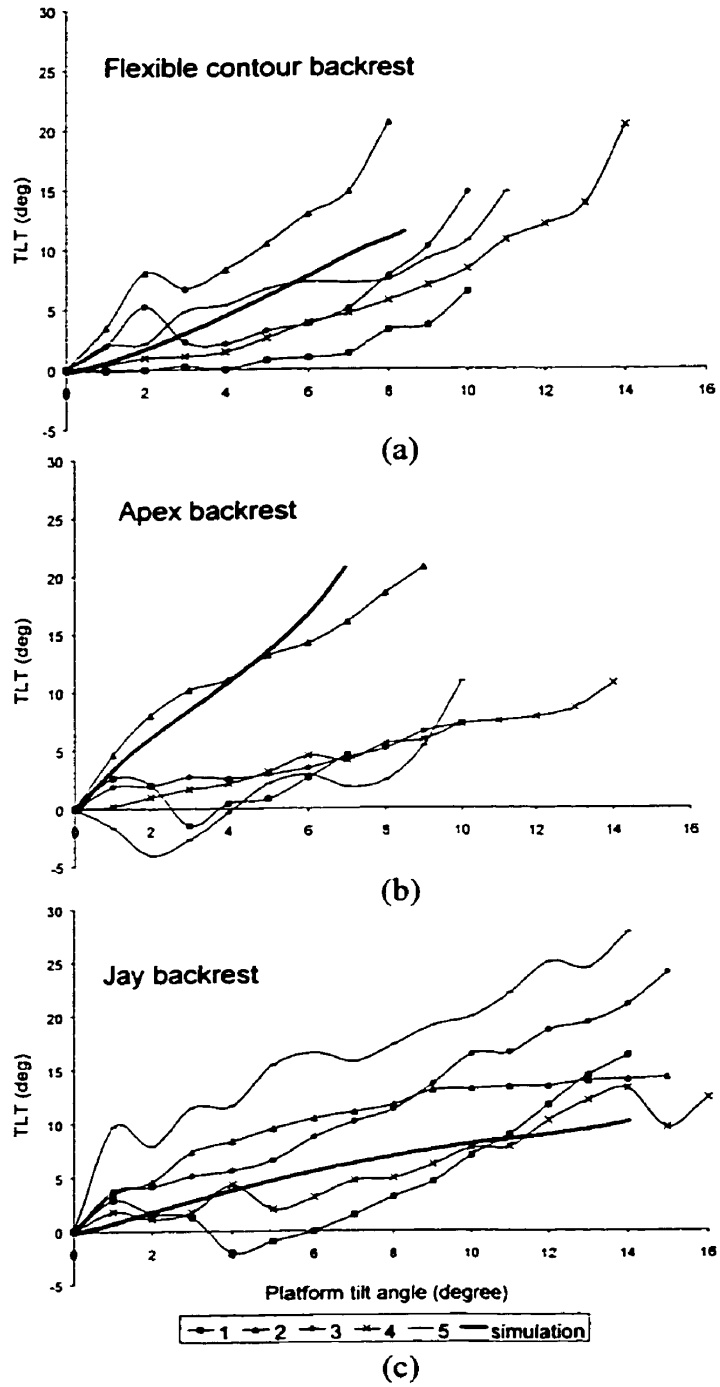


Figure 2.12 Article 2 Trunk Lateral Tilt (TLT) evolution as function of the platform tilt angle (simulation and subjects): (a) Flexible contour backrest, (b) Apex backrest, (c) Jay backrest.

2.3.2. Résultats complémentaires

Cette section présente les courbes de l'indice TTR en fonction de l'angle de la plate-forme, obtenues pour les dix sujets de l'étude menée dans les trois dossiers suivants :

- Dossier contour flexible ;
- Dossier Apex ;
- Dossier Jay.

Les valeurs initiales de ces courbes n'ont pas été ramenées à zéro afin de montrer les différences de valeurs initiales observées (figure 2-13).

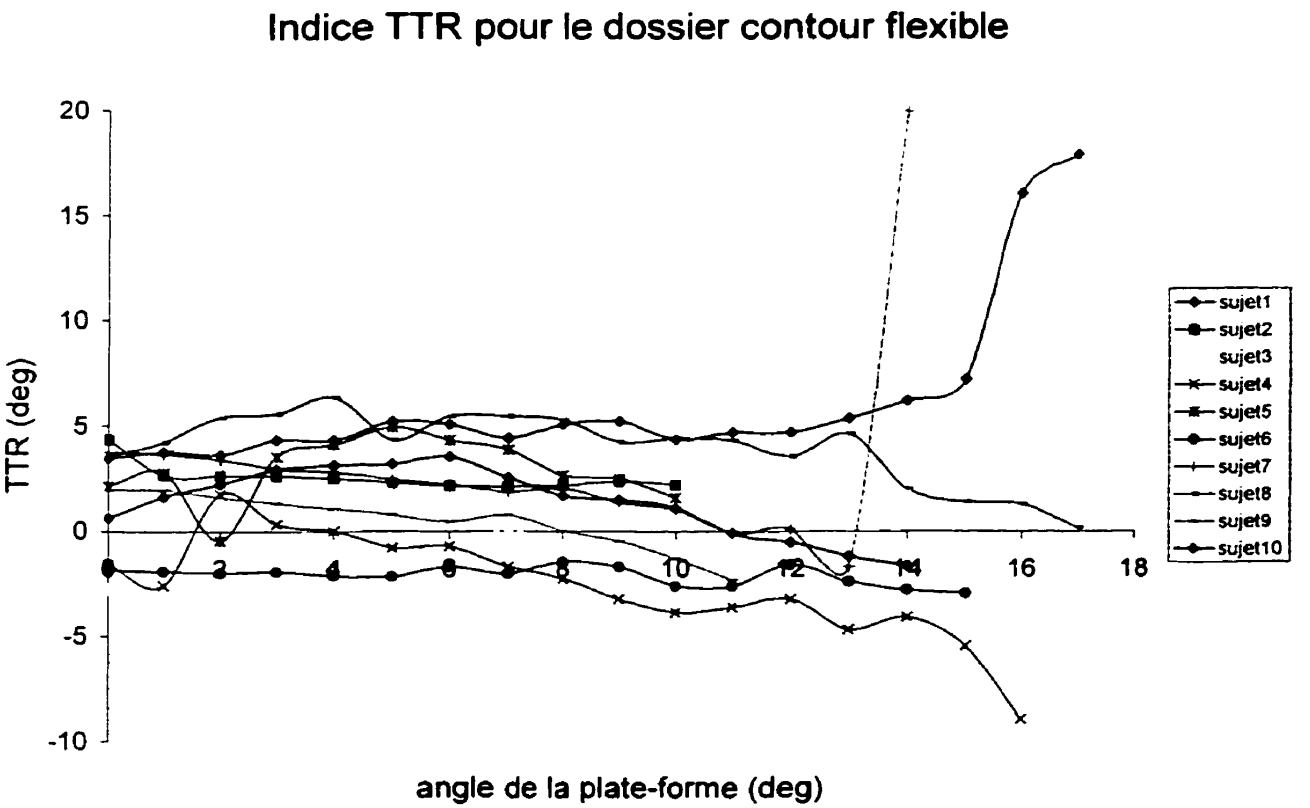
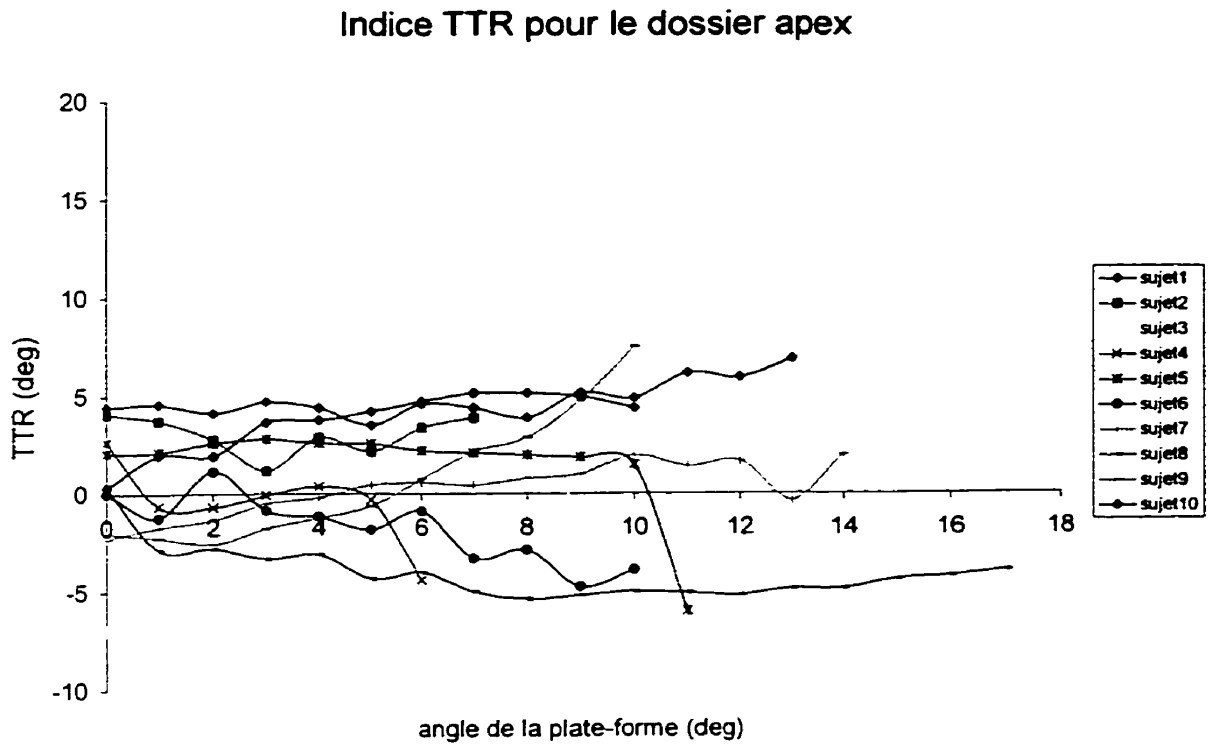


Figure 2.13 Résultats de l'étude dynamique pour le paramètre TTR (dossier contour Flexible).



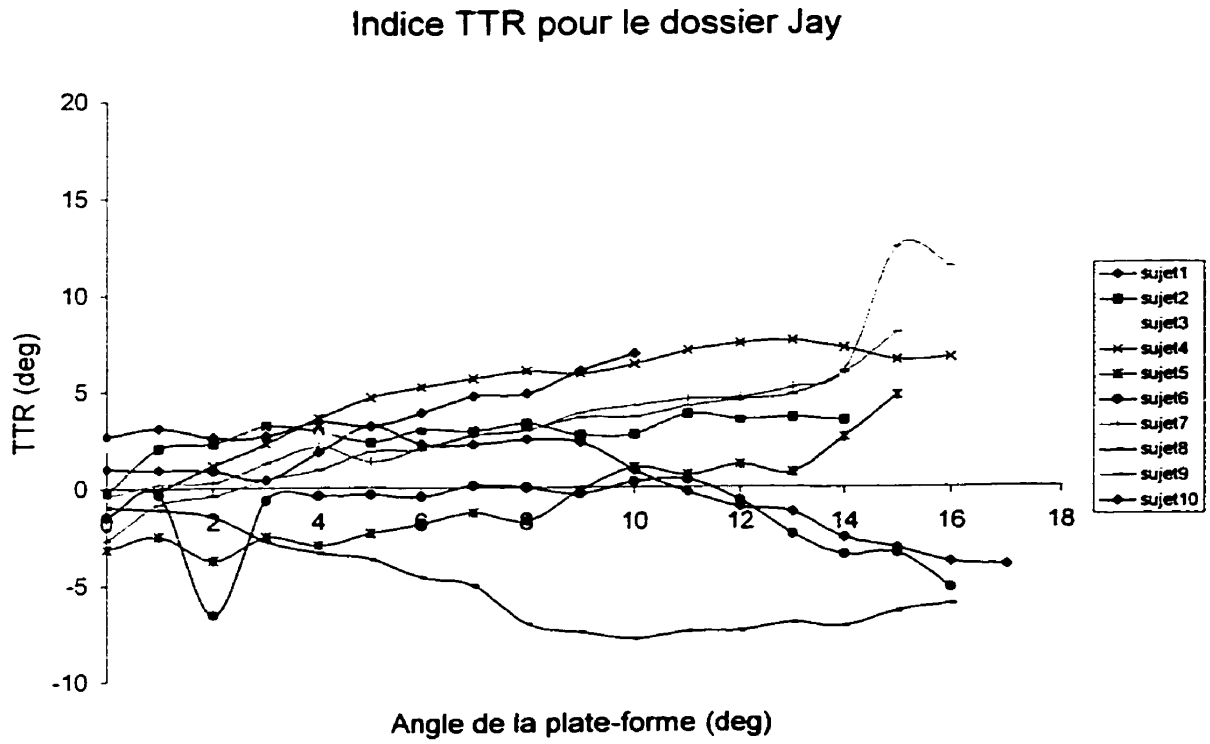


Figure 2.14 Résultats de l'étude dynamique pour le paramètre TTR (dossiers Apex et Jay).

2.4. *Études de sensibilité*

Cette partie présente les études complémentaires effectuées dans le cadre de ce projet de maîtrise afin de mieux caractériser les propriétés des articulations et de déterminer les articulations ayant le plus d'influence sur le modèle. Elle consiste en une étude de sensibilité sur certaines des articulations, menée suivant un plan d'expérimentation selon la méthode de Placket-Burman (Clément, 1999). Cette étude est le complément de celle présentée dans le premier article qui portait sur quatre niveaux de raideur.

2.4.1. Méthode associée au plan d'expérience

Dans cette partie seront présentées les étapes du plan d'expérience : choix des paramètres, choix et présentation de la méthode et de l'analyse des résultats.

2.4.1.1. Choix des facteurs et des interactions

Les paramètres choisis pour l'étude de sensibilité sur les articulations sont les suivants :

- raideur lombaire,
- raideur thoracique,
- raideur du cou,
- raideur des hanches.

Le modèle étant représenté en position assise, il semble raisonnable de négliger l'influence des articulations n'intervenant que peu dans la stabilité du tronc (genoux,

épaules, coudes). Pour chacun des paramètres retenus, une valeur haute et une valeur basse ont été choisies afin d'étudier leur influence sur le modèle. Ces valeurs ont été obtenues à partir des valeurs utilisées dans le premier article présenté précédemment. Elles correspondent aux raideurs S2 et S3. Les valeurs sont présentées dans le tableau 2-5 :

Tableau 2-5 Valeurs minimales et maximales des raideurs (Nm/deg) utilisés pour l'étude de sensibilité. Les angles alpha, beta et gamma représentent respectivement les angles d'abduction-adduction, de flexion-extension et de torsion.

ANGLE	ARTICULATION	LOMBAIRE	THORACIQUE	COU	HANCHES
Alpha	valeur min (Nm/deg)	4.8	5.3	2.1	3.5
	valeur max (Nm/deg)	7.8	8.0	3.5	6.7
Beta	valeur min (Nm/deg)	4.9	5.7	2.8	4.3
	valeur max (Nm/deg)	8.2	8.5	4.9	8.1
Gamma	valeur min (Nm/deg)	11.2	9.6	4.6	3.4
	valeur max (Nm/deg)	17.5	16.6	7.9	6.7

Les indices calculés suite à la simulation sont ceux utilisés dans le chapitre 2 soient les indices TLT et TTR.

Les interactions entre les articulations considérées sont celles jugées susceptibles d'être présentes et d'avoir une influence sur les résultats de simulation. En effet, il semble raisonnable de négliger l'interaction pouvant exister entre le cou et les hanches ou le joint lombaire, ces articulations n'étant pas contiguës. Cette hypothèse sera vérifiée par la suite. L'influence des interactions suivantes a donc été étudiée :

- l'interaction entre les hanches et le joint lombaire ;
- l'interaction entre les joints lombaires et thoraciques ;
- l'interaction entre les hanches et le joint thoracique ;
- l'interaction entre le cou et le joint thoracique.

2.4.1.2. Plan d'expérimentation selon la méthode de Placket-Burman

Plusieurs méthodes de plan d'expérimentation sont disponibles (Clément, 1999). Les deux méthodes les plus utilisées sont les plans d'expérimentation de Taguchi et ceux de Placket-Burman. Le premier est adapté aux simulations dans lesquelles les interactions sont négligeables. Un des objectifs de cette étude étant de tester l'influence des interactions entre les articulations, la méthode de Placket-Burman a été choisie. Ce plan permet de minimiser le nombre d'expériences à réaliser en calculant les contributions des facteurs envisagés à partir d'un faible nombre d'essais. Quatre facteurs étant à considérer (les 4 raideurs), un plan d'expériences à 8 essais a été adopté. Il permet d'obtenir l'influence des facteurs principaux ainsi que l'influence de leurs interactions selon le tableau 2-6.

Les valeurs 1 et –1 dans le tableau représentent les valeurs maximales et minimales respectivement à appliquer lors de l'essai telles que présentées dans le tableau 2-5 de la section 2.4.1.1. Le facteur –AG –BD par exemple représente l'interaction entre les articulations lombaire et celles des hanches combinée à celle entre l'articulation thoracique et les hanches.

Tableau 2-6 Plan d'expérimentation selon la méthode de Placket-Burman. Les interactions entre parenthèses sont celles considérées négligeables.

Facteur Principal		Lombaire	Thoracique		Cou			Hanches
Interactions		A	B	-AB (-DG) ≈ -AB	D	(-AD –BG) ≈ 0	-AG -BD	G
ESSAIS (simulations)	1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
	2	-1	-1	-1	1	1	1	1
	3	-1	1	1	1	1	-1	-1
	4	-1	1	1	-1	-1	1	1
	5	1	1	-1	-1	1	1	-1
	6	1	1	-1	1	-1	-1	1
	7	1	-1	1	1	-1	1	-1
	8	1	-1	1	-1	1	-1	1

2.4.1.3. Analyse des résultats

Deux résultats sont obtenus pour chaque essai, soient les indices TLT et TTR que l'on appellera Y_{1i} et Y_{2i}, pour i variant de 1 à 8, chaque essai étant indépendant.

La première étape consiste à calculer les contrastes $\hat{C}$ pour chaque variable

$\hat{C}_A, \hat{C}_B, \hat{C}_{-AB-DG} \ldots$, définis comme :

$$\hat{C}_A = \left(\sum Yi\right)_{\text{modalité + de A}} - \left(\sum Yi\right)_{\text{modalité - de A}} \tag{2.3}$$

où les simulations sont effectuées séparément pour les simulations où les modalités sont à leur borne inférieure et supérieure.

La somme des carrés associés aux contrastes SS($\hat{C}$) est ensuite évaluée, elle est représentative de la variation expliquée par le facteur :

$$SS\left(\hat{C}_A\right) = \frac{\left(\left(\sum Y_i\right)_{\text{modalité + de A}}\right)^2}{n_+} + \frac{\left(\left(\sum Y_i\right)_{\text{modalité - de A}}\right)^2}{n_-} - \frac{\left(\sum Y_i\right)^2}{N} \tag{2.4}$$

où :

- N est le nombre total d'essai (8) ;
- n+ et n- sont les nombres d'essais avec les modalités supérieure ou inférieure (4).

Ainsi $SS\left(\hat{C}_A\right) = \frac{\hat{C}_A^{\,2}}{8}$ (2.5)

La contribution de chaque facteur à la variation totale peut être définie comme le rapport de la somme des carrés associés à chaque contraste par la somme des carrés totale

$$SStot = \sum ss(\hat{C}_A) \tag{2.6}$$

Ce paramètre est appelé le pourcentage de variation expliquée :

$$\% \text{ variation expliquée} = \frac{SS(\hat{C}_i)}{SS_{tot}} \tag{2.7}$$

Enfin, l'effet de chaque facteur Ê peut être défini comme le rapport du contraste par le nombre de modalités positives soit 4 dans le cas étudié :

$$\hat{E} = \frac{\hat{C}}{4} \tag{2.8}$$

La valeur absolue de chaque effet est ensuite classée, ce qui permet de définir les facteurs ayant le plus d'influence sur les variations du modèle.

2.4.1.4. Graphique de Daniel

Cette technique graphique permet de déterminer visuellement les facteurs influant sur les résultats (Clément, 1999). Elle est basée sur le principe que si tous les facteurs ont la même importance, leur effet suit une loi de probabilité gaussienne. Si l'on trace donc une courbe représentant le rang de chaque facteur en fonction de l'effet, les facteurs ayant la même importance seront situés sur une droite. En revanche, les facteurs se démarquant de la droite de tendance générale seront les facteurs influents du modèle.

Ainsi, on calcule le rang quantile associé au rang de l'effet de chaque facteur, qi :

$$q_i = \frac{(i-0.5)}{2k} + 0.5 \tag{2.9}$$

où k est le nombre de facteurs considérés (ici 8).

Puis on calcule l'inverse gaussienne centrée réduite Z_i :

$$Z_i = 4.91\left[q_i^{0.14} - (1 - q_i)^{0.14}\right] \tag{2.10}$$

Le graphe de Z_i en fonction de la valeur absolue de l'effet |K| peut alors être tracé. Les valeurs représentant les facteurs influents se démarquent de la tendance générale qui est une droite.

2.4.2. Résultats de l'étude de sensibilité

Dans cette partie seront présentés les résultats relatifs à l'étude de sensibilité menée en vue de trouver les articulations ayant une influence prépondérante sur le modèle.

2.4.2.1. Calcul du pourcentage de variation expliquée

Les résultats pour les indices TLT et TTR sont compilés dans le tableau 2.7.

Tableau 2-7 Résultats des indices géométriques pour l'étude de sensibilité.

ESSAI	TLT (degrés) ou Y_1	TTR (degrés) ou Y_2
1	5.84	3.26
2	6.74	3.71
3	5.60	2.76
4	7.21	3.36
5	5.75	2.37
6	6.88	3.27
7	5.36	2.62
8	7.06	3.38

Les résultats de l'analyse réalisée selon la méthode spécifiée à la section 2.4.1 sont présentés dans les tableaux 2-8 et 2-9. Les paramètres calculés sont dans l'ordre : le contraste $\hat{C}$, la somme des carrés associés aux contrastes SS($\hat{C}$), l'effet $\hat{E}$ et sa valeur absolue $|\hat{E}|$ et le pourcentage de variation expliquée.

Tableau 2-8 Analyse des résultats de l'étude de sensibilité pour l'indice TLT.

CONTRASTE	$\hat{C}$	SS($\hat{C}$)	$\hat{E}$	$\lvert\hat{E}\rvert$	RANG	% DE VARIATION EXPLIQUÉE
A	-0.35	0.02	-0.09	0.09	4	4.40
B	0.44	0.02	0.11	0.11	3	5.58
-AB -DG	0.02	0.00	0.00	0.00	7	0.25
D	-1.28	0.21	-0.32	0.32	2	16.27
-AD -BG	-0.13	0.00	-0.03	0.03	6	1.70
-AG -BD	-0.33	0.01	-0.08	0.08	5	4.13
G	5.34	3.56	1.33	1.33	1	67.67
Total				1.97		100.00

Pour le paramètre TLT les facteurs expliquant le plus de variation sont la raideur des hanches (67.7%) et la raideur du cou (16.3%). La contribution à la variation du modèle des autres facteurs ainsi que des interactions définies précédemment est faible (5.6% au maximum). En ce qui concerne le paramètre TTR (tableau 2-9), les paramètres expliquant le plus de variation sont la raideur des hanches (40%), ainsi que celles des articulations lombaire et thoracique (environ 20%) ; tous les autres facteurs ayant des

contributions inférieures à 10%, ce qui vérifie l'hypothèse selon laquelle les interactions sont négligeables.

Tableau 2-9 Analyse des résultats pour l'indice TTR.

CONTRASTE	$\hat{C}$	SS($\hat{C}$)	$\hat{E}$	$\lvert\hat{E}\rvert$	RANG	VARIATION EXPLIQUÉE (%)
A	-1.45	0.26	-0.36	0.36	2	21.41
B	-1.22	0.18	-0.30	0.30	3	17.96
-AB -DG	-0.48	0.03	-0.12	0.12	5	7.03
D	-0.01	0.00	0.00	0.00	7	0.15
-AD -BG	-0.29	0.01	-0.07	0.07	6	4.35
-AG -BD	-0.61	0.05	-0.15	0.15	4	9.05
G	2.71	0.92	0.68	0.68	1	40.04
Total				1.69		100.00

2.4.2.2. Résultats de l'analyse selon les graphiques de Daniel

Les tableaux 2-10 et 2-11 présentent les résultats des calculs des rangs quantiles (q_i) et des inverses gaussiennes centrées réduites (Z_i). Les valeurs calculées sont par la suite utilisées pour tracer les graphiques de Daniel (figure 2-14).

Tableau 2-10 Tableau de l'indice TLT pour le graphique de Daniel.

CONTRASTE	|Ê|	RANG	Q_i	Z_i
A	0.09	4	0.72	0.58
B	0.11	5	0.78	0.77
-AB -DG	0.00	1	0.53	0.08
D	0.32	6	0.84	1.01
-AD -BG	0.03	2	0.59	0.24
-AG -BD	0.08	3	0.66	0.40
G	1.33	7	0.91	1.32
Total	19.75			

Tableau 2-11 Tableau de l'indice TTR pour le graphique de Daniel.

CONTRASTE	|Ê|	RANG	q_i	Z_i
A	0.36	6	0.84	1.01
B	0.30	5	0.78	0.77
-AB -DG	0.12	3	0.66	0.40
D	0.00	1	0.53	0.08
-AD -BG	0.07	2	0.59	0.24
-AG -BD	0.15	4	0.72	0.58
G	0.68	7	0.91	1.32
Total	14.50			

La figure 2-14 présente les graphes des inverses gaussiennes centrées réduites en fonction des valeurs absolues des effets. Les paramètres se démarquant de la tendance générale sont mises en évidence (valeurs encerclées).

Ces graphes permettent d'isoler les paramètres influents du modèle. Pour l'indice géométrique TLT, les raideurs des hanches et du cou semblent avoir une grande influence tandis que pour l'indice TTR, ce sont les raideurs des hanches et dans une

moindre mesure des articulations lombaire et thoracique qui semblent importantes. Les graphiques de Daniel donnent donc une analyse qualitative de l'importance des facteurs tandis que l'analyse du pourcentage de variation expliquée permet de quantifier l'apport de chaque facteur.

Cette étude a donc permis de mettre en évidence les paramètres influents sur les résultats de simulation dynamique. Ainsi la raideur des hanches est le paramètre expliquant le plus de variabilité du modèle, que ce soit pour l'indice TLT que pour l'indice TTR. Pour le premier indice, le cou a une influence, cependant plus faible que celle des hanches. En ce qui concerne l'indice TTR, les raideurs des joints thoraciques et lombaires expliquent moins de variation que les hanches mais restent des paramètres importants.

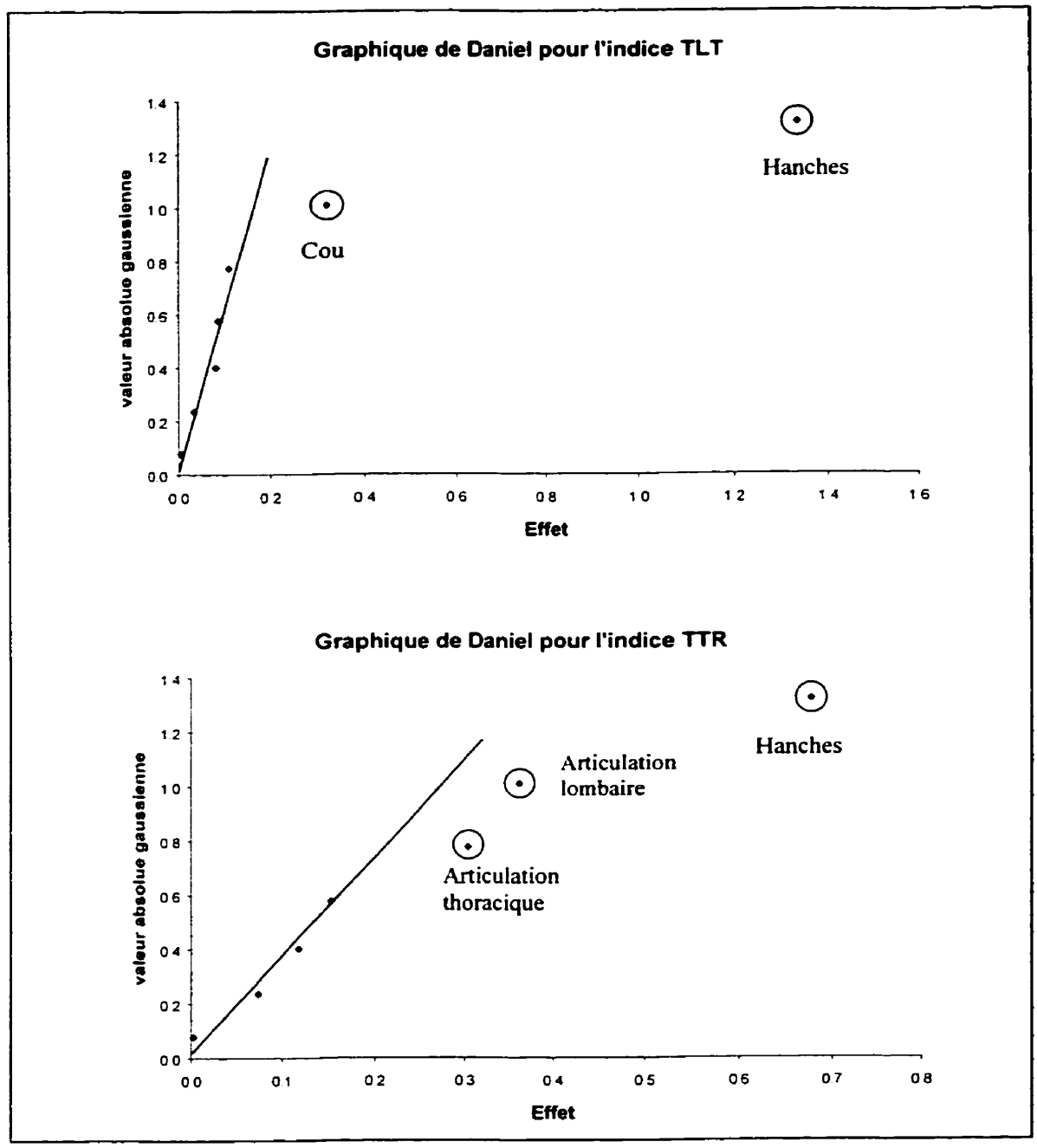


Figure 2.15 Graphiques de Daniel pour les indices géométriques TLT et TTR.

CHAPITRE 3. DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce projet de maîtrise vise le développement d'un modèle biomécanique du corps humain dans le but de comparer différents types d'aides techniques à la posture en terme de stabilité de l'usager. Pour parvenir à ce modèle certaines hypothèses ont été posées. La première de ces hypothèses consiste à représenter le corps humain par un androïde composé de segments rigides. Cette approximation ne permet pas de prendre en compte les déformations des tissus mous du corps humain, en particulier à l'interface avec les aides techniques à la posture. Un modèle par éléments finis aurait permis de représenter ces déformations, cependant les propriétés mécaniques de ces tissus mous sont difficiles à connaître et une modélisation plus précise de la géométrie du corps humain serait nécessaire. En effet, le modèle présenté est constitué d'ellipsoïdes qui sont une approximation grossière de la géométrie du corps humain. Ces géométries permettent toutefois, d'un point de vue informatique, la gestion aisée des contacts avec des surfaces planes. Les objectifs de ce projet de maîtrise étant l'étude du comportement global de l'usager dans son fauteuil roulant, le modèle choisi est cependant adéquat pour la comparaison de différentes ATPs.

Les dimensions et propriétés inertielles des segments corporels sont adaptées de la base de donnée GeBod permettant de représenter des mannequins HYBRID III à différents percentiles de la population (Backaitis et Mertz, 1994). Elles ne sont pas représentatives d'une personne particulière mais offrent l'avantage de fournir une moyenne de référence

en terme de mesures anthropométriques et de pouvoir être utilisées pour la comparaison d'aides techniques sans introduire de biais dû au sujet modélisé.

La modélisation des articulations du corps humain a une grande influence sur les résultats du modèle tel que présenté dans le premier article à la section 2.2 et dans l'étude de sensibilité à la section 2.4. Plusieurs hypothèses ont été posées pour cette modélisation. Tout d'abord certains degrés de liberté associés aux coudes, genoux et chevilles ont été bloqués, ce qui revient à considérer que les mouvements selon ces directions sont négligeables et qu'ils ont peu d'influence sur les résultats. D'autre part, seule la première partie de la courbe moment-angle de chaque articulation a été considérée, comme vu à la section 1.4.5 (Bedewi et coll., 1996). Cette approximation a été justifiée d'une part par le fait que les mouvements des articulations sont assez faibles et d'autre part par le fait que les accélérations et vitesses sont petites. Si le modèle devait être utilisé pour des grands déplacements, une modélisation intégrant les courbes représentatives des propriétés mécaniques des articulations serait nécessaire (partie contrôlée par l'activité musculaire et partie contrôlée par les structures passives). Ce raffinement serait alors difficile étant donné le manque d'études traitant de telles situations. Par ailleurs, les simulations réalisées lors de ce projet durant jusqu'à 60 secondes, les modèles informatiques utilisés pour les simulations d'accidents sont difficilement utilisables. En effet, les utilisations les plus courantes des modèles informatiques sont dans l'industrie automobile pour tester les systèmes de sécurité (Backaitis et Mertz, 1994 ; Sosner et coll., 1994). Lors des simulations d'accidents, les

tests durant environ 300 ms, les inerties constituent le facteur limitant de la modélisation des articulations.

D'autre part, la raideur des articulations est sujette à de grandes variations, tel que présenté à la section 1.4.3. Le premier article a permis de tester 4 niveaux de raideur lors du passage du modèle sur un plan incliné. Cette étude a montré que deux niveaux de raideur donnaient des résultats comparables à ceux de l'étude expérimentale. Il faut cependant remarquer que dans ces études les raideurs variaient simultanément, ce qui ne permettait pas d'étudier l'influence de chacune de ces articulations sur le comportement global du modèle. En ce sens, l'étude de sensibilité présentée à section 2.4 a démontré que les hanches ont une importance prépondérante sur les deux paramètres étudiés (TLT et TTR), du moins avec les deux niveaux de raideur envisagés. Ce résultat peut signifier que les propriétés des hanches et donc du bassin sont primordiales pour la modélisation, ce qui est en accord avec certains auteurs qui considèrent le bassin comme base de la posture assise (Trefler, 1991). Les articulations lombaires et thoraciques ont peu d'influence sur les résultats de simulation. Or, ces articulations semblaient a priori les plus importantes du point de vue de la stabilité latérale du tronc. Il faut toutefois remarquer que la plupart des études recensées utilisaient la posture debout comme référence. Il est possible que le changement de posture influe sur les raideurs des articulations. De plus, les niveaux de raideur des articulations ont été modifiés de manière identique dans les trois directions, ce qui n'est pas forcément le cas (Engin,

1981). Dans une étude future, l'influence des raideurs dans les trois directions pourrait être prise en compte afin de raffiner le modèle.

Une autre hypothèse de modélisation concerne la représentation du fauteuil roulant et des ATPs. Ainsi le fauteuil roulant a été représenté comme totalement rigide. Les pneus n'ayant pas été modélisés, l'amortissement dû aux pneus ne peut être pris en compte, ce qui peut expliquer certaines oscillations observées lors de l'étude dynamique sur les courbes des indices mesurés. De même, des hypothèses ont été posées pour la modélisation de l'interface entre l'usager et les aides techniques à la posture. Le logiciel ADAMS utilisé ne permet pas de modéliser la déformation des surfaces des aides techniques à la posture et de l'androïde, mais uniquement la pénétration des corps rigides dans l'aide technique. Ainsi il n'y a pas de changement de géométrie de ces surfaces et d'orientation des forces de contact. La spécification d'une courbe force-pénétration pour les contacts permet d'approximer le comportement à l'interface d'une mousse hyperélastique. Cette approximation pose toutefois le problème que, lors de la déformation de la surface de l'ATP, l'orientation des forces de réaction change ce qui introduit une composante horizontale qui permet de soutenir l'androïde latéralement. Ce changement d'orientation n'apparaît pas lors de la pénétration du segment rigide dans un coussin plat. Pour reproduire cet effet, le coefficient de frottement a dû être augmenté arbitrairement afin de représenter ce changement d'orientation des forces. Cependant lors de la modélisation d'un coussin profilé tel l'Iscus (Promed Inc.) où les surfaces épousent

davantage les formes du bassin, les composantes horizontales sont déjà présentes, ce qui permet d'éliminer cette correction associée au coefficient de frottement.

De plus le logiciel ne gérant que des contacts ellipsoïdes-plans, la surface des ATPs a été modélisée par des rectangles plans. Cette configuration ne permet pas de représenter parfaitement les courbures 3D du coussin, des arêtes anguleuses étant créées. La taille de ces arêtes peut être réduite en augmentant le nombre de surfaces modélisées. Un compromis a été adopté entre la précision de la reproduction de la surface des aides techniques et la taille mémoire disponible ; un trop grand nombre d'éléments de contacts rendant impossible la simulation. En ce qui concerne le coussin profilé Iscus, 25, 48 et 60 surfaces ont été successivement modélisées lors d'une étude préliminaire. Le cas avec 60 surfaces ne permet pas la simulation avec tous les dossiers. L'erreur entre deux surfaces n'excédant pas 0.5cm pour le cas avec 48 surfaces, c'est cette configuration qui a été choisie. Le nombre de surfaces pour les dossiers dépendent de leur type (coussin sur interface rigide ou dossier pliable). Seules les parties susceptibles d'être en contact avec l'usager sont représentées. De plus l'erreur de mesure lors de l'acquisition de la géométrie des aides techniques à l'aide du bras numérisateur 3D dépend de la surface à représenter. Ainsi un dossier sur interface rigide tel le dossier Apex (Promed Inc.) sera plus facile à mesurer que le dossier contour flexible (Promed Inc.). Celui-ci pouvant être ajusté à la géométrie du sujet, l'acquisition de la surface est plus difficile. L'ordre de grandeur de l'erreur engendrée étant de 0.5cm, elle est peu importante par rapport aux indices mesurés sur l'usager. Une autre limite du modèle concerne l'outil informatique

utilisé. Si le temps de calcul des simulations est en général assez court (de 30 minutes à 4 heures), un compromis entre la précision à obtenir et la taille mémoire disponible est nécessaire. En effet l'augmentation du nombre de surfaces permet d'améliorer la représentation de la surface de l'ATP à modéliser mais entraîne aussi la création d'éléments de contact ce qui augmente considérablement la taille du fichier à résoudre, trop d'éléments de contact rendant la simulation impossible (taille mémoire allouée par le programme limitée à 128MO).

Peu d'indices permettant de quantifier la stabilité de l'usager ont été recensés dans la littérature (Axelson et Chesney, 1996 ; Parent et coll., 1998). Ce projet se distingue donc des autres études par une comparaison de la stabilité apportée par les aides techniques à la posture et la recherche d'indices permettant de la quantifier. La première étude a montré que l'indice TLT était un paramètre de mesure de la stabilité latérale, permettant de quantifier le mouvement du tronc. Ce paramètre est plus difficile à évaluer dans le cas quasi-statique. Ainsi, les résultats expérimentaux ont montré que le dossier Jay offrait le meilleur support latéral en terme d'angle de la plate-forme atteint. Or les résultats de l'indice TLT pour ce dossier sont les plus grands, ce qui peut sembler en désaccord avec les résultats d'angle d'inclinaison de la plate-forme. Cette observation peut être expliquée en partie par l'effet de compensation dû à l'usager lui-même. En effet la simulation dynamique présentée dans le premier article ne dure environ que deux secondes comparées à soixante pour la simulation quasi-statique sur le plan incliné. Dans le premier cas, le sujet a peu le temps de réagir pour compenser l'effet de

l'inclinaison latérale, tandis que dans la deuxième étude, il a été observé que les sujets avaient le temps de compenser l'effet de l'inclinaison de la plate-forme. Cette compensation est caractérisée sur les courbes de l'indice TLT en fonction de l'angle d'inclinaison de la plate-forme par une pente négative ou nulle (figure 3-1). Même si les sujets compensant trop ont été éliminés, ce facteur influe sur les résultats en introduisant une grande variabilité. En effet, un sujet compensant l'effet de l'inclinaison aura tendance à perdre l'équilibre pour un angle plus grand de la plate-forme qu'un sujet se laissant tomber. Cette compensation n'est pas constante selon les dossiers, le sujet se sentant plus en sécurité dans le dossier Jay (Jay Medical Ltd.) grâce à la présence de supports thoraciques larges. Par conséquent le sujet a tendance à moins compenser l'effet de l'inclinaison. La comparaison peut toutefois s'effectuer grâce au paramètre d'angle maximal de la plate-forme, des différences significatives ayant été trouvées entre les dossiers. Ce facteur de compensation ne peut être introduit dans le modèle, l'androïde ne pouvant que réagir à des forces externes. Le deuxième article présenté dans ce mémoire a cependant permis de montrer que le modèle permettait de comparer les dossiers en terme de stabilité. De plus, l'outil informatique est mieux adapté à cette comparaison, le modèle éliminant l'erreur due à la compensation.

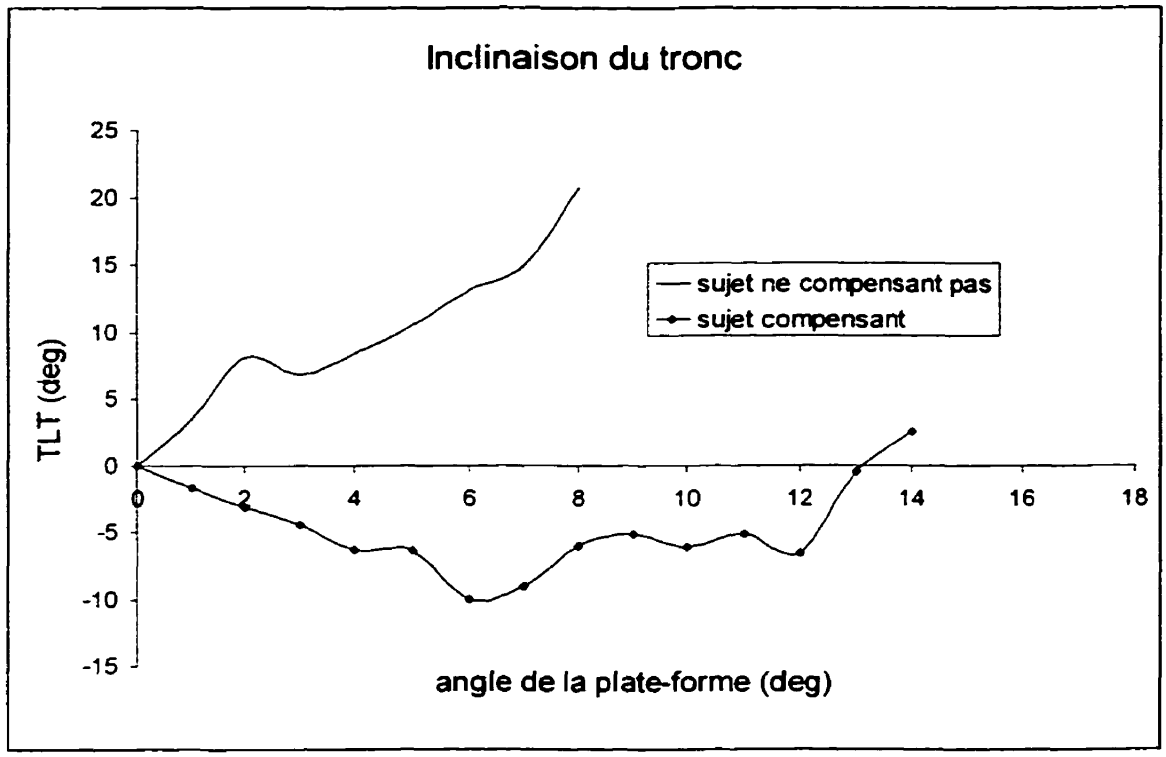


Figure 3.1 Évolution de l'indice TLT selon le niveau de compensation (exemple pour deux des dix sujets étudiés).

De même, lors de la première étude, la rotation des épaules (indice TTR) a été utilisé comme indicateur de la stabilité de la personne assise. Cependant, il a été observé que cet indice était sujet à de grandes variations lors de la seconde étude tel que vu à la section 2.3.2. L'angle initial de rotation semble également avoir une grande influence sur l'évolution de ce paramètre. Cet angle initial étant difficile à contrôler, le paramètre TTR n'a pas été étudié lors de la seconde étude. Le manque de publications dans ce domaine précis rend ce travail exploratoire. Ainsi, des paramètres jugés représentatifs de la stabilité lors d'une étude dynamique ne sont peut-être pas les plus appropriés lors d'une étude statique ou quasi-statique, tel que discuté précédemment. D'autres indices

de mesure de la stabilité de l'usager pourraient être étudiés, tels la rotation du bassin ou les vitesses et accélérations de certains segments. De plus, la stabilité n'est pas le seul critère à prendre en compte lors de la conception de nouvelles aides techniques. En effet, si un dossier offre un bon maintien et une stabilité adéquate à l'usager, il pourrait en revanche être encombrant pour ce dernier d'un point de vue fonctionnel : difficulté à se pencher, à atteindre des objets, à se propulser, etc.

D'autre part, des problèmes de compatibilité entre les modules du logiciel sont apparus : le module ADAMS/Android n'est plus mis à jour par Mechanical Dynamics Inc. et n'a donc pas été amélioré alors que les autres modules ont évolué (version 1.0 pour ADAMS/Android et 9.2 pour les autres modules). Cette différence entre les versions des modules nécessite plusieurs ajustements :

- Compilation de librairies en Fortran avec le module de résolution principale ADAMS/Solver afin de pouvoir résoudre les fichiers générés par ADAMS/Android ;
- Déplacement des surfaces de contact par rapport à la géométrie initiale lors de la création des fichiers utilisés pour la résolution (fichiers .adm) ;
- Correction des entêtes des fichiers.

Il serait intéressant d'explorer d'autres logiciels, en particulier MADYMO (TNO Crash Safety Research Center) qui semble mieux adapté pour le développement et la simulation d'androïdes.

Le domaine d'utilisation représente aussi une limite du modèle. L'androïde HYBRID III ayant été développé pour la simulation d'accidents d'automobiles, les propriétés inertielles de ce mannequin sont bien documentées. En revanche, dans ce type de simulation de durée très courte (300 ms), les raideurs des articulations sont secondaires. De plus, le modèle étant passif, la modélisation de forces actives est impossible. C'est pourquoi le domaine d'application de ce type de modèle est restreint aux situations dans lesquelles le modèle n'a besoin que de réagir aux forces extérieures, aucun mouvement volontaire ne pouvant être pris en compte. Ce type de situations correspond cependant bien aux personnes handicapées qui ont peu de tonus musculaire et permet de comparer les aides techniques à la posture en terme de stabilité.

Malgré ces limites, les résultats trouvés lors de ces deux études permettent de considérer la modélisation comme une approche valable pour comparer la stabilité apportée par les aides techniques à la posture. Ces deux études ont permis de tester, expérimentalement et par simulation informatique, différents types de dossiers d'un point de vue quasi-statique et dynamique. D'un point de vue dynamique, même si l'étude porte uniquement sur un cas, l'observation suivante peut être faite : un dossier avec des appuis latéraux situés dans la partie supérieure du dossier offre une plus grande stabilité qu'un dossier dont les appuis latéraux sont situés plus bas.

En ce qui concerne l'étude statique, le nombre de sujets étant encore une fois petit, des tendances peuvent être observées expérimentalement et par l'approche de modélisation.

Tout d'abord le dossier à tensions ajustables est celui qui offre le moins de stabilité latérale à cause de son manque de support latéral même s'il représente une amélioration par rapport au dossier flexible conventionnel (Parent et coll., 1997). D'autre part, les dossiers Apex et contour flexible donnent des résultats comparables en terme de stabilité. Cependant le dossier contour flexible offre l'avantage d'être pliable, léger et facilement adaptable à la géométrie de l'usager ce qui suggère et privilégie son utilisation (Stone, 1996 ; Valiquette et Audet, 1992 ; Zollars et Axelson, 1993). Le dossier Jay est celui qui donne les meilleurs résultats, la géométrie des appuis thoraciques peut toutefois restreindre la capacité fonctionnelle lors de la propulsion ou de mouvements latéraux du tronc. Ces observations peuvent aider au design de nouveaux dossiers en caractérisant les solutions actuelles qui offrent la plus grande stabilité.

Le processus de design de nouvelles ATPs inclut traditionnellement la création de prototypes. Ces prototypes peuvent être évalués par des tests expérimentaux tels ceux présentés dans le chapitre II. Ces tests requièrent cependant beaucoup de manipulations et peuvent être risqués pour les sujets. Le matériel utilisé est aussi important et nécessite l'acquisition de la position des segments corporels en 3 dimensions. Un moyen de palier au problème de sécurité serait d'utiliser un véritable mannequin HYBRID III pour effectuer les tests. Le coût de ces mannequins et de l'instrumentation est cependant élevé comparativement à un modèle informatique. La solution informatique est donc une alternative intéressante pour les besoins de la recherche et les entreprises de petite taille.

Ce modèle permet d'éliminer la variabilité due aux différences anthropométriques, aux différences de raideurs des articulations et à la compensation. Ainsi, la simulation informatique est une aide au design qui permettrait d'éliminer les solutions offrant le moins de stabilité en les comparant aux solutions existantes. De plus, les résultats des simulations sont facilement reproductibles. Le modèle informatique décrit permettrait une réduction des coûts par rapport aux méthodes expérimentales disponibles actuellement. L'originalité de ce projet repose sur le fait que peu d'études portant sur la stabilité de l'usager en fauteuil roulant sont disponibles. Ce projet a donc permis le développement d'un outil informatique utilisable pour comparer différents concepts et éventuellement pour aider au design de nouvelles aides techniques à la posture.

CHAPITRE 4. CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Ce projet a donc permis de développer un modèle biomécanique d'un usager de fauteuil roulant ainsi que de son interface avec les aides techniques à la posture, dans le but de comparer l'effet de ces dernières en terme de stabilité apportée à l'usager. Des simulations dynamiques et quasi-statiques de tâches permettant de quantifier la stabilité ont été effectuées afin d'évaluer le modèle.

Le modèle développé permet donc la représentation d'un androïde et d'aides techniques à la posture pour leur comparaison en terme de stabilité. Il a été observé que les propriétés des articulations avaient une grande influence sur les résultats de simulation et que leur étude devait être approfondie. D'autre part, la géométrie de l'androïde n'est pas totalement représentative d'une personne réelle même si elle permet la gestion des contacts. La modélisation des aides techniques à la posture à l'aide d'éléments plans rectangulaires ne permet pas la représentation exacte de la surface des ATPs mais semble suffisante pour leur comparaison. Enfin, l'étude expérimentale a mis en évidence la grande variabilité inter-sujets, ce qui rend difficile l'évaluation expérimentale de certains indices de stabilité.

Ce projet de maîtrise a montré que le modèle, malgré ses limites, pouvait être utilisé pour comparer différents types de dossiers de fauteuil roulant en terme de stabilité. Ainsi, les deux études ont permis de tester différents dossiers existant actuellement. Il

ressort de ces études que le dossier offrant la meilleure stabilité dynamique est celui doté de l'appui latéral situé dans la partie supérieure du dossier. D'un point de vue statique, les expériences et les simulations tendent à montrer que le dossier à tensions ajustables offre moins de stabilité que les autres dossiers. Le dossier Jay donne de bons résultats pour l'angle maximum de la plate-forme, l'inclinaison du tronc étant toutefois importante. Ces résultats peuvent être dus au fait que le dossier Jay est composé de larges supports latéraux qui ont toutefois tendance à se déformer sous la charge. Enfin, les dossiers Apex et contour flexible donnent des résultats équivalents, le dossier contour flexible offrant l'avantage d'être pliable, léger et étant plus esthétique et potentiellement moins encombrant que le dossier Jay.

L'utilisation d'un modèle androïde élimine les variations dues à la différence entre chaque sujet. Il peut ainsi devenir à terme un outil d'aide au design de nouvelles aides techniques à la posture en permettant d'éliminer les solutions offrant le moins de stabilité. Dans un contexte industriel, ceci permettrait de réduire les coûts en réduisant le nombre de prototypes et le nombre d'essais expérimentaux.

Bien que ce projet de maîtrise ait permis de développer et d'évaluer un modèle biomécanique pour la comparaison de différentes aides techniques à la posture, des étapes restent encore à franchir pour l'amélioration de cet outil. Pour ce faire, les recommandations suivantes doivent être prises en considération :

Recommandations au niveau du modèle :

1. L'androïde modélisé dans sa forme actuelle est une approximation d'un usager moyen de fauteuil roulant. Ce modèle doit être raffiné en représentant, par exemple, différentes catégories de sujets selon le sexe, l'âge ou la taille et étudier leur influence sur les résultats de simulation et la comparaison des ATPs.

2. L'influence des propriétés des articulations a été étudiée lors de ce projet. Des études de sensibilité plus approfondies ou la recherche de courbes moment-angle expérimentales permettraient d'obtenir plusieurs niveaux de raideur, qui pourraient être utilisés afin de pouvoir modéliser les différents niveaux lésionnels des sujets handicapés.

3. Le logiciel utilisé ayant montré ses limites, il est nécessaire d'étudier la faisabilité de recréer un modèle semblable dans un autre logiciel plus axé sur la modélisation du corps humain (MADYMO par exemple).

4. Dans un contexte à plus long terme, il serait pertinent d'étudier la possibilité de modéliser la déformation des tissus mous afin de mieux représenter l'interface entre l'usager et l'aide technique à la posture. Pour cela une étude des propriétés mécaniques de ces tissus mous est nécessaire.

Recommandations au niveau des méthodes d'évaluation :

5. Les indices de mesure de la stabilité ne sont pas les mêmes selon la tâche envisagée. Une recherche de nouveaux indices permettant de quantifier cette stabilité de l'usager est nécessaire afin de mieux évaluer le modèle.

6. Les situations expérimentales présentées dans ce mémoire sont deux tâches conduisant à des instabilités latérales. D'autres tâches pourraient être envisagées afin d'étudier la stabilité des aides techniques à la posture et évaluer plus en profondeur le modèle : descente d'une chaîne de trottoir, passage sur une surface inégale, freinage violent, etc.

Recommandations pour le design des ATPs

7. Il est possible d'utiliser ce modèle pour rechercher les formes offrant le plus de stabilité et ainsi améliorer le design des dossiers et coussins de fauteuil roulant.

8. Même si le modèle est préliminaire, des recommandations peuvent être faites pour améliorer la stabilité des usagers :
   - Les dossiers avec des appuis thoraciques dans la partie supérieure du dossier devraient être à privilégier.
   - La stabilité apportée par les dossiers flexibles avec appuis latéraux étant comparable à celle de certains dossiers en mousse sur interface rigide, leur utilisation devrait être favorisée.

RÉFÉRENCES

ADAMS M. A. et DOLAN P. (1995). Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance, Clinical Biomechanics 10, 1, 3-19.

ANDERSON B. J. G. (1979). The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. Spine 4, 52-58.

ANSI/RESNA WC/01. RESNA. RESNA Standards (1990). Wheelchairs : Determination of static stability.

AUDU M. L. et DAVY D. T. (1985). The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modeling. Journal of Biomechanical Engineering, 107, 147-157.

AXELSON P. W. et CHESNEY D. A. (1996). Clinical and research methodologies for measuring functional changes in seating systems, Proceeding of the International Seating Symposium, Vancouver, 81-84.

BACKAITIS S. H. et MERTZ H. J. (1994). HYBRID III : The First Human-like Crash Test Dummy, SAE PT-44.

BEDEWI P. G. et BEDEWI N. E. (1996). Modeling of occupant biomechanics with emphasis on the analysis of lower extremity injuries, International Journal of Crashworthiness, © Woodhead Publishing Ltd.

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

CCAT (Conseil consultatif sur les aides technologiques) (1992). Le positionnement et les aides techniques à la posture, Avis n°19, Québec.

CLÉMENT B. (1999). Design et analyse statistique d'expériences industrielles, Cours de cycle supérieur de l'école Polytechnique de Montréal, Canada.

COOPER D. (1986). Principles of seating people with disabilities, Proceedings of the Annual Conference of the Human Factors Association of Canada, 209-212.

COOPER R. A., STEWART K. J. et VANSICKLE D. P. (1994). Evaluation of methods for determining rearward stability of manual wheelchairs, Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 31, 2, 144-147.

DENG Y. (1989). Anthropomorphic dummy neck modeling and injury considerations, Accident Analysis and Prevention, Vol. 21, no 1, 85-100.

DIGGES K. H. (1995). Application of the ATB model to wheelchair restraint, University of Pittsburgh.

DIONNE M-J., AUBIN C-É. et DANSEREAU J. (1998). Finite Element Modeling of Wheelchair Seat Cushions, Proceedings of the 21st RESNA Annual Conference, Minneapolis, 143-145.

ENGIN A. E. (1981). Resistive forces and moments in major human joints, an INVITED LECTURE in Proceedings of the Eight Canadian Congress of Applied Mechanics.

FATHALLAH F. A., MARRAS W. S., PARNIANPOUR M. et GRANATA K. P. (1997). A method for measuring external spinal loads during unconstrained free dynamic lifting, Journal of Biomechanics 30, 9, 975-978.

FERGUSON-PELL M., COCHRAN G. V. B., PALMIERI V. R. et BRUNSKI J. B. (1986). Development of a modular wheelchair cushion for spinal cord injured persons, Journal of Rehabilitation Research and development 23,3,63-76.

FORWOOD M. R., NEAL R. J. et WILSON B. D. (1985). Scaling segmental moments of inertia for individual subjects, Journal of Biomechanics 18, 10, 755-761.

HARMS M. (1990). Effects of wheelchair design on posture and comfort of users. Physiotherapy, 76, 5, 266-271.

HETZEL T. R. (1994). Skin integrity, concepts of control, Proceedings of the International Seating Symposium, Vancouver, 205-211.

KIRBY R. L., ATKINSON S. M. et MACKAY E. A. (1989). Static and dynamic forward stability of occupied wheelchairs: influence of elevated footrests and forward stabilizers, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 70, 681-986.

KIRBY R. L., SAMPSON M. T., THOREN F. A. V. et MACLEOD D. A. (1995). Wheelchair stability : effect of body position, Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 32, No. 4, 367-372.

KIRBY R. L., ASHTON B. D., ACKROYD-STOLARZ S. A. et MACLEOD D. A. (1996). Adding loads to occupied wheelchairs : effect on static rear and forward stability, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 77, 183-186.

KOO T. K. K., MAK A. F. T. et LEE Y. L. (1996). Posture effect on seating interface biomechanics: Comparison between two seating cushions. Archives of Physical Medecine and Rehabilitation, vol. 77, 40-47.

MACKAY W. A. , CRAMMOND D. J., KWAN H. C. et MURPHY J. T. (1986). Measurements of human forearm viscolelasticity, Journal of Biomechecanics, Vol. 19, no 3, 231-238.

MAJAESS G., KIRBY R. L., ACKROYD-STOLARZ S. A. et CHARLEBOIS P. B. (1993). Influence of seat position on the static and dynamic forward and rear stability of occupied wheelchairs, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 74, 977-982.

MALCHAIRE J. B. et MASSET D. F. (1995). Isometric and dynamic performances of the trunk and associated factors, Spine 21, 4, 427-433.

McHENRY R. R. (1963). Analysis of the dynamics of automobile passenger restraint systems, Proceedings of the 7th Stapp Car Crash Conference, pp. 207-249.

Mechanical Dynamics Inc. (1995). Adams/View user's guide, version 8.2.

Mechanical Dynamics Inc. (1995). Adams/Solver user's guide, version 8.2.

Mechanical Dynamics Inc. (1991). Adams/Android user's guide. Version 1.0a.

MILLER D. I. (1979). Modelling in biomechanics : an overview, Medicine and Sciences in Sports, Vol. 11, No. 2, 115-122.

PARENT F. (1997). Développement et évaluation d'un nouveau concept de dossier flexible pour usagers de fauteuils roulants, Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Canada.

PARENT F., DANSEREAU J., SADEGHI H. et AISSAOUI R. (1998). A kinematic method for the evaluation of lateral stability of the users provided by wheelchair backrests, Proceedings of the 21st RESNA Annual Conference, Minneapolis, 167-169.

PHAN E., AUBIN C-E., DIONNE M-J., LI Y. et DANSEREAU J. (1999). Computer model for the design of wheelchair cushions, Proceedings of the 22nd RESNA Annual Conference (sous presse).

PIERARD-FRANCHIMONT C., JEBALI A., WOLFF P., GOFFIN V. et PIERARD G. E., (1995). Origine, prévention et traitement des escarres de decubitus, Rev. Med. Liege, 50, 105-107

RILEY P. O., MANN R. W. et HODGE W. A. (1990). Modelling of the biomechanics of posture and balance, Journal of Biomechanics, Vol. 23, No.5, 503-506.

SAUR T., BONINGER M., HOBSON D. et TREFLER E. (1997). A comparison of individuals with new C5-7 injuries vs. individuals with old C5-7 injuries, Proceedings of the 20th RESNA conference, Pittsburgh, 217-218.

SHIELDS R. et COOK T.M. (1988). Effect od seat angle and lumbar support on seated buttock pressure, Physical therapy, Vol. 68, No 11, 1682-1686.

SEELEN H. A. M., POTTEN Y. J., HUSON A., SPAANS F. et REULEN J. P. H. (1996). Impaired balance control in paraplegic subjects, Journal of Electromyography and Kinesiologie.

SON K., MILLER J. A. A., SCHULTZ A. B. (1988). The mechanical role of the trunk and the lower extremities in a seated weight-moving task in the sagittal plane, Journal of Biomedical Engineering, Vol. 110, 97-103.

SOSNER J., FAST A., BEGEMAN P., SHEU R. et KAHAN B. (1997). Forces, moments, and accelerations acting on an unrestrained dummy during simulations of three wheelchair accidents, American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 76, No. 4, 304-310.

STONE J. (1996). Clinical considerations in the selection of commercial wheelchair backs. 12th International Seating Symposium, Vancouver, 221-224.

TODD B. A. et THACKER J. G. (1994). Three-dimensional computer model of the human buttocks, in vivo, Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 31, No. 2, 111-119.

TREFLER E. et TAYLOR S. J. (1991). Prescription and positioning : evaluating the physically disabled individual for wheelchair seating, Prosthetics and Orthotics International, 15, 217-224.

VALIQUETTE C. et AUDET J. (1992). Pushing the limits of the sling concept: the contoured sling backrest. Canadian Seating and Mobility Conference, Toronto.

WHITE A. A. et PANJABI M. M. (1990). Clinical Biomechanics of the spine, Ed. J.B. Lippincott, 2nd edition.

ZACHARKOW D. (1984). Wheelchair posture and pressure sores. Springfield, Illinois, 6-34.

ZOLLARS J. et AXELSON P. (1993). The back support shaping system: an alternative for person using wheelchairs with sling upholstery. Proceedings of the 16th Annual RESNA Conference, Las Vegas : RESNA Press, 274-276.

ANNEXE A

Programme MATLAB pour la création des surfaces des Aides Techniques à la Posture

```
%==========================================================================
% Auteur:              Damien Pavec
% Nom du fichier:          ATP.m
% Date de création:    21/09/98
% Dernière modification:
%
% Description:
% Procédure qui permet de discrétiser un élément de posture % à partir des points % obtenus par le bras
mesureur 3D, créant les fichiers pour % ADAMS/View et % ADAMS/Android
%
%==========================================================================

clear;

load iscus1.txt;                        % chargement du fichier de points

ajout = [-19.5 -15 -8];                 % initialisation de l'origine

for i=1:323
    iscus2(i,:)=iscus2(i,:)+ ajout;
    end;

k=1;                                    %initialisation de la variable comptant les surfaces

for i=0:2:14
    for j=1:3:16
        a(k,:)=iscus2(i*19 + j, :);     % coordonnees des coins de la surface
        b(k,:)=iscus2((i+2)*19 + j, :);
        c(k,:)=iscus2((i+2)*19+j+3,:);
        d(k,:)=iscus2(i*19 + j+3, :);
        m(k,:)=(b(k,:)+d(k,:))/2;       % centre de la surface

                % calcul des angles des surfaces (angles autour de x, puis y, puis z)

        if (abs(d(k,1)-a(k,1))= =0)
            teta1 (k,1) =0;
        else
            teta1 (k,1)= atan ((d(k,2)-a(k,2))/abs(d(k,1)-a(k,1)));
        end;

        teta1 (k,3)=0;
```

```
        if (abs(b(k,3)-a(k,3))==0)
            temp (k,2) =0;
        else
            temp(k,2)= atan (( (b(k,2)-a(k,2))* cos (teta1 (k,1)) - (b(k,1)-a(k,1))* sin (teta1 (k,1))
)/abs(b(k,3)-a(k,3)));
        end;
        teta1 (k,2)= temp(k,2)-pi/2;

        teta2 (k,1) = -atan ((b(k,2)-a(k,2))/abs(b(k,3)-a(k,3)))-pi/2;
        teta2 (k,2) = -atan( (sin(teta2 (k,1)) * (d(k,3)-a(k,3))-cos (teta2 (k,1)) * (d(k,2)-
a(k,2)))/abs(b(k,3)-a(k,3)));
        teta2 (k,3) = 0.0;

                    %calcul des longueurs

        l(k,1) = sqrt ((b(k,1)-a(k,1))^2+(b(k,2)-a(k,2))^2+(b(k,3)-a(k,3))^2);
        l(k,2) = sqrt ((d(k,1)-a(k,1))^2+(d(k,2)-a(k,2))^2+(d(k,3)-a(k,3))^2);
        k=k+1;
    end;
end;

                % conversion des angles en degés

teta1 = teta1 * [180/pi 0 0 ; 0 180/pi 0 ; 0 0 180/pi] ;
teta2 = teta2 * [180/pi 0 0 ; 0 180/pi 0 ; 0 0 180/pi] ;


                % écriture dans un fichier texte au format d'ADAMS

fid=fopen('iscus.adm','w+');

for i=1:k-1

    fprintf(fid,'!==========================================================================
========\n');

    fprintf(fid,'! Graphic  MACRO: assise%d\n',i);

    fprintf(fid,'!==========================================================================
========\n');

    fprintf(fid,'!\n! Android Preprocessor data for Graphic \n!\n! Description:\n!    ---\n!\n!    Part:
6\n!\n!\n!==========================================================================
==\n');

    fprintf(fid, '! Graphic : assise%d\n!    |\n!    |-------- Graphic Center Marker\n  MARKER/ %d, PART=
6\n,    QP= %f, %f, %f\n,    REULER= %fD, %fD, %fD\n!    |\n!    |-------- Plate Boundary
Outline\n',i,9100000+5*i,m(i,1),m(i,2),m(i,3),teta1 (i,1),teta1 (i,2),teta1 (i,3));

    fprintf(fid, ' GRAPHIC/ %d\n,    OUTLINE=%d, %d, %d, %d, %d\n!    |\n!    |-------- \n  MARKER/
%d, PART= 6\n,    QP= %f, %f, %f\n,    REULER= %fD, %fD, %fD\n!
```

```
|\n',9200000+i,9100000+(5*i+1),9100000+(5*i+2),9100000+(5*i+3),9100000+(5*i+4),9100000+(5*i+1),
9100000+(5*i+1),a(i,1),a(i,2),a(i,3),teta1 (i,1),teta1 (i,2),teta1 (i,3));

    fprintf(fid, '!   |-------- \n  MARKER/ %d, PART= 6\n,   QP= %f, %f, %f\n,   REULER= %fD, %fD,
%fD\n!   |\n',9100000+(5*i+2),b(i,1),b(i,2),b(i,3),teta1 (i,1),teta1 (i,2),teta1 (i,3));

    fprintf(fid, '!   |-------- \n  MARKER/ %d, PART= 6\n,   QP= %f, %f, %f\n,   REULER= %fD, %fD,
%fD\n!   |\n',9100000+(5*i+3),c(i,1),c(i,2),c(i,3),teta1 (i,1),teta1 (i,2),teta1 (i,3));

    fprintf(fid, '!   |-------- \n  MARKER/ %d, PART= 6\n,   QP= %f, %f, %f\n,   REULER= %fD, %fD,
%fD\n!   |\n!\n',9100000+(5*i+4),d(i,1),d(i,2),d(i,3),teta1 (i,1),teta1 (i,2),teta1 (i,3));
end;
```

%creation du fichier pour ADAMS/Android (fichier modèle)

```
fid=fopen ('iscus.mdl','w+');

for i=1:k-1

    fprintf(fid,'ENVIRONMENT SURFACE CREATE
NAME=/androide_o/simu_fauteuil_o/assise%d\n',i);

    fprintf(fid,'ENVIRONMENT SURFACE MODIFY &\nDESCRIPTION=""\nENVIRONMENT
SURFACE POSITION MODIFY &\n');

    fprintf(fid,'X=%f &\nY=%f &\nZ=%f &\nALPHA=%f &\nBETA =%f
&\nGAMMA=0\n',m(i,1),m(i,2),m(i,3),teta2 (i,1),teta2 (i,2));

    fprintf(fid,'ENVIRONMENT SURFACE REPRESENTATION MODIFY
&\nGEOMETRIC_TYPE=plate &\nX_SCALE=%f &\nY_SCALE=%f &\nZ_SCALE=1
&\nCOLOR=Green &\nVISIBLE=YES &\nTRANSPARENT=YES\nENVIRONMENT SURFACE
PART_REFERENCE MODIFY &\nPART_ID=PAR6\n',l(i,2), l(i,1));

end;
```

% création du fichier d'interface

```
fid=fopen ('iscus.int', 'w+');

for i=1:k-1

   fprintf(fid, 'CONTACT CREATE NAME=lowertorsoonassise%d\nCONTACT MODIFY
&\nDESCRIPTION=""\n',i);

   fprintf(fid, 'CONTACT COMPLIANCE_REFERENCE MODIFY
&\nCOMPLIANCE_NAME=assise\nCONTACT ACTED_ON SURFACE_REFERENCE MODIFY
&\n');

   fprintf(fid, 'SURFACE_NAME=/androide_o/androide_assis/Lower_Torso\nCONTACT
REACTED_TO SURFACE_REFERENCE MODIFY &\n');
```

```
    fprintf(fid, 'SURFACE_NAME=/androide_o/simu_fauteuil_o/assise%d\nCONTACT REACTED_TO
SURFACE_GEOMETRY MODIFY &\nPLATE_MARGIN=0.2\n',i);

    fprintf(fid, 'CONTACT CREATE NAME=leftupperlegassis%d\nCONTACT MODIFY
&\nDESCRIPTION=""\n',i);

    fprintf(fid, 'CONTACT COMPLIANCE_REFERENCE MODIFY
&\nCOMPLIANCE_NAME=assise\nCONTACT ACTED_ON SURFACE_REFERENCE MODIFY
&\n');

    fprintf(fid, 'SURFACE_NAME=/androide_o/androide_assis/Left_Upper_Leg\nCONTACT
REACTED_TO SURFACE_REFERENCE MODIFY &\n');

    fprintf(fid, 'SURFACE_NAME=/androide_o/simu_fauteuil_o/assise%d\nCONTACT REACTED_TO
SURFACE_GEOMETRY MODIFY &\nPLATE_MARGIN=0.2\n',i);

    fprintf(fid, 'CONTACT CREATE NAME=rightupperlegassis%d\nCONTACT MODIFY
&\nDESCRIPTION=""\n',i);

    fprintf(fid, 'CONTACT COMPLIANCE_REFERENCE MODIFY
&\nCOMPLIANCE_NAME=assise\nCONTACT ACTED_ON SURFACE_REFERENCE MODIFY
&\n');

    fprintf(fid, 'SURFACE_NAME=/androide_o/androide_assis/Right_Upper_Leg\nCONTACT
REACTED_TO SURFACE_REFERENCE MODIFY &\n');

    fprintf(fid, 'SURFACE_NAME=/androide_o/simu_fauteuil_o/assise%d\nCONTACT REACTED_TO
SURFACE_GEOMETRY MODIFY &\nPLATE_MARGIN=0.2\n',i);
 end;

                    % fermeture des fichiers créés

 fclose('all');

                                % fin du programme
```

ANNEXE B
Exemple d'un fichier ADAMS

Le texte présenté ci-dessous ne représente qu'une partie d'un programme d'entrée utilisé pour la simulation dans ADAMS/Solver, le programme entier étant trop volumineux (plus de 42000 lignes).

La structure du programme est la suivante :

- définition de l'environnement : référence, structures rigides, marqueurs de position,
- définition des contraintes, équations du mouvement, matrices,
- définition des paramètres de simulation,
- définition de l'androïde : géométrie et joints,
- définition des surfaces géométriques des ATPs,
- définition des contacts et des requêtes de résultats.

% début du programme

```
*** ADAMS/Android v. 9.0 ADAMS Data Language File ***
      *** Created on Mon Sep 14 15:30:47 1998        ***
!
!#########################################################################
##
!# System units and settings                                    #
!#   Length units: in                                        #
!#     Mass units: lbm                                        #
!#    Force units: lbf                                        #
!#    Angle units: degrees                                     #
!#     Time units: second                                      #
!#                                                    #
!#     Gc = 386.4                                             #
!#########################################################################
##
```

Définition de l'environnement

```
!*************************************************************************
**
!*** Environment simu_fauteuil_o                                   ***
```

```
!*************************************************************************
**
! Desc: ADAMS/View model name: fauteuil
!ADAMS/View model name: fauteuil
!
!------------------------------- SYSTEM UNITS --------------------------------
!
UNITS/FORCE = POUND_FORCE, MASS = POUND_MASS, LENGTH = INCH,
TIME = SECOND
!
!---------------------------------- PARTS -----------------------------------
!
!---------------------------------- Ground ----------------------------------
!
!                    adams_view_name='ground'
PART/1, GROUND
!
!                     adams_view_name='sol'
MARKER/2, PART = 1, QP = -19.6850393700, -3.9370078740, 19.6850393700
!
!                   adams_view_name='surface_ref'
MARKER/19, PART = 1
!
!                    adams_view_name='FMA20'
MARKER/20, PART = 1, FLOATING
!
!                    adams_view_name='FMA22'
MARKER/22, PART = 1, FLOATING
!
!                    adams_view_name='FMA33'
MARKER/33, PART = 1, FLOATING
!
!                    adams_view_name='FMA34'
MARKER/34, PART = 1, FLOATING
!
!                    adams_view_name='MAR_1'
MARKER/112, PART = 1, QP = 0.0000000000, 0.0000000000, -19.6850393700
, REULER = 90.0000000000D, 90.0000000000D, 0.0000000000D
!
!                     adams_view_name='plan'
GRAPHICS/2, BOX, CORNER = 2, X = 196.8503937000, Y = 3.9370078740
, Z = -78.7401574800
!
!---------------------------------- Part ------------------------------------
```

```
!
!                    adams_view_name='roued'
PART/2, QG = 0.0000000000, 11.4173228300, 0.0000000000, MASS = 4.0551244240
, CM = 24, IP = 238.5526756000, 238.5526756000, 476.3982374000
!
!                    adams_view_name='cdg'
MARKER/1, PART = 2, QP = 0.1496686710, 0.0000000000, 0.0000000000
!
!                    adams_view_name='cm'
MARKER/24, PART = 2, QP = 0.1496686710, 0.0000000000, 0.0000000000
!
!                    adams_view_name='MAR39'
MARKER/39, PART = 2, QP = 0.1496686710, 2.1854783950E-15, 0.0000000000
!
!                    adams_view_name='MAR43'
MARKER/43, PART = 2, QP = 0.1496686710, 2.1854783950E-15, 0.0000000000
!
!---------------------------------- Part -----------------------------------
!
!                    adams_view_name='roueg'
PART/3, QG = 0.0000000000, 11.4173228300, -19.6850393700, MASS =
4.0551244240
, CM = 4, IP = 238.5526756000, 238.5526756000, 476.3982374000
!
!                    adams_view_name='cdg'
MARKER/3, PART = 3
!
!                    adams_view_name='cm'
MARKER/4, PART = 3
!
!                   adams_view_name='contact'
MARKER/27, PART = 3, QP = 0.0000000000, -11.4173228300, 0.0000000000
!
!                    adams_view_name='MAR32'
MARKER/32, PART = 3, QP = 0.0000000000, -11.4173228300, 0.0000000000
!
!                    adams_view_name='MAR41'
MARKER/41, PART = 3, QP = 0.0000000000, 2.1854783950E-15, 0.0000000000
!
!                    adams_view_name='MAR45'
MARKER/45, PART = 3, QP = 0.0000000000, 2.1854783950E-15, 0.0000000000
!
!---------------------------------- Part -----------------------------------
!
```

```
!                    adams_view_name='rouletted'
PART/4, QG = 17.7165354300, 2.3622047240, 0.0000000000, MASS = 0.3276868222
, CM = 25, IP = 0.6666392121, 0.6666392121, 1.3078826450
!
!                    adams_view_name='cdg'
MARKER/5, PART = 4
!
!                    adams_view_name='cm'
MARKER/25, PART = 4
!
!                    adams_view_name='MAR35'
MARKER/35, PART = 4, QP = 0.0000000000, 2.1854783950E-15, 0.0000000000
!
!                    adams_view_name='MAR47'
MARKER/47, PART = 4, QP = 0.0000000000, 2.1854783950E-15, 0.0000000000
!
!---------------------------------- Part -----------------------------------
!
!                    adams_view_name='rouletteg'
PART/5, QG = 17.7165354300, 2.3622047240, -19.6850393700, MASS =
0.3276868222
, CM = 7, IP = 0.6666392121, 0.6666392121, 1.3078826450
!
!                    adams_view_name='cdg'
MARKER/6, PART = 5
!
!                    adams_view_name='cm'
MARKER/7, PART = 5
!
!                    adams_view_name='contact'
MARKER/28, PART = 5, QP = 0.0000000000, -2.3622047240, 0.0000000000
!
!                    adams_view_name='MAR37'
MARKER/37, PART = 5, QP = 0.0000000000, 2.1854783950E-15, 0.0000000000
!
!                    adams_view_name='MAR49'
MARKER/49, PART = 5, QP = 0.0000000000, 2.1854783950E-15, 0.0000000000
!
!---------------------------------- Part -----------------------------------
!
!                    adams_view_name='bati'
PART/6, QG = 19.6850393700, 31.4960629900, -9.8425196850, MASS =
45.7987862500
, CM = 26, IP = 1586.7181590000, 8692.0444060000, 8059.0517760000
```

```
, VX = 59
!
!                    adams_view_name='assise'
MARKER/8, PART = 6, QP = -19.6850393700, -13.7795275600, 7.8740157480
!
!                    adams_view_name='accd'
MARKER/9, PART = 6, QP = -19.6850393700, -4.7244094490, 9.0551181100
!
!                    adams_view_name='accg'
MARKER/10, PART = 6, QP = -19.6850393700, -4.7244094490, -7.4803149610
!
!                    adams_view_name='jambe'
MARKER/11, PART = 6, QP = -2.7559055120, -13.7795275600, 7.8740157480
, REULER = 34.0000000000D, 0.0000000000D, 0.0000000000D
!
!                    adams_view_name='repopied'
MARKER/12, PART = 6, QP = 7.1510553760, -28.4672010900, 7.8740157480
, REULER = 15.0000000000D, 0.0000000000D, 0.0000000000D
!
!                    adams_view_name='MAR13'
MARKER/13, PART = 6, QP = 7.1510553760, -28.4672010900, -1.1811023620
, REULER = 15.0000000000D, 0.0000000000D, 0.0000000000D
!
!                    adams_view_name='dos'
MARKER/14, PART = 6, QP = -19.6850393700, -13.7795275600, 7.8740157480
, REULER = 10.0000000000D, 0.0000000000D, 0.0000000000D
!
!                    adams_view_name='cm'
MARKER/26, PART = 6, QP = -11.5259215400, -11.6466857000, 0.0000000000
, REULER = 322.6755932000D, 0.0000000000D, 0.0000000000D
!
!                    adams_view_name='chemin_mar'
MARKER/31, PART = 6, QP = -19.6850393700, -31.4960629900, 9.8425196850
!
!                    adams_view_name='MAR36'
MARKER/36, PART = 6, QP = -1.9685039370, -29.1338582700, 9.8425196850
!
!                    adams_view_name='MAR38'
MARKER/38, PART = 6, QP = -1.9685039370, -29.1338582700, -9.8425196850
!
!                    adams_view_name='MAR40'
MARKER/40, PART = 6, QP = -19.5353707000, -20.0787401600, 9.8425196850
!
!                    adams_view_name='MAR42'
```

```
MARKER/42, PART = 6, QP = -19.6850393700, -20.0787401600, -9.8425196850
!
!                    adams_view_name='MAR44'
MARKER/44, PART = 6, QP = -19.5353707000, -20.0787401600, 9.8425196850
!
!                    adams_view_name='MAR46'
MARKER/46, PART = 6, QP = -19.6850393700, -20.0787401600, -9.8425196850
!
!                    adams_view_name='MAR48'
MARKER/48, PART = 6, QP = -1.9685039370, -29.1338582700, 9.8425196850
!
!                    adams_view_name='MAR50'
MARKER/50, PART = 6, QP = -1.9685039370, -29.1338582700, -9.8425196850
!
!                    adams_view_name='cdg'
MARKER/99, PART = 6, QP = -11.5259215400, -13.2214888500, 0.0000000000
!
!                    adams_view_name='MAR_1'
MARKER/113, PART = 6, QP = -19.6850393700, -31.4960629900, -9.8425196850
, REULER = 90.0000000000D, 90.0000000000D, 0.0000000000D
!
!                    adams_view_name='coussin'
GRAPHICS/9, BOX, CORNER = 8, X = 16.9291338600, Y = 0.3937007874
, Z = -15.7480315000
!
!                    adams_view_name='dossier'
GRAPHICS/10, BOX, CORNER = 14, X = 0.7874015748, Y = 16.9291338600
, Z = -15.7480315000
!
!                    adams_view_name='accoudoird'
GRAPHICS/11, BOX, CORNER = 9, X = 13.7795275600, Y = 0.7874015748
, Z = -1.5748031500
!
!                    adams_view_name='accoudoirg'
GRAPHICS/12, BOX, CORNER = 10, X = 13.7795275600, Y = 0.7874015748
, Z = -1.5748031500
!
!                    adams_view_name='repoj'
GRAPHICS/13, BOX, CORNER = 11, X = 0.3937007874, Y = -17.7165354300
, Z = -15.7480315000
!
!                    adams_view_name='reposepied'
GRAPHICS/14, BOX, CORNER = 12, X = 3.9370078740, Y = 0.3937007874
, Z = -6.6929133860
```

```
!
!                    adams_view_name='repopiedg'
GRAPHICS/15, BOX, CORNER = 13, X = 3.9370078740, Y = 0.3937007874
, Z = -6.6929133860
!
!----------------------------- DYNAMIC GRAPHICS -----------------------------
!
!                    adams_view_name='courbe'
GRAPHICS/16, CURVE, CID = 1, CRM = 19, SEG = 26
!
```

Définition des contraintes

```
!------------------------------- CONSTRAINTS ---------------------------------
!
!                    adams_view_name='JPR1'
JPRIM/1, ATPOINT, I = 35, J = 36
!
!                    adams_view_name='JPR2'
JPRIM/2, ATPOINT, I = 37, J = 38
!
!                    adams_view_name='JPR3'
JPRIM/3, ATPOINT, I = 39, J = 40
!
!                    adams_view_name='JPR4'
JPRIM/4, ATPOINT, I = 41, J = 42
!
!                    adams_view_name='JPR5'
JPRIM/5, ORIENTATION, I = 43, J = 44
!
!                    adams_view_name='JPR6'
JPRIM/6, ORIENTATION, I = 45, J = 46
!
!                    adams_view_name='JPR7'
JPRIM/7, ORIENTATION, I = 47, J = 48
!
!                    adams_view_name='JPR8'
JPRIM/8, ORIENTATION, I = 49, J = 50
!
!                    adams_view_name='MOTION_1'
MOTION/1, I = 113, J = 112, Z, FUNCTION = 59 * time
!
!--------------------------------- FORCES ----------------------------------
```

```
!
!                    adams_view_name='forceroued'
VFORCE/1, I = 1, JFLOAT = 20, RM = 19, FX = 0\ FY = IMPACT(DY(1, 19, 19),
,VY(1, 19, 19) ,
,11.4173, 5.0E+04, 1.0, 250.0, 0.1)\ FZ = 0
!
!                    adams_view_name='roulettd'
VFORCE/3, I = 5, JFLOAT = 22, RM = 19, FX = 0\ FY = IMPACT(DY(5, 19, 19),
,VY(5, 19, 19) , 2.362, 50000.0, 1.0, 250.0, 0.1)\ FZ = 0
!
!----------------------------- DATA STRUCTURES --------------------------------
!
!                    adams_view_name='chemin_mat'
!                    adams_view_units='length'
MATRIX/1, FULL = RORDER, ROWS = 32, COLUMNS = 3
, VALUES = -3.9370078740, 0.0000000000, -19.6850393701
, 0.0000000000, 0.0000000000, -19.6850393701
, 3.9370078740, 0.0000000000, -19.6850393701
, 7.8740157480, 0.0000000000, -19.6850393701
, 11.8110236220, 0.0000000000, -19.6850393701
, 15.7480314961, 0.0000000000, -19.6850393701
, 19.6850393701, 0.0000000000, -19.6850393701
, 23.6220472441, 0.0000000000, -19.6850393701
, 27.5590551181, 0.0000000000, -19.6850393701
, 31.4960629921, 0.0000000000, -19.6850393701
, 35.4330708661, 0.0000000000, -19.6850393701
, 39.3700787402, 0.0000000000, -19.6850393701
, 43.3070866142, 0.3417322835, -19.6850393701
, 47.2440944882, 0.6834645669, -19.6850393701
, 51.1811023622, 1.0251968504, -19.6850393701
, 55.1181102362, 1.3669291339, -19.6850393701
, 59.0551181102, 1.7086614173, -19.6850393701
, 62.9921259843, 2.0503937008, -19.6850393701
, 66.9291338583, 2.3921259843, -19.6850393701
, 70.8661417323, 2.7338582677, -19.6850393701
, 74.8031496063, 3.0755905512, -19.6850393701
, 78.7401574803, 3.4173228346, -19.6850393701
, 82.6771653543, 3.4173228346, -19.6850393701
, 86.6141732283, 3.4173228346, -19.6850393701
, 90.5511811024, 3.4173228346, -19.6850393701
, 94.4881889764, 3.4173228346, -19.6850393701
, 98.4251968504, 3.4173228346, -19.6850393701
, 102.3622047244, 3.4173228346, -19.6850393701
, 106.2992125984, 3.4173228346, -19.6850393701
```

```
, 110.2362204724, 3.4173228346, -19.6850393701
, 114.1732283465, 3.4173228346, -19.6850393701
, 118.1102362205, 3.4173228346, -19.6850393701
!
!                    adams_view_name='chemin'
CURVE/1, OPEN, MATRIX = 1, CONTROL_POINTS
!
!------------------------------- EQUATIONS ----------------------------------
!
!                    adams_view_name='DIF1'
!DIFF/1, IC = 0.0000000000, IMPLICIT, STATIC_HOLD, FUNCTION = ACCX(99,
19, 19)
!
!--------------------------- HIGHER PAIR CONTACTS ----------------------------
!
!                adams_view_name='contactroulette'
PTCV/1, I = 28, JFLOAT = 33, RM = 19, CURVE = 1, VEL = 0.0000000000
!
!                  adams_view_name='contactroue'
PTCV/2, I = 27, JFLOAT = 34, RM = 19, CURVE = 1, VEL = 0.0000000000
!
!------------------------- GRAVITATIONAL ACCELERATION -------------------------
!
ACCGRAV/JGRAV = -3862.2047240000
!
```

Définition des paramètres de simulation

```
!---------------------------- ANALYSIS SETTINGS ------------------------------
!
OUTPUT/REQSAVE, GR521
!
RESULTS/FORMATTED
!
!
```

Définition des surfaces géométriques

```
!==============================================================================
! Graphic  MACRO: assise1
!==============================================================================
!
```

```
! Android Preprocessor data for Graphic
!
! Description:
!   ---
!
!   Part:  6
!
!
!=================================================================
=========
! Graphic : assise1
!   |
!   |-------- Graphic Center Marker
! adams_view_name='assise1_graphic_cm'
 MARKER/ 9000003, PART= 6
,   QP= -1.7572001E+01, -1.2200000E+01, -6.2960000E+00
,   REULER= -3.1415925E+00, 1.5707963E+00, 3.1415925E+00
!             -180.0D,       90.0D,       180.0D
!   |
!   |-------- Plate Boundary Outline
 GRAPHIC/ 9000498
,   OUTLINE=9000004, 9000005, 9000006, 9000007, 9000004
!   |
!   |--------
 MARKER/ 9000004, PART= 6
,   QP= -1.5877001E+01, -1.1700000E+01, -7.8709998E+00
,   REULER= -3.1415925E+00, 1.5707963E+00, 3.1415925E+00
!             -180.0D,       90.0D,       180.0D
!   |
!   |--------
 MARKER/ 9000005, PART= 6
,   QP= -1.9267000E+01, -1.1700000E+01, -7.8710003E+00
,   REULER= -3.1415925E+00, 1.5707963E+00, 3.1415925E+00
!             -180.0D,       90.0D,       180.0D
!   |
!   |--------
 MARKER/ 9000006, PART= 6
,   QP= -1.9267000E+01, -1.1700000E+01, -4.7210002E+00
,   REULER= -3.1415925E+00, 1.5707963E+00, 3.1415925E+00
!             -180.0D,       90.0D,       180.0D
!   |
!   |--------
 MARKER/ 9000007, PART= 6
,   QP= -1.5877001E+01, -1.1700000E+01, -4.7209997E+00
```

```
,   REULER= -3.1415925E+00, 1.5707963E+00, 3.1415925E+00
!           -180.0D,        90.0D,        180.0D
```

Définition de l'androïde

```
!==========================================================================
! Segment MACRO: Lower_Torso
!==========================================================================
!
! Android Preprocessor data for Segment
!
! Description:
!   ---
!
! Center of Mass:
!   Position:       0.000000,     0.000000,  -0.07355118 in
!                 0.000000,     0.000000,     0.000000 degrees
!   Mass:           33.23792 lbm
!
! Mass Properties:
!   Moments:        586.5037,     363.3831,     642.3351 lbm*in**2
!   Products:       0.000000,     0.000000,     0.000000 I**2
!
! SLRF Global Initial Conditions:
!   Position:       5.185039,     22.49708,    -9.841116 in
!               1.707548e-05,     90.00281, -1.730284e-05 degrees
!   Velocities:     0.000000,     0.000000,     0.000000 in/second
!                 0.000000,     0.000000,     0.000000 degrees/second
!
!==========================================================================
! Segment Part: Lower_Torso
!   |
!   |-------- Segment Part
! adams_view_name='Lower_Torso'
 PART/ 9000773
,   QG= 5.1850386E+00, 2.2497082E+01, -9.8411160E+00
,   REULER= 2.9802325E-07, 1.5708454E+00, -3.0199161E-07
,   VX= 0.0000000E+00, VY= 0.0000000E+00, VZ= 0.0000000E+00
,   WX= 0.0000000E+00, WY= 0.0000000E+00, WZ= 0.0000000E+00
,   MASS= 3.3237919E+01, CM= 9000774
,   IP= 5.8650372E+02, 3.6338309E+02, 6.4233508E+02
,   0.0000000E+00, 0.0000000E+00, 0.0000000E+00
!   |
```

```
!   |-------- Center of Mass Marker
! adams_view_name='cm'
 MARKER/ 9000774, PART= 9000773
,   QP= 0.0000000E+00, 0.0000000E+00, -7.3551178E-02
,   REULER= 0.0000000E+00, 0.0000000E+00, 0.0000000E+00
!               0.0D,        0.0D,        0.0D
!
```

Définition des contacts

```
!==================================================================
! Contact MACRO: uppertorsodossier1
!==================================================================!
! Android Preprocessor data for Contact
!
! Description:
!   ---
!
! Action Surface:
!   Name: androide_assis/Upper_Torso
!
! Reaction Surface:
!   Name: simu_fauteuil_o/dossier1
!
! Contact geometry:
!   Ellipse x semi-axis:        5.139675 in
!   Ellipse y semi-axis:        6.813680
!   Ellipse z semi-axis:        7.221855
!
!   Plate length (x-dir):       3.750000
!   Plate width (y-dir):        8.000000
!   Plate margin:              0.2000000
!
!
!
!==================================================================
! Contact: Ellipsoid Action Forces
!   |
!   |-------- X Translation Action Force
 SFORCE/ 9002427, TRANSLATIONAL, ACTIONONLY
,  I= 9000640, J= 9000000
,  FUNCTION=
,   USER(
```

```
,   2,                  ! Android SFOSUB flag
,   9000640,            ! Marker on Android Ellipsoid
,   9000309,            ! Marker on Environment Flat Plate
,   01,                 ! Component
,   1,                  ! Geometry Type
,   5.1396751E+00,      ! X Semi-axis length for Ellipsoid
,   6.8136802E+00,      ! Y Semi-axis length
,   7.2218552E+00,      ! Z Semi-axis length
,   3.7500000E+00,      ! Length for Flat Plate
,   8.0000000E+00,      ! Width
,   2.0000000E-01,      ! Width of Margin
,   1.0000000E+03,      ! Contact stiffness
,   1.0000000E+00,      ! Stiffness exponent
,   1.0000000E+02,      ! Maximum normal damping
,   1.0000000E-01,      ! Damping transition depth
,   9.8000002E-01,      ! Friction coefficient, mu
,   3.0000000E+00       ! Friction saturation velocity
, )
!   |
!   |-------- Y Translation Action Force
 SFORCE/ 9002428, TRANSLATIONAL, ACTIONONLY
,  I= 9000640, J= 9000001
,  FUNCTION=
,   USER(
,   2,                  ! Android SFOSUB flag
,   9000640,            ! Marker on Android Ellipsoid
,   9000309,            ! Marker on Environment Flat Plate
,   02                  ! Component
, )
!   |
!   |-------- Z Translation Action Force
 SFORCE/ 9002429, TRANSLATIONAL, ACTIONONLY
,  I= 9000640, J= 9000002
,  FUNCTION=
,   USER(
,   2,                  ! Android SFOSUB flag
,   9000640,            ! Marker on Android Ellipsoid
,   9000309,            ! Marker on Environment Flat Plate
,   03                  ! Component
, )
!   |
!   |-------- X Rotation Action Force
 SFORCE/ 9002430, ROTATIONAL, ACTIONONLY
,  I= 9000640, J= 9000000
```

```
,  FUNCTION=
,   USER(
,   2,              ! Android SFOSUB flag
,   9000640,            ! Marker on Android Ellipsoid
,   9000309,            ! Marker on Environment Flat Plate
,   04              ! Component
, )
!   |
!   |-------- Y Rotation Action Force
 SFORCE/ 9002431, ROTATIONAL, ACTIONONLY
,  I= 9000640, J= 9000001
,  FUNCTION=
,   USER(
,   2,              ! Android SFOSUB flag
,   9000640,            ! Marker on Android Ellipsoid
,   9000309,            ! Marker on Environment Flat Plate
,   05              ! Component
, )
!   |
!   |-------- Z Rotation Action Force
 SFORCE/ 9002432, ROTATIONAL, ACTIONONLY
,  I= 9000640, J= 9000002
,  FUNCTION=
,   USER(
,   2,              ! Android SFOSUB flag
,   9000640,            ! Marker on Android Ellipsoid
,   9000309,            ! Marker on Environment Flat Plate
,   06              ! Component
, )
!
!==================================================================
! Contact: Plate Reaction Forces
!   |
!   |-------- X Translation Reaction Force
 SFORCE/ 9002433, TRANSLATIONAL, ACTIONONLY
,  I= 9000309, J= 9000000
,  FUNCTION=
,   USER(
,   2,              ! Android SFOSUB flag
,   9000640,            ! Marker on Android Ellipsoid
,   9000309,            ! Marker on Environment Flat Plate
,   07              ! Component
, )
!   |
```

```
!   |-------- Y Translation Reaction Force
 SFORCE/ 9002434, TRANSLATIONAL, ACTIONONLY
,  I= 9000309, J= 9000001
,  FUNCTION=
,   USER(
,    2,              ! Android SFOSUB flag
,    9000640,            ! Marker on Android Ellipsoid
,    9000309,            ! Marker on Environment Flat Plate
,    08              ! Component
, )
!   |
!   |-------- Z Translation Reaction Force
 SFORCE/ 9002435, TRANSLATIONAL, ACTIONONLY
,  I= 9000309, J= 9000002
,  FUNCTION=
,   USER(
,    2,              ! Android SFOSUB flag
,    9000640,            ! Marker on Android Ellipsoid
,    9000309,            ! Marker on Environment Flat Plate
,    09              ! Component
, )
!   |
!   |-------- X Rotation Reaction Force
 SFORCE/ 9002436, ROTATIONAL, ACTIONONLY
,  I= 9000309, J= 9000000
,  FUNCTION=
,   USER(
,    2,              ! Android SFOSUB flag
,    9000640,            ! Marker on Android Ellipsoid
,    9000309,            ! Marker on Environment Flat Plate
,    10              ! Component
, )
!   |
!   |-------- Y Rotation Reaction Force
 SFORCE/ 9002437, ROTATIONAL, ACTIONONLY
,  I= 9000309, J= 9000001
,  FUNCTION=
,   USER(
,    2,              ! Android SFOSUB flag
,    9000640,            ! Marker on Android Ellipsoid
,    9000309,            ! Marker on Environment Flat Plate
,    11              ! Component
, )
!   |
```

```
!   |-------- Z Rotation Reaction Force
 SFORCE/ 9002438, ROTATIONAL, ACTIONONLY
,  I= 9000309, J= 9000002
,  FUNCTION=
,   USER(
,    2,              ! Android SFOSUB flag
,    9000640,            ! Marker on Android Ellipsoid
,    9000309,            ! Marker on Environment Flat Plate
,    12              ! Component
, )
!
!==========================================================================
! Contact: Contact Action Force Measurements
!   |
!   |-------- Contact uppertorsodossier1 Ellipsoid Displacement
 REQUEST/ 9002439, DISPLACEMENT
,  I= 9000640
,  J= 9000309
,  RM= 9000640
,  COMMENT=Contact uppertorsodossier1 Ellipsoid Displacement
!   |
!   |-------- Contact uppertorsodossier1 Ellipsoid Velocity
 REQUEST/ 9002440, VELOCITY
,  I= 9000640
,  J= 9000309
,  RM= 9000640
,  COMMENT=Contact uppertorsodossier1 Ellipsoid Velocity
!   |
!   |-------- Contact uppertorsodossier1 Ellipsoid Acceleration
 REQUEST/ 9002441, ACCELERATION
,  I= 9000640
,  J= 9000309
,  RM= 9000640
,  COMMENT=Contact uppertorsodossier1 Ellipsoid Acceleration
!   |
!   |-------- Contact uppertorsodossier1 Ellipsoid Action Force
 REQUEST/ 9002442, FORCE
,  I= 9000640
,  RM= 9000640
,  COMMENT=Contact uppertorsodossier1 Ellipsoid Action Force
!
!==========================================================================
! Contact: Contact Reaction Force Measurements
!   |
```

```
!   |-------- Contact uppertorsodossier1 Plate Displacement
 REQUEST/ 9002443, DISPLACEMENT
,  I= 9000309
,  J= 9000640
,  RM= 9000309
,  COMMENT=Contact uppertorsodossier1 Plate Displacement
!   |
!   |-------- Contact uppertorsodossier1 Plate Velocity
 REQUEST/ 9002444, VELOCITY
,  I= 9000309
,  J= 9000640
,  RM= 9000309
,  COMMENT=Contact uppertorsodossier1 Plate Velocity
!   |
!   |-------- Contact uppertorsodossier1 Plate Acceleration
 REQUEST/ 9002445, ACCELERATION
,  I= 9000309
,  J= 9000640
,  RM= 9000309
,  COMMENT=Contact uppertorsodossier1 Plate Acceleration
!   |
!   |-------- Contact uppertorsodossier1 Plate Action Force
 REQUEST/ 9002446, FORCE
,  I= 9000309
,  RM= 9000309
,  COMMENT=Contact uppertorsodossier1 Plate Action Force
!
```

ANNEXE C
Guide pour l'utilisation du modèle

Cette annexe présente le processus à suivre pour recréer le modèle développé :

- Création du modèle dans le module ADAMS/View : tous les éléments du modèle autres que l'androïde et les surfaces des ATP doivent être créées (fauteuil, trajectoire, etc.). Une simulation doit être faite afin d'obtenir un fichier .gra qui permettra d'intégrer ce modèle dans le module ADAMS/Android. De même le modèle doit être exporté sous format .adm (fichier pour ADAMS/Solver). La version du fichier .gra doit être changée pour être compatible avec ADAMS/Android (changer l'entête de V6 à V4).

- Intégration dans ADAMS/Android : le module Android demande un fichier environnement. C'est le fichier .adm créé précédemment. On peut alors créer l'androïde en le plaçant par rapport à l'environnement. Les surfaces de contact peuvent être créées dans le module lui-même où intégrées au fichier texte (.mdl) obtenu en enregistrant le modèle. La définition des propriétés mécaniques se fait à l'intérieur de ce module.

- Création des surfaces de contact : après acquisition des coordonnées des points sur la surface des ATP à modéliser, le fichier de points est utilisé en entrée dans le programme Matlab afin de générer les surfaces de contact (cf. annexe A). Deux

fichiers sont créés, l'un pour la géométrie des surfaces elles-mêmes et l'autre pour la définition des contacts.

- Simulation dans ADAMS/Solver : le fichier .adm obtenu à partir d'ADAMS/Android (cf. annexe B) peut être importé dans ADAMS/View afin de vérifier l'exactitude de la position des surfaces de contact en particulier, des déplacements pouvant intervenir. La simulation de ce fichier se fait dans ADAMs/Solver, des fichiers exécutables dans lesquels des sous-routines en FORTRAN ont été compilés afin de permettre la gestion des contacts existant. Les fichiers obtenus peuvent ensuite être importés dans ADAMS/View pour la visualisation des résultats.