

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

CONCEPTION ET ÉVALUATION D'UN SYSTÈME DE POSITIONNEMENT
DYNAMIQUE POUR LES CHIRURGIES DU RACHIS

FANNY CANET

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES

(GÉNIE MÉCANIQUE)

DÉCEMBRE 2008



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-48910-9

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-48910-9

NOTICE:

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

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

AVIS:

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

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

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

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

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

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

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

CONCEPTION ET ÉVALUATION D'UN SYSTÈME DE POSITIONNEMENT
DYNAMIQUE POUR LES CHIRURGIES DU RACHIS

est présenté par: CANET Fanny

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

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

M. DANSEREAU Jean, Ph.D., président

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. PARENT Stefan, M.D., Ph.D., membre

DÉDICACE

Je dédicace ce mémoire à ma grand-mère, merci pour ta joie de vivre !!!

REMERCIEMENTS

En premier lieu, je tiens à remercier Carl-Éric Aubin mon directeur de recherche, professeur à l'École Polytechnique de Montréal et chercheur au CHU Sainte-Justine pour m'avoir proposé cette maîtrise, et m'avoir permis de connaître le monde de la recherche. Je lui adresse un remerciement sincère pour sa grande motivation qu'il a su me transmettre, son soutien et ses encouragements tout le long de ces deux grandes années.

Je remercie nos partenaires financiers, le Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG) et la firme Medtronic avec qui les échanges ont été nombreux. Je tiens d'ailleurs à remercier Scott Drapeau pour le grand intérêt qu'il a eu pour ce projet, ainsi que pour son aide lors de la fabrication de pièces et d'assemblages.

Un grand merci à mes partenaires de travail : Annick Koller, designeuse industrielle, avec qui j'ai travaillé tout le long de ma maîtrise, Kajsa Duke et Éric Wagnac, qui nous ont encadrés et conseillés au début du projet, Ariane Morin, stagiaire à l'été 2007, qui a travaillé sur le système de poussée du sternum et Christopher Driscoll avec qui j'ai réalisé tous les essais expérimentaux et les analyses des résultats.

Merci aux chirurgiens orthopédistes, pour leurs idées qui ont guidé la conception des prototypes du système de positionnement dynamique : William Horton, du Emory Hospital à Atlanta, à l'origine du mouvement des membres inférieurs, Hubert Labelle, du CHU Sainte-Justine, pour ses conseils et Stefan Parent qui nous a rejoints avec enthousiasme.

Merci à tous ceux qui ont permis que les tests expérimentaux se réalisent : Julie Joncas, pour son soutien logistique dans l'organisation des essais et la réalisation du dossier du comité d'éthique, Souad Rhalmi pour son aide précieuse et la disponibilité de la salle 9, Mickaël Cademartoni, technicien de radiologie du CHU Sainte-Justine, disponible tôt le matin et toujours avec le sourire! Et Marie-Christine, technicienne de radiologie en clinique pour la journée de radiographies faites en salle 4.

Un énorme remerciement à tous les volontaires et patients qui nous ont fait confiance et sont venus s'installer sur le prototype. Si l'étude a pu être menée jusqu'au bout c'est grâce à eux !

Je remercie Guy Lecours et Jean Soucy techniciens en mécanique qui ont travaillé de nombreuses heures pour fabriquer la grande majorité des pièces.

Je n'oublie pas les membres du LIS3D et LMBCAO, avec qui j'ai passé de nombreuses journées, les associés de recherche, les étudiants du CHU Sainte-Justine et de l'École Polytechnique, et en particulier ceux avec qui je partage mes repas : Simon, Chris, Mark, Amandine, Betty ainsi que ceux de passage : Marie-Lyne, Ariane, Maxime, Dominic, Mélissa et « les anciens » tous ceux présents au début de ma maîtrise : Éliane, Geneviève, Pierre-Luc et Vivien.

Je remercie profondément ma famille qui m'a transmis une grande curiosité pour les sciences, mes amis et colocataires qui m'ont soutenu tout au long de mon projet, et enfin mon conjoint Benjamin, qui m'a entraîné au Québec et qui continuera à m'entraîner ailleurs encore !

RÉSUMÉ

Les maux de dos touchent 50 à 70% de la population et les symptômes les plus fréquents sont les lumbagos et les sciatiques. Ces signes cliniques peuvent atteindre jusqu'à 80% des travailleurs. Aux États-Unis, les discectomies, l'ablation d'un disque intervertébral, représentent environ 300 000 interventions chirurgicales par an. Parmi les pathologies du rachis, 5 à 6% de la population présente une déformation de la colonne vertébrale : scoliose, spondylolisthésis ou hypercyphose entre autres. Dans les cas sévères de telles déformations, une correction chirurgicale peut s'imposer. Des études récentes ont démontré que la position per opératoire du patient sur la table d'opération pouvait contribuer à faciliter l'intervention, améliorer la qualité de la correction chirurgicale et diminuer les risques de complications.

Ce projet de maîtrise avait pour base deux précédents systèmes de positionnement. D'une part, le DPF (Dynamic Positioning Frame) conçu en 2003 à Montréal qui consiste à moduler les courbures scoliotiques à l'aide de coussins thoraciques ajustables. D'autre part, le « leg positioner » fabriqué en 2005 à Atlanta qui permet de modifier la position des membres inférieurs. Ainsi, l'objectif global du projet décrit dans ce mémoire consistait à développer une nouvelle génération de systèmes de positionnement dynamique combinant ces deux appareils : le DPF et le « leg positioner ».

Les objectifs spécifiques étaient : 1) la conception d'un prototype de positionnement dynamique pour les chirurgies du rachis (appelé MFPPF : Multi-Functional Positioning Frame) qui comprend un système de positionnement des jambes, un système de poussée du sternum, et de nombreux ajustements afin d'accommoder un maximum de patients et de pathologies rachidiennes. 2) l'évaluation de ce MFPPF avec des volontaires sains et des patients atteints de pathologies de la colonne vertébrale qui nécessitent ou pourraient nécessiter une chirurgie. 3) de vérifier les hypothèses suivantes :

1) la variation de la position des membres inférieurs ou/et de la position du thorax modifie de façon significative les courbures sagittales du rachis. 2) Le MFPP permet un meilleur positionnement que celui obtenu avec les tables d'opérations classiques. 3) Le MFPP respecte la cinématique naturelle du corps humain. 4) Le MFPP est sécuritaire au niveau des pressions exercées sur le corps, celles-ci devant être inférieures ou égales à celles obtenus avec le cadre de Relton-Hall.

Dans le cadre du premier objectif, une maquette numérique pour des patients pédiatriques a d'abord été conçue sur CATIA v5r15, puis les pièces et assemblages ont été fabriqués dans plusieurs ateliers. Le prototype a été assemblé et utilisé pour l'évaluation expérimentale.

Dans le cadre du deuxième objectif, la méthode expérimentale suivante a été appliquée. En premier lieu, des paramètres morphologiques ont été mesurés : taille, masses, longueurs et circonférences de différents segments corporels. Puis, des capteurs optiques ont été posés au niveau des articulations, leur position a été enregistrée durant l'expérience par un système de caméras. Une matrice de pression a été installée sur les coussins du MFPP. Ensuite, le sujet s'est installé sur le MFPP, et les mesures de pression ont été relevées dans plusieurs positions du sujet au niveau du thorax, du bassin et des cuisses. Des radiographies latérales ont été prises dans deux positions différentes pour les volontaires sains et les patients avec un spondylolisthésis. Pour les patients scoliotiques, une radiographie latérale et une postéro-antérieure ont été prises. À des fins de comparaison, le sujet est descendu et s'est installé sur le cadre de Relton-Hall où les pressions ont été enregistrées au niveau du thorax et du bassin. En dernier, le sujet a répondu à quelques questions sur le confort et l'ergonomie du MFPP.

Plusieurs résultats sont ressortis de ces expérimentations:

- Les pressions mesurées étaient plus faibles (maximum et moyenne) sur le MFPP que sur le cadre de Relton-Hall, de manière globale mais aussi localement au niveau du thorax ou du bassin. Les surfaces de contact étaient les mêmes au niveau du thorax et plus petites au niveau du bassin pour le MFPP

comparativement au Relton-Hall. Une étude préliminaire a prouvé la répétabilité des mesures de pression.

- La cinématique du corps a suivi celle du système de positionnement mais le mouvement des jambes a moins d'amplitude (de -45° à $+8^{\circ}$) que le système mécanique (de -55° à $+20^{\circ}$). Il en est de même pour le thorax qui autorise naturellement une course en translation de 6 cm alors que le système mécanique produisait une translation de 15 cm.
- Plusieurs indices géométriques du rachis ont été analysés tels la lordose, la cyphose, les angles de Cobb scoliotique, les indices des spondylolisthésis. Plusieurs conclusions ressortent. La position des jambes a un impact significatif sur la lordose du rachis lombaire. La position du thorax, levé par le système de poussée du sternum, a un impact significatif sur la cyphose thoracique. Chez les patients scoliotiques, une réduction des courbures frontales est produite lorsque le sujet est allongé sur la table comparativement à debout, mais la correction est moins importante que lorsque le même sujet est allongé, anesthésié et le rachis exposé sur le cadre de Relton-Hall. Chez les patients avec spondylolisthésis, une différence d'environ 25° s'observe pour les indices PT et SS entre les positions en flexion et en extension.
- Le temps d'installation et désinstallation des sujets est toujours inférieure à 5 minutes pour chacune des opérations.
- Le confort est jugé bon par chacune des personnes qui a participé aux essais au moins 20 minutes. Par contre, la plupart des sujets a jugé inconfortable la position avec les jambes en extension.

Le MFPP permet plusieurs mouvements du corps qui ont un impact significatif sur les courbures latérales du rachis tout en restant sécuritaire au niveau des pressions de contact. Le MFPP permettrait aux chirurgiens de choisir la position de différents segments corporels dépendant des courbures rachidiennes souhaitées. Le MFPP est ajustable et permet d'autres mouvements qui pourraient être testés dans le cadre de la

suite de ce projet. En effet, lors de la conception du prototype, des ajustements supplémentaires ont été inclus, tels : hauteur des coussins du bassin, hauteur et orientation des coussins thoraciques, hauteur et rotation du support de la tête. Des combinaisons de mouvements tels la modification de la position des jambes et l'ajustement de la hauteur du sternum, par exemple, pourraient aussi être expérimentés afin de connaître leur impact.

En parallèle à ce projet, une version pour sujets adultes a été conçue. La prochaine étape sera des tests avec ce prototype adulte afin de l'évaluer sur une plus large population et sur de nouvelles pathologies (hernies discales, hyper-cyphoses, maladies dégénératives du rachis). De plus, des comparaisons avec d'autres tables de chirurgies pourraient être faites avec la table Jackson, la table d'Andrews, ou le cadre de Wilson par exemple. Un projet commence au sein du laboratoire sur le design et la fabrication d'un prototype pour les chirurgies antérieures et/ou minimalement invasives. Ces chirurgies prennent de l'ampleur et nécessitent un système de positionnement latéral.

Ce projet d'étude du positionnement pré- et per-opératoire amène de nouvelles perspectives d'aide à la chirurgie. Ainsi, la création et la validation d'un modèle par éléments finis du corps humain complètent cette étude. Ce modèle personnalisé permet de simuler les mouvements des membres inférieurs et du tronc et de prédire les courbures de la colonne vertébrale induites. La mise en commun des connaissances de l'informatique, de la mécanique et de la médecine permet de proposer de nouveaux outils médicaux, comme les systèmes de positionnement dynamique, et ceci dans le but d'améliorer les soins et le bien être des patients.

ABSTRACT

Between 50 to 70 % of the population experience some sort of pain associated with the spine, the most frequent symptoms being lower back pain and a pinched sciatic nerve found in up to 80% of workers. In the USA, discectomies, the removal of an intervertebral disc, represent around 300 000 surgeries per year. More seriously, 5 to 6% of the population has a spinal deformity such as scoliosis, spondylolisthesis or hyperkyphosis, among others. In case of severe deformities, a corrective surgery must be performed. Recent studies have demonstrated that operative patient positioning on a surgical frame could be exploited in order to facilitate the intervention, improve the surgical results and decrease the risk of complications. This master's project was based on two previously developed surgical frames. The first, called the DPF (Dynamic Positioning Frame), was developed in 2003 in Montreal. It allows for the modulation of scoliotic curves in the coronal plane via adjustable thoracic cushions. The second, called the « leg positioner », was developed in 2005 in Atlanta. It allows for modulation of sagittal curves via positioning of the lower limbs. The main objective of this project, as described in this report, was to develop a new generation of dynamic positioning frame which combined these two previous systems.

The specific objectives are: 1) the conception of a prototype of the dynamic positioning system for spinal surgeries (called MFPP for Multi-Functional Positioning Frame), that includes a lower limb positioning system, a sternum lifting system and numerous adjustments in order to adapt to various patient physiologies and spinal pathologies. 2) The evaluation of the MFPP for both healthy volunteers and patients afflicted with a spinal pathology who are candidates for operative treatment. 3) The verification of the following hypothesis:

1) The variation of lower limb position and/or sternum position can significantly modify the sagittal curves of the spine. 2) The MFPP allows an improved positioning relative to

currently used surgical frames. 3) The MFPP respects natural human body kinematic. 4) The MFPP is safe with regards to interface pressures on the body.

In this project, a paediatric prototype was designed using CAD software (CATIA V5R15). Following this, the parts and assemblies were machined at various workshops. Finally, the prototype was built and used for the evaluation phase.

For the second objective, evaluation of the MFPP, the experimental protocol was the following: First, subject morphological and flexibility parameters were measured: height, weight, length and circumference of corporal segments. Then, optical captors were placed on the subject's lower limb articulations so that their positions could be recorded by a camera system during experimental displacement and a force sensing array (FSA) was installed on the MFPP cushions. Next, the subjects were installed on the MFPP, and interface pressure measurements were made for the thoracic, pelvic and thigh cushions. For the healthy volunteers and spondylolisthesis patients, radiographs were taken in two different positions while for AIS patients a lateral and a postero-anterior (PA) radiographs were taken in a single position. The subjects were removed from the MFPP and placed on the Relton-Hall frame. Interface pressure measurements were made for the thoracic and pelvic cushions. Finally, the subjects answered a questionnaire about MFPP comfort and ergonomics.

Several results arose from these experimentations:

- The interface pressures measured on the MFPP (peak and average) were lower than on the Relton-Hall frame, both globally and also specifically for the thoracic and pelvic cushions. The interface contact area for the thoracic cushion was the same for both frames while for the pelvic cushion it was lower on the MFPP. A preliminary study has shown good repeatability of the pressure measurements.
- The patient body kinematics observed followed the motion of the surgical frame, however, the lower limbs had less of a range of motion (from 45° in flexion to 8°

in extension) relative to the mechanical system (from 55° in flexion to 20° in extension). A similar situation was found for the sternum vertical displacer with a patient thoracic translation of 6 cm relative to that of the mechanical system reaching 15 cm.

- Different clinical indices were analysed including: lordosis, kyphosis, scoliotic Cobb angles, and several Spondylolisthesis indices. The conclusions that were drawn were: lower limb positioning has a significant impact on lumbar lordosis, sternum vertical displacement has a significant impact on thoracic kyphosis; a reduction of AIS Cobb angles arises when a patient is placed in the prone position on the MFPP and however, this correction is less important than under anaesthesia on Relton-Hall frame. Finally, a 25° change in both PT and SS was observed for spondylolisthesis patients when going from the extended to flexed lower limb position.
- Ergonomics, evaluated with patient installation and removal times (always less than 5 minutes), was judged to be good. Comfort, evaluated by each patient via questionnaire, was also judged to be good for awaked periods of 20 minutes.

The MFPP allows for different movements of the body which have a significantly impact on the sagittal spinal curves of the spine while maintaining safe interface pressure levels. The MFPP will allow surgeons to position their patients in a variety of ways in order to obtain their preferred intra-operative spinal geometry. The MFPP is adjustable and will allow additional movements which will be tested in the future such as: raising or lowering the thoracic cushions, raising or lowering the pelvic cushions, moving the head, moving the arms, as well as combinations of these movements that could be tested in the continuation of the project.

In parallel to this project an adult prototype was designed and built. The next step will be to do some tests using the adult prototype in order to evaluate the table's impact on a larger population with additional pathologies such as: herniated discs, hyper-kyphosis,

etc. Moreover, a comparison with other currently available surgical tables such as the: Jackson, Andrews, and Wilson should be done. Another project has begun about the design and fabrication of a dynamic positioning system for anterior spinal surgeries. Minimally invasive surgeries are becoming more frequent and require a surgical frame allowing lateral patient positioning for the anterior approach. This project about pre- and intra- operative patient positioning brings new perspectives that can facilitate surgical interventions. The creation and validation of a finite element model of the body complements this study. This model, which allows simulation of the impact of lower limb and thoracic positioning on spinal geometry, can be used to both predict the impact of MFPP on a given patient and study novel and combined patient positioning parameters in the hope of optimization. The combined knowledge of computers, mechanics and medicine allow for the introduction of new medical tools, like the dynamic positioning frame, which will hopefully lead to improved patient treatment and healthcare provision.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	<i>iv</i>
REMERCIEMENTS	<i>v</i>
RÉSUMÉ	<i>vii</i>
ABSTRACT	<i>xi</i>
TABLE DES MATIÈRES	<i>xv</i>
LISTE DES ANNEXES	<i>xix</i>
LISTE DES TABLEAUX	<i>xx</i>
LISTE DES FIGURES	<i>xxii</i>
INTRODUCTION	<i>1</i>
CHAPITRE 1. REVUE DES CONNAISSANCES	<i>3</i>
1.1. Quelques aspects anatomiques de la colonne vertébrale	<i>3</i>
1.1.1. Définition des plans du corps humain.....	<i>3</i>
1.1.2. Anatomie de la colonne vertébrale.....	<i>4</i>
1.2. Pathologies de la colonne vertébrale	<i>5</i>
1.2.1. La scoliose.....	<i>5</i>
1.2.2. Le spondylolisthésis.....	<i>8</i>
1.2.3. L'hypercyphose.....	<i>11</i>
1.2.4. L'hernie discale.....	<i>12</i>
1.2.5. Les traumatismes.....	<i>13</i>
1.3. Systèmes de positionnement existant pour les chirurgies de la colonne vertébrale	<i>13</i>
1.3.1. Cadre de Relton-Hall.....	<i>13</i>
1.3.2. Cadre de Wilson.....	<i>14</i>

1.3.3	Table d'Andrews	16
1.3.4	Table de Jackson	17
1.3.5	Système « Montréal ».....	19
1.3.6	Leg positioner.....	21
1.4.	Complications dues au positionnement.....	23
1.5.	Biomécanique de la colonne vertébrale lors du positionnement per- opératoire	24
1.5.1	Influence du positionnement sur les courbures rachidiennes dans le plan sagittal	24
1.5.2	Étude sur les courbures scoliotiques dans le plan coronal	26
CHAPITRE 2.	OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES.....	28
2.1.	Objectifs	28
2.2.	Hypothèses	29
CHAPITRE 3.	CONCEPTION DU PROTOTYPE PÉDIATRIQUE	31
3.1	Élaboration du cahier des charges	31
3.1.1	Analyse des besoins	31
3.1.2	Objectifs visés par le système de positionnement.....	32
3.1.3	Analyse des données et des restrictions	34
3.1.4	Restrictions.....	37
3.1.5	Critères de design.....	38
3.2	Développement du design	38
3.2.1	Choix des matériaux.....	39
3.2.2	Maquette numérique.....	40
3.3	Recherche de solutions.....	45
3.3.1	Démarche	45
3.3.2	Prototype fonctionnel.....	51
3.3.3	Prototype pédiatrique	55

CHAPITRE 4. ÉVALUATION DU PROTOTYPE PÉDIATRIQUE	65
4.1 Sujets	65
4.2 Installation du montage	66
4.3 Protocole expérimental	68
4.3 Paramètres étudiés	74
4.3.1 Mesures des pressions	74
4.3.2 Enregistrement de la cinématique	76
4.3.3 Mesure des radiographies.....	77
4.3.4 Réponses aux questionnaires.....	79
CHAPITRE 5. RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION DU PROTOTYPE.....	80
5.1 Analyse des pressions.....	80
5.1.1 Analyse de répétabilité.....	80
5.1.2 Étude comparative entre le cadre RH et le MFPP.....	81
5.2 Analyse de la cinématique	85
5.2.1 Mouvement des jambes.....	85
5.2.2 Mouvements du thorax.....	88
5.3 Analyse des courbures sagittales du rachis.....	91
5.3.1 Courbures sagittales du rachis lors du mouvement des jambes	91
5.3.2 Courbures sagittales du rachis lors du mouvement du sternum.....	93
5.3.3 Résultats pour les cas de scolioses	94
5.3.4 Résultats pour les cas de spondylolisthésis.....	96
5.4 Analyse de l'ergonomie du système de positionnement.....	97
CHAPITRE 6. DISCUSSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES.....	100
CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS	111
RÉFÉRENCES	115

ANNEXES.....121

LISTE DES ANNEXES

<i>ANNEXE A.</i>	<i>LISTE DES BREVETS.....</i>	<i>121</i>
<i>ANNEXE B.</i>	<i>WEBOGRAPHIE.....</i>	<i>123</i>
<i>ANNEXE C.</i>	<i>QUESTIONNAIRE.....</i>	<i>124</i>
<i>ANNEXE D.</i>	<i>TABLEAU DES PATHOLOGIES ET DE LA POSITION VOULUE</i>	<i>125</i>
<i>ANNEXE E.</i>	<i>PROPRIÉTÉS DES MATÉRIAUX.....</i>	<i>126</i>
<i>ANNEXE F.</i>	<i>NOMENCLATURE DU PROTOTYPE PÉDIATRIQUE.....</i>	<i>127</i>
<i>ANNEXE G.</i>	<i>RADIOGRAPHIES DES VOLONTAIRES : ESSAIS DES MOUVEMENTS DE MEMBRES INFÉRIEURS.....</i>	<i>151</i>
<i>ANNEXE H.</i>	<i>RADIOGRAPHIES DES VOLONTAIRES : ESSAIS DU MOUVEMENT DU STERNUM</i>	<i>152</i>
<i>ANNEXE I.</i>	<i>RADIOGRAPHIES DES PATIENTS SCOLIOTIQUES.....</i>	<i>153</i>
<i>ANNEXE J.</i>	<i>RADIOGRAPHIES DES PATIENTS ATTEINTS DE SPONDYLOLISTHÉSIS.....</i>	<i>155</i>

LISTE DES TABLEAUX

<i>Tableau 5-1 : Pics de pression mmHg–Test/Retest.....</i>	<i>80</i>
<i>Tableau 5-2 : Moyennes des pressions mmHg– Test/Retest.....</i>	<i>80</i>
<i>Tableau 5-3 : Surface de contact cm²– Test/Retest.....</i>	<i>80</i>
<i>Tableau 5-4 : Pics de pression mm Hg - Tous les coussins –MFPP vs RH.....</i>	<i>81</i>
<i>Tableau 5-5 : Pics de pression mm Hg – Coussins thoraciques –MFPP vs RH</i>	<i>81</i>
<i>Tableau 5-6 : Pics de pression mm Hg – Coussins pelviens –MFPP vs RH</i>	<i>82</i>
<i>Tableau 5-7 : Pics de pression mm Hg – Coussins cuisses –MFPP vs RH.....</i>	<i>82</i>
<i>Tableau 5-8 : Moyennes des pressions mmHg - Tous les coussins – MFPP vs RH</i>	<i>82</i>
<i>Tableau 5-9 : Moyennes des pressions mmHg – Coussins thoraciques – MFPP vs RH.</i>	<i>83</i>
<i>Tableau 5-10 : Moyennes des pressions mmHg – Coussins pelviens – MFPP vs RH.....</i>	<i>83</i>
<i>Tableau 5-11 : Moyennes des pressions mmHg – Coussins des cuisses – MFPP vs RH</i>	<i>83</i>
<i>Tableau 5-12 : Surface de contact en cm² - Tous les coussins – MFPP vs RH.....</i>	<i>84</i>
<i>Tableau 5-13 : Surface de contact en cm² – Coussins thoraciques – MFPP vs RH.....</i>	<i>84</i>
<i>Tableau 5-14 : Surface de contact en cm² – Coussins pelviens – MFPP vs RH.....</i>	<i>84</i>
<i>Tableau 5-15 : Surface de contact en cm² – Coussins des cuisses – MFPP vs RH.....</i>	<i>85</i>
<i>Tableau 5-16 : Cinématique des membres inférieurs</i>	<i>88</i>
<i>Tableau 5-17 : Cinématique du thorax</i>	<i>90</i>
<i>Tableau 5-18 : Comparaison des courbures sagittales en flexion et extension des jambes (n=10)</i>	<i>91</i>
<i>Tableau 5-19 : Comparaison des courbures sagittales debout et en flexion et extension des jambes (n=6).....</i>	<i>92</i>
<i>Tableau 5-20 : Comparaison des courbures sagittales à plat et le sternum relevé (n=4)</i>	<i>93</i>
<i>Tableau 5-21 : Comparaison des angles de Cobb sur les scolioses (n=6).....</i>	<i>95</i>
<i>Tableau 5-22 : Comparaison des mesures latérales sur les scolioses (n=6)</i>	<i>96</i>
<i>Tableau 5-23 : Comparaison des indices du spondylolisthésis (n=6).....</i>	<i>97</i>
<i>Tableau E-1 : Caractéristiques des matériaux</i>	<i>126</i>

<i>Tableau F-1 : Nomenclature du prototype pédiatrique</i>	<i>127</i>
--	------------

LISTE DES FIGURES

<i>Figure 1.1 : Les 3 plans principaux du corps humain.....</i>	<i>4</i>
<i>Figure 1.2: Vues latérale et frontale d'une colonne saine (Source © 2005 O'Brien).....</i>	<i>5</i>
<i>Figure 1.3 : Radiographie PA pré-opératoire d'un cas de scoliose (Source : Base de données du CHU Sainte-Justine)</i>	<i>6</i>
<i>Figure 1.4 : Mesure de l'angle de Cobb sur une radiographie PA (Source : base de données du CHU Sainte-Justine)</i>	<i>7</i>
<i>Figure 1.5 : Radiographie PA post opératoire (Source : Base de données du CHU Sainte-Justine).....</i>	<i>8</i>
<i>Figure 1.6 : Radiographie latérale d'un cas de spondylolisthesis (Source : Base de données du CHU Sainte-Justine)</i>	<i>9</i>
<i>Figure 1.7 : Glissement, classification de Meyerding (Source © 2005 O'Brien)</i>	<i>9</i>
<i>Figure 1.8 : Indices : PI, PT et SS (Source © 2005 O'Brien)</i>	<i>10</i>
<i>Figure 1.9 : Radiographie latérale Pré-op d'un cas de spondylolisthesis (Source : Base de données du CHU Sainte-Justine)</i>	<i>11</i>
<i>Figure 1.10 : Radiographie latérale Post-op du même cas de spondylolisthesis (Source : Base de données du CHU Sainte-Justine).....</i>	<i>11</i>
<i>Figure 1.11 : Mary (Source : base de données du LMBCAO).....</i>	<i>12</i>
<i>Figure 1.12 : Système de Relton-Hall.....</i>	<i>14</i>
<i>Figure 1.13 : Cadre de Wilson (Source: Brevet US 5,584,302)</i>	<i>15</i>
<i>Figure 1.14 : Cadre Wilson avec système de levage (Source : Brevet : US 6,001,076)..</i>	<i>15</i>
<i>Figure 1.15 : Système Andrews (Source : Brevet Europe 0 501 712 A1).....</i>	<i>16</i>
<i>Figure 1.16 : Table Jackson (Source : Brevet USA: 5,131,106)</i>	<i>17</i>
<i>Figure 1.17 : Table Jackson axis (Source: Brevet US 7,152,261 B2)</i>	<i>18</i>
<i>Figure 1.18: Système Montréal (Source: Brevet WO 2005/034827 A1)</i>	<i>19</i>
<i>Figure 1.19 : Coussins du système Montréal. Reproduit avec permission (Source © 2003 Kajsas Duke).....</i>	<i>20</i>
<i>Figure 1.20 : "Leg positioner" (Source: Brevet US 7,234,180 B2)</i>	<i>21</i>

<i>Figure 1.21 : Système de coussins dynamiques du système Montréal. Reproduit avec permission (Source © 2002 Kajsa Duke).....</i>	<i>26</i>
<i>Figure 1.22 : Test des coussins dynamiques. Reproduit avec permission (Source © 2002 Kajsa Duke).....</i>	<i>27</i>
<i>Figure 3.1: Radiographies PA: 0°, -30°, +30°</i>	<i>32</i>
<i>Figure 3.2: Radiographies latérales: 0°, -30°, +30°</i>	<i>32</i>
<i>Figure 3.3 : Cinématique des membres inférieurs (en pouces)</i>	<i>34</i>
<i>Figure 3.4 : Bloc opératoire lors d'une chirurgie du rachis (Source : base de données du LMBCAO)</i>	<i>36</i>
<i>Figure 3.5 : Liens entre les sous-systèmes.....</i>	<i>39</i>
<i>Figure 3.6 : Radiographie d'échantillons de matériaux différents.....</i>	<i>40</i>
<i>Figure 3.7 : Volume occupé par le C-Arm.....</i>	<i>41</i>
<i>Figure 3.8 : Mannequin CATIA femme canadienne 99^{ème} percentile</i>	<i>42</i>
<i>Figure 3.9: Analyse de l'espace du coussin du sternum.....</i>	<i>43</i>
<i>Figure 3.10 : Analyse du système de poussée du sternum</i>	<i>44</i>
<i>Figure 3.11 : Mouvement des membres inférieurs.....</i>	<i>44</i>
<i>Figure 3.12 : Vues dans les 3 plans et en 3 dimensions d'une pièce.....</i>	<i>45</i>
<i>Figure 3.13 : Contraintes de Von Mises</i>	<i>46</i>
<i>Figure 3.14 : Déplacement (échelle 5 :1)</i>	<i>47</i>
<i>Figure 3.15 : Explosé de l'assemblage : jonction.....</i>	<i>47</i>
<i>Figure 3.16 : assemblage de la jonction.....</i>	<i>47</i>
<i>Figure 3.17: Test éléments finis sur l'assemblage du cadre.....</i>	<i>48</i>
<i>Figure 3.18 : Détails des efforts sur les vis et les tôles</i>	<i>48</i>
<i>Figure 3.19 : Dessin technique du LP 12 Attachment</i>	<i>49</i>
<i>Figure 3.20 : Nomenclature et explosé du LP 08 Pivot Pulley.....</i>	<i>50</i>
<i>Figure 3.21 : Coupes du LP 08 Pivot Pulley</i>	<i>51</i>
<i>Figure 3.22 : Prototype fonctionnel réel</i>	<i>52</i>
<i>Figure 3.23 : Prototype fonctionnel virtuel (Source © 2006 F. Canet et K. Duke)</i>	<i>53</i>
<i>Figure 3.24 : Prototype fonctionnel virtuel, jambes en extension.....</i>	<i>53</i>

<i>Figure 3.25 : Prototype fonctionnel virtuel, jambes en flexion</i>	54
<i>Figure 3.26 : Prototype pédiatrique virtuel</i>	55
<i>Figure 3.27 : Section des barres extrudées pour le support</i>	56
<i>Figure 3.28 : Support et ses ajustements, X. Wang</i>	56
<i>Figure 3.29 : Cadre (Source : X. Wang et F. Canet)</i>	57
<i>Figure 3.30 : Support du bassin</i>	58
<i>Figure 3.31 : Système de barres parallèles. Reproduit avec permission (Source © 2006 Xiaoyu Wang)</i>	59
<i>Figure 3.32 : Système de positionnement des jambes</i>	59
<i>Figure 3.33 : Mécanisme d'entraînement</i>	61
<i>Figure 3.34 : Système de poussée du sternum</i>	62
<i>Figure 3.35 : Coussins thoraciques</i>	63
<i>Figure 3.36 : Appui-bras</i>	63
<i>Figure 3.37 : Support de la tête</i>	64
<i>Figure 4.1 : Organigramme des tests expérimentaux</i>	66
<i>Figure 4.2 : Prise de radiographie – salle 9</i>	67
<i>Figure 4.3 : Mesures morphologiques (a-schéma des mesures, b-taille, c-masses, d-longueur du fémur)</i>	69
<i>Figure 4.4 : Sujet allongé sur le prototype</i>	69
<i>Figure 4.5 : Jambes à 60° en flexion</i>	70
<i>Figure 4.6 : Sternum relevé</i>	70
<i>Figure 4.7 : Position pour les patients ayant des scolioses</i>	71
<i>Figure 4.8 : Prise d'une radiographie latérale</i>	72
<i>Figure 4.9 : Jambes à 20° en extension</i>	72
<i>Figure 4.10 : Sternum neutre</i>	73
<i>Figure 4.11 : Sujet allongé sur le cadre de Relton-Hall</i>	74
<i>Figure 4.12 : Emplacement des marqueurs des jambes</i>	76
<i>Figure 4.13 : Emplacement des marqueurs sur le thorax</i>	76
<i>Figure 5.1 : Jambes en flexion</i>	86

<i>Figure 5.2 : Jambes en extension.....</i>	<i>86</i>
<i>Figure 5.3 : Cinématique des jambes et du système mécanique (en mm).....</i>	<i>87</i>
<i>Figure 5.4 : Marqueurs installés sur le thorax en position neutre.....</i>	<i>89</i>
<i>Figure 5.5 : Marqueurs sur le thorax en position élevée.....</i>	<i>89</i>
<i>Figure 5.6 : Cinématique du thorax et du système de lever du sternum (en mm)</i>	<i>89</i>
<i>Figure 5.7 : Radiographie latérale avec les jambes en flexion</i>	<i>91</i>
<i>Figure 5.8 : Radiographie latérale jambes avec les jambes en extension.....</i>	<i>91</i>
<i>Figure 5.9 : Radiographie latérale sternum baissé</i>	<i>93</i>
<i>Figure 5.10 : Radiographie latérale sternum levé.....</i>	<i>93</i>
<i>Figure 5.11 : Radiographie PA Scoliose, debout</i>	<i>94</i>
<i>Figure 5.12 : Radiographie PA, scoliose, sur le MFPF</i>	<i>94</i>
<i>Figure 5.13 : Radiographie PA, scoliose, sur le système de RH.....</i>	<i>94</i>
<i>Figure 5.14 : Radiographie latérale Scoliose, debout.....</i>	<i>96</i>
<i>Figure 5.15 : Radiographie latérale, scoliose, sur le prototype.....</i>	<i>96</i>
<i>Figure 6.1 : Maquette numérique du prototype adulte.....</i>	<i>107</i>
<i>Figure 6.2 : Prototypes adulte (à gauche) et pédiatrique (à droite)</i>	<i>108</i>
<i>Figure 6.3 : Prototype adulte, test d'installation.....</i>	<i>108</i>
<i>Figure 6.4 : MEF, jambes en flexion. Reproduit avec permission (Source © 2008 Christopher Driscoll).....</i>	<i>109</i>
<i>Figure G.1 : Radiographie latérale, volontaire 001 : jambes en flexion</i>	<i>151</i>
<i>Figure G.2 : Radiographie latérale, volontaire 001 : jambes en extension</i>	<i>151</i>
<i>Figure G.3 : Radiographie latérale, volontaire 004 : jambes en flexion</i>	<i>151</i>
<i>Figure G.4 : Radiographie latérale, volontaire 004 : jambes en extension</i>	<i>151</i>
<i>Figure H.1 : Radiographie latérale, volontaire 005: position neutre</i>	<i>152</i>
<i>Figure H.2 : Radiographie latérale, volontaire 005: position relevée.....</i>	<i>152</i>
<i>Figure H.3 : Radiographie latérale, volontaire 007: position neutre</i>	<i>152</i>
<i>Figure H.4 : Radiographie latérale, volontaire 007: position relevée.....</i>	<i>152</i>
<i>Figure I.1 : Radiographie PA, patient 012: debout.....</i>	<i>153</i>
<i>Figure I.2 : Radiographie PA, patient 012: allongé sur le MFPF</i>	<i>153</i>

<i>Figure I.3 : Radiographie PA, patient 012: allongé sur le RH.....</i>	<i>153</i>
<i>Figure I.4 : Radiographie latérale, patient 012: debout</i>	<i>153</i>
<i>Figure I.5 : Radiographie latérale, patient 012: allongé sur le MFPP.....</i>	<i>153</i>
<i>Figure I.6 : Radiographie latérale, patient 012: allongé sur le RH.....</i>	<i>153</i>
<i>Figure I.7 : Radiographie PA, patient 014: debout.....</i>	<i>154</i>
<i>Figure I.8 : Radiographie PA, patient 014: allongé sur le MFPP</i>	<i>154</i>
<i>Figure I.9 : Radiographie PA, patient 014: allongé sur le RH.....</i>	<i>154</i>
<i>Figure I.10 : Radiographie latérale, patient 014: debout</i>	<i>154</i>
<i>Figure I.11 : Radiographie latérale, patient 014: allongé sur le MFPP.....</i>	<i>154</i>
<i>Figure I.12 : Radiographie latérale, patient 014: allongé sur le RH.....</i>	<i>154</i>
<i>Figure J.1 : Radiographie latérale, patient 010 : debout.....</i>	<i>155</i>
<i>Figure J.2 : Radiographie latérale, patient 010 : allongé sur le MFPP jambes en extension.....</i>	<i>155</i>
<i>Figure J.3 : Radiographie latérale, patient 010 : allongé sur le MFPP jambes en flexion</i>	<i>155</i>
<i>Figure J.4 : Radiographie latérale, patient 020 : debout.....</i>	<i>155</i>
<i>Figure J.5 : Radiographie latérale, patient 020 : allongé sur le MFPP jambes en extension.....</i>	<i>155</i>
<i>Figure J.6 : Radiographie latérale, patient 020 : allongé sur le MFPP jambes en flexion</i>	<i>155</i>

INTRODUCTION

Les pathologies rachidiennes touchent 50 à 70% de la population et les symptômes les plus fréquents sont les lumbagos et les sciatiques (Cohen de Lara, 2006). Ces signes cliniques peuvent atteindre jusqu'à 80% des travailleurs. Ce qui en fait un mal connu de presque tous. Ramamurti (2004) rapporte qu'aux États-Unis, environ 300 000 discectomies sont effectuées par année. Parmi les causes de douleurs, les déformations rachidiennes touchent plus d'une personne sur dix : 4 à 5% est atteint de scoliose selon Rogala et coll. (1978), et environ 5% de la population adulte est atteinte de spondylolisthésis selon Cavalier et coll. (2006). Dans les cas sévères, pour environ 3% des cas de scoliose, la chirurgie est nécessaire (Rogala et coll. 1978). D'autres pathologies sont concernées par les opérations chirurgicales: les spondylolisthésis, les hyper cyphoses, les hyper lordoses, les hernies discales et d'autres troubles plus rares de la colonne vertébrale.

Lors des chirurgies du rachis, le patient est généralement allongé en décubitus ventral. Différentes tables de chirurgies spécialement conçues pour la position en décubitus ventral sont disponibles sur le marché. Le système Relton-Hall et Jackson sont couramment utilisés. Le cadre de Wilson et le système d'Andrews sont disponibles dans les blocs opératoires pour certaines chirurgies de la colonne vertébrale. Le système Relton-Hall, utilisé au CHU Sainte Justine comporte quatre coussins qui sont placés avant la chirurgie selon la morphologie des patients, puis une fois le sujet allongé, l'emplacement des coussins ne peut être modifié. En 2005, Duke et coll. ont obtenu des résultats prometteurs avec un système de positionnement « dynamique » pour le tronc lors de chirurgies de scoliose. Ce prototype avait comme caractéristiques quatre coussins qui pouvaient être dynamiquement déplacés avant et pendant l'opération afin de corriger les courbures scoliotiques. Une pression du côté convexe de la courbure rachidienne était exercée, ce qui permettait de redresser la colonne vertébrale. Suite aux résultats positifs de cette étude, le concept de système de positionnement dynamique a été étendu aux membres inférieurs et pour différentes chirurgies rachidiennes. Cette initiative s'appuyait également sur le développement concomitant d'un système dynamique pour

les membres inférieurs par le Dr Horton du Emory Hospital à Atlanta. L'objectif était de jumeler nos efforts afin de développer un système intégré pour le positionnement de patients pour tout type de chirurgie rachidienne. Un des buts était d'adapter la position du patient au moment de la chirurgie, selon les besoins de l'intervention. Par exemple, lors d'une chirurgie pour une hernie discale, il est utile d'écarter les vertèbres en diminuant la lordose lombaire, afin de retirer facilement le disque intervertébral; puis de replacer les vertèbres dans la position physiologique en redonnant une lordose naturelle. Une façon de modifier la lordose est de modifier la position des jambes. De même, si on souhaite faire varier la cyphose, on fait varier la hauteur du sternum du patient. C'est dans ce contexte qu'un premier cahier des charges a été établi par l'équipe du Pr Aubin avec les Docteurs Horton et Labelle, qui ont établi les positions souhaitées pour les patients selon la chirurgie. Cette maîtrise découle donc de ce travail préliminaire.

Les objectifs de ce projet de maîtrise sont de concevoir un prototype de positionnement dynamique ainsi que de l'évaluer sur des volontaires sains adultes et des patients adolescents atteints de scoliose et de spondylolisthésis. Un des défis de la conception est de répondre aux contraintes médicales (radio-transparence par exemple) tout en respectant les contraintes de conception classique (choix de matériaux, résistance et facteur de sécurité, fabrication, ergonomie, utilisation simple, etc.). Ce travail de maîtrise est un compromis entre médecine et ingénierie.

Ce mémoire est divisé en cinq chapitres. Le premier regroupe la revue des connaissances autour des pathologies du rachis et des systèmes de positionnement. Le deuxième chapitre présente les objectifs et hypothèses du projet. Puis, la conception du système sera décrite dans la troisième partie. Le quatrième chapitre traite de l'évaluation expérimentale. Dans le cinquième chapitre, les résultats sont présentés. La dernière partie regroupe les éléments discutés et enfin une conclusion et des recommandations sont faites.

CHAPITRE 1. REVUE DES CONNAISSANCES

Cette revue des connaissances contient des informations sur les pathologies du rachis et les positionnements pratiqués lors des chirurgies de la colonne vertébrale. De plus, ce chapitre discute de l'influence de la position chirurgicale sur les problèmes per et post opératoires ainsi que sur les courbures du dos.

1.1. Quelques aspects anatomiques de la colonne vertébrale

1.1.1. Définition des plans du corps humain

Le corps humain est composé de trois plans anatomiques (figure 1.1) :

- Le plan coronal ou frontal partage le corps entre l'avant et l'arrière de l'humain. Les radiographies postéro-antérieures ou antéropostérieures appelées « PA » ou « AP » projettent le squelette sur ce plan.
- Le plan sagittal qui partage le corps en deux parties quasi-symétriques. Les radiographies latérales, désignées « LAT » projettent le squelette sur ce plan.
- Le plan axial ou transversal correspond à des coupes parallèles au sol. L'imagerie par résonance magnétique et le scanner permettent d'obtenir des couches successives du squelette dans ce plan.

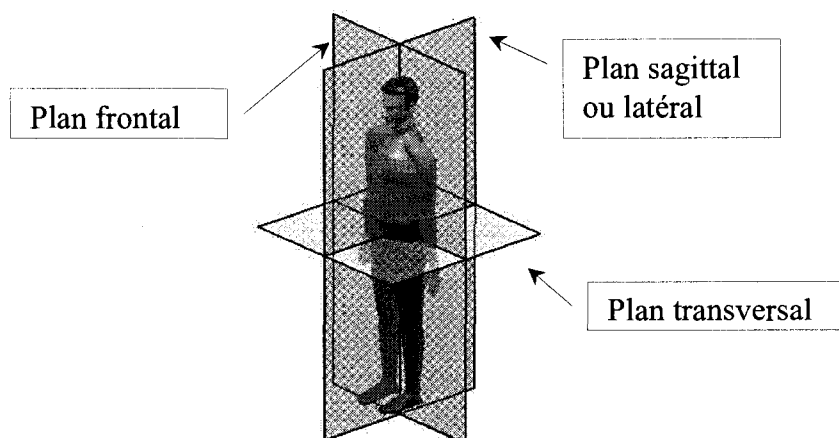


Figure 1.1 : Les 3 plans principaux du corps humain

A l'aide de deux radiographies classiques, PA et LAT et d'un système de calibrage, il est possible de reconstruire la colonne vertébrale en 3 dimensions avec le logiciel Spine 3D développé au laboratoire LMBCAO (Laboratoire de Modélisation Biomécanique et de Chirurgie Assistée par Ordinateur). De même le logiciel Slice-O-matic de la société Tomovision permet de créer la géométrie tridimensionnelle des tissus humains à partir d'images sériées.

1.1.2. Anatomie de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale, ou rachis, est une structure osseuse composée de 33 ou 34 os articulés, les vertèbres. Elle protège la moelle épinière, supporte la tête et transmet le poids du corps jusqu'aux articulations de la hanche. Elle se divise en 5 parties (figure 1.2) :

- La première d'entre elles est le rachis cervical constitué de 7 vertèbres cervicales au niveau du cou.
- Douze vertèbres dorsales situées derrière le thorax forment le rachis dorsal appelé également rachis thoracique. C'est sur ces vertèbres que viennent s'articuler les côtes constituant le thorax.
- Les cinq vertèbres lombaires forment le rachis lombaire.
- Les cinq vertèbres soudées du sacrum constituent la face postérieure du bassin.

- Les quatre dernières vertèbres, elles aussi soudées constituent le coccyx.

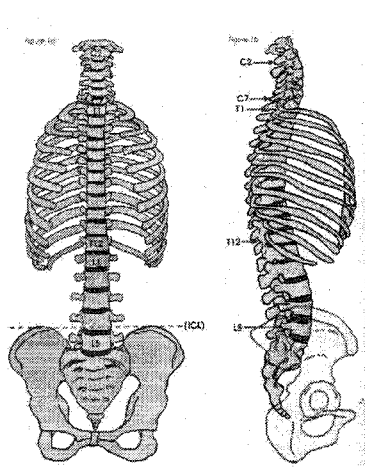


Figure 1.2: Vues latérale et frontale d'une colonne saine (Source © 2005 O'Brien)

Le rachis présente plusieurs courbures dans le plan sagittal : deux courbures concaves : appelées cyphoses, en avant au niveau des vertèbres thoraciques et du sacrum et deux courbures convexes : appelées lordoses, en arrière au niveau des vertèbres cervicales et lombaires. Ces courbures doivent être maintenues afin de garder un bon équilibre du corps.

Les vertèbres sont maintenues entre elles de manière rigide et souple à la fois par des disques intervertébraux et des ligaments qui enveloppent l'ensemble du rachis ce qui permet les mouvements dans les 3 plans anatomiques.

1.2. Pathologies de la colonne vertébrale

Cette section présente quelques pathologies de la colonne vertébrale : la scoliose, le spondylolisthesis, l'hernie discale, l'hypercyphose et les traumatismes. Cette liste n'est pas exhaustive.

1.2.1. La scoliose

Description

La scoliose (figure 1.3) est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale (cervicale, thoracique ou lombaire) entraînant une torsion d'une ou de plusieurs vertèbres

sur elle(s)-même(s) et provoquant une déformation des côtes, du thorax et parfois du bassin (Burwell et coll., 2008).

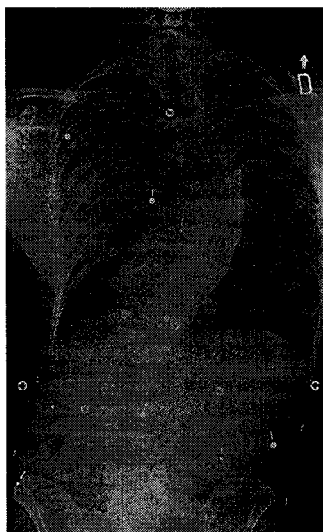


Figure 1.3 : Radiographie PA pré-opératoire d'un cas de scoliose (Source : Base de données du CHU Sainte-Justine)

Facteurs

La scoliose peut être d'origine congénitale ou neurologique mais dans 80 % des cas la cause est inconnue et la progression de la pathologie survient généralement à l'adolescence lors de la poussée de croissance; on parle alors de scoliose idiopathique de l'adolescence, nommée AIS. Les scolioses évolutives apparaissent cinq fois plus souvent chez les jeunes filles, d'où le soupçon de l'influence des hormones féminines sur la scoliose. D'autres causes sont possibles : facteurs génétiques, neurologiques, biomécaniques.

Indices cliniques

Le degré de sévérité d'une scoliose est déterminé par la mesure de l'angle de Cobb (figure 1.4) dans le plan frontal. Il s'agit de l'angle mesuré sur une radiographie PA entre la droite passant par le plateau supérieure de la vertèbre la plus angulée (vertèbre limite supérieure) d'un segment scoliotique et de la droite passant par le plateau inférieure de la vertèbre la plus angulée (vertèbre limite inférieure). De la même manière, la cyphose et la lordose peuvent être évaluées sur une radiographie latérale.

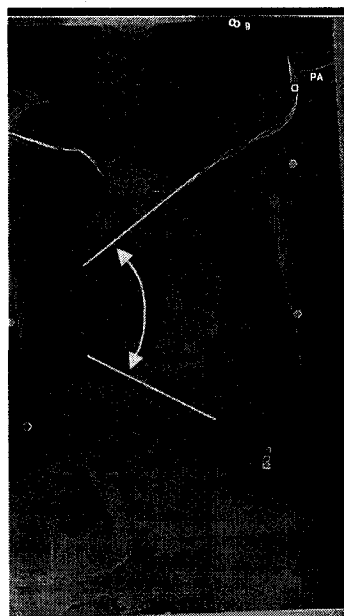


Figure 1.4 : Mesure de l'angle de Cobb sur une radiographie PA (Source : base de données du CHU Sainte-Justine)

D'après Stephens (1996), les courbures des vertèbres dans le plan sagittal, en position debout (considérée comme physiologique) sont en moyenne de: $24,2^{\circ} \pm 5,3^{\circ}$ entre L1 et L4 et de $27,5^{\circ} \pm 4,5^{\circ}$ entre L4 et S1. Les mesures ont été prises sur 10 volontaires mâles, âgés de 27 à 45 ans.

En plus de l'angle de Cobb, d'autres indices sont mesurés, comme par exemple le déjettement et la gibbosité qui correspond à la torsion du thorax, ainsi que l'incidence pelvienne (PI) qui indique l'inclinaison du bassin dans le plan latéral. Cet indice est défini par l'angle entre une droite passant par le centre des têtes fémorales et le centre de la plaque sacrée et une droite passant par le centre de la plaque sacrée et perpendiculaire à la plaque sacrée.

Chirurgie

La chirurgie est envisagée dans les cas les plus sévères de scolioses (angle de Cobb supérieur à 40°) et lorsque la déformation du rachis évolue malgré le port d'un corset. Le traitement chirurgical consiste à stabiliser le rachis en fusionnant des vertèbres et en favorisant la prolifération osseuse à l'aide de crochets, vis et tiges (figure 1.5). Les vis

sont implantées de biais, de chaque côté de l'apophyse épineuse au travers des pédicules des vertèbres.

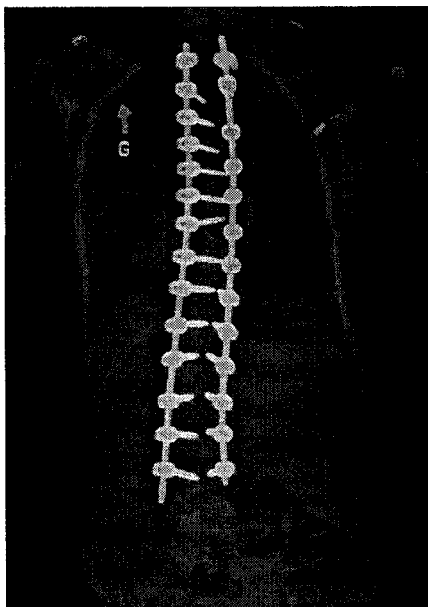


Figure 1.5 : Radiographie PA post opératoire (Source : Base de données du CHU Sainte-Justine)

Le choix et l'emplacement des vis dépendent du type de scoliose et sont déterminés par le chirurgien à l'aide de radiographies préopératoires.

1.2.2. Le spondylolisthésis

Description

Le spondylolisthésis est un glissement d'une vertèbre par rapport à une autre vertèbre voisine dans le plan sagittal (figure 1.6) généralement entre le sacrum et la vertèbre L5.

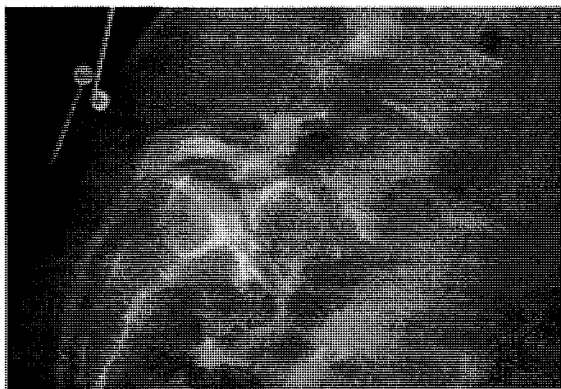


Figure 1.6 : Radiographie latérale d'un cas de spondylolisthésis (Source : Base de données du CHU Sainte-Justine)

Indices cliniques

Le premier indice mesuré pour déterminer la gravité et le type de spondylolisthésis est : le glissement (figure 1.7), qui est défini par la formule suivante:

$$\% \text{glissement} = \frac{\text{Longueur Glissement} \times 100}{\text{Longueur Plaque Sacrée}}$$

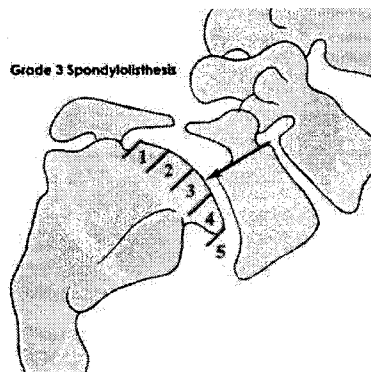


Figure 1.7 : Glissement, classification de Meyerding (Source © 2005 O'Brien)

Il correspond au pourcentage de déplacement d'une vertèbre par rapport à une autre. Un pourcentage de 0% étant un rachis sain, et de 100% étant un glissement complet.

D'autres indices (figure 1.8) sont mesurés sur les radiographies :

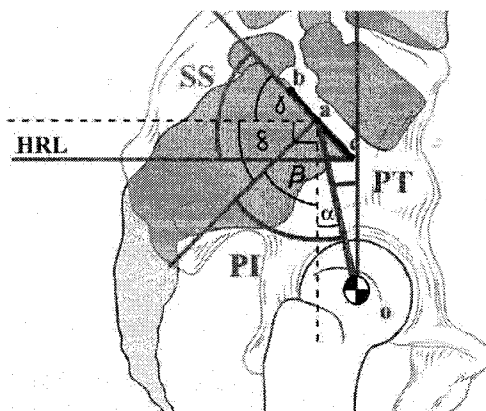


Figure 1.8 : Indices : PI, PT et SS (Source © 2005 O'Brien)

- ⇒ L'incidence pelvienne : PI identique à celui mesuré dans les cas de scolioses. Mais chez les spondylolisthésis, il arrive souvent que la plaque sacrée présente un dôme; il est alors nécessaire de déterminer la position du centre de ce dôme.
- ⇒ La pente pelvienne PT (Pelvis Tilt) est définie par l'angle entre une droite verticale et une droite passant par le centre des têtes fémorales et le centre de la plaque sacrée (même remarque si un dôme est présent).
- ⇒ La pente sacrée SS (Sacral Slope) est définie par l'angle entre une droite horizontale et la plaque sacrée (même remarque si un dôme est présent).

Ces indices sont reliés entre eux par la formule : $PI = PT + SS$ selon Lagaye et Duval-Beaupère, (1992).

D'autres indices existent pour le diagnostic du spondylolisthésis.

- ⇒ L'angle lombosacré (LSA, lumbosacral angle) entre le plateau inférieur de S1 et le plateau sacré.
- ⇒ L'incidence des vertèbres supérieures au sacrum (L5 Incidence angle et L4 incidence angle). Ces pentes se mesurent comme l'incidence pelvienne, mais avec le plateau supérieur des vertèbres L5 ou L4.
- ⇒ L'angle PRA (Pelvic Radius Angle) entre le plateau supérieur de S1 et le plateau inférieur de L5.

Chirurgie

Dans les cas les plus douloureux, ou chez les patients où le spondylolisthesis évolue, la chirurgie peut être envisagée. Le médecin effectue alors le plus souvent une stabilisation ou une réduction partielle ou complète (figure 1.9 et figure 1.10) par instrumentation et fusion des vertèbres L4-L5 au sacrum ou bassin.



Figure 1.9 : Radiographie latérale Pré-op d'un cas de spondylolisthésis (Source : Base de données du CHU Sainte-Justine)

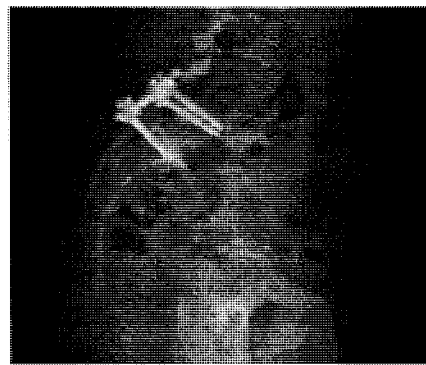


Figure 1.10 : Radiographie latérale Post-op du même cas de spondylolisthésis (Source : Base de données du CHU Sainte-Justine)

1.2.3. L'hypercyphose

Description

Il s'agit d'une déformation postérieure en forme de voûture de la colonne, le plus souvent au niveau de la région thoracique, comme cette femme, Mary atteinte d'hypercyphose dont le squelette est au LMBCAO (figure 1.11).

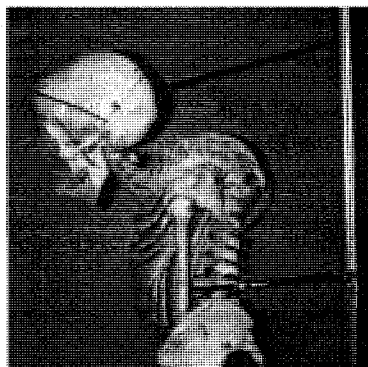


Figure 1.11 : Mary (Source : base de données du LMBCAO)

Le traitement repose sur de la kinésithérapie, de la rééducation et le port d'un corset.

Chirurgie

Dans les cas les plus graves, une intervention chirurgicale est réalisée au cours de laquelle le chirurgien instrumente et fusionne les vertèbres impliquées afin de rétablir une cyphose plus normale.

1.2.4. L'hernie discale

Description

L'hernie discale apparaît lorsque l'enveloppe de l'anneau fibreux du disque intervertébral se déchire et laisse échapper le noyau pulpeux. L'hernie peut se déclarer progressivement, après une usure naturelle des disques (assèchement du disque) ou suite à un traumatisme.

Chirurgie

Dans certains cas, l'intervention chirurgicale est envisagée. Le médecin procède alors à une discectomie. Ce traitement consiste à retirer tout ou une partie du disque endommagé puis de fusionner les vertèbres afin de les maintenir entre elles. Cette intervention peut être pratiquée sur n'importe quelle partie de la colonne vertébrale.

1.2.5. Les traumatismes

Description

Des traumatismes dits à haute énergie peuvent survenir à la suite de chutes, d'accidents de la circulation, d'accidents du travail, du sport. Ces traumatismes sont localisés principalement dans la région thoraco-lombaire entre T11 et L2. Des traumatismes à basse énergie peuvent être créés suite à de l'ostéoporose.

Suite à un traumatisme, des fractures ou des luxations peuvent apparaître et engendrer des déformations du rachis et/ou des problèmes neurologiques.

Chirurgie

Dans la majorité des cas, une intervention chirurgicale est nécessaire pour réparer les traumatismes subis. Le chirurgien procède à une instrumentation et fusion vertébrale afin de stabiliser la colonne et réduire la déformation.

1.3. Systèmes de positionnement existant pour les chirurgies de la colonne vertébrale

Les chirurgies du rachis par voie postérieure s'effectuent en pratiquant une ouverture du dos du patient, le long de la colonne vertébrale. Le patient est allongé en décubitus ventral sur différents systèmes de positionnement.

1.3.1 Cadre de Relton-Hall

Description

Quatre coussins sont positionnés sur un cadre. La cage thoracique est supportée par la paire de coussins du haut et le bassin, au niveau des crêtes iliaques est maintenu par les deux coussins du bas (Callahan et coll. 1981). Les coussins sont constitués de mousse blanche de polystyrène au centre et d'une couche de mousse bleue à mémoire de forme d'environ deux centimètres d'épaisseur recouverte d'un gel en silicone. Les coussins sont fixés par du Velcro® sur une planche de bois (figure 1.12).

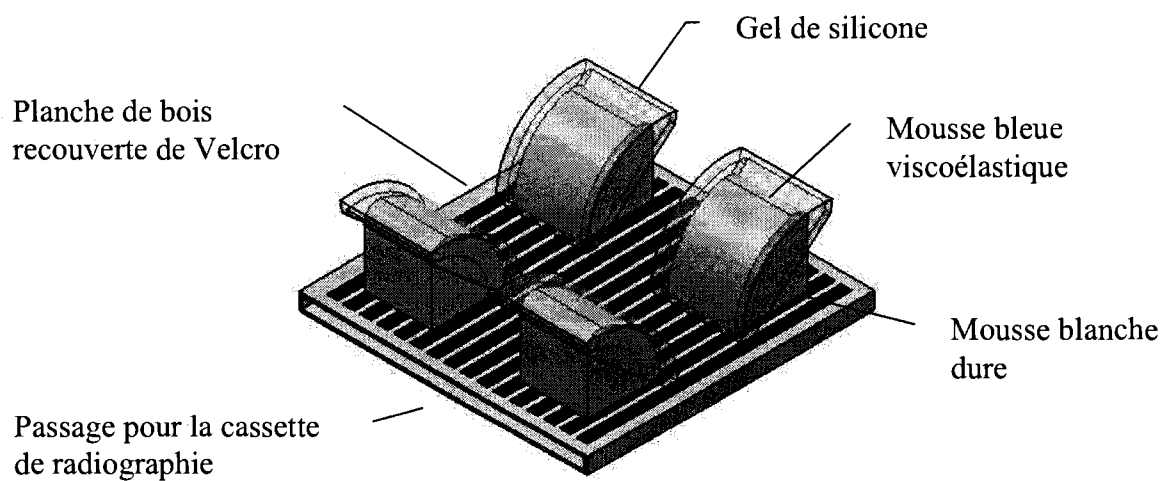


Figure 1.12 : Système de Relton-Hall

Applications

Lors de la correction chirurgicale de la scoliose, le patient est couché sur un cadre de Relton-Hall les membres inférieurs légèrement fléchis. D'autres pathologies peuvent être opérées sur ce cadre : les spondylolisthésis et les hyper-cyphoses.

Avantages

Les coussins ont un angle de 45° par rapport à l'axe du corps ce qui permet de diminuer les pressions sur l'abdomen. Le système est radio-transparent et un passage est prévu pour la cassette de radiographie.

Inconvénients

Une fois les coussins positionnés et le patient installé, l'emplacement des coussins ne peut plus être modifié. Ce cadre permet de positionner le thorax, mais les jambes sont simplement posées sur la table de chirurgie standard et peu d'ajustements sont possibles.

1.3.2 Cadre de Wilson

Description

Les deux longs bras du cadre Wilson (figure 1.13) permettent de supporter le corps en laissant l'abdomen dans le vide. Les bras sont disposés légèrement en forme de V (20).

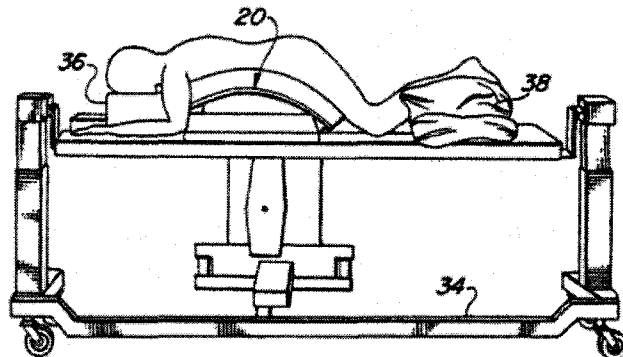


Figure 1.13 : Cadre de Wilson (Source: Brevet US 5,584,302)

Le cadre est recouvert d'un gel de silicone.

Applications

Les chirurgies du spondylolisthésis sont effectuées sur un cadre Wilson. D'autres chirurgies qui nécessitent une large exposition de la zone lombaire (les hernies discales) peuvent aussi être réalisées sur ce cadre.

Avantages

Les arceaux arrondis modifient la forme du dos, diminuant ainsi la lordose et offrant une grande exposition de la zone lombaire. Cette structure est radio-transparente.

Inconvénients

La position est fixe et ne peut plus être modifiée une fois le patient installé. Un nouveau système de Wilson possède un système de levage du bassin (figure 1.14), mais il s'agit d'un système peu utilisé.

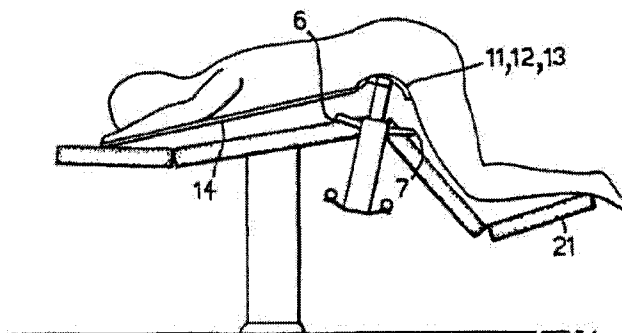


Figure 1.14 : Cadre Wilson avec système de levage (Source : Brevet : US 6,001,076)

1.3.3 Table d'Andrews

Description

La table de chirurgie Andrews est constituée d'un cadre, d'une plateforme, d'un support du thorax et d'un support pivotant des membres inférieurs. Au niveau du support des jambes, le coussin des tibias s'ajuste verticalement relativement à la plateforme principale (sur laquelle le coussin du thorax est posé), et le système pivote de 90° de l'horizontale à la position des jambes fléchies (figure 1.15).

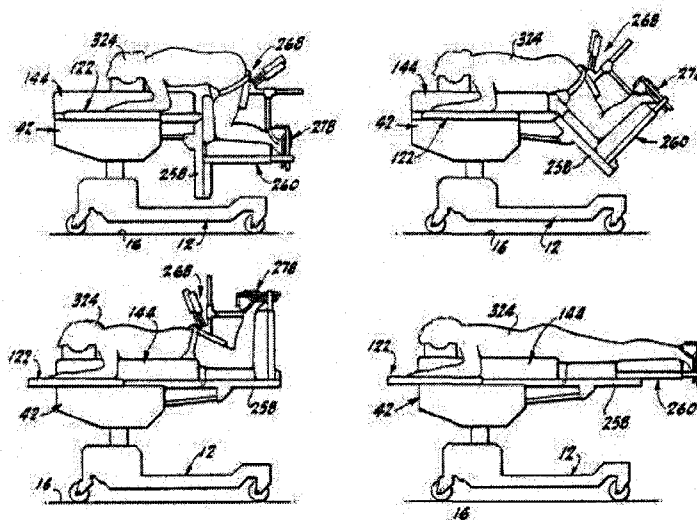


Figure 1.15 : Système Andrews (Source : Brevet Europe 0 501 712 A1)

Au niveau du thorax, un système de levage est inclus. Les supports des bras ont deux degrés de liberté : une translation parallèle au plan frontal, et une rotation autour de l'axe vertical.

Applications

Cette table peut être utilisée pour les chirurgies lombaires, par exemple, pour les spondylolisthésis ou les hernies discales.

Avantages

Ce système permet un mouvement des membres inférieurs de la position horizontale à la position en flexion de 90°.

Inconvénients

Le mouvement induit par le système crée de grandes forces de cisaillement sur la peau, ce qui induit des problèmes de plaies de pressions ou d'escarres. De plus, la position des jambes en extension n'est pas permise par ce système.

1.3.4 Table de Jackson

Description

Le premier concept de table Jackson a été breveté en 1991 (figure 1.16).

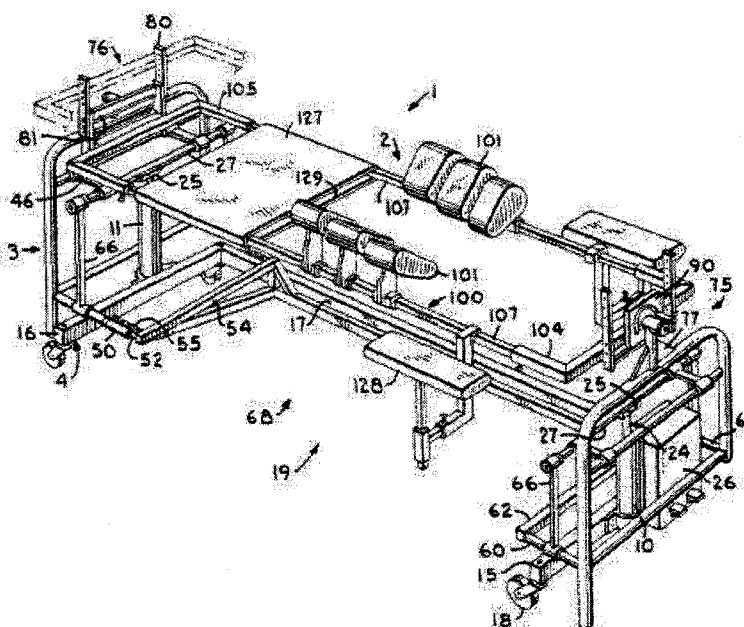


Figure 1.16 : Table Jackson (Source : Brevet USA: 5,131,106)

La table Jackson est constituée de deux poteaux motorisés indépendants au niveau des pieds et de la tête (26). Un cadre radio-transparent (100) est fixé par des liaisons pivot sur chacun des poteaux. Plusieurs paires de coussins supportent la poitrine et chaque coussin est ajustable indépendamment le long de chaque branche du cadre (101). Les coussins peuvent tourner de 15° autour d'un axe horizontal et de 15° autour d'un axe vertical. Les paires de coussins pour les hanches sont connectées par une glissière et chacun des coussins peut tourner de 30° horizontalement et verticalement. La paire de

coussins des cuisses possède une glissière qui relie les deux coussins et chacun peut tourner de 40° horizontalement et verticalement. La section longitudinale des coussins est généralement de forme trapézoïdale, et les surfaces inférieures et supérieures sont de forme rectangulaire. Ces coussins, fabriqués en plastique et mousse sont radio-transparents. Ses poteaux motorisés permettent de retourner le patient, pris en sandwich entre deux cadres.

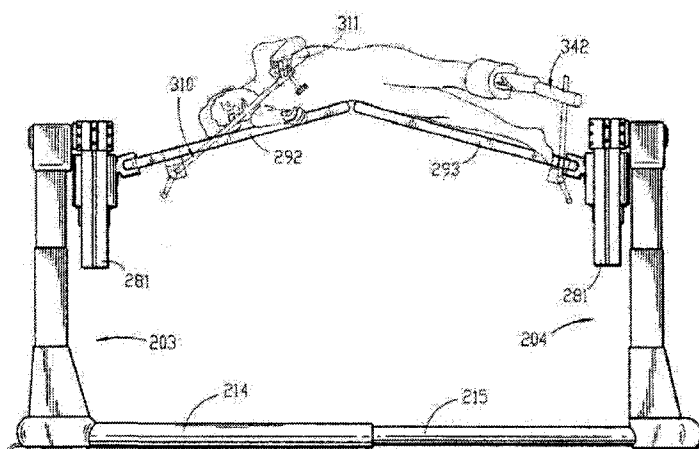


Figure 1.17 : Table Jackson axis (Source: Brevet US 7,152,261 B2)

En 2006, un nouveau modèle appelé Jackson axis a été lancé sur le marché (figure 1.17). Cette version permet de fléchir légèrement le corps autour d'un axe situé à peu près au centre de la table. Le patient peut être installé sur le dos, sur le côté et sur le ventre.

Applications

Cette table permet de faire de nombreuses chirurgies du rachis, dans une position fixe : scolioses, spondylolisthésis, hernie, etc. Elle est utilisée pour des cas pédiatriques comme adultes pesant jusqu'à 230 kg.

Avantages

La table Jackson est totalement radio-transparente. La manœuvre de retournement est possible sans avoir à enlever le patient de la table. Les nombreuses tailles de coussins permettent de s'adapter à différentes morphologies.

Inconvénients

Le prix de la table Jackson est d'environ 200 000\$, ce qui en fait un système très onéreux pour les hôpitaux. De plus les coussins sont simplement posés sur le cadre et glissent lors de la chirurgie vers les pieds du patient. Les poteaux sont assez volumineux et celui à l'avant gêne le travail de l'anesthésiste qui est éloigné de la tête du patient. Enfin, le grand nombre de coussins et modules complique son utilisation.

1.3.5 Système « Montréal »

Description

Le système Montréal, développé au CHU Sainte-Justine et à l'École Polytechnique, appelé aussi DPF (Dynamic Positioning System) a été breveté en 2005 par Labelle et coll. (figure 1.18).

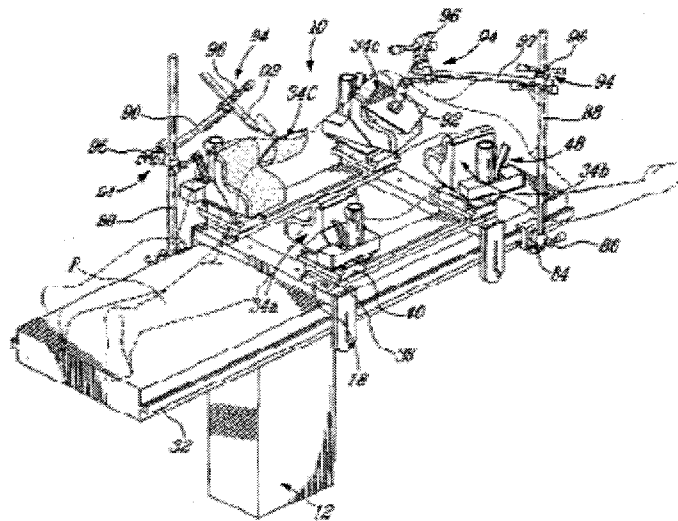


Figure 1.18: Système Montréal (Source: Brevet WO 2005/034827 A1)

Le système comporte 4 coussins dynamiques fixés sur deux rails transversaux. Les coussins garantissent une radio transparence au niveau du tronc lors de la prise de radiographies postéro-antérieures. Les mouvements possibles sont divers : translation des rails transversaux sur les membrures transversales avec un système de blocage à la position voulue, ce qui permet un ajustement en largeur des coussins; translation des coussins sur les rails transversaux.

Enfin les coussins eux-mêmes possèdent plusieurs degrés de libertés : ajustement en hauteur, translation vers l'intérieur ou l'extérieur et rotation sur l'axe des poignées « Manfrotto » (figure 1.19).

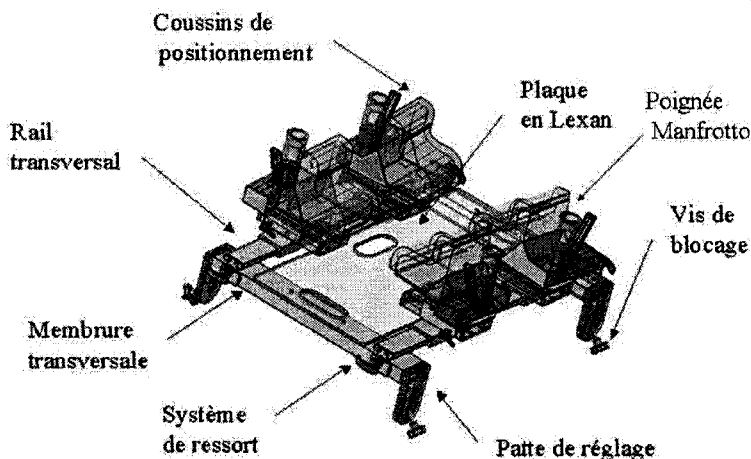


Figure 1.19 : Coussins du système Montréal. Reproduit avec permission (Source © 2003 Kajsa Duke)

La plaque de Lexan permet de glisser la casquette de radiographie sans entrer en conflit avec l'abdomen. L'ensemble du système est placé sur une table « Stérilis » utilisée couramment au CHU Ste Justine. De plus, un système permet d'appuyer sur la gibbosité du patient scoliotique pour faciliter la manœuvre.

Applications

Ce support permet d'opérer des patients atteints de scoliose et d'appliquer sur le tronc, du côté convexe des forces grâce aux coussins dynamiques qui permettent de diminuer les courbures scoliotiques.

Avantages

Les 4 coussins dynamiques permettent de corriger les courbures scoliotiques, de faciliter le travail du chirurgien et d'améliorer la correction post-opératoire (Duke et coll. 2005). Les coussins peuvent aussi être mis à des hauteurs différentes pour corriger une asymétrie du tronc, les faire pivoter, etc.

Inconvénients

Les poignées « Manfrotto » sont trop hautes ce qui complique le positionnement du patient et rend le transfert moins sécuritaire. De plus le système n'est pas entièrement radio-transparent dans le plan latéral.

1.3.6 Leg positioner

Le “leg positioner” a été développé à Atlanta sous la direction du Dr Horton, et un brevet a été publié en 2006 (figure 1.20).

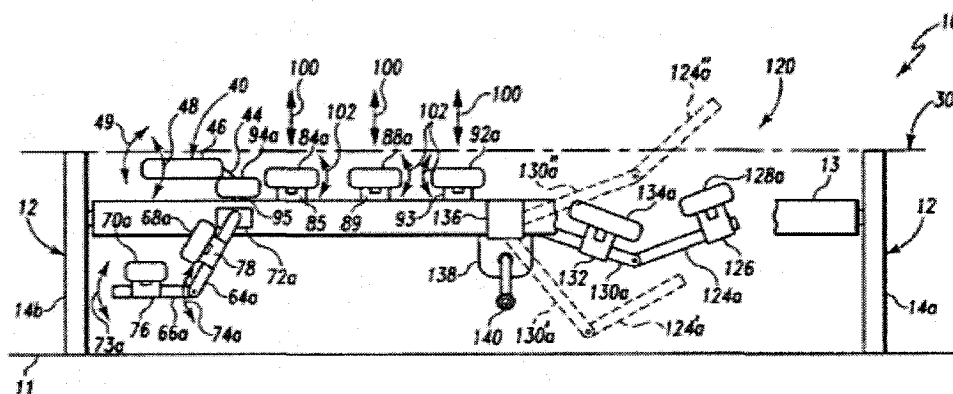


Figure 1.20 : “Leg positioner” (Source: Brevet US 7,234,180 B2)

Il s'agit d'une table chirurgicale supportant le patient pendant une intervention sur la colonne vertébrale. Le support comprend un cadre (12), un support de la tête (40), un support pour le thorax (84a, 88a), une paire de supports pour les bras (70a, 68a) et un support des membres inférieurs (128a, 130a, 134a). Ce dernier bouge relativement au support du thorax, depuis la première position où la partie lombaire de la colonne vertébrale est en flexion avec les genoux du patient sous le plan dit horizontal (ligne 30 sur la figure) jusqu'à une seconde position où la partie lombaire de la colonne vertébrale est placée en extension avec les genoux du patient au dessus de la ligne dite horizontale. Le mouvement du système dynamique de positionnement des jambes (124a) est composé de deux mouvements couplés : une rotation du support des jambes et une rotation du support des tibias. Le thorax est supporté par des paires de coussins (84a, 88a), situés au niveau de la poitrine et de l'abdomen. Au moins un des supports du thorax est ajustable en hauteur. Le support de la tête (40) se déplace d'une première

position où la zone cervicale de la colonne vertébrale est en flexion à une deuxième position où elle est en extension. Les supports des avant-bras s'articulent autour de deux axes (73a, 74a).

Applications

Ce système n'est qu'au stade de prototype, et n'a pas été testé lors de chirurgies. Mais son domaine d'application couvre toutes les interventions chirurgicales du rachis, avec une grande utilité pour des chirurgies qui nécessitent une modification des courbures latérales. Une des applications pourrait être l'écartement des vertèbres pour retirer un disque dans la partie lombaire en position fléchie des jambes puis la fusion des vertèbres avec les jambes en position horizontale.

Avantages

Le grand avantage du système est de pouvoir modifier la position du corps pendant la chirurgie (position des jambes, du thorax, des bras et de la tête).

Inconvénients

Ce système n'a pas encore été fabriqué, seul un prototype du système de mouvement des jambes existe. Lors du mouvement des membres inférieurs avec ce système, le corps subit des glissements horizontaux importants, qui induisent du cisaillement sur les tissus mous et augmentent le risque de plaies de pression. De plus, le prototype fabriqué en acier ne permet pas de prendre des radiographies, est lourd et peu maniable. La faisabilité de ce système reste donc à prouver.

Tous ces différents systèmes présentent des avantages et des inconvénients, mais ne permettent pas de positionnement dynamique per-opératoire tout en étant radio-transparent, et en limitant le cisaillement sur le corps.

1.4. Complications dues au positionnement

Les chirurgies de la colonne vertébrale sont souvent longues et invasives, augmentant les risques possibles aux patients. Les risques d'une position en décubitus ventral sont: l'hémorragie sanguine, les complications neurologiques, respiratoires, intestinales, circulatoires ou infectieuses (Relton 1967, Palmon 1998, Wadsworth 1996, Nakra 2007). Le positionnement inadéquat en décubitus ventral lors de la correction chirurgicale de la scoliose peut augmenter le risque de perte sanguine. Relton & Hall (1967) affirment que le positionnement du patient est un facteur déterminant dans le contrôle des pertes sanguines.

Par ailleurs, Palmon (1998) a montré que les fonctions mécaniques du système pulmonaire dépendent directement de la table d'opération utilisée.

La littérature rapporte en outre que le mauvais positionnement de la tête du patient pendant la chirurgie du rachis peut engendrer plusieurs complications :

- Des troubles de la vision (Bekar 1996; Grossman 1993, Wolfe 1992, Nakra 2007) peuvent survenir pour les éviter Callahan et coll. (1981) conseillent de mettre un coussin en dessous du front du patient quand le patient est en position de décubitus ventral sur un cadre Relton Hall.
- Des problèmes neurologiques (Soundararajan et Cunliffe 2007) peuvent survenir lors de l'obstruction lymphatique et celle des veines à cause d'une mauvaise position du cou et de la tête (flexion ou extension trop importante).
- Des parésies, pertes de fonction des muscles s'observent à la suite de chirurgies lors de mauvais positionnements des membres par exemple (Martin 1997).

Plus le positionnement du patient sur la table d'opération est long, plus le risque de rougeurs ou/et de plaies de pression est grand (Schoonhoven 2002). La variabilité des caractéristiques médicales et physiques des individus rend difficile l'établissement d'une norme de pressions sécuritaires (Burman 1993). D'ailleurs, l'étude de Brienza (2001) rapporte que le risque de plaies de pression est significativement augmenté lorsque les

pressions dépassent 60 mmHg dans le cas de patients en fauteuil roulant au niveau des eschions. Les personnes ne présentant aucune escarre, avaient des pressions moyennes de 70 mmHg avec des pics à 78 mmHg.

Defloor et De Schuymer (2000) ont étudié les pressions d'interface obtenues entre des matrices posées sur une table d'opération et un volontaire. Ils ont fait varier les types de mousses sur lesquelles s'allongent les volontaires sains ainsi que la position du corps. Dans le cas d'une position allongée sur le dos, les pressions de surface moyennes obtenues variaient entre 32 et 49,2 mmHg (avec des pics à 69,5 mmHg), la plus forte valeur étant obtenue en s'allongeant directement sur la table d'opération sans ajout de coussins.

Dans l'étude de Duke et coll. (2005), des mesures de pression ont été effectuées sur des patients adolescents scoliotiques installés sur un système Relton-Hall, classiquement utilisé au CHU Sainte Justine pour les opérations d'instrumentation de la colonne vertébrale. Les résultats obtenus sur 15 sujets montrent une pression moyenne au niveau des hanches de 58 mmHg avec des pics de pression à 290 mmHg.

La plupart des problèmes ci-dessus mentionnés peuvent être évités en portant une attention particulière au positionnement du patient sur la table d'opération (Schonauer 2004).

1.5. Biomécanique de la colonne vertébrale lors du positionnement per-opératoire

1.5.1 Influence du positionnement sur les courbures rachidiennes dans le plan sagittal

Tan et coll. (1994) ont déterminé l'effet du changement de position, sur des volontaires sains éveillés, sur l'alignement sagittal de la colonne. La seule position qui ne présentait aucune différence significative entre la position debout et la position couchée était celle qui utilisait des coussins thoraciques.

Une étude de Guancia et coll. (1996) a comparé le positionnement du patient et l'angle de lordose. Ces derniers ont comparé une table Andrews avec une table similaire au Relton-Hall. Entre les deux tables, ils ont remarqué une différence significative de la lordose et de l'angle entre chaque vertèbre. Le patient couché sur la table similaire au Relton-Hall présentait une lordose plus proche de celle de la position debout.

Stephens et coll. (1995) ont étudié, sur des volontaires sains, l'alignement des vertèbres lombaires dans le plan sagittal, selon quatre différentes positions du corps : debout, allongée sur une table Jackson, allongée sur une table d'Andrews, les jambes fléchies à 90° ou 60°. Les résultats montrent que le positionnement sur la table Jackson reproduit les mêmes courbures lombaires qu'en position debout, cette dernière étant considérée comme physiologique. Les deux positions sur la table Andrews diminuent considérablement la lordose lombaire. Le segment L1-S1 passe de 52° (debout) à 27° avec les jambes fléchies à 60° puis à 17° avec les jambes fléchies à 90°.

Hirabayashi et coll. (2002) ont travaillé sur les causes de douleurs au dos. Pour cela, ils ont effectué des imageries par résonance magnétique de la zone lombaire et sacrée sur des volontaires, avec trois positions de jambes différentes : tendues, moyennement fléchies et complètement fléchies. Les images obtenues montrent le maintien de la lordose lombaire naturelle avec les jambes étendues, sa diminution, avec les jambes moyennement fléchies, puis sa disparition avec les jambes complètement fléchies.

Peterson et coll. (1995) ont étudié l'effet de la position opératoire sur la lordose lombaire en position allongée sur le ventre sur la table Jackson (n=20) et avec les jambes en flexion de 90° sur un cadre Hasting (n=20) par rapport à la position debout. La position 90°-90° produit une diminution significative de la lordose totale de 35%. La position sur la table Jackson augmente la lordose de 22% (au niveau de L5-S1) et préserve la lordose naturelle (par rapport à la position debout) au niveau de tous les autres segments.

Plus récemment, Lee et coll. (2008) ont comparé la position intra-opératoire sur le cadre de Wilson (n=91) avec la position sur la table Jackson (n=81). Les patients subissaient

des fusions intra-lombaires postérieures suite à des maladies dégénératives de la colonne lombaire. Dans les deux cas, la lordose a été diminuée significativement pendant la chirurgie comparativement à debout. De même, post-opératoirement, la lordose a été significativement diminuée.

Une étude menée par Driscoll et coll. (2008) permet de prévoir la relation entre la position des membres inférieurs (flexion/extension) et les courbures sagittales du rachis grâce à un modèle numérique par éléments finis.

1.5.2 Étude sur les courbures scoliotiques dans le plan coronal

Une étude menée par Delorme et coll. (2000) a montré l'influence du positionnement du patient lors de la chirurgie sur la correction de la scoliose. En comparant les angles de Cobb dans les plans frontaux et sagittaux, il ressort qu'en moyenne 37% de la correction est due au positionnement sur les coussins de Relton-Hall.

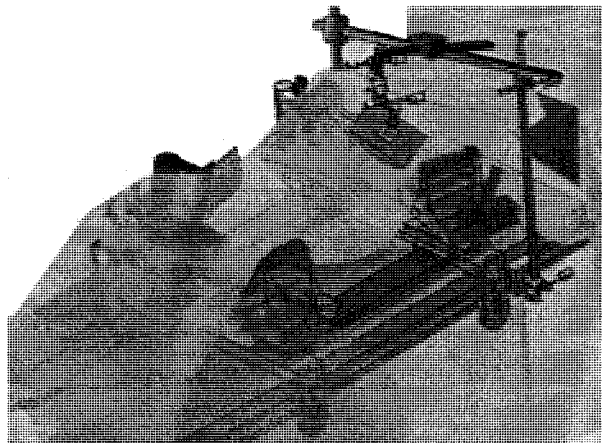


Figure 1.21 : Système de coussins dynamiques du système Montréal. Reproduit avec permission (Source © 2002 Kajsa Duke)

Duke et coll. (2002) ont réalisé des études sur le système dynamique de Montréal. La géométrie du tronc de quatorze patients AIS, candidats potentiels à une chirurgie, allongés sur les coussins a été mesurée dans diverses positions. L'angle de Cobb est diminué en moyenne de 50% (64° à 32°). À l'aide d'un système de 10 marqueurs réfléchissants passifs, la géométrie externe du tronc a été documentée. Les différentes positions ont permis de comparer les effets du système dynamique à un système statique

comme le cadre de Relton-Hall. L'application d'une force à l'apex de la courbe améliore la correction sur la courbure. Enlever la garniture de l'épaule permet d'augmenter la cyphose. Enfin, l'application de plusieurs efforts et la position optimale des coussins corrigent significativement la gibbosité et diminuent les courbures scoliotiques.

Les essais ont été réalisés en salle de chirurgie (figure 1.22).



Figure 1.22 : Test des coussins dynamiques. Reproduit avec permission (Source © 2002 Kajsa Duke)

Duke et coll. (2005 et 2007) ont réalisé des simulations biomécaniques sur ordinateur. Ces essais numériques permettent de connaître la modification des courbures scoliotiques en fonction des forces induites par le DPF.

CHAPITRE 2. OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

2.1. Objectifs

Ce projet de maîtrise vise la conception et l'évaluation d'un système de positionnement pour les chirurgies du rachis. De façon plus précise, les objectifs du projet sont :

Objectif 1 : Concevoir, fabriquer et assembler un prototype de table de chirurgie comportant un système dynamique des membres inférieurs et un système de positionnement du tronc.

Objectif 2 : Évaluer le prototype à l'aide d'un protocole expérimental à la fois sur volontaires sains et sur patients atteints de déformations du rachis. Cet objectif comporte plusieurs sous parties :

Objectif 2a : Évaluer l'impact de la position des membres inférieurs sur la lordose lombaire de la colonne vertébrale pour des sujets sains asymptomatiques et des cas de spondylolisthésis. Cet objectif sera limité à la comparaison des changements morphologiques de la lordose lombaire pour trois positions différentes du corps: debout, cuisses en extension de 10° ou cuisses en flexion de 45° .

Objectif 2b : Évaluer l'impact de la position du sternum sur la cyphose thoracique et la lordose lombaire de la colonne vertébrale pour des sujets sains asymptomatiques pour deux positions différentes du corps: sternum neutre ou sternum haut.

Objectif 2c : Comparer le positionnement des patients sur le prototype par rapport au positionnement sur le cadre Relton-Hall.

- Pour les patients scoliotiques : mesurer et évaluer les différences entre les courbures latérales et frontales de la colonne vertébrale entre des patients installés sur le prototype par rapport à ceux installés sur le cadre Relton-Hall.
- Pour les cas avec spondylolisthésis : mesurer et évaluer les différences entre les

courbures latérales de la colonne vertébrale et certains indices cliniques (le glissement, l'angle lombo-sacré, l'incidence pelvienne, la pente pelvienne, la pente sacrée, l'incidence de L5 et l'incidence de L4) des patients installés sur le prototype vs sur le cadre Relton-Hall.

Objectif 2d : Comparer les cinématiques du système mécanique et celle du corps.

Objectif 2e : Comparer les pressions d'interface du système dynamique sur la peau et celles des coussins de positionnement du cadre Relton-Hall sur la peau.

Objectif 2f : Évaluer les aspects suivants relatifs à l'utilisation du système dynamique: temps d'ajustement de la table, temps d'installation et désinstallation du patient, stabilité, confort et satisfaction du sujet.

2.2. *Hypothèses*

L'évaluation du prototype qui sera réalisée dans le cadre du 2^e objectif servira à vérifier les hypothèses suivantes :

Hypothèses 1 : La variation de la position des membres inférieurs ou/et de la position du sternum modifie les courbures sagittales du rachis lombaires de manière significative. Les variables d'entrée sont la position des jambes : flexion de 45°, position neutre ou extension de 10° et la position du thorax : neutre ou élevée. Les variables de sortie sont les mesures des angles de lordoses : T12-S1, T10-L2, T10-L3, de cyphoses T2-T12, T4-T12, T5-T12, T2-T5 ainsi que la distance dans le plan axial de T5 à S1. Pour les mesures d'angle, une analyse de la variance ANOVA a été faite pour déterminer si les différences sont significatives. En outre, (Delorme et coll. 2003) ont noté que les différences d'angles enregistrées doivent tenir compte de l'erreur faite sur les mesures de radiographie entre deux lecteurs qui sont de l'ordre de 6°. Les différences ne seront donc significatives que si la différence d'angle dépasse cette valeur.

Hypothèse 2 : Un système de positionnement dynamique préopératoire permet un meilleur positionnement que celui obtenu avec le cadre Relton-Hall pour certaines pathologies du rachis telles que la scoliose idiopathique de l'adolescence et le

spondylolisthésis. Les variables d'entrée sont la table sur laquelle le patient est installé ainsi que la position : sur le prototype avec jambes en flexion ou en position neutre ou en extension ou sur la table de Relton-Hall. Les variables de sortie sont différentes selon les pathologies. Pour les scolioses, il s'agit des courbures scoliotiques, lombaires, thoraciques principales ou thoraciques supérieures, la lordose (T12-S1) et la cyphose (T4-T12) ainsi que l'incidence pelvienne. Pour les spondylolisthésis, les indices mesurés sont: la lordose (T12-S1) et la cyphose (T4-T12), le glissement, l'angle lombo-sacré, l'incidence pelvienne, la pente pelvienne, la pente sacrée, l'incidence de L5, l'incidence de L4, la lordose la plus prononcée ainsi que le nombre de vertèbres qu'elle inclut. Des analyses de variance ANOVA ont été réalisées pour déterminer le caractère significatif ou non des variables indépendantes.

Hypothèse 3 : Le système de positionnement dynamique du prototype respecte la cinématique naturelle du corps humain, quelle que soit la morphologie et les dimensions du sujet. Pour cela, les centres instantanés de rotation ont été mesurés, et les angles maxima du corps et du système ont été mesurés et comparés pour différents volontaires et patients présentant des morphologies diverses.

Hypothèse 4 : Le système de positionnement dynamique du prototype est sécuritaire au niveau des pressions exercées sur la peau. Les variables d'entrée étaient la table utilisée (le prototype ou la table de Relton-Hall), la position du corps (neutre, thorax élevé, jambe en flexion, jambes en extension), ainsi que les coussins (tous, thoraciques, pelviens ou des cuisses). Les variables de sortie sont la moyenne des pics de pression (en mmHg), la moyenne des moyennes de pression (en mmHg) et les surfaces de contact (en cm^2). Des analyses de la variance ANOVA ont été réalisées pour déterminer le caractère significatif ou non des variables indépendantes.

CHAPITRE 3. CONCEPTION DU PROTOTYPE PÉDIATRIQUE

La méthodologie a suivi l'approche de design mécanique de Love (1980), qui est semblable à celle généralement enseignée dans toute faculté de génie. Cette démarche commence par une analyse des besoins qui se traduit par l'élaboration d'un cahier des charges (3.1). Suite à sa validation, le processus suivant est la recherche de solutions (3.2). Ce processus est itératif, passe par une série de développements et sélections de concepts grâce à des critères objectifs, et aboutit finalement à une solution plus définitive (3.3). L'évaluation du prototype conçu sera décrite dans le chapitre 4.

Il est à noter que le travail de conception a été fait en équipe. Les concepts étaient discutés avec Annick Koller et Carl-Éric Aubin, et parfois Xiaoyu Wang ou d'autres membres du LMBCAO. Une fois un consensus trouvé, la modélisation était faite, et les analyses du design étaient réalisées en collaboration avec Annick Koller.

3.1 Élaboration du cahier des charges

L'élaboration du cahier des charges vise à documenter les besoins du client (3.1.1) et les objectifs visés par le système de positionnement (3.1.2), à lister les différentes données et restrictions du problème (3.1.3), ainsi qu'à présenter les critères qui serviront à choisir les solutions retenues (3.1.5).

3.1.1 Analyse des besoins

3.1.1.1 Pathologies et position

Dans l'Annexe D, les orthopédistes et collaborateurs de ce projet ont indiqué les pathologies concernées par le système de positionnement dynamique, puis, pour chacune des pathologies, les mouvements du corps qui seraient intéressants lors de la chirurgie. Ces données ont été prises en compte mais tous les besoins n'ont pu être satisfaits dans le cadre du prototype pédiatrique.

3.1.1.2 Radiographies per-opératoires et fluoroscopie

Lors des chirurgies, des radiographies ou fluoroscopies sont prises afin de vérifier l'emplacement des vis dans les vertèbres avant la pose des tiges. Cela implique deux contraintes : il faut de l'espace pour l'appareil de prise de radiographies qui peut-être un fluoroscope (C-Arm) ou un appareil de radiographie mobile couplé avec une cassette, et les matériaux ne doivent pas obstruer les radiographies donc être radio-transparents.

L'appareil de radiographie mobile, qui est couplé à un support de cassettes de radiographies, permet de prendre des radiographies postéro-antérieures et latérales. Le fluoroscope est un appareil en forme de C qui vient se placer de part et d'autre du patient, selon plusieurs orientations différentes (figure 3.1 et figure 3.2). Cela permet, par exemple, de prendre des fluoroscopies dans l'axe des vis implantées sur les vertèbres.

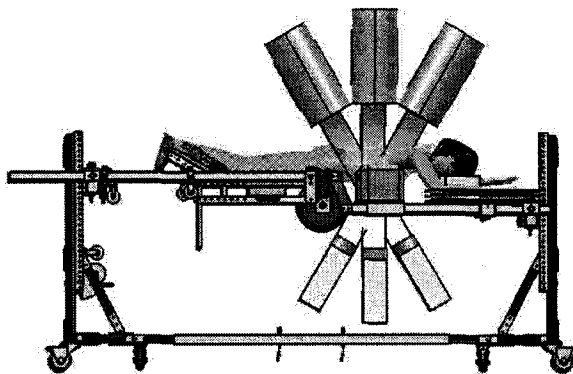


Figure 3.1: Radiographies PA: 0°, -30°, +30°

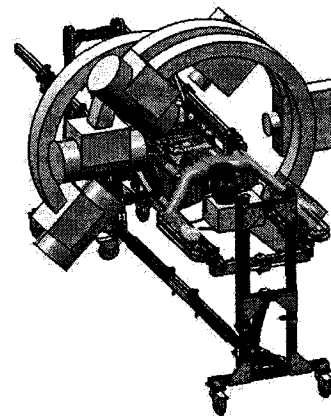


Figure 3.2: Radiographies latérales: 0°, -30°, +30°

Toutes ces positions doivent être prises en compte pour l'encombrement.

3.1.2 Objectifs visés par le système de positionnement

Les objectifs du système étaient de positionner des patients en décubitus ventral. Pour cela, le système devait pouvoir s'adapter à différentes morphologies et supporter un certain poids.

3.1.2.1 Adaptabilité aux différentes morphologies

Le système de positionnement devait pouvoir s'adapter à un enfant de 10 ans du 5^{ème} percentile au 95^{ème} percentile d'un adolescent de 18 ans. Selon Motmans (2005), les principales dimensions considérées sont les suivantes :

- La stature est comprise entre 130 cm et 189 cm.
- La hauteur bras levés est comprise entre 156 cm et 230 cm.
- La largeur des hanches est comprise entre 22 cm et 40 cm.
- La largeur des épaules est comprise entre 29 cm et 50 cm.

3.1.2.2 Poids

Le système de positionnement devait permettre de supporter un poids maximum de 100 kg. Un facteur de sécurité de 1,5 a été ajouté. Les pièces du système étaient donc dimensionnées pour **150 kg**. La masse dans le corps humain est répartie comme suit, selon Dempster (1955) : tête (9.9% soit 14,85 kg), bras (5.9% soit 8,85 kg), tronc (30.1% soit 45,15 kg), segment du bassin (34% soit 51 kg), cuisses (13.2% soit 19,8 kg), jambes (6.9% soit 10,35 kg).

3.1.2.3 Positionnement des membres inférieurs

Le choix du mouvement des jambes a été initialement inspiré par le système de positionnement des jambes fabriqué par l'équipe du Docteur Horton. Les deux chirurgiens participant au design ont cependant réduit l'amplitude du mouvement, et c'est finalement la cinématique modélisée à la figure 3.3 qui a été retenue pour le design du système de positionnement des membres inférieurs.

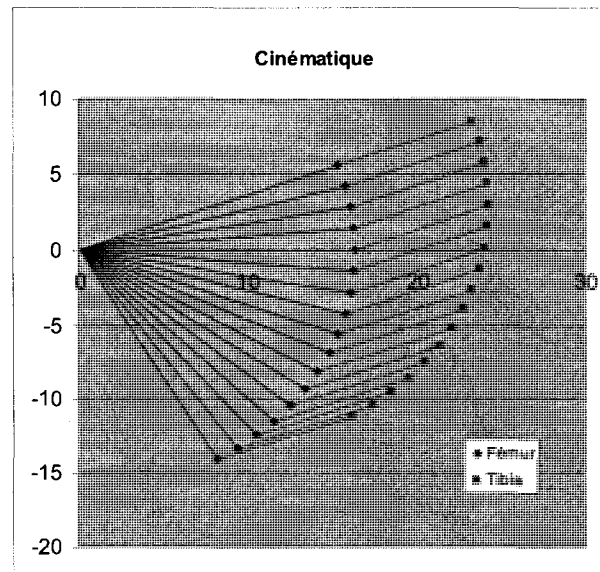


Figure 3.3 : Cinématique des membres inférieurs (en pouces)

Sur le graphique, les fémurs sont modélisés en bleu et les tibias en rose. Les fémurs devaient pouvoir être fléchis à environ 60° et étendus à 20° . Les tibias, eux, devaient rester à 20° par rapport à l'horizontal.

3.1.2.4 Positionnement du thorax

Le système de poussée du sternum devait lever le thorax d'une dizaine de centimètres de haut. Le coussin en contact avec le corps devait être adapté à plusieurs morphologies. Par ailleurs, l'angle de poussée devait être d'environ 15° vers le bas du corps. Enfin, le système devait être mobile, afin de ne pas gêner la prise de radiographies postéro-antérieures lorsque nécessaire et assez petit pour passer entre les coussins thoraciques et le coussin qui supportait la tête.

3.1.3 Analyse des données et des restrictions

3.1.3.1 Analyse d'une procédure chirurgicale

Avant l'arrivée du chirurgien, le patient est allongé sur un brancard dans le bloc opératoire, puis anesthésié et différents appareils sont installés: perfusions, tuyau respiratoire, sonde urinaire, cathéters, électrodes... Le patient est allongé sur un

brancard dans le bloc opératoire. Il est ensuite transporté et allongé sur le ventre sur la table chirurgicale. Cette opération est rendue délicate par le fait des nombreux tuyaux reliant le patient à différents moniteurs et appareils. Une table chirurgicale ne doit comporter aucun obstacle compliquant cette manœuvre.

La tête doit être placée sur un coussin en mousse, troué, laissant de la place pour le cathéter fixé sur son cou et permettant à l'anesthésiste d'accéder à son visage. En effet, l'anesthésiste s'assure de l'état de santé du patient par plusieurs biais: grâce aux informations données par les moniteurs (indiquant le taux d'oxygène dans le sang, le rythme cardiaque, la quantité de sang perdu etc.) et grâce aux informations données par le visage : sa couleur, sa sudation, sa tension éventuelle. Pour pallier le fait que la position en décubitus ventral empêche l'anesthésiste de voir le visage, il existe des coussins avec miroir intégré, mais ces derniers sont peu utilisés.

Lors de la chirurgie, le personnel médical présent dans la salle d'opération est constitué :

- D'un orthopédiste et d'un résident en orthopédie.
- D'un infirmier chef.

Tous les trois sont stériles et proches de l'incision.

- D'un anesthésiste et d'un résident en anesthésie proches de la tête du patient et des moniteurs.
- D'un ou deux infirmiers pour assister l'infirmier chef, pour apporter des outils ou du matériel.
- D'un neurologue pour surveiller les résultats des électrodes placées sur le crâne du patient.
- De techniciens, ponctuellement, pour prendre une radiographie ou apporter un outil.

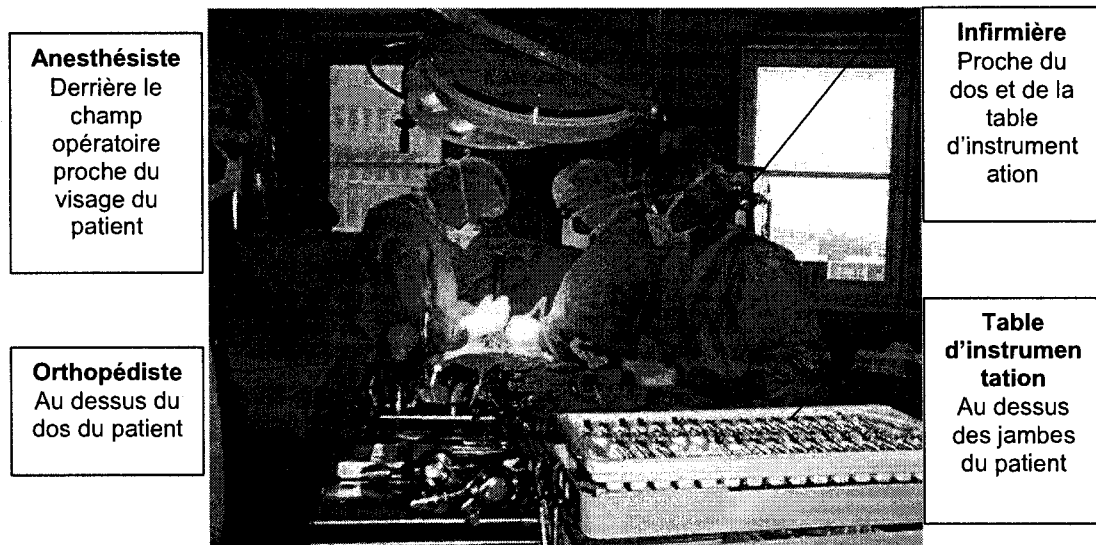


Figure 3.4 : Bloc opératoire lors d'une chirurgie du rachis (Source : base de données du LMBCAO)

La table de chirurgie doit être aussi simple et étroite que possible afin de ne pas obstruer les déplacements et manipulations du personnel. D'autres tables de support, sur lesquelles sont placées des instruments, sont installées au dessus des jambes du sujet, comme sur la figure 3.4. Leur encombrement devait être pris en compte pour la conception du prototype.

Une chirurgie de scoliose peut durer toute une journée entière pendant laquelle des vis sont installées sur plusieurs vertèbres, deux tiges sont installées de chaque côté de la colonne et différentes manœuvres de correction sont effectuées.

A la fin de l'opération, le patient est replacé sur le dos sur un brancard afin d'être emmené en salle de réveil. Cette dernière manœuvre est d'autant plus délicate, qu'elle peut être faite dans l'urgence si le patient doit être réveillé rapidement.

3.1.3.2 Impacts de l'univers stérile

Dans une salle d'opération, tout ce qui entre dans le champ stérile (autour de la plaie ouverte) doit être stérilisé. La table et les autres équipements doivent être faciles à nettoyer, il faut aussi éviter les angles et ce qui retient la poussière, liquides ou autre matière. On a donc veillé à utiliser des matériaux lisses, avec une surface peu rugueuse,

des formes très arrondies, et à ne laisser aucune ouverture apparente dans laquelle des liquides pourraient s'infiltrer.

3.1.4 Restrictions

Voici une liste de spécifications à respecter qui a été établie suite à des discussions avec l'équipe de design et le personnel hospitalier pour le prototype pédiatrique.

L'ensemble du prototype : L'installation du patient doit être aisée. Le prototype doit être mobile.

Le cadre : Il doit être adaptable aux pieds motorisés du système de positionnement Jackson. Le cadre ne doit pas gêner le chirurgien ni l'éloigner du dos du patient. Le cadre doit aussi être ergonomique pour les hommes comme pour les femmes. Aucun obstacle ne doit empêcher l'anesthésiste de voir et toucher la tête et les mains du patient.

Le système pour la tête : Le visage doit être visible en tout temps et l'anesthésiste doit pouvoir le toucher. Un espace doit être libéré pour les cathéters au niveau du cou et les tubes respiratoires. Le support ne doit générer aucune pression aux joues et autour des yeux.

Le système pour les avant-bras : Les mains du patient doivent être accessibles à l'anesthésiste, les poignets doivent être relaxés. Les épaules ne doivent pas cacher la colonne vertébrale cervicale sur les radiographies.

Le système pour le thorax : Il doit supporter le thorax avec deux coussins indépendants qui sont ajustables en translations transversale et longitudinale, ainsi qu'en hauteur.

Le support pour le sternum : Il doit venir s'appuyer sur le sternum et sous les omoplates, et être mobile.

Le système du bassin : Il doit être ajustable en hauteur et pouvoir pivoter en même temps que les jambes pivotent afin d'éviter le cisaillement de la peau. Il ne doit pas gêner les mouvements des membres inférieurs.

Le positionnement des membres inférieurs : L'axe de rotation du système de mouvement des jambes doit être aligné avec les têtes fémorales et l'axe de rotation du système de

mouvement des avant-jambes doit être aligné avec les genoux. Le cisaillement sur les cuisses et les avant-jambes doit être évité. Pour cela le mouvement des cuisses devra suivre le mouvement des coussins supportant les cuisses et de même pour les avant-jambes. Néanmoins, les membres inférieurs doivent rester stables malgré la grande amplitude des mouvements. Le mouvement des deux membres inférieurs doit être synchronisé et actionnable facilement manuellement ou de façon motorisée.

3.1.5 Critères de design

Le design choisi doit permettre de répondre aux besoins du client. Les critères de design retenus seront donc :

- ⇒ La possibilité de mettre des sujets de tailles et de masses variées.
- ⇒ La résistance du prototype.
- ⇒ Le mouvement du système de positionnement des jambes.
- ⇒ Le mouvement du système de poussée du sternum.
- ⇒ La radio-transparence du prototype autour de la colonne vertébrale et du bassin.

3.2 Développement du design

La recherche de solutions et le développement de design ont été réalisés selon la démarche suivante :

- Recherche de concepts. Cette partie a été réalisée en collaboration avec le personnel du laboratoire Annick Koller, Kajsa Duke, Carl-Éric Aubin, Xiaoyu Wang, Éric Wagnac et Christian Bellefleur.
- Élaboration d'une maquette numérique à l'aide du logiciel CATIA v5r15 (Dassault Systems).
- Étude de l'ergonomie avec le mannequin anthropomorphique disponible dans le module Ergonomics Design & Analysis de CATIA v5r15.
- Étude des liaisons.
- Calcul de la tenue aux efforts des pièces et des assemblages.
- Dessins techniques des pièces et des assemblages.

- Fabrication.
- Tests et évaluation.
- Éventuellement amélioration de la conception et nouvelle fabrication, en cas de problème lors des essais.

Le système de positionnement a été divisé en sous-systèmes fonctionnels reliés tels que décrits sur la figure 3.5.

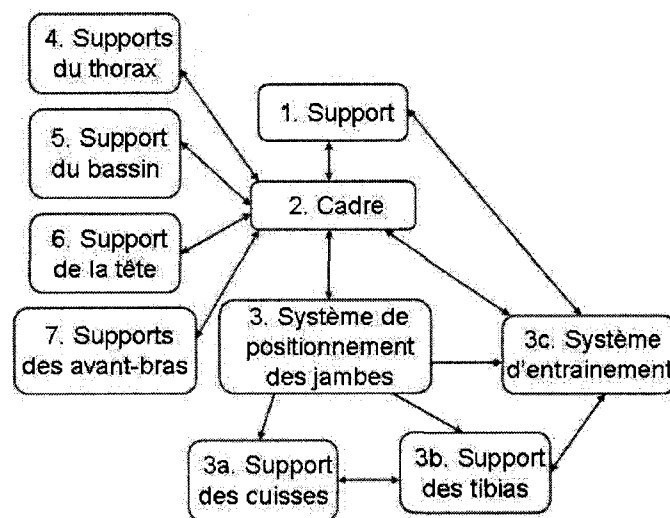


Figure 3.5 : Liens entre les sous-systèmes

Le développement du design a commencé par le choix des matériaux, guidé par le besoin de radio-transparence, puis le dessin d'une maquette numérique qui a permis de modéliser, le volume pris par l'appareil mobile de radiographie, le patient installé sur le prototype et la cinématique des systèmes dynamiques.

3.2.1 Choix des matériaux

Le choix des matériaux a été fait pour de nombreuses pièces en fonction de la radio-transparence. Celle-ci était nécessaire autour de la colonne vertébrale et du bassin.

Les matériaux radio-transparents sont habituellement des matériaux légers. Plus la densité est faible, plus le matériau laisse passer les rayons X. Des tests de radio

transparence de différents matériaux potentiels pour ce projet ont été conduits (figure 3.6).

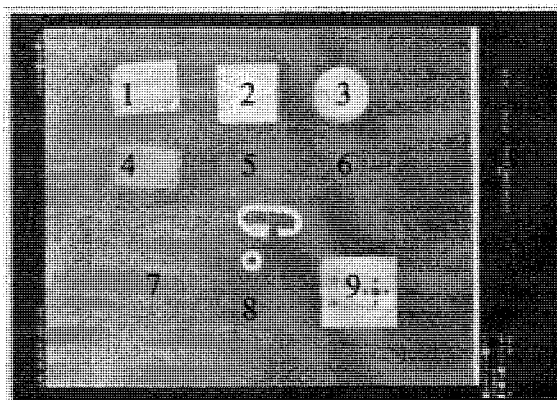


Figure 3.6 : Radiographie d'échantillons de matériaux différents

Les matériaux et les épaisseurs correspondants sont les suivants : 1) Epoxy fibre de verre bidirectionnelle: 1/2"; 2) Epoxy fibre de verre unidirectionnelle:2"; 3) Epoxy:1-1/2"; 4) Bois: 3/4"; 5) PEEK fibre de carbone: 1/4"; 6) Carbone tissé:1/4"; 7) Résine Polyesther / Fibre de verre 1/8"; 8) Acier: 0.05" et 0.25"; 9) Aluminium:1/4"

Ainsi, il a été trouvé que pour la même épaisseur la fibre de carbone présente une radio transparence acceptable, contrairement à l'aluminium. Les matériaux composites en fibres de carbone et fibres de verre seront donc privilégiés pour le design du prototype. De plus des formes circulaires sont plus adaptées car l'épaisseur reste la même quelque soit l'angle de pénétration des rayons X, ce qui n'est pas le cas avec une section rectangulaire par exemple.

3.2.2 Maquette numérique

Afin de dessiner les prototypes des différentes pièces et sous-systèmes, une maquette numérique a été élaborée à l'aide du logiciel CATIA v5r15 puis v5r17 de la compagnie Dassault System. L'utilisation de certains outils numériques est décrite ci-dessous.

3.2.2.1 Analyse de l'espace

Une maquette numérique a été faite incluant les différentes dimensions des systèmes de fluoroscopie (C-Arm et O-Arm) sur le marché. Cela a permis de simuler le volume nécessaire à ces appareils lors des prises de radiographies.

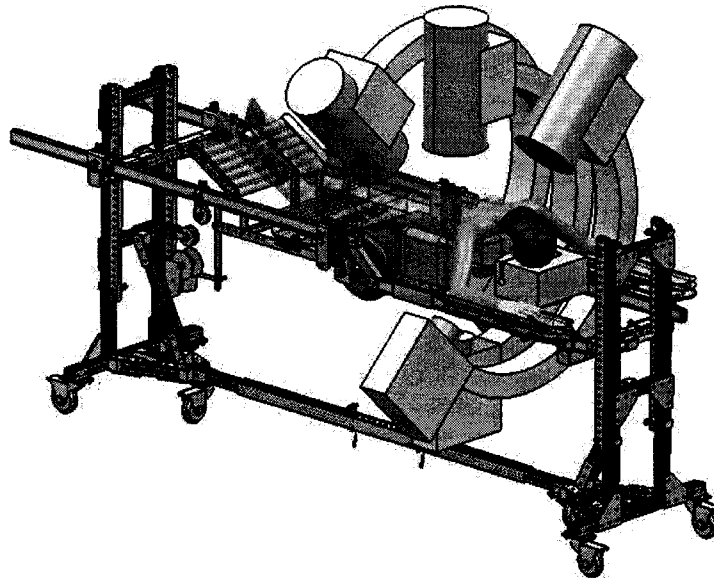


Figure 3.7 : Volume occupé par le C-Arm

3.2.2.2 Adaptabilité à différentes morphologies

Un mannequin existant dans le module de CATIA Ergonomics Design & Analysis, dans les ateliers : Human Builder et Human Posture Analysis (figure 3.8), pouvant varier du 1^{er} au 99^{ème} percentile de la population canadienne a été utilisé.

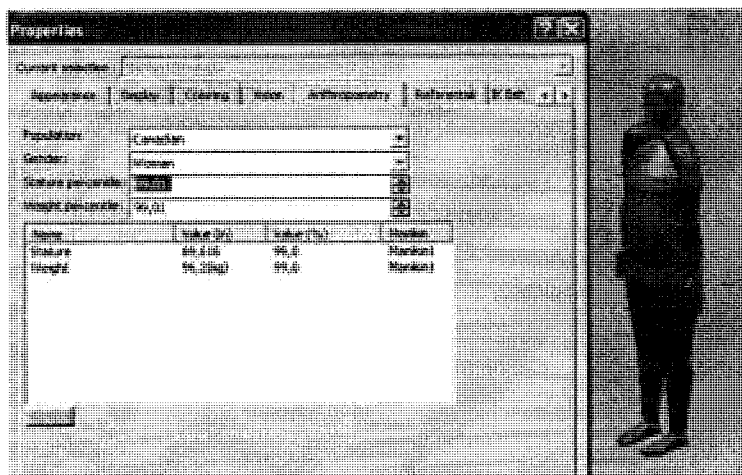


Figure 3.8 : Mannequin CATIA femme canadienne 99^{ème} percentile

Les différentes tailles et masses de mannequin ont été essayées sur la table afin de vérifier la compatibilité avec des corpulences différentes.

3.2.2.3 Systèmes dynamiques

Une analyse de la cinématique des systèmes a été faite afin de vérifier l'absence de collision des pièces.

Système de poussée du sternum

Le coussin du système de poussée du sternum doit avoir assez de place pour passer entre le coussin de la tête et les coussins du thorax, notamment lorsque le système de poussée se lève.

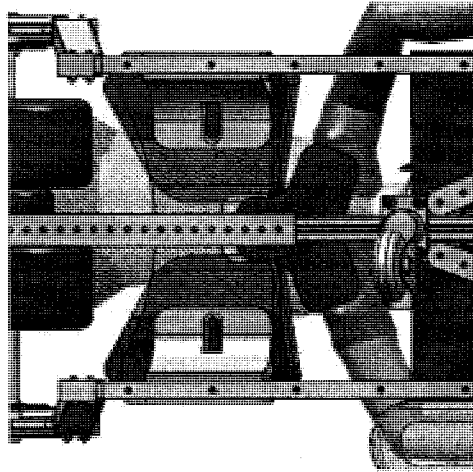


Figure 3.9: Analyse de l'espace du coussin du sternum

Tout mouvement possible doit être étudié avec tous les ajustements et les différentes morphologies envisageables. En revanche, les modifications de géométrie, comme l'écrasement des coussins, qui sont viscoélastiques ou le changement de forme des cuisses entre la station allongée et la station debout ne peuvent pas être pris en compte, et ces changements de géométrie devront être anticipés à l'aide de tests réels (observation des morphologies, debout vs couché sur des volontaires) et de croquis. Ces modifications de géométrie ne sont pas très importantes chez des volontaires minces, ce qui est la majorité des cas rencontrés au CHU Sainte-Justine. Le système de poussée du sternum (figure 3.10) ne sera utilisé que ponctuellement, car les pressions qu'il génère sont très importantes, et doivent donc être de courte durée.

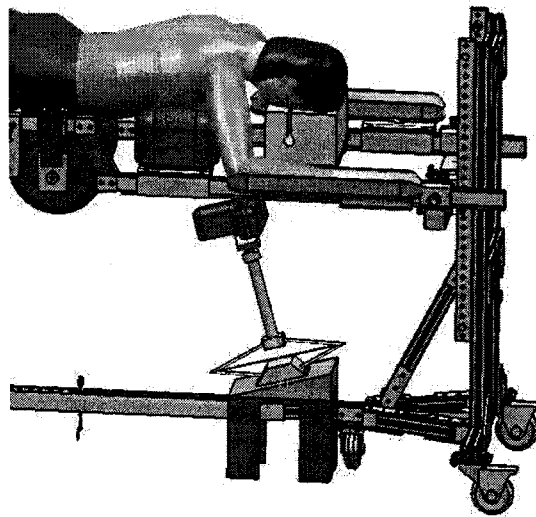


Figure 3.10 : Analyse du système de poussée du sternum

Le système de poussée sternum est installé sous la table entre les coussins du thorax et le coussin de la tête.

Système dynamique des membres inférieurs

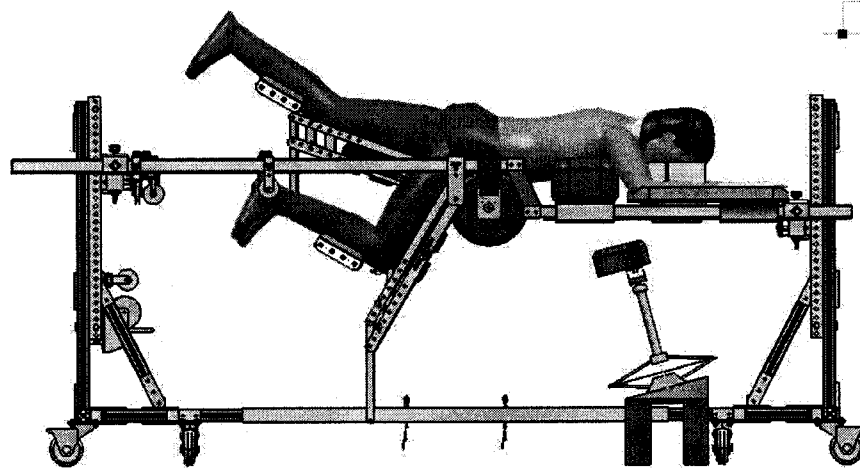


Figure 3.11 : Mouvement des membres inférieurs

L'amplitude des mouvements des jambes est décrite sur la figure 3.11, quelque soit la morphologie du sujet installé sur la table. Pour cela les dimensions des systèmes supportant les jambes et avant-jambes devront être variables.

3.3 Recherche de solutions

3.3.1 Démarche

Plusieurs étapes se sont succéder pour itérer des concepts jusqu'à parvenir aux plans techniques. La section suivante explique brièvement les principales étapes parcourues et les outils utilisés.

3.3.1.1 Conception des pièces

Le design des pièces sur CATIA s'est fait en 3 dimensions. Plusieurs pièces ont été modélisées à partir d'esquisses en deux dimensions qui ont été extrudées d'une certaine épaisseur. Plusieurs fonctions pouvaient être réalisées sur des esquisses comme :

- des extrusions et des révolutions qui sont un ajout de matière,
- des poches, des gorges et des rainures : qui sont un retrait de matière.

De plus, certaines fonctionnalités permettaient de créer des trous, taraudés, chanfreinés, lamés etc. Les vues dans les 3 plans et en perspective (figure 3.12), permettaient de se représenter les pièces dans l'espace ainsi que leurs projections sur 3 plans orthogonaux.

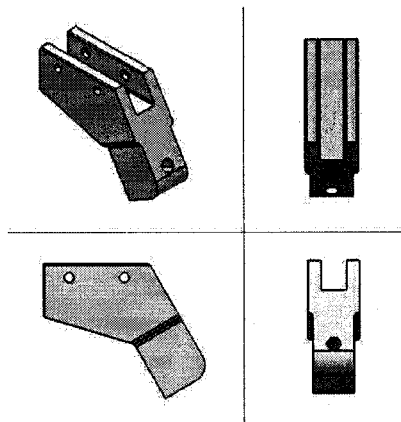


Figure 3.12 : Vues dans les 3 plans et en 3 dimensions d'une pièce

Chacune des pièces était enregistrée dans un fichier CATPart. Elles pouvaient également être enregistrées en fichier igs ou stl pour être intégrées directement dans le logiciel d'une machine de prototypage rapide notamment.

3.3.1.2 Dimensionnement des pièces

Les pièces critiques ont été testées à l'aide de la méthode des éléments finis afin de trouver la géométrie, les matériaux et la forme tels que la pièce résiste aux contraintes qu'elle subira. Par exemple en figure 3.13 et figure 3.14, un chargement uniforme de 66N (représentant la pression exercée par un bras) et un encastrement sur la surface circulaire intérieure du haut (représentant la jonction avec le support de cette pièce) ont été appliqués. Cette pièce est la plaque de support des appui-bras situés de part et d'autre du cadre. Deux couches de mousse viscoélastique sont fixées dessus.

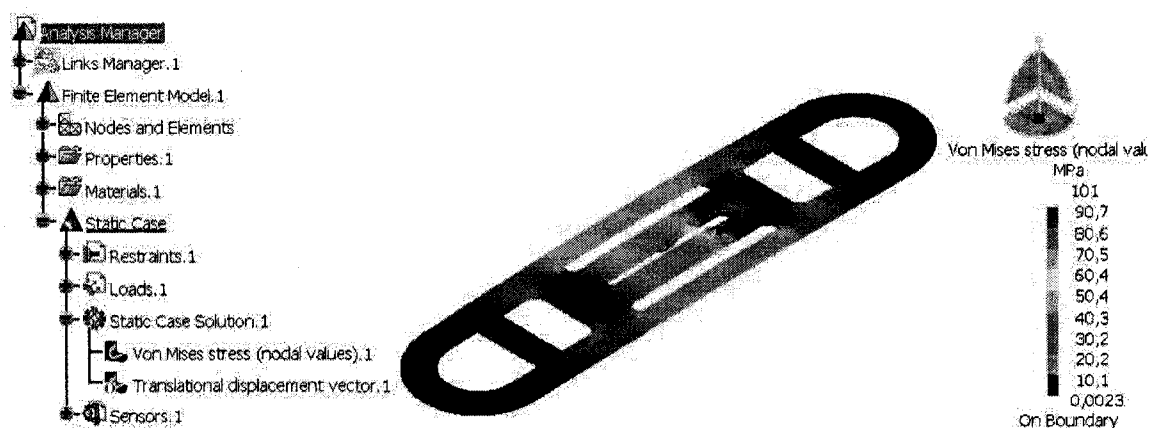


Figure 3.13 : Contraintes de Von Mises

La concentration de contraintes au centre de la pièce (autour de l'encastrement) était trop élevée : les contraintes s'élevaient à 101 Mpa alors que la limite élastique de l'aluminium 6061 est de 48 Mpa (voir Annexe E). La forme a dû être modifiée et le matériau changé.

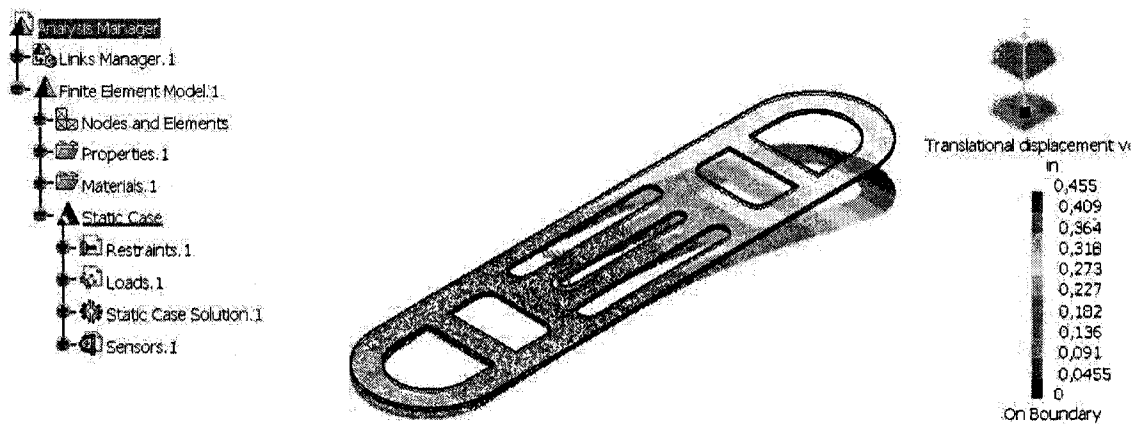


Figure 3.14 : Déplacement (échelle 5 : 1)

Le logiciel CATIA permet de voir les déformations induites par les contraintes imposées. La flèche maximale de la pièce était d'environ 12 mm. Sur la figure 3.14 la déformation a été multipliée par 5 afin de bien la distinguer.

3.3.1.3 Conception des assemblages

Les assemblages permettent de vérifier la compatibilité des pièces entre elles. Sur la figure 3.15 et la figure 3.16, les quatre tôles découpées et pliées ont été assemblées tel que demandé à l'atelier de soudure.

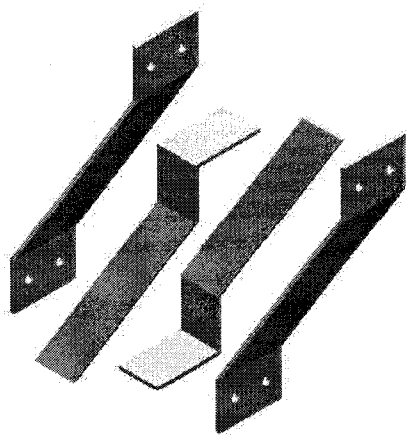


Figure 3.15 : Explosé de l'assemblage : jonction

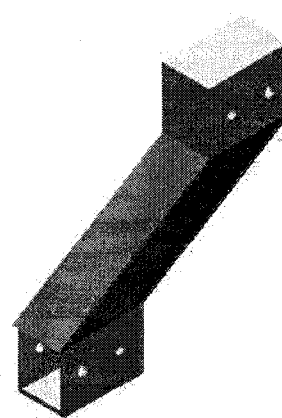


Figure 3.16 : assemblage de la jonction

De plus, il a de plus fallu vérifier que les pièces étaient effectivement physiquement joignables : en effet le logiciel CATIA ne permet pas de prévenir les incompatibilités

d'assemblage, comme par exemple le fait que la tête d'une vis ne soit pas atteignable pour la serrer avec son écrou.

3.3.1.4 Dimensionnement des assemblages

Les calculs par éléments finis sont possibles sur le logiciel CATIA dans l'atelier : Generative Structural Analysis dans la catégorie Analyse et Simulations. Afin d'analyser les assemblages il convient de mettre des connections entre les pièces. Ces connections sont présentes dans la barre d'outil : Supports d'analyse. Les propriétés de ces connections sont disponibles dans la barre d'outil : Propriétés de la connexion. Puis, la même méthodologie que pour l'analyse des pièces s'applique pour l'analyse des assemblages. Une contrainte a été déterminée et des conditions limites ont été ajoutées. Sur la figure 3.17 les efforts ont été appliqués sur des surfaces représentant les contacts avec le support du coussin du thorax et le support du coussin du bassin.

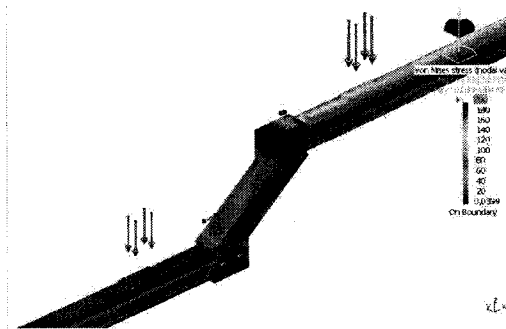


Figure 3.17: Test éléments finis sur l'assemblage du cadre

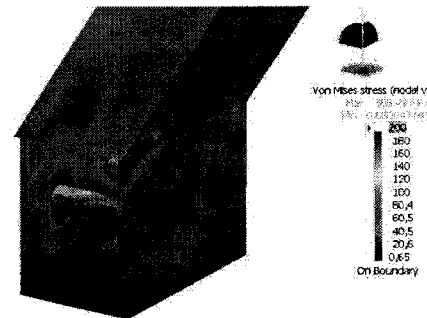


Figure 3.18 : Détails des efforts sur les vis et les tôles

Sur la figure 3.18, la barre a été cachée ce qui permet de voir les concentrations d'efforts sur les vis et autour des trous sur les tôles soudées.

3.3.1.5 Dessin technique des pièces

Une fois la géométrie des pièces et les assemblages décidés, les plans techniques ont pu être faits. Chaque dessin de pièce contenait plusieurs informations dans le cartouche. Par exemple sur la figure 3.19:

- Le titre de la pièce : LP 12 Attachment (il s'agit d'une pièce appartenant au 12^{ème} assemblage du système dynamique de positionnement des membres inférieurs).
- Son numéro de dessin : DWG 112 05 A (c'est la 5^{ème} pièce de l'assemblage 12 et la première version, A).
- Sa date de finition : 10 septembre 2007.
- L'échelle des vues : 1 :1.
- Son matériau : Aluminium.
- Son dessinateur : Fanny Canet, éventuellement si quelqu'un vérifie le dessin, son nom doit aussi apparaître.
- Les tolérances générales des cotations.

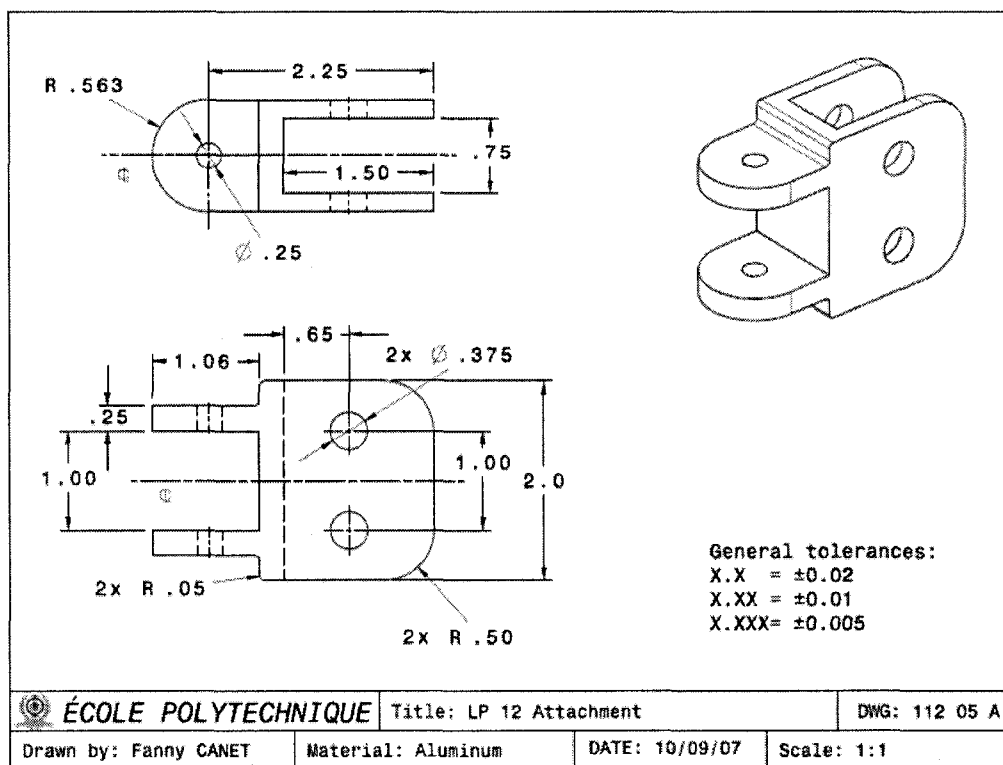


Figure 3.19 : Dessin technique du LP 12 Attachment

La vue en perspective n'est pas indispensable sur un dessin technique mais elle aide à la compréhension de la pièce. Toutes les dimensions doivent être indiquées sur les vues projetées de face, de dessus ou dessous et de droite ou gauche.

3.3.1.6 Dessin technique des assemblages

Les dessins d'assemblage contenaient une nomenclature (figure 3.20) indiquant quel sont le titre et le numéro de dessin technique de chaque pièce et leur quantité et matériau. Les bulles contenant les numéros des pièces étaient référées dans la nomenclature. Pour les pièces standards, les informations de longueur, de filetage et de type apparaissaient aussi dans la nomenclature.

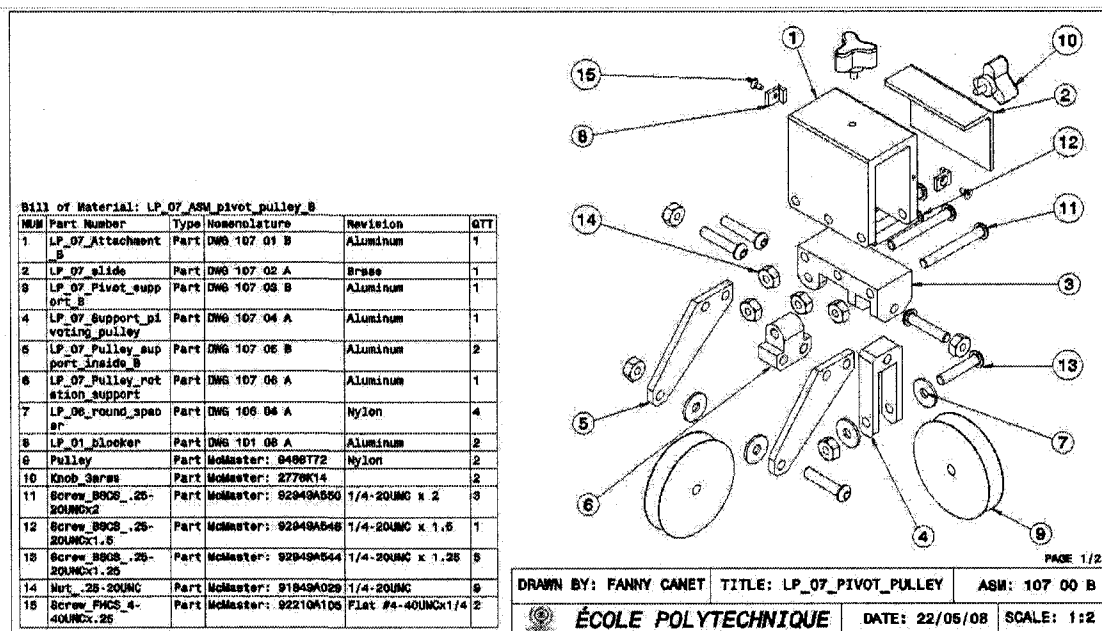


Figure 3.20 : Nomenclature et explosé du LP 08 Pivot Pulley

La vue explosée n'est pas obligatoire mais aide à la compréhension. L'accent doit être mis sur la ou les vues de coupe (figure 3.21). En effet, celles-ci permettent de positionner correctement les éléments les uns par rapport aux autres.

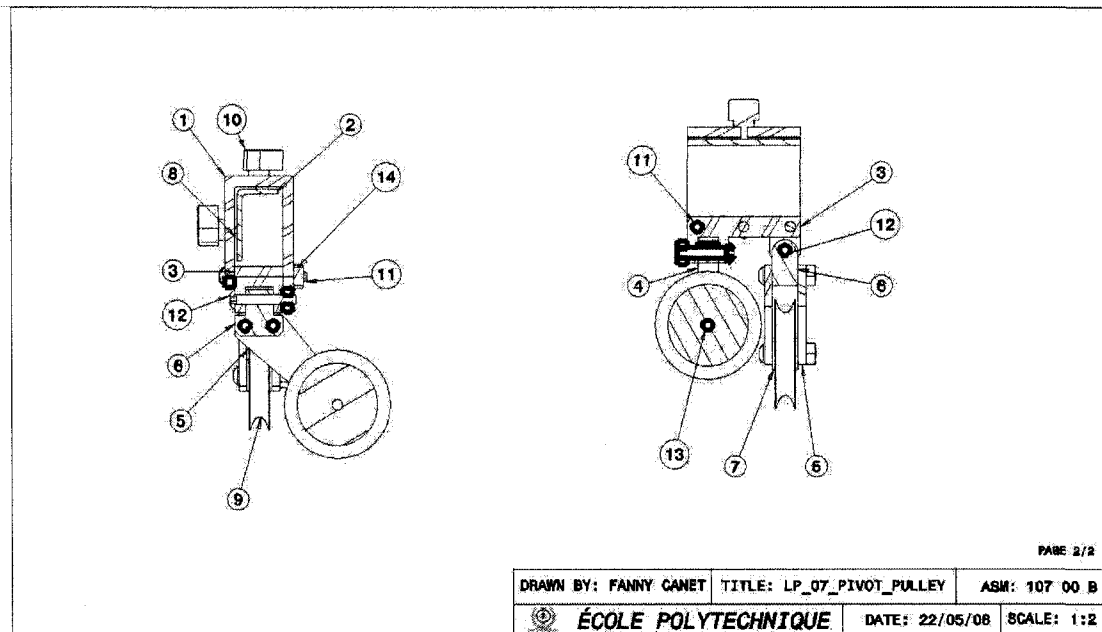


Figure 3.21 : Coupes du LP 08 Pivot Pulley

Une fois les dessins finis, ils ont été envoyés à un atelier d'usinage afin que les pièces soient fabriquées et les assemblages montés. Le prototype final a été assemblé au CHU Sainte-Justine.

La nomenclature des assemblages est décrite dans l'ANNEXE F.

3.3.2 Prototype fonctionnel

Ce prototype a été réalisé au premier semestre 2006 pour une rencontre entre les orthopédistes, les ingénieurs de Medtronic et l'équipe des laboratoires du CHU Sainte Justine et de l'École Polytechnique.

3.3.2.1 Description

Le but du prototype fonctionnel (figure 3.22) était de vérifier les mouvements du corps qui peuvent être créés par un tel système de positionnement dynamique des membres inférieurs. À l'avant les coussins du système dynamique de Montréal de 2002 ont été repris et installés sur des rails. Le coussin du bassin est en rotation autour de l'axe de supports verticaux (appelés Straddle Bar). Cet axe est confondu avec celui de rotation

des barres latérales qui soutiennent le coussin des cuisses ainsi que le support des tibias. Les deux coussins du thorax peuvent être ajustés manuellement pour les 3 translations et en rotation. Toutes les pièces sont en aluminium et le cadre en acier inoxydable.

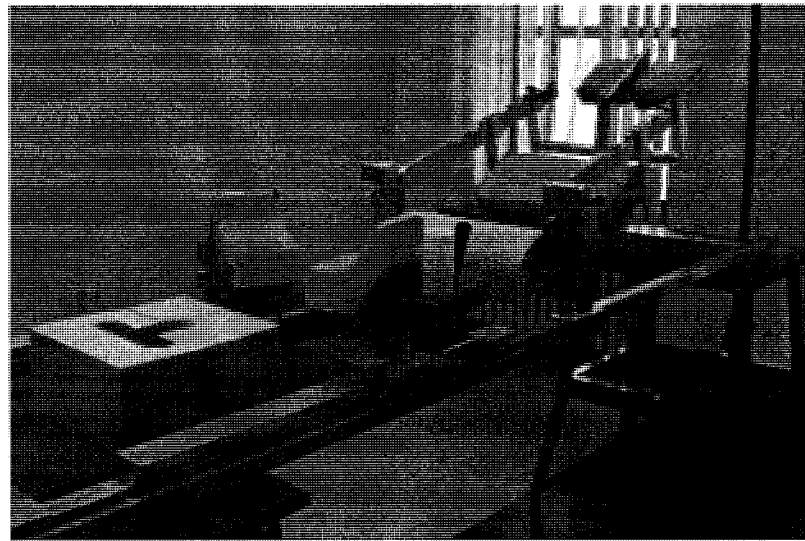


Figure 3.22 : Prototype fonctionnel réel

Le prototype fonctionnel était à Sainte-Justine au début du projet et les dessins CATIA étaient disponibles. Par la suite, le prototype a été démonté et les pièces sont désormais regroupées dans la salle expérimentale du laboratoire de Polytechnique.

3.3.2.2 Fonctionnement

Le mouvement des jambes était activé par un treuil qui tirait un câble passant dans une poulie tout en haut d'un mat. Le câble était attaché au bout de la barre tenant les rouleaux supportant les tibias (figure 3.23). Le cadre a été installé sur deux trépieds vissés sur des planches de bois.

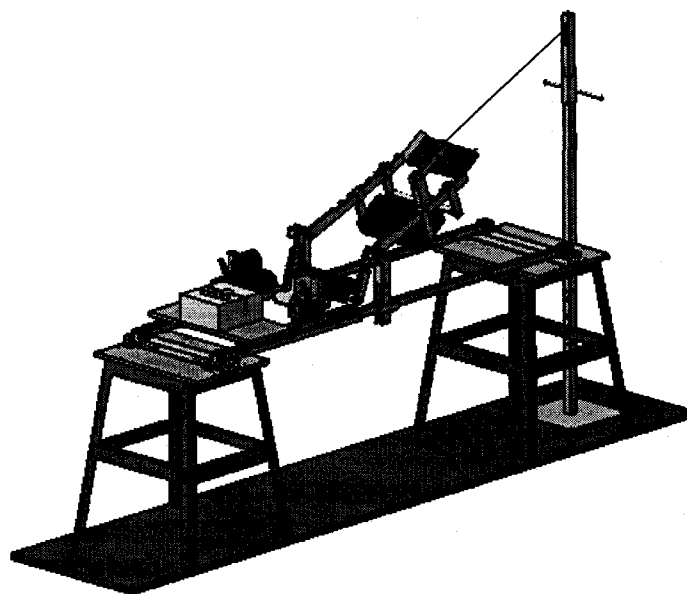


Figure 3.23 : Prototype fonctionnel virtuel (Source © 2006 F. Canet et K. Duke)

Sur la figure 3.24, la position des jambes en extension sur le prototype est représentée. Le système de positionnement dynamique des jambes est constitué d'une membrure (1) en mouvement autour d'un axe de rotation situé sur des barres verticales (2) dont la hauteur est ajustable. Cette membrure (1) supporte les coussins des cuisses (3) et le support (4) des rouleaux (5) sur lesquels sont posées les avant-jambes.

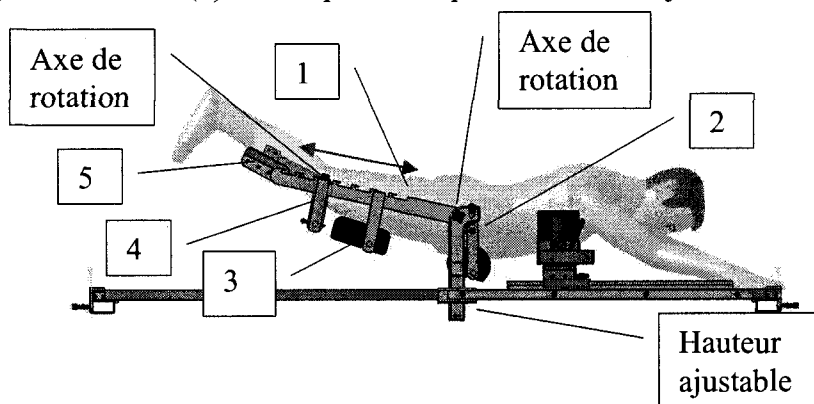


Figure 3.24 : Prototype fonctionnel virtuel, jambes en extension

Sur la Figure 3.25, la position jambe en flexion sur le prototype fonctionnel est représentée. Le coussin du bassin a pivoté autour de deux axes (1 et 2), ce qui permet de libérer de la place pour les cuisses. Les jambes restent parallèles à la membrure (3).

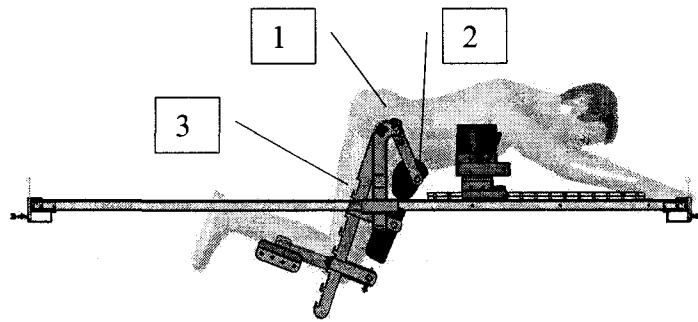


Figure 3.25 : Prototype fonctionnel virtuel, jambes en flexion

3.3.2.3 Avantages

Le principal avantage du système était d'avoir permis de recevoir l'autorisation des orthopédistes et des ingénieurs de Medtronic pour réaliser un prototype sur lequel des tests ont pu être faits avec des patients et des volontaires sains. Le concept global a été validé, les mouvements étant proches de ceux visés : l'amplitude allait de 60° en flexion à 20° en extension pour les membres inférieurs.

3.3.2.4 Inconvénients

Le prototype fonctionnel ne pouvait être utilisé en clinique car les matériaux utilisés n'étaient pas radio-transparents. De plus certains inconvénients ont été notés par l'équipe d'évaluation du produit :

- Le transfert du patient n'est pas sécuritaire, à cause des barres de support du système de positionnement des jambes qui sont trop proéminentes.
- Le système mécanique peut être dangereux, avec un risque de pincements de la main lors de la mise en flexion des jambes.
- Certains jeux sont un peu justes sur certains systèmes montés glissant, surtout après dilatation des tubes en nylon.
- L'écartement en largeur est un peu limité.

- Certains ajustements sont inutiles : trop de crans pour régler la hauteur du bassin et trop de rotation permise. De plus, la hauteur n'est pas réglable lorsque le patient est installé.
- Les coussins thoraciques sont trop en porte-à-faux donnant la sensation de passer à travers le cadre au niveau du thorax.
- Le mécanisme d'entraînement du système de positionnement des jambes est trop encombrant.

Toutes ces remarques ont été prises en compte pour le prototype du projet.

3.3.3 Prototype pédiatrique

Dans cette partie sont décrits les principaux choix de design afin de comprendre les décisions qui ont été prises avec équipe des laboratoires.

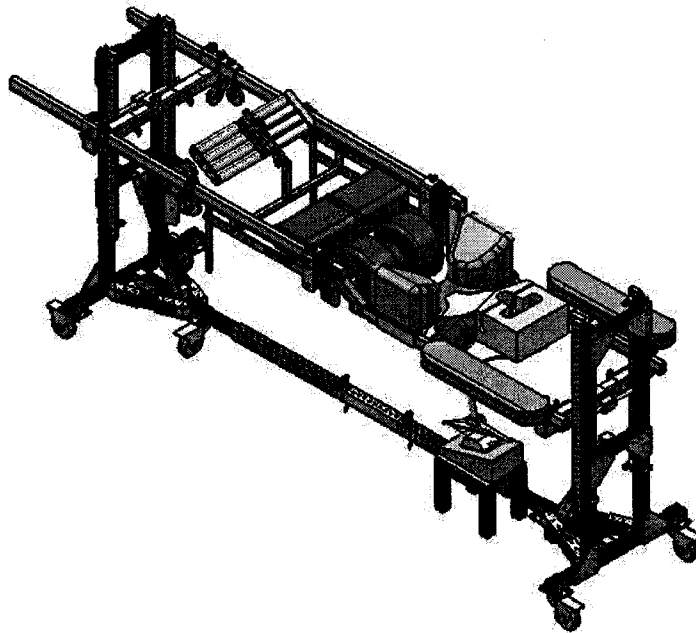


Figure 3.26 : Prototype pédiatrique virtuel

Le prototype est constitué de modules ajustables décrits dans les paragraphes suivants. Les systèmes dynamiques sont activés manuellement, par un treuil pour le système de positionnement des jambes et électriquement par un cric pour le système de poussée du sternum.

3.3.3.1 Le support

Le support a été conçu par Annick Koller et Xiaoyu Wang. Il s'agit d'un support mobile en aluminium extrudé avec une section particulière en forme de croix (figure 3.27).

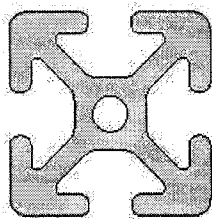


Figure 3.27 : Section des barres extrudées pour le support

La longueur totale du support est ajustable, l'écartement entre les deux axes de rotation du cadre variant de 77" à 105" et la hauteur de ce même axe par rapport au sol variant de 25" à 43" (figure 3.28).

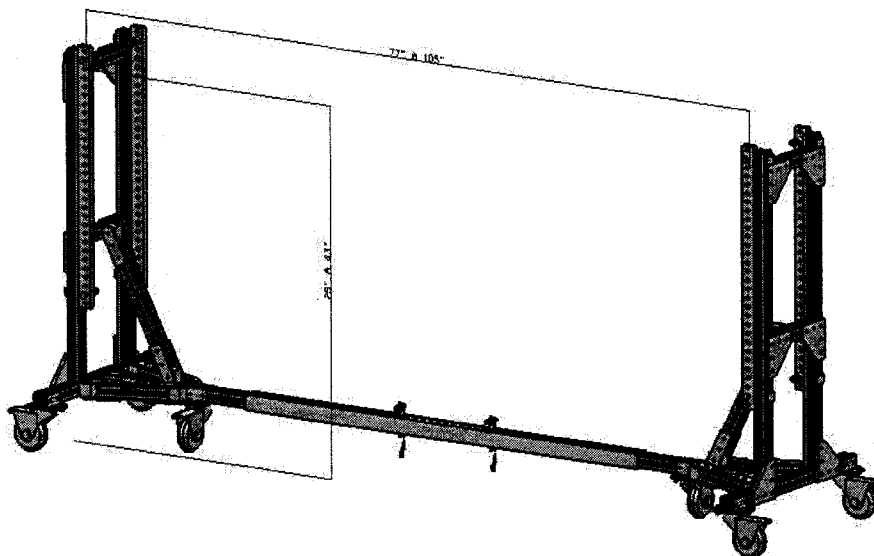


Figure 3.28 : Support et ses ajustements, X. Wang

Ce support est très facilement transportable, car les barres verticales peuvent pivoter et se mettre à l'horizontal en enlevant simplement quelques vis. De plus, il est relativement léger grâce au choix de l'aluminium et sa structure s'assemble très facilement. Les

pièces principales ont été fournies par McMaster Carr (catégorie : Aluminum Fractional T-Slotted Framing System).

3.1.3.3 Le cadre

Un décrochement (1, figure 3.29) a été créé au centre du cadre afin de l'adapter à la morphologie humaine. Au niveau du thorax le cadre est plus bas et plus étroit (ce qui permet au chirurgien d'être proche du dos du patient). Au niveau du bassin le cadre est plus large afin de permettre le passage des jambes à l'intérieur et plus haut, et de suspendre les coussins du bassin, leurs permettant une rotation libre autour de l'axe d'attache.

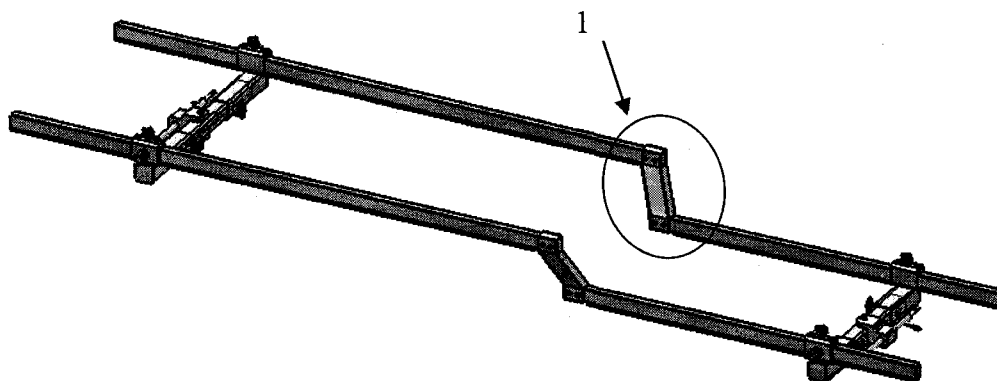


Figure 3.29 : Cadre (Source : X. Wang et F. Canet)

Au niveau du thorax l'écartement intérieur peut varier de 11,5" à 19,5" et au niveau du bassin de 15,5" à 23,5". Ces valeurs permettent d'installer des patients pédiatriques et des adultes de taille standard. Pour ce prototype, l'écartement a été fixé à 17,5" au thorax et 21,5" au niveau du bassin : en effet les éléments du système de positionnement des jambes sont dessinés pour une largeur donnée qui permet d'installer les 90% des patients que l'on rencontre à Sainte-Justine.

3.1.3.4 Le support du bassin

Le support du bassin est constitué de deux tubes télescopiques en fibres de carbone et époxy (fournisseur : Composite-Resources), de quatre plaques de carbone, usiné par un technicien de l'École Polytechnique, sous les conseils du professeur Eduardo Ruiz, entre

lesquelles sont cousues deux sangles par Annick Koller (figure 3.30). Les pièces qui s'insèrent sur le cadre sont faites en prototypage rapide à l'atelier de Medtronic à Memphis.

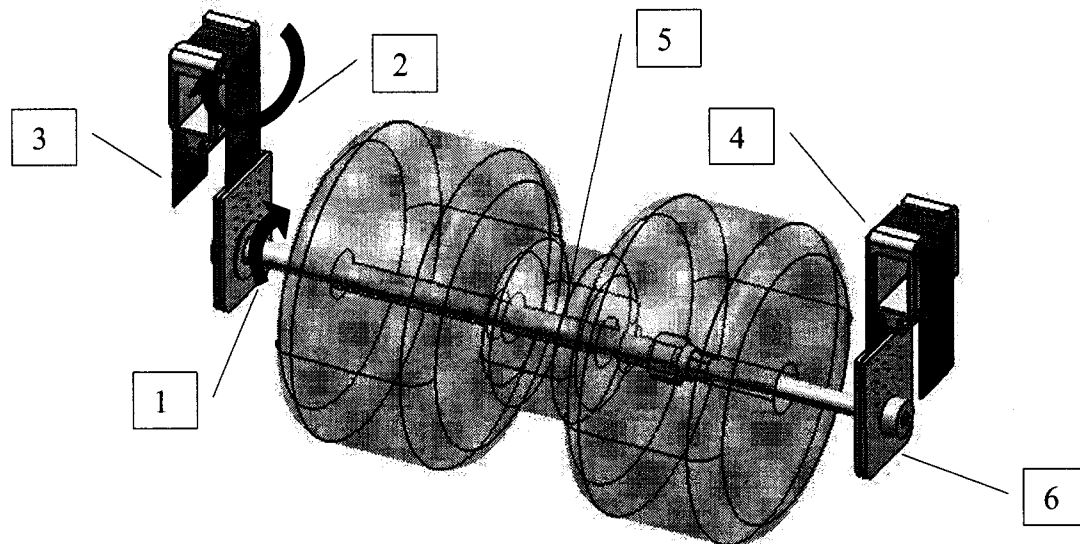


Figure 3.30 : Support du bassin

La forme des coussins permet de limiter les pressions. Deux rotations sont possibles : la rotation autour de l'axe des coussins (1), et une légère rotation (2) autour de l'axe d'attache des sangles (3), ce qui permet au bassin de s'adapter selon la position des jambes. De plus, la hauteur est réglable grâce aux sangles et aux boucles (4) qui les retiennent. Les coussins sont fixés sur deux tubes télescopiques (5) en fibres de carbone qui sont insérés de chaque côté dans des plaques de carbone (6) cousues sur les sangles.

3.1.3.5 Le système de positionnement des jambes

Le but étant d'aligner les têtes fémorales avec l'axe de rotation du système, sans obstruer la prise de radiographies particulièrement des têtes fémorales, tout axe métallique en face des têtes fémorales est à proscrire. De là vient l'idée de Xiaoyu Wang de faire un système parallèle qui permet de créer une rotation autour d'un axe virtuel (figure 3.31).

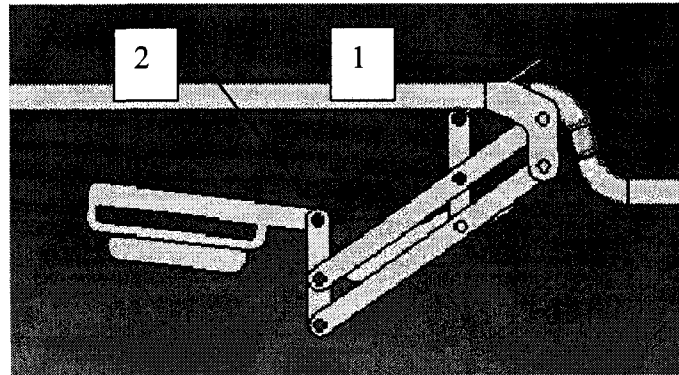


Figure 3.31 : Système de barres parallèles. Reproduit avec permission (Source © 2006 Xiaoyu Wang)

L'axe de rotation (1) du système parallèle est situé en face des têtes fémorales du sujet, et l'axe de rotation (2) du support des avant-jambes est situé en face des genoux.

À partir de cette idée, le système de positionnement des jambes a été réalisé. Il comporte plusieurs éléments (figure 3.32) :

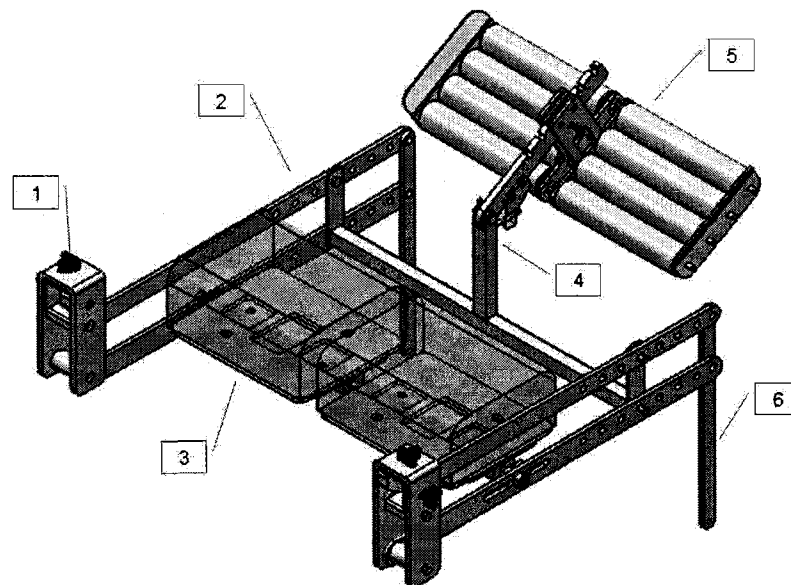


Figure 3.32 : Système de positionnement des jambes

- 1 Deux attaches qui relient les barres au système.
- 2 Quatre barres parallèles qui peuvent tourner autour de deux axes de rotation, qui eux-mêmes sont verticalement alignés avec l'axe de rotation virtuel.

- 3 Un support des coussins des cuisses, qui peuvent tourner de $\pm 15^\circ$ et qui sont ajustables grâce à une rainure dans les barres inférieures.
- 4 Un support portant les avant-jambes, dont l'angle peut être modifié manuellement de 90° à 140° . Ce support peut être ajusté en longueur grâce aux trous sur les barres parallèles.
- 5 Des rouleaux tibias, qui tournent sur eux-mêmes afin d'éviter le cisaillement. En effet, lors du passage de la position flexion à extension des cuisses, les avant-jambes translatent sur leur support. Les rouleaux peuvent être installés plus ou moins loin sur la petite barre centrale grâce à plusieurs encoches.
- 6 De longues barres verticales pour les câbles des poulies permettant au système de positionnement des jambes de se lever à 20° au dessus de l'horizontale.

Grâce à ce système le mouvement choisi est respecté : les barres parallèles pivotent de -70° à $+20^\circ$ et les tibias restent toujours avec le même angle par rapport à l'horizontal. Les matériaux sont presque tous métalliques. Cela est possible car aucune radiographie n'est prise près des membres inférieurs. La plupart des pièces du système sont en aluminium, mais certaines pièces critiques sont en acier inoxydable afin de garantir leur résistance.

3.1.3.6 Mécanisme d'entraînement

Le mécanisme d'entraînement est composé de poulies qui guident les câbles jusqu'au treuil. Ces poulies peuvent être déplacées facilement sur le cadre si nécessaire (figure 3.33).

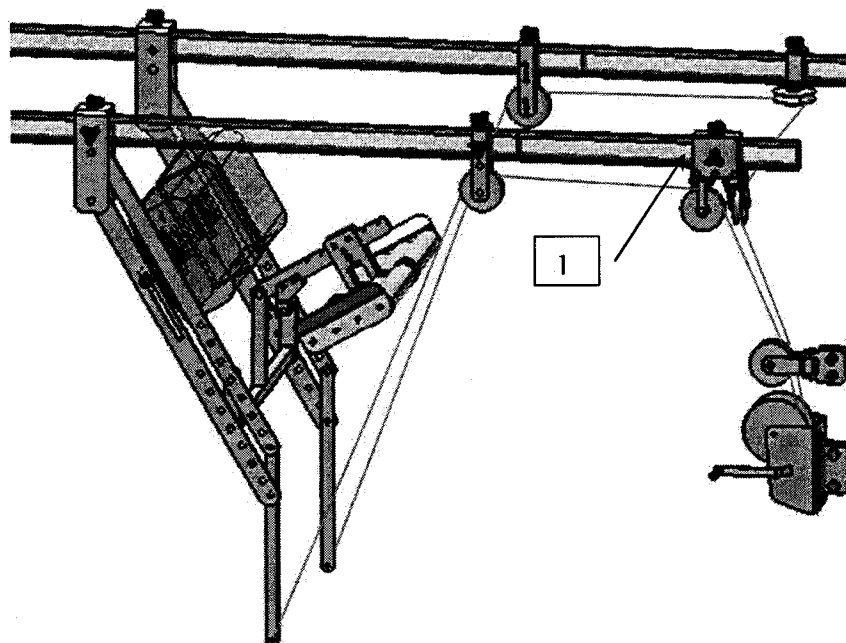


Figure 3.33 : Mécanisme d'entraînement

Le serrage se fait simplement par pression sur des angles en laiton (1) (à l'origine cela a été choisi pour ne pas esquinter les barres qui étaient en fibres de carbone et époxy, des matériaux fragiles aux pressions locales). Le mouvement est activé manuellement. En cas d'urgence, le système peut être relevé en une dizaine de secondes.

3.1.3.7 Le système de poussée du sternum

En premier lieu un prototype avait été réalisé par Ariane Morin, stagiaire à l'été 2007, puis le concept a été repris et amélioré.

Le système de poussée du sternum (figure 3.34) est constitué d'un support permettant un positionnement au centre sous la table (1), d'un bloc de bois avec un angle de 15° (2), d'un cric électrique (3) relié à un transformateur et possédant une commande, et d'un système de tubes télescopiques (4) (pour un premier ajustement manuel). Le coussin (5) qui vient s'appuyer sur le sternum était initialement monté sur une rotule réglable, ce qui permettait d'orienter le coussin dans tous les sens. Par la suite, ces degrés de liberté ont été retirés car ils n'étaient pas nécessaires à l'utilisation que les orthopédistes souhaitent faire du système de poussée du sternum.

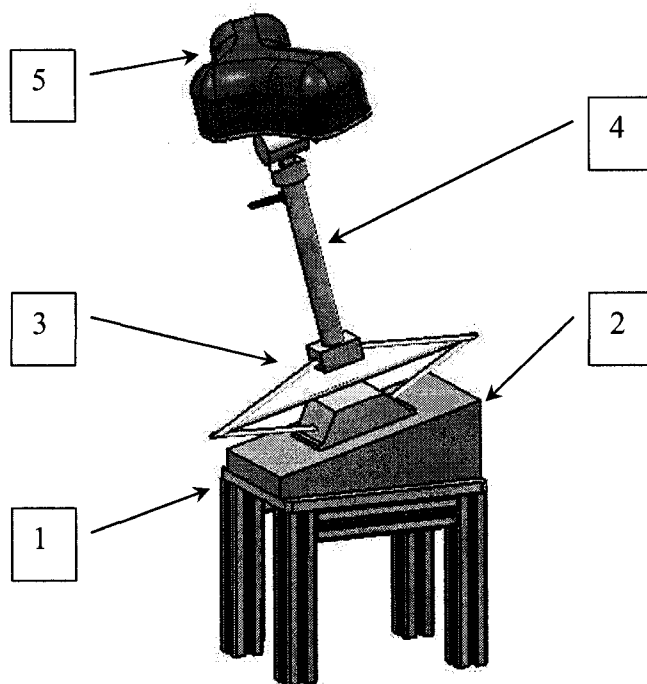


Figure 3.34 : Système de poussée du sternum

Ce système peut être utilisé ponctuellement. En effet, l'effet qu'il induit n'est nécessaire que pour un court moment d'une manœuvre chirurgicale durant de 10 à 20 minutes. De plus, les pressions qu'il engendre sont élevées et ne permettent donc pas de l'appliquer longtemps sur un sujet.

3.1.3.8 Le support du thorax

Le design des coussins thoraciques a été réalisé par Annick Koller. Deux plaques en fibres de carbone (1) renforcées par des arches (2) soutiennent une plaque en Lexan sur laquelle les coussins (modèle large ou petit) sont fixés avec du Velcro® (figure 3.35).

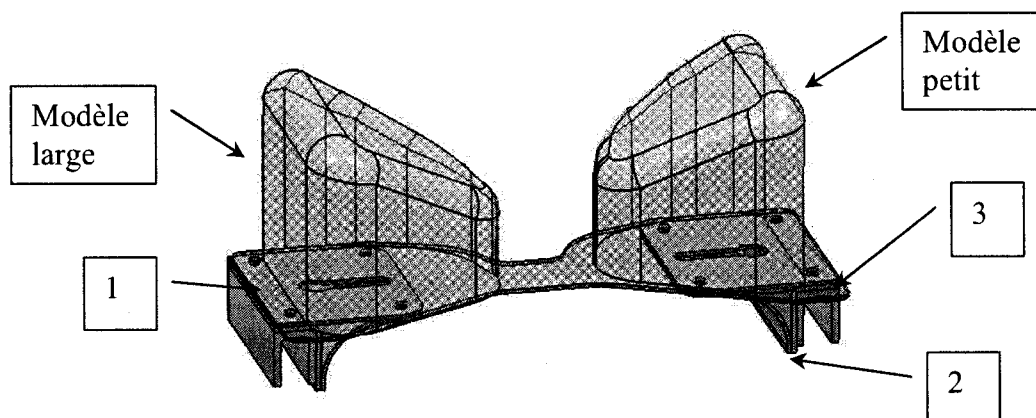


Figure 3.35 : Coussins thoraciques

Les supports (3) peuvent être déplacés sur les barres mais ne glissent pas lorsqu'un sujet est installé. Le Velcro® maintient solidement la position des coussins sur la plaque.

3.1.3.9 Les appui-bras

Les appui-bras (figure 3.36) sont réglables légèrement en écartement et en translation parallèlement au cadre à l'aide des rainures (1).

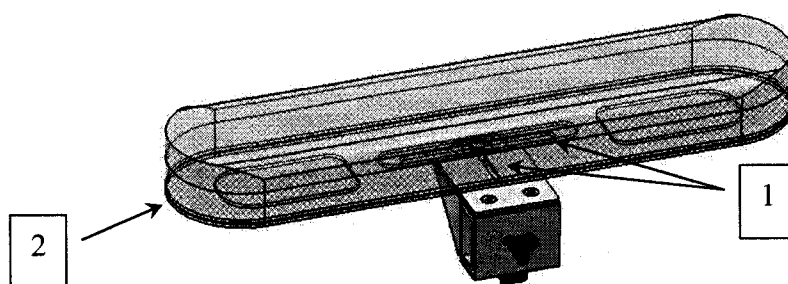


Figure 3.36 : Appui-bras

Le plateau inférieur (2) est fabriqué en fibres de verre pour une bonne rigidité.

3.1.3.10 Le support de tête

Le support de la tête est une simple planche en fibres de verre. Le coussin (celui utilisé pour les chirurgies à Sainte-Justine, figure 3.37) a été découpé afin de permettre au coussin du sternum de passer entre le support de la tête et le support des coussins thoraciques.

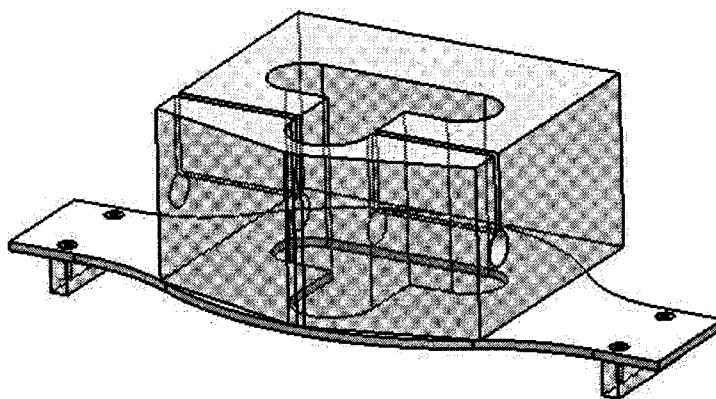


Figure 3.37 : Support de la tête

Ce support glisse facilement sur les barres latérales du cadre ce qui permet au coussin de bien se placer lorsque la tête est déplacée légèrement vers l'avant ou l'arrière.

Lors des premiers essais sur patient en clinique, nous souhaitions valider dans un milieu contrôlé (i-e. en laboratoire, sur des sujets éveillés) la fonctionnalité et la sécurité (au niveau des pressions) des systèmes de positionnement dynamiques des membres inférieurs et du sternum, couplés à un système statique de support du thorax, des bras et de la tête. Ceci est l'objet du prochain chapitre.

CHAPITRE 4. ÉVALUATION DU PROTOTYPE PÉDIATRIQUE

Le protocole d'évaluation du prototype, ci après détaillé, a été au préalable évalué et approuvé par le Comité d'éthique du CHU Sainte-Justine (le 22 février 2008; numéro de dossier : 2649) et par le Comité d'éthique de l'École Polytechnique (le 25 mars 2008; numéro de dossier : CÉR-07/08-15).

Le prototype a été testé afin de vérifier ses performances et qualités: facilité d'utilisation, accès au rachis, sécurité, confort, adaptation aux morphologies de patients, espace et radio transparence pour la fluoroscopie ou/et la radiographie.

Toutes les évaluations ont été faites en partenariat avec Christopher Driscoll.

4.1 Sujets

L'étude du système dynamique de positionnement a été réalisée sur trois groupes de sujets dont les caractéristiques sont les suivantes :

- 8 volontaires sains, recrutés parmi le personnel du laboratoire. 4 femmes et 4 hommes âgés entre 23 et 40 ans, répartis pour moitié (2 hommes et 2 femmes) pour l'étude sur l'effet du positionnement des jambes et pour les autres pour l'étude sur l'effet du positionnement du sternum. La taille des volontaires est comprise entre 151 et 188 cm, et leur masse entre 46,5 et 77 kg.
- 6 patients atteints de scoliose idiopathique de l'adolescent en visite préopératoire. Il s'agit de 5 jeunes filles et d'un jeune homme, âgés de 13 à 18 ans présentant des courbures scoliotiques simple, double ou triple, dont la courbure principale est comprise entre 46° et 77°.
- 6 patients atteints de spondylolisthesis, 2 en visite préopératoire et 4 en visite de suivi clinique. Les deux patients en visite préopératoire sont des jeunes filles âgées de 14 et 17 ans, mesurant respectivement 155 et 158 cm et pesant 46 et 69 kg. Le glissement du spondylolisthesis varie de 63 à 83%. Les 4 patients en visite de suivi clinique sont 3 jeunes garçons et une jeune fille âgés de 13 à 20 ans, le glissement du spondylolisthesis est compris entre 11 et 31%.

La figure 4.1 décrit les sujets et les radiographies prises pour chacun d'eux.

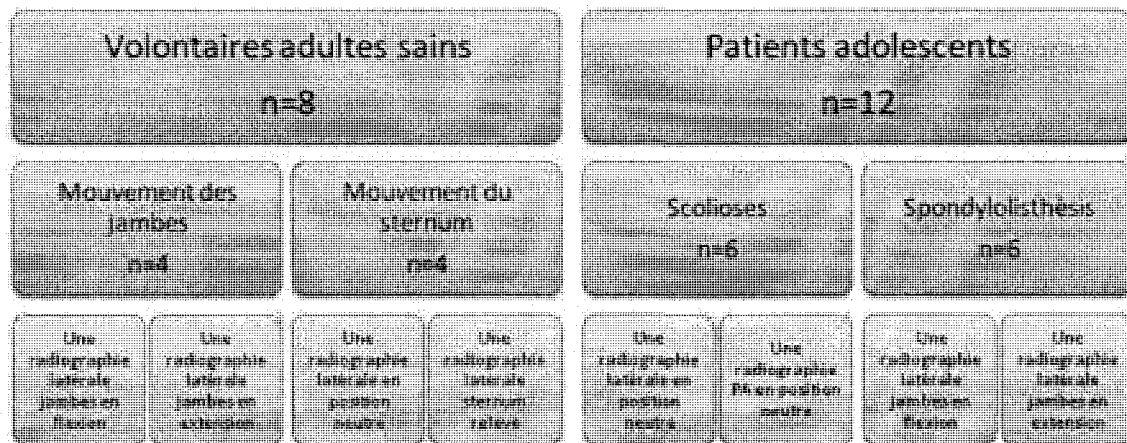


Figure 4.1 : Organigramme des tests expérimentaux

4.2 Installation du montage

Le prototype a été installé dans le laboratoire de chirurgie expérimentale du CHU Ste Justine dans laquelle des radiographies peuvent être prises car les murs sont plombés.

Le protocole expérimental comportait trois instruments de mesure (figure 4.2). Un système radiographique mobile du département de radiologie du CHU Sainte-Justine a été utilisé et manipulé par un technicien en radiologie. Un support à cassettes de 36 pouces de long a été installé pour les radiographies latérales et postéro-antérieures.

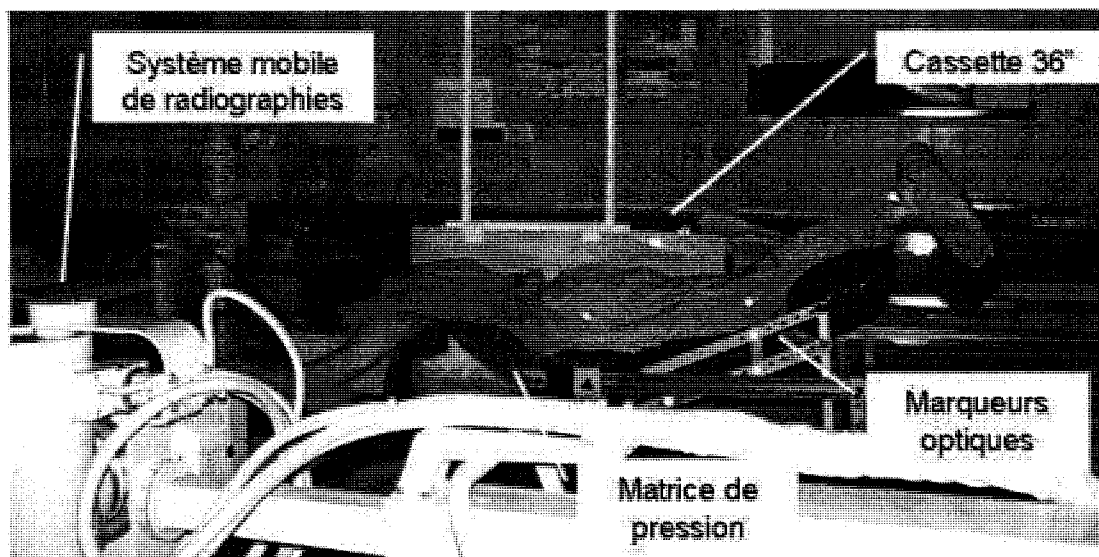


Figure 4.2 : Prise de radiographie – salle 9

Pour les analyses cinématiques, un système de capture du mouvement optoélectronique a été retenu en prévision d'une utilisation au bloc opératoire. Il s'agit du système Polaris (Northern Digital Inc, Waterloo, Ontario, Canada) basé sur le principe d'émission d'ondes infrarouges sur des cibles réfléchissantes. Le système est relié à un ordinateur équipé du logiciel NDI Tool viewer. La caméra a été installée à 1 m de la table à une hauteur d'environ 1 m et a enregistré 20 images par seconde. 10 marqueurs réfléchissants ont été utilisés : 4 apposés sur les volontaires et 6 sur la table d'opération expérimentale (figure 4.2). La position des cibles a été calculée en fonction d'une détection et d'une triangulation faite par les deux caméras qui sont sensibles à la longueur d'onde projetée.

Pour caractériser les différents points de pression, une matrice de pression (Vista Medical, Winnipeg, Canada) a été installée sous le patient. Cette matrice comprend 225 capteurs de pression pouvant mesurer jusqu'à 300 mmHg de pression. Elle mesure 110 cm par 80 cm et a une épaisseur de 1 mm. Ce système est relié à une carte d'acquisition branchée sur un ordinateur muni du logiciel FSA qui permet d'échantillonner à 5 Hz. Ce type de matrice ainsi que la technologie des capteurs de pression sont utilisés depuis plus de 10 ans au laboratoire (Beauséjour 2002, Duke 2002) et ne présentent aucun danger

pour leur utilisateur. Un calibrage de la matrice a été réalisé au début de son utilisation à différents paliers de pression (0, 50, 100, 150, 200, 250 et 300 mmHg) à l'aide d'un ballon rectangulaire gonflable sur lequel est installé un manomètre.

4.3 Protocole expérimental

Trois différents tests ont été réalisés, les trois premiers sur le prototype et le dernier sur le cadre Relton-Hall à des fins de comparaison :

- 1- Modification du positionnement des membres inférieurs;
- 2- Modification du positionnement du sternum en hauteur;
- 3- Changement du système de positionnement : le cadre Relton-Hall ou le prototype.

Cette section explique brièvement le déroulement des expériences, qui diffèrent un peu selon les sujets (volontaires ou patients) et tests.

Chaque expérience commence par une prise de contact avec le sujet, une explication du protocole et une proposition de participation à ce projet de recherche.

L'expérience se déroule comme suit :

- a. Prise des mensurations du sujet (figure 4.3): longueurs des segments (a), taille (b) et masse (c).

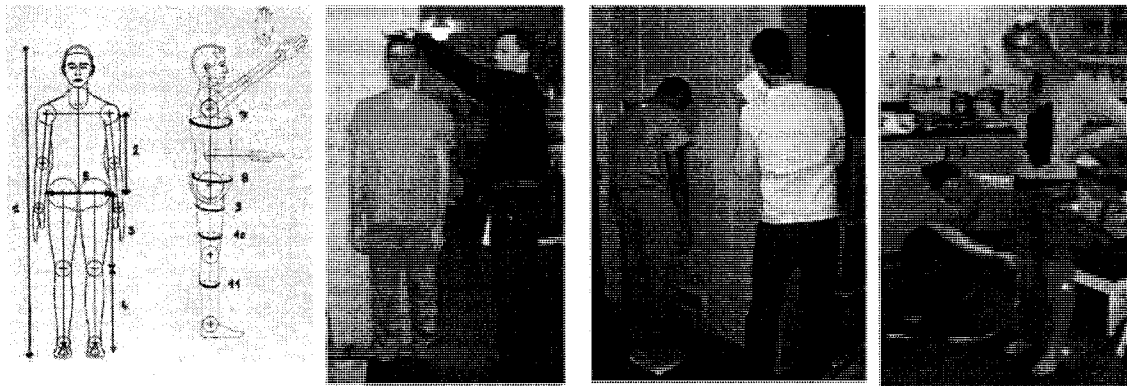


Figure 4.3 : Mesures morphologiques (a-schéma des mesures, b-taille, c-masses, d-longueur du fémur)

- b. Pose des marqueurs réfléchissants sur le sujet et la table d'opération.
- c. Installation du sujet en décubitus ventral sur le système de positionnement (figure 4.4).

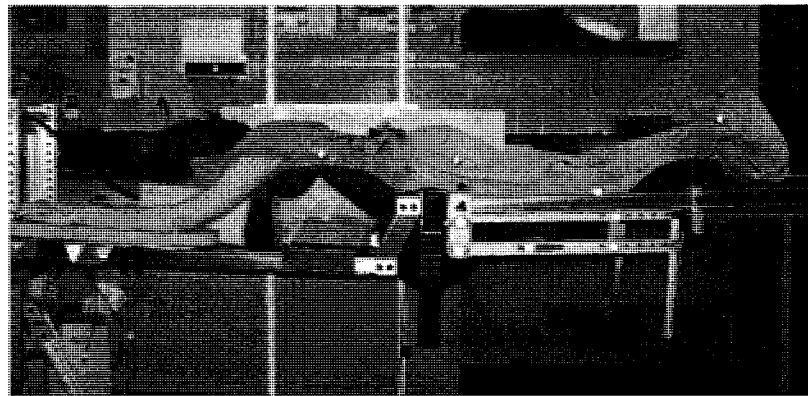


Figure 4.4 : Sujet allongé sur le prototype

- d. Prise d'une photo latérale du sujet installé sur le système de positionnement. Ce cliché offre une vue d'ensemble du volontaire (des mains aux pieds) et renseigne

sur les positions des différents membres et systèmes mécaniques en complément des positions enregistrées par les capteurs optoélectroniques.

- e. Enregistrement des pressions auxquelles est soumis le sujet pendant 20 secondes à une fréquence de 5 Hz.
- f. Changement de position sur le système de positionnement, qui diffère selon le test:
 - Pour le test 1, les jambes ont été fléchies de 45° (figure 4.5) chez les volontaires et les cas de spondylolisthésis.



Figure 4.5 : Jambes à 60° en flexion

- Pour le test 2, le sternum a été levé de 10cm pour les volontaires (figure 4.6).



Figure 4.6 : Sternum relevé

- Pour le test 3, les jambes des sujets scoliotiques ont été fléchies de 20° par rapport à la position chirurgicale classique (figure 4.7).



Figure 4.7 : Position pour les patients ayant des scolioses

- g. Enregistrement de la cinématique de ce premier mouvement de déplacement des jambes ou du thorax à une fréquence de 20 Hz grâce à la camera Polaris. L'enregistrement des positions extrêmes est aussi réalisé pendant 5 secondes afin de pouvoir distinguer les positions maximales lors du traitement des données.
- h. Prise d'une seconde photo latérale du sujet installé sur le système de positionnement (l'appareil photo est fixé pendant toute la durée de l'expérience pour permettre une comparaison des clichés).
- i. Enregistrement des pressions auxquelles est soumis le sujet pendant 20 secondes à une fréquence de 5 Hz. Cette répétition permet de comparer les pics et les moyennes de pression ainsi que les surfaces de contact. Ceux-ci sont fonction de la position du sujet, le poids du corps n'étant pas équilibré de la même façon.
- j. Prise de la première radiographie (figure 4.8). L'orientation était en latérale pour les volontaires sains et les patients atteints de spondylolisthésis et en coronale pour les cas de scoliose.

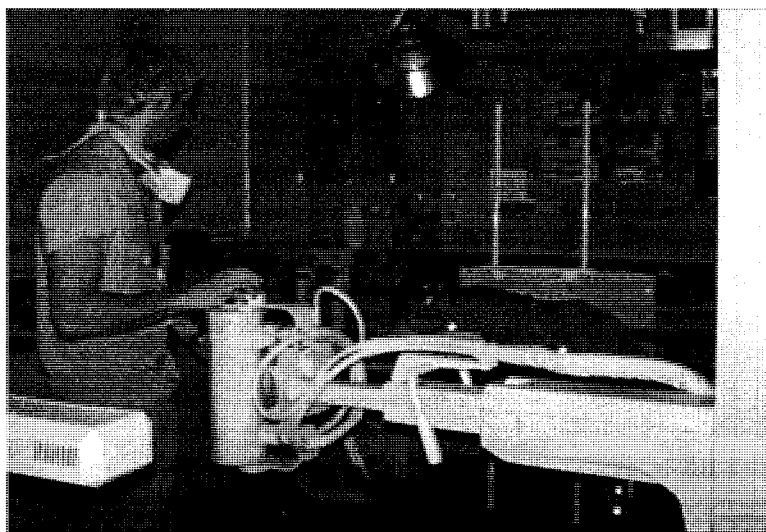


Figure 4.8 : Prise d'une radiographie latérale

- k. Changement de position sur le système de positionnement, qui diffère selon le test:
- Pour le test 1, les jambes du sujet sont mises à 10° en extension pour les volontaires et les cas de spondylolisthésis (figure 4.9).

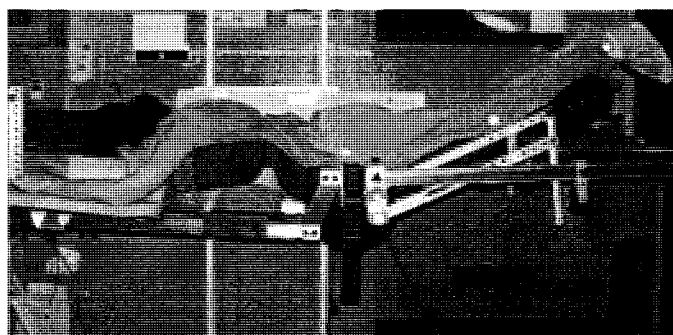


Figure 4.9 : Jambes à 20° en extension

- Pour le test 2, le système de poussée du sternum est baissé chez les volontaires (figure 4.10).

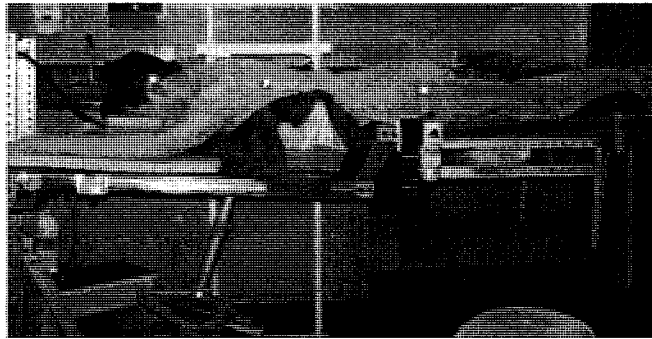


Figure 4.10 : Sternum neutre

- Pour le test 3, la position est maintenue avec les jambes en flexion à 20° (figure 4.7).
- l. Enregistrement de la cinématique de ce second mouvement de déplacement des jambes ou du thorax à une fréquence de 20 Hz grâce à la camera Polaris. L'enregistrement des positions extrêmes est aussi réalisé pendant 5 secondes afin de pouvoir distinguer les positions maximales lors du traitement des données.
- m. Prise d'une troisième photo latérale du sujet installé sur le système de positionnement (appareil photo fixe).
- n. Enregistrement des pressions auxquelles est soumis le sujet pendant 20 secondes à une fréquence de 5 Hz dans cette nouvelle position. Cette répétition permet de comparer les pics, les moyennes de pression et les surfaces de contact. Ceux-ci sont fonctions de la position du sujet, le poids du corps n'étant pas équilibré de la même façon.
- o. Prise de la deuxième radiographie. L'orientation était latérale pour tous les sujets et tous les tests.
- p. Remise en position neutre du sujet (figure 4.4).
- q. Enregistrement de la cinématique de ce troisième et dernier mouvement de déplacement des jambes ou du thorax à une fréquence de 20 Hz grâce à la camera Polaris. L'enregistrement des positions extrêmes est aussi réalisé pendant 5

secondes afin de pouvoir distinguer les positions maximales lors du traitement des données.

- r. Le sujet descend du prototype.
- s. Le sujet répond au questionnaire. Les questions portent sur le confort et la stabilité de la table, ainsi que les durées d'ajustement des systèmes mécaniques, d'installation et de désinstallation du sujet.
- t. Mesure des pressions auxquelles est soumis le sujet sur un cadre de Relton-Hall (figure 4.11) pendant 20 secondes à une fréquence de 5 Hz afin de pouvoir comparer les valeurs avec celles obtenues sur le prototype.

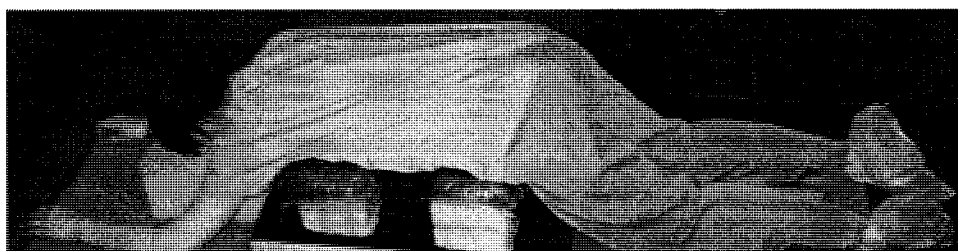


Figure 4.11 : Sujet allongé sur le cadre de Relton-Hall

Afin de se conformer aux règles d'éthique en vigueur, toutes les données cliniques ont été conservées dans un dossier confidentiel et pourront être transmises aux volontaires s'ils le souhaitent. Les fichiers numériques radiologiques ont été enregistrés après avoir été codés avec un numéro attribué au hasard.

4.3 Paramètres étudiés

Cette partie explique le traitement, l'analyse des données ainsi que les variables étudiées.

4.3.1 Mesures des pressions

Une fois l'enregistrement des pressions effectué, le logiciel FSA est utilisé pour accéder aux données. À deux instants différents (par position et par coussin) les valeurs des pics, moyennes et surfaces étaient relevées et la moyenne des deux valeurs calculée. Les

résultats pour les coussins symétriques (par exemple thorax droit et thorax gauche) ont été mis en commun. C'est la moyenne des deux (pour chacune des variables : moyennes des pressions, pics de pression et surfaces de contact) qui a été utilisée dans cette étude.

Les mesures de pression ont été répétées pour 4 volontaires afin de réaliser une étude de répétabilité. Le nombre d'expériences pour les coussins du thorax et les coussins du bassin correspond à : $4 \text{ volontaires} \times 2 \text{ expériences} \times 4 \text{ positions (horizontal, flexion, extension et sur le cadre Relton-Hall)} = 32$. Le nombre d'expériences pour les coussins des jambes correspond à $4 \text{ volontaires} \times 2 \text{ expériences} \times 3 \text{ positions (horizontal, flexion et extension)} = 24$.

Des analyses de la variance ANOVA ont été réalisées en faisant varier les variables d'entrée :

- Position du corps : sur le cadre Relton-Hall en position neutre ou sur le prototype en flexion, en position neutre ou horizontale (les deux ont été réunies) et en extension
- Coussins : tous, et spécifiquement ceux du bassin, du thorax ou des cuisses.

4.3.2 Enregistrement de la cinématique

Pour l'étude du mouvement des jambes, les capteurs étaient installés comme sur la figure 4.12.

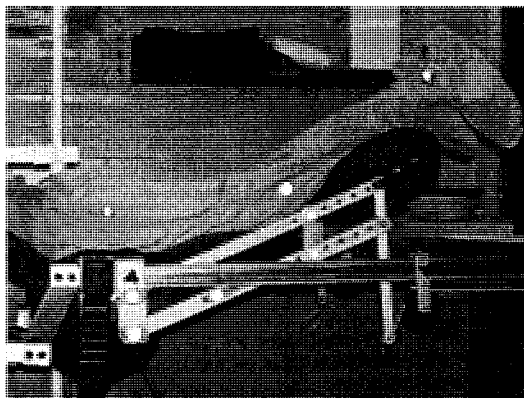


Figure 4.12 : Emplacement des marqueurs des jambes

Pour l'étude du mouvement du thorax, les capteurs étaient installés comme sur la figure 4.13.

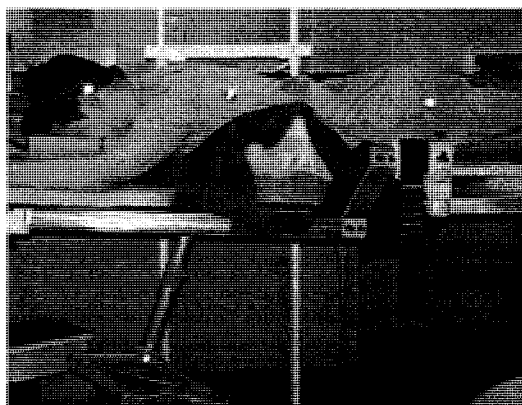


Figure 4.13 : Emplacement des marqueurs sur le thorax

Les données ont été traitées dans Excel et les positions des marqueurs ont été reproduites graphiquement. À partir des points maximaux en flexion et en extension et des points de départ en position horizontale, les angles du corps et du prototype ont été calculés. Les angles mesurés sont ceux par rapport à l'horizontal. Pour l'angle de rotation des têtes fémorales, il est mesuré autour du centre de rotation du coussin du bassin, qui est toujours situé à la même coordonnée.

4.3.3 Mesure des radiographies

Toutes les mesures sur les radiographies ont été prises deux fois, par deux personnes différentes : Christopher Driscoll et Fanny Canet. L'écart entre les mesures ne devant pas dépasser 10° ou 10 mm sinon les mesures étaient refaites. La moyenne de chacune des valeurs a été retenue.

4.3.3.1 Mouvement des jambes

Les mesures ont été prises sur 10 sujets : 4 volontaires adultes sains et 6 patients atteints de spondylolisthésis (2 en visite pré opératoire et 4 en visite clinique de routine).

Les angles mesurés sont, la lordose principale, les angles formés par la droite passant par le plateau supérieur de S1 et celle passant par le plateau supérieur de T12, et pour la cyphose principale, ceux formés par la droite passant par le plateau inférieur de T12 et celle passant par le plateau supérieur de T4. Des mesures complémentaires ont été ajoutées. Les lordoses dans la zone de jonction lombaire-thoracique de L2 à T10 et de L3 à T10 ainsi que la longueur projetée sur l'horizontale entre le centre du plateau supérieur de T5 et le centre du plateau supérieur de S1.

Dans le cas de la comparaison des courbures sagittales en position fléchie et tendue, le pourcentage est mesuré par la formule: $\% = \frac{Flexion - Extension}{Extension} \times 100$.

Dans le cas de la comparaison des courbures sagittales des postures fléchies et tendues avec la position debout, les pourcentages sont mesurés par les formules suivantes :

$$\%Flexion = \frac{Flexion - Debout}{Debout} \times 100 \text{ et } \%Extension = \frac{Extension - Debout}{Debout} \times 100.$$

4.3.3.2 Mouvement du thorax

Les mesures ont été prises sur 4 sujets adultes et ne présentant pas de pathologie du dos. Les angles mesurés pour la lordose principale sont les angles formés par la droite passant par le plateau supérieur de S1 et celle passant par le plateau supérieur de T12. Pour la cyphose principale, il s'agit des angles formés par la droite passant par le plateau

inférieur de T12 et la droite passant par le plateau supérieur de T4. Des mesures complémentaires ont été effectuées. Les cyphoses de T2 à T12, de T5 à T12 et de T2 à T5 ainsi que la longueur entre le centre du plateau supérieur de T5 et le centre du plateau supérieur de S1 projetée sur la verticale (les radiographies sont prises en position allongé).

Dans le cas de la comparaison des courbures sagittales des positions neutre et élevée, la

formule du pourcentage est la suivante : $\% = \frac{\text{Élevé} - \text{Neutre}}{\text{Neutre}} \times 100$.

La position neutre étant lorsque le patient est allongé à l'horizontale sur le prototype et que le système de poussée du sternum n'est pas en contact avec le patient.

4.3.3.3 Évaluation avec des cas de scoliose

Les mesures ont été prises sur 6 patients atteints de scolioses lors de leur visite pré-opératoire. Une patiente n'ayant pas encore été opérée, les valeurs sur la Relton-Hall n'ont pu être relevées que pour les 5 autres cas.

Les mesures relevées sont les angles de Cobb dans le plan frontal, la lordose principale, la cyphose principale et l'incidence pelvienne dans le plan sagittal.

Les comparaisons des courbes sont faites entre les positions : debout, allongé sur le prototype et allongé sur la table d'opération (cadre Relton-Hall). Sur le prototype, les jambes étaient en flexion d'environ 20°. Les pourcentages sont mesurés selon les

formules suivantes : $\%MFPF = \frac{MFPF - \text{Debout}}{\text{Debout}} \times 100$ et $\%RH = \frac{RH - \text{Debout}}{\text{Debout}} \times 100$.

NB : MFPF : Multi-Functional Positioning Frame, il s'agit du prototype et RH : Relton-Hall

4.3.3.4 Évaluation avec des cas de spondylolisthésis

Les mesures ont été prises sur 6 patient atteints de spondylolisthésis, 2 en visite pré opératoire, 4 en visite clinique de routine.

Les indices mesurés reliés au segment spino-pelvien sont l'angle lombo-sacré, le glissement et la hauteur de T5 par rapport à S1, l'incidence pelvienne, la pente sacrée, la

penne pelvienne, PRA (Pelvic Radius Angle), l'incidence de L4 et L5, la lordose la plus prononcée ainsi que le nombre de vertèbres qu'elle englobe.

4.3.4 Réponses aux questionnaires

Le questionnaire (cf. annexe c) est constitué de deux parties. Une première regroupe les questions sur les durées de prises de mesures d'ajustements, d'installation et de désinstallation. Une deuxième partie contient des questions posées au sujet sur le confort et la sécurité d'utilisation du prototype où l'appréciation allait de 1 à 4 (pas du tout, un peu, moyen, beaucoup) et sur la stabilité du bassin et du thorax où la réponse était positive ou négative. Au cours des expériences, les questions sur le confort ont été étendues pour chacune des positions sur le prototype.

CHAPITRE 5. RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION DU PROTOTYPE

Dans le chapitre 5, le prototype sera nommé MFPP et le cadre Relton-Hall : RH.

5.1 Analyse des pressions

5.1.1 Analyse de répétabilité

Les moyennes des mesures de la matrice de la pression obtenues sur 4 volontaires ont donné les résultats du tableau 5-1 au tableau 5-3.

Tableau 5-1 : Pics de pression mmHg–Test/Retest

	Tout n=88	Thorax n=32	Bassin n=32	Jambes n=24
Tests	81,23	71,00	119,56	43,25
Retests	78,81	61,34	117,97	49,46
P	0,80	0,33	0,92	0,55

Tableau 5-2 : Moyennes des pressions mmHg– Test/Retest

	Tout n=88	Thorax n=32	Bassin n=32	Jambes n=24
Tests	37,03	31,78	49,88	26,48
Retests	36,53	29,31	49,69	28,21
P	0,93	0,73	0,98	0,87

Tableau 5-3 : Surface de contact cm²– Test/Retest

	Tout n=88	Thorax n=32	Bassin n=32	Jambes n=24
Tests	130,13	149,41	123,19	113,25
Retsts	129,00	149,28	122,97	109,58
P	0,87	0,99	0,99	0,70

Toutes les analyses de la variance ANOVA sur les moyennes et pics de pression ainsi que sur les surfaces de contact montrent des différences non significatives entre les expériences. Ceci permet de dire que les expériences sont reproductibles.

5.1.2 Étude comparative entre le cadre RH et le MFPP

Du tableau 5-4 au tableau 5-11 les pressions (pics et moyennes respectivement) qui ont été mesurées sur chacun des deux systèmes RH et MFPP sont indiquées. Les positions en flexion et extension n'existant que pour le prototype, les valeurs sont données pour information et non pour comparaison. La position « horizontale » regroupe : la position neutre et la position opératoire sur le MFPP et la position neutre sur le RH (la seule qui existe). Le nombre de mesures varie selon les positions et les coussins de $n = 12$ à $n = 262$, pour toutes les mesures confondues.

Dans les tableaux suivants les positions sont : jambes à l'horizontale (1), jambes en flexion (2) et jambes en extension (3).

Tableau 5-4 : Pics de pression mm Hg - Tous les coussins –MFPP vs RH

Position	Toutes N=262	1 N=183	2 N=36	3 N=36
MFPP	N=198 69,1±55,0	N=119 61,9±46,0	71,8±68,6	80,8±54,3
RH	N=64 114,3±65,1	N=64 114,3±65,1	N/A	N/A
P	0,00	0,00	N/A	N/A

Tableau 5-5 : Pics de pression mm Hg – Coussins thoraciques –MFPP vs RH

Position	Toutes N=96	1 N=72	2 N=12	3 N=12
MFPP	N=64 46,9±18,9	N=40 46,3±16,3	37,2±14,8	58,7±25,1
RH	N=32 98,7±72,7	N=32 69,5±56,0	N/A	N/A
P	0,000001	0,000034	N/A	N/A

Tableau 5-6 : Pics de pression mm Hg – Coussins pelviens –MFPF vs RH

Position	Toutes N=96	1 N=72	2 N=12	3 N=12
MFPF	N=64 119,2±60,5	N=40 106,3±53,8	148,0±70,7	133,5±63,0
RH	N=32 129,9±53,2	N=32 129,9±53,2	N/A	N/A
P	0,40	0,067	N/A	N/A

Tableau 5-7 : Pics de pression mm Hg – Coussins cuisses –MFPF vs RH

Position	Toutes N=64	1 N=40	2 N=12	3 N=12
MFPF	34,7±14,2	33,0±11,3	30,1±14,6	50,2±14,5

Globalement, les pics de pression sont plus faibles sur le MFPF. Au niveau local, cette différence est plus nuancée. Ainsi, pour le thorax, globalement et en position horizontale, les pics de pression sont significativement plus faibles sur le prototype que sur le RH. Par contre, au niveau du bassin, on ne note pas de différence significative, mais les pics sont légèrement plus faibles sur le MFPF. Enfin au niveau du bassin, les pics de pressions en position de flexion et d'extension des membres inférieurs sont élevés.

Tableau 5-8 : Moyennes des pressions mmHg - Tous les coussins – MFPF vs RH

Position	Toutes	1	2	3
MFPF	27,8±19,4	24,3±11,4	26,2±16,9	35,4±20,0
RH	38,8±18,5	38,8±18,5	N/A	N/A
P	0,0001	0,00	N/A	N/A

Tableau 5-9 : Moyennes des pressions mmHg – Coussins thoraciques – MFPP vs RH

Position	Toutes	1	2	3
MFPP	23,8±8,4	23,4±7,6	18,5±5,9	30,5±9,4
RH	34,0±16,4	34,0±16,4	N/A	N/A
P	0,0001	0,0005	N/A	N/A

Tableau 5-10 : Moyennes des pressions mmHg – Coussins pelviens – MFPP vs RH

Position	Toutes	1	2	3
MFPP	37,0±15,1	32,9±12,9	44,0±15,6	43,8±17,7
RH	43,5±19,5	43,5±19,5	N/A	N/A
P	0,077	0,0072	N/A	N/A

Tableau 5-11 : Moyennes des pressions mmHg – Coussins des cuisses – MFPP vs RH

Position	Toutes	1	2	3
MFPP	19,5±14,6	16,8±6,1	16,1±10,4	32,0±27,6

Pour les mesures des moyennes de pression, le nombre d'expériences est similaire à celui des mesures de pics de pression. Les pressions sont statistiquement plus faibles pour le prototype comparativement au RH pour toutes les mesures en position horizontale. Toutes positions confondues, la différence n'est pas significative pour le coussin du bassin ce qui est attribuable aux pressions élevées en position de flexion et extension des membres inférieurs.

Du tableau 5-12 au tableau 5-15, les résultats des mesures de surface de pression sont regroupés. Les nombres d'expériences sont les même que précédemment.

Tableau 5-12 : Surface de contact en cm² - Tous les coussins – MFPP vs RH

Position	Toutes	1	2	3
MFPP	103,1±32,1	101,3±29,2	110,4±38,8	104,4±35,2
RH	126,3±31,5	126,3±31,5	N/A	N/A
P	0,00	0,00	N/A	N/A

Tableau 5-13 : Surface de contact en cm² – Coussins thoraciques – MFPP vs RH

Position	Toutes	1	2	3
MFPP	120,6±26,6	117,0±27,4	126,3±25,7	126,67±24.93
RH	119,2±30,0	119,2±30,0	N/A	N/A
P	0,82	0,75	N/A	N/A

Tableau 5-14 : Surface de contact en cm² – Coussins pelviens – MFPP vs RH

Position	Toutes	1	2	3
MFPP	97,1±35,2	93,7±29,4	130,0±41,9	75,7±23,5
RH	133,4±31,7	133,4±31,7	N/A	N/A
P	0,00	0,00	N/A	N/A

Tableau 5-15 : Surface de contact en cm² – Coussins des cuisses – MFPP vs RH

Position	Toutes	1	2	3
MFPP	93,2±27,8	93,4±24,6	74,8±17,1	110,9±35,9

Il n'y a aucune différence significative au niveau des coussins thoraciques. La grande différence se trouve au niveau du bassin. Dans ce cas, les coussins du MFPP offrent nettement moins de surface que les coussins du RH.

Les coussins du prototype offrent moins de surface de contact que les coussins du Relton-Hall, mais leur pression est plus faible. Cela est dû à la répartition des pressions qui est différente. Sur le prototype, le sujet est en contact avec plus d'appuis que sur le cadre Relton-Hall, ce qui diminue les moyennes des pressions. De plus, les pics de pression sont plus faibles car la forme des coussins du prototype épouse mieux la forme du corps, ce qui répartit de manière plus homogène les forces sur les coussins.

5.2 Analyse de la cinématique

5.2.1 Mouvement des jambes

Les figures 5.1 et 5.2 ci-dessous présentent les positions des jambes par rapport à celles du système de positionnement pour 60° de flexion (figure 5.1) et 20° d'extension (figure 5.2) pour un sujet sain.

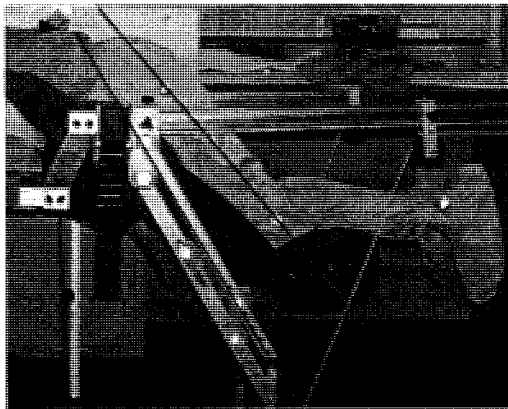


Figure 5.1 : Jambes en flexion

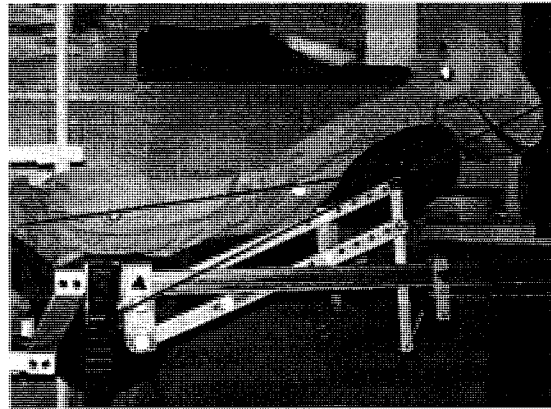


Figure 5.2 : Jambes en extension

Sur les photos, plusieurs constatations peuvent être faites :

- Les jambes ne conservent pas un parfait parallélisme avec le système mécanique (voir les droites rouges sur les figures ci-dessus). La flexion est moins prononcée pour les cuisses que pour le système et idem pour l'extension.
- Les têtes fémorales ne restent pas parfaitement alignées avec une droite verticale passant par le centre du coussin du bassin, celles-ci tournent autour de l'axe de rotation du coussin du bassin.
- Les genoux ne restent pas parfaitement alignés avec l'axe de rotation du système supportant les rouleaux du tibia qui est aligné avec les deux marqueurs verticaux.

La figure 5.3 montre les positions enregistrées par les capteurs pour le même volontaire.

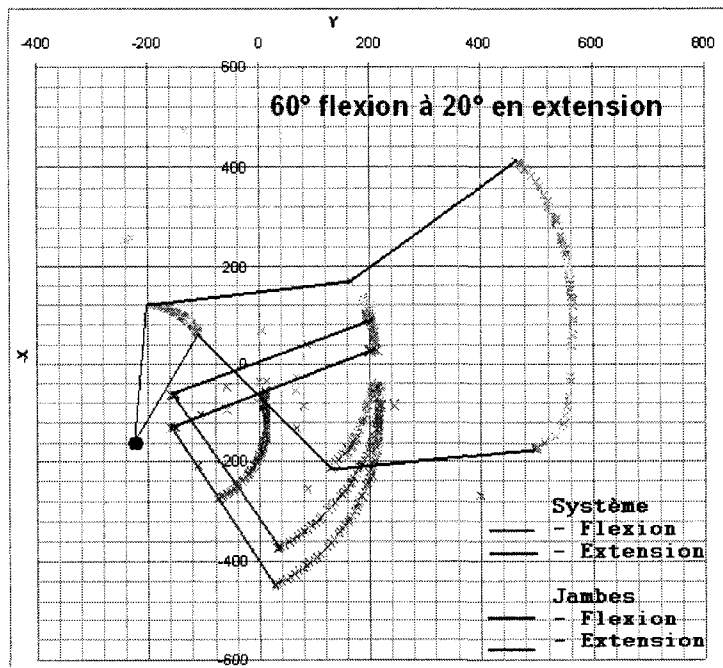


Figure 5.3 : Cinématique des jambes et du système mécanique (en mm)

On remarque que l'angle articulaire est plus petit pour les membres que pour le système de positionnement. Ainsi, à 59° en flexion, les cuisses ne sont en réalité fléchies que de 49° , tandis qu'à 29° en extension, les fémurs sont tendus de 8° . Lors du déplacement des jambes de flexion à extension (le mouvement maximal), les têtes fémorales parcourent une trajectoire d'environ 10,3 cm en pivotant autour du centre de rotation du coussin du bassin d'environ 27° . Le thorax glisse pour sa part d'environ 1,8 cm.

Les résultats pour les autres volontaires et patients sont réunis dans le tableau 5.16 les positions sont les suivantes : initiale à l'horizontale (1), jambes en flexion (2), jambes en extension (3) et finale à l'horizontale (4).

Tableau 5-16 : Cinématique des membres inférieurs

	Angle du système (°)				Angle des fémurs (°)				T* (cm)	R* (°)
Positions	1	2	3	4	1	2	3	4		
V1	-1,2	-59,1	19,4	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	7,2	24,1
V2	2,9	-61,5	20,4	1,9	1,3	-47,9	14,9	2,3	4,4	14,7
V3	0,5	-61,0	21,0	2,0	N/A	-47,6	13,4	-2,7	10,8	13,0
V4	2,6	-59,1	29,7	-0,1	-12,0	-49,0	8,2	-2,3	10,3	26,9
P10	3,2	-36,7	16,4	3,2	N/A	-35,3	-2,5	-7,5	4,8	16,3
P20	N/A	-41,8	13,6	N/A	N/A	-35,6	1,7	N/A	3,9	10,9

*T : Translation des têtes fémorales et R : Rotation des têtes fémorales

Pour tous les tests, les amplitudes du système mécanique sont plus élevées que celles des fémurs. La translation des têtes fémorales varie de 4 cm à 11 cm, et sa rotation de 11° à 25°. La position de certains marqueurs n'a pas été enregistrée ce qui explique les quelques données manquantes.

5.2.2 Mouvements du thorax

Les figures ci-dessous présentent la position du système de lever du sternum et du thorax pour la position neutre (figure 5.4) et la position élevée (figure 5.5) pour un sujet sain.

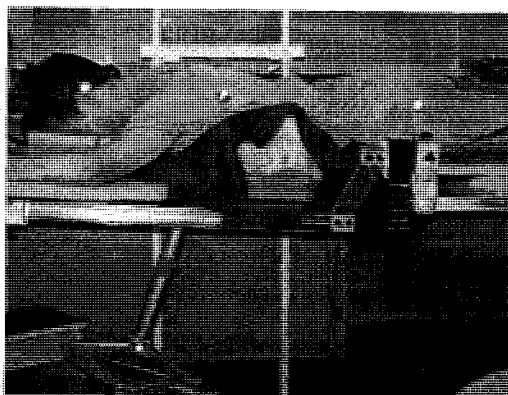


Figure 5.4 : Marqueurs installés sur le thorax en position neutre

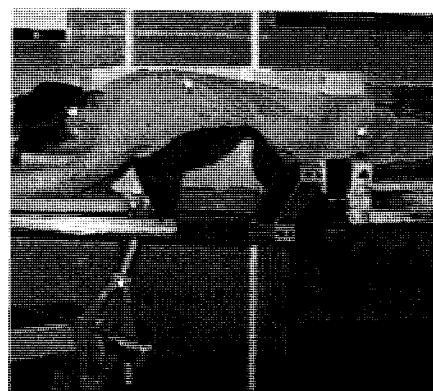


Figure 5.5 : Marqueurs sur le thorax en position élevée

La différence de hauteur du thorax est bien visible entre les deux images. On remarque que la course du vérin semble plus importante que la translation du thorax ce qui implique qu'il est difficile de prévoir la translation du thorax en fonction du déplacement du vérin.

La figure 5.6 montre les positions enregistrées par les capteurs pour le même volontaire.

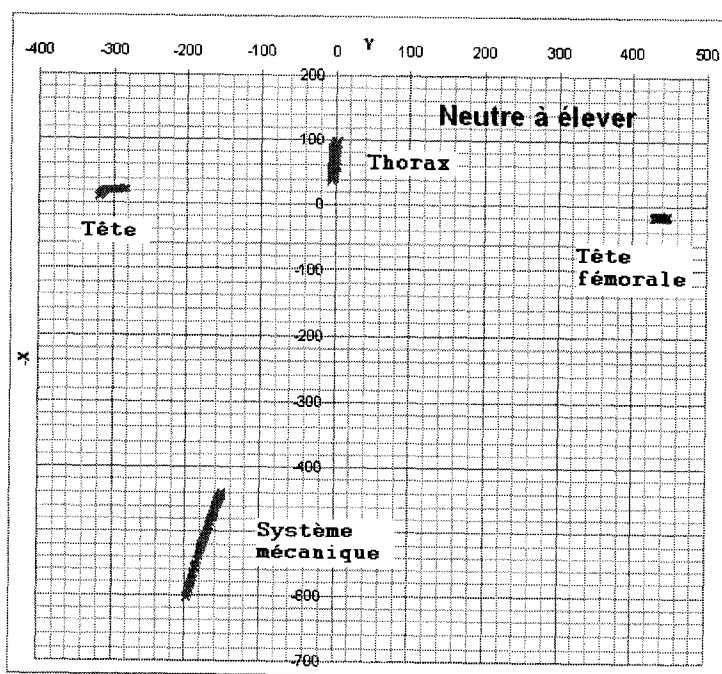


Figure 5.6 : Cinématique du thorax et du système de lever du sternum (en mm)

Les résultats mesurés pour ce sujet montrent des déplacements totaux de :

- 17,2 cm pour le vérin.
- 5,1 cm pour le thorax.
- 1,4 cm pour les têtes fémorales, avec un angle de rotation de 4,5 .
- 3,5 cm pour la tête.

Le mouvement du bassin est essentiellement horizontal et celui de la tête légèrement oblique.

Les résultats pour les autres volontaires sont réunis dans le tableau 5-17.

Tableau 5-17 : Cinématique du thorax

	V5	V6	V7	V8
Vérin (cm)	16,2	17,2	14,7	13,2
Thorax (cm)	N/A	5,1	7,5	7,2
Translation des têtes fémorales (cm)	N/A	1,4	1,1	2,7
Rotation des têtes fémorales (°)	N/A	4,5	3,7	9,1
Tête (cm)	3,4	3,5	6,9	4,8

La translation du thorax est toujours environ la moitié de la translation du vérin mécanique. On peut donc prévoir le déplacement à imposer au vérin en fonction du déplacement du thorax souhaité.

Plusieurs sources d'erreur sont possibles sur l'emplacement des marqueurs. Tout d'abord, une erreur sur la place choisie pour coller l'aimant tenant les marqueurs est probable. Une erreur due au déplacement de la peau par rapport aux os est présente aussi. Enfin une erreur sur la position des marqueurs est créée par le système de caméra. Sur les radiographies, une erreur de 8,0 cm en moyenne entre la position des marqueurs et de la tête fémorale est lue en position jambes en flexion et une erreur de 6,7 cm en moyenne entre la position des marqueurs et de la tête fémorales est lue en position jambes en extension. On remarque donc un déplacement de plus d'un centimètre lors du changement de position des jambes.

Malgré ces grandes valeurs d'erreur, elles n'ont qu'un impact minime sur les mesures des angles, car les marqueurs sont alignés avec les fémurs même si ils ne sont pas en face des têtes fémorales.

5.3 Analyse des courbures sagittales du rachis

5.3.1 Courbures sagittales du rachis lors du mouvement des jambes

Sur les radiographies ci-dessous, la lordose lombaire apparaît modifiée entre la position des jambes en flexion (figure 5.7) et la position des jambes en extension (figure 5.8).



Figure 5.7 : Radiographie latérale avec les jambes en flexion



Figure 5.8 : Radiographie latérale jambes avec les jambes en extension

Les mesures prises sont regroupées dans le tableau 5-18, pour les 4 volontaires ainsi que les 6 patients atteints de spondylolisthésis.

Tableau 5-18 : Comparaison des courbures sagittales en flexion et extension des jambes (n=10)

		Flexion	Extension	% Flexion/ Extension	P
Lordose	T12-S1	35,2°±9,7°	71,2°±8,2°	-51%	0,00
	T10-L2	7,6°±5,6°	15,8°±10,5°	-52%	0,042
	T10-L3	10,5°±10,1°	23,1°±13,3°	-55%	0,028
Cyphose	T4-T12	19,9°±8,2°	26,2°±10,0°	-24%	0,14
Hauteur	T5-S1	22,7mm±24,7	26,4 mm±21,1	-14%	0,73

Les lordoses mesurées ont toutes une différence significative selon la position des jambes avec une perte de la lordose de plus de 50% entre le passage des jambes de la

position en extension à celle en flexion. Au niveau de la lordose principale (T12-S1), la différence était significative avec seulement les 4 volontaires. Aucune différence significative ne ressort pour la cyphose et la distance entre T5 et S1.

Les résultats chez les cas de spondylolisthésis permettent de comparer avec la position debout et sont intégrés dans le tableau 5-19.

Tableau 5-19 : Comparaison des courbures sagittales debout et en flexion et extension des jambes (n=6)

		Debout	Flexion	Extension	P Debout /Flexion	P Debout/ Extension
Lordose	T12-S1	54,3° ±7,1°	37,5°±10,8 -31%	74,1°±7,5 37%	0,0097	0,00087
	T10-L2	12,8° ±13,0°	9,3°±6,8 -27%	19,4°±10,8 52%	0,58	0,36
	T10-L3	22,3° ±21,6°	14,3°±11,4 -36%	29,2°±12,0 31%	0,44	0,51
Cyphose	T4-T12	26,5° ±12,2°	14,7°±4,6 -45%	21,4°±8,8° -19%	0,049	0,43
Hauteur	T5-S1	8,4mm ±30,0	15,1mm±2 9,1 80%	22,6mm±27,0 170%	0,70	0,41

La lordose principale est significativement modifiée entre la position debout et jambes en flexion et entre la position debout et jambes en extension. Il est intéressant de remarquer qu'en position jambes fléchies, la lordose est diminuée par rapport à la position debout, alors qu'en position jambes étendues, la lordose est augmentée par rapport à la position debout. Dans la zone de jonction, les courbures ne sont pas modifiées significativement. La cyphose se trouve modifiée entre la position debout et

jambes en flexion. Ce qui peut-être dû au passage de la position debout à couchée. La distance T5-S1, n'est pas significativement modifiée.

5.3.2 Courbures sagittales du rachis lors du mouvement du sternum

Sur les radiographies ci-dessous, la cyphose thoracique ainsi que la distance S1-T5 apparaissent changée entre la position neutre (figure 5.9) et la position avec le sternum relevé (figure 5.10).



Figure 5.9 : Radiographie latérale sternum baissé



Figure 5.10 : Radiographie latérale sternum levé

Les résultats pour les 4 volontaires sains sont illustrés dans le tableau 5-20 :

Tableau 5-20 : Comparaison des courbures sagittales à plat et le sternum relevé (n=4)

		Neutre	élevé	% Surélevé / Neutre	P
Lordose	T12-S1	52,3°±13,5°	61,1°±11,7°	17%	0,36
Cyphose	T2-T12	31,4°±8,8	45,3°±6,3	44%	0,043
	T4-T12	27,9°±5,9°	39,1°±6,8°	40%	0,047
	T5-T12	22,4°±6,5	31,6°±8,2	41%	0,13
	T2-T5	15,5°±6,8	20,1°±2,9	30%	0,26
Hauteur	T5-S1	32,3mm±15,9	110,6 mm±11,3	242%	0,0002

La cyphose principale (T12- T4) ainsi que la cyphose T12-T2 sont significativement modifiées lors du changement de position du sternum. Ces cyphoses sont augmentées de 40% en position haute comparativement à la position neutre. De plus la hauteur T5-S1

est plus que doublée lors de la position haute par rapport à la position neutre. La lordose n'est pas changée significativement.

En plus de modifier les courbures du rachis, la hauteur du sternum modifie l'alignement sagittal de la colonne vertébrale.

5.3.3 Résultats pour les cas de scolioses

Sur les radiographies ci-dessous, les différentes positions comparées sont illustrées debout (figure 5.11) sur le prototype, jambes à environ 20° en flexion (figure 5.12) et sur la table d'opération, qui est le cadre Relton-Hall (figure 5.13) lors de la chirurgie, après l'ajout des vis dans les vertèbres mais avant la pose des tiges et la correction de la colonne vertébrale.

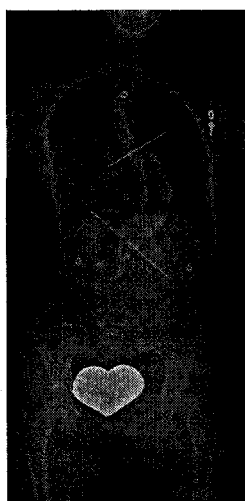


Figure 5.11 : Radiographie PA
Scoliose, debout

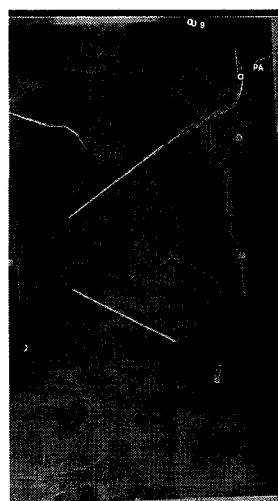


Figure 5.12 : Radiographie PA,
scoliose, sur le MFPF



Figure 5.13 : Radiographie PA,
scoliose, sur le système de RH

Les angles de Cobb, lombaires, thoraciques principales et thoraciques supérieures ont été mesurés (un patient n'a pas été encore opéré, ce qui explique le nombre inférieur de cas sur le cadre Relton-Hall) et les résultats sont présentés au tableau 5-21.

Tableau 5-21 : Comparaison des angles de Cobb sur les scolioses (n=6)

	Pré-op debout	MFPF	RH	P MFPF vs Debout	P MFPF vs RH
Courbures lombaires : n=6	36,5°±8,9°	27,5°±9,5	23,6°±13,1 (n=5)	0,12	0,58
		-25%	-35%		
Courbures thoraciques n=6	56,8°±17,1°	48,5°±13,9	42,4°±6,7 (n=5)	0,37	0,39
		-15%	-25%		
Courbures thoraciques supérieures : n=2	46,0°±5,7°	43,0°±5,7	37,0 (n=1)	0,65	0,55
		-7%	-20%		

Aucune valeur n'est significativement modifiée selon la position du patient. Néanmoins les angles de Cobb sont diminués lorsque le patient est installé sur le MFPF de 7 à 25%. Sur le RH les corrections des courbures sont encore plus prononcées de 20 à 35%. Même en regroupant tous les angles de Cobb mesurés, aucune différence significative de courbures entre Debout vs MFPF ($p=0,34$) et MFPF vs RH ($p=0,64$) n'est observée. La différence la plus prononcée est entre les positions couchée et RH ($p=0,078$).

Les courbes sagittales ont été aussi comparées en position debout (figure 5.14) et sur le prototype avec les jambes fléchies à environ 20° (figure 5.15).

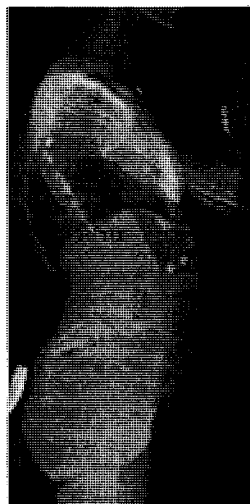


Figure 5.14 : Radiographie latérale Scoliose, debout



Figure 5.15 : Radiographie latérale, scoliose, sur le prototype

Les mesures sagittales sont regroupées dans le tableau 5-22.

Tableau 5-22 : Comparaison des mesures latérales sur les scolioses (n=6)

	Pré-op debout	MFPF	RH	P MFPF vs Debout	P MFPF vs RH
Lordose T12-S1	68,3°±12,2	61,1 °±11,0	N/A	0,31	N/A
Cyphose T12-T4	29,2°±19,9	22,3°±12,1	23,2°±16,2	0,49	0,92
PI	60,3°±13,5	57,3°±11,3	N/A	0,68	N/A

Aucune différence significative sur les courbures sagittales entre les positions debout et sur le MFPF ainsi que debout et sur le RH n'a été soulignée.

5.3.4 Résultats pour les cas de spondylolisthésis

Le tableau 5-23 représente les valeurs moyennes mesurées sur les radiographies: debout, sur le prototype les jambes en flexion, sur le prototype les jambes en extension pour les patients atteints de spondylolisthésis.

Tableau 5-23 : Comparaison des indices du spondylolisthésis (n=6)

	Debout	Flexion	Extension	P Debout/ Flexion	P Debout/ Extension	P Flexion/ Extension
% Slip	37,6±29,0	38,4±24,1	37,3±26,4	0,96	0,98	0,94
LSA (°)	14,2±6,2	12,9±10,5	8,1±4,8	0,81	0,087	0,33
PI (°)	60,2±18,1	65,8±12,6	67,8±16,8	0,59	0,51	0,84
PT (°)	17,2±12,2	33,0±6,6	8,3±6,5	0,034	0,19	0,00033
SS (°)	40,0±3,3	35,5±5,2	59,5±12,3	0,18	0,018	0,0038
L5 Incidence (°)	50,5±34,8	48,2±35,5	47,8±24,0	0,92	0,89	0,98
L4 incidence (°)	19,4±18,4	17,5±12,7	12,9±11,1	0,85	0,52	0,56
PRA (°)	26,5±17,5	22,0±16,3	20,5±5,0	0,68	0,58	0,88
Lordose la pire (°)	59,3±17,5	49,2±11,7	73,8±11,9	0,27	0,12	0,0048
Nombre de vertèbres	6,9±1,0	6,2±1,3	6,7±0,8	0,43	0,76	0,45

Les différences relevées entre les indices selon les positions : debout, flexion, extension ne sont pas très grandes. Cependant, on observe deux indices significatifs PT et SS. L'angle PT étant plus grand en flexion, alors que l'angle SS est plus grand en extension.

5.4 Analyse de l'ergonomie du système de positionnement

La première partie de l'étude de l'ergonomie réalisée ne concerne que des aspects temporels.

Au niveau de l'ergonomie, les résultats sont les suivants :

- Durée moyenne de mesures des différents indices morphologiques : 3,8 minutes.
- Durée d'ajustement de la table : 3,1 minutes.
- Durée de l'installation du patient sur la table : 1,8 minute.
- Durée de désinstallation du patient : 30 secondes.

La durée d'installation est courte, mais de temps en temps il faut faire descendre le sujet, replacer les coussins et faire remonter le sujet sur la table. De plus, la matrice de pression a été souvent remise en place afin d'éviter des pics de pression anormaux dus à des défauts des capteurs. Ces manœuvres ont augmenté la durée de l'installation du sujet.

La deuxième partie de l'étude de l'ergonomie concerne le confort et la stabilité du sujet.

Pour le confort, voici les réponses des sujets :

- Confort en position neutre : élevé : 11/15, moyen : 4/15
- Confort avec la position jambes fléchies : élevé : 6/9, moyen : 1/9 et faible : 2/9
- Confort avec la position des jambes en extension : élevé : 1/5, moyen : 4/5
- Confort avec le sternum levé : faible : $\frac{3}{4}$, nul : $\frac{1}{4}$

Les commentaires suivants ont été faits au niveau du confort. En extension, le corps glisse un peu en avant si bien que des tensions sont ressenties dans le cou. Pour éviter cela, le coussin de la tête a été rendu libre de glisser sur les barres, et ainsi le cou n'a plus subi de contraintes, ce qui a permis d'améliorer le confort pour la position des jambes en extension d'après les commentaires des volontaires. Le système de poussée du sternum est très inconfortable et glisse parfois vers la gorge.

Pour la stabilité, tous les sujets ont trouvé leur bassin et leur thorax stables sur le MFPP, même lors des mouvements des jambes, les sujets ne se sentaient pas glisser (contrairement à des essais où les jambes étaient encore plus fléchies jusqu'à 75°) et la

position en flexion est confortable, le poids se reposant sur les cuisses et les tibias. De plus, ils se sont tous sentis en sécurité.

Cette étude qualitative ne concerne que certains aspects ergonomiques tels la durée d'installation et de désinstallation, d'ajustement et de mesures des segments corporels, ainsi que le confort et la stabilité des sujets. Ces aspects n'ont pas été validés et représentent seulement une première évaluation de l'ergonomie du système de positionnement dynamique.

CHAPITRE 6. DISCUSSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

Ce projet consistait à concevoir un système de positionnement dynamique pour les chirurgies par voie postérieure du rachis, puis à réaliser et évaluer un prototype. Ce chapitre vise maintenant à discuter les choix de design, les résultats de l'évaluation, et présente les perspectives.

À l'aide des conseils des chirurgiens orthopédistes, des anesthésistes, des infirmières de la salle d'opération, des designers, des ingénieurs et des techniciens, le système de positionnement dynamique a été développé. Celui-ci s'adapte à l'environnement chirurgical grâce à différentes particularités originales et innovatrices qui le distinguent des systèmes existants.

1. Le profil du cadre est ergonomique, aucune protubérance ne dépasse, ce qui permet un transfert aisé du patient et un accès facile à la colonne vertébrale pour le chirurgien. Aucun obstacle radio-opaque n'a été mis face à la colonne vertébrale ce qui permet de prendre des radiographies PA, latérales et obliques sans obstruer le rachis et le bassin sur les films.
2. Le système de positionnement des membres inférieurs possède un système de rotation des fémurs dont l'axe de rotation est presque aligné avec les têtes fémorales, ce qui permet de reproduire le mouvement naturel des jambes et donc de diminuer le cisaillement sur les cuisses et le bassin. De même, l'axe de rotation du support des tibias est presque aligné avec l'axe de rotation naturel de la jambe : le genou.
3. Les rouleaux du tibia limitent les cisaillements sur la peau grâce à leur degré de liberté en rotation.
4. Le mécanisme d'entraînement est constitué de poulies et d'un treuil et pourra être motorisé par la suite. Ce mécanisme est positionné à l'intérieur et sous le cadre ce qui diminue l'encombrement.

5. Le système dynamique de poussée du sternum est mobile ce qui permet une utilisation temporaire. L'ajustement vertical est motorisé et précis.
6. Dans l'ensemble, les éléments de la table sont ajustables pour accueillir des patients à morphologies très variables. Les ajustements sont manuels ce qui permet un usage rapide et sans outil.
7. Tous les coussins sont dessinés avec plusieurs couches de mousse viscoélastique afin d'augmenter les surfaces de contact et diminuer les pressions moyennes et les pics de pression.

Le système dynamique multifonctionnel répond aux besoins du client : radio-transparence, mouvement des membres inférieurs et du thorax et a permis de réaliser des essais cliniques avec des patients quelques jours avant la chirurgie.

Lors de la conception du prototype pédiatrique, il a été choisi d'utiliser des coussins thoraciques fixés par du Velcro ® sur une plaque en fibres de carbone et non les coussins dynamiques du système de Montréal. Les avantages de ces nouveaux coussins sont leur complète radio-transparence et leur facilité d'utilisation. Par contre, aucune force ne peut être appliquée sur le thorax ce qui aurait permis d'augmenter la correction des courbures scoliotiques. Dans le cadre de ce projet, les éléments testés étaient le système de positionnement dynamique des jambes et le système de levée du sternum. Dans ce contexte, les coussins de Montréal n'étaient pas nécessaires. Cependant, il serait intéressant d'intégrer les coussins thoraciques de Montréal dans un nouveau prototype. La combinaison des systèmes permettrait de modifier les courbes dans les plans frontal et sagittal, et peut-être même de faire pivoter la colonne vertébrale.

L'évaluation a permis de conclure sur plusieurs thèmes : les pressions, la cinématique des membres inférieurs et du thorax, les courbures latérales et frontales de la colonne vertébrale chez des adultes sains, des adolescents atteints de scolioses et des adolescents atteints de Spondylolisthesis ainsi que sur le confort et l'ergonomie du système.

Au niveau des supports thoraciques, les coussins du MFPPF génèrent des pressions plus faibles que ceux du cadre RH, bien que les surfaces de contact soient semblables. Les mousses choisies pour les coussins thoraciques sont très efficaces au niveau de la répartition des efforts et permettent de diminuer significativement les pics de pression et les pressions moyennes. Au niveau du bassin, les pressions moyennes sont plus basses, mais les pics ne sont pas significativement différents. Par contre, les surfaces de contact sont très faibles pour les coussins du MFPPF, surtout en position horizontale. La mousse choisie est plus dure que celle des coussins thoraciques, ce qui explique sûrement la différence d'efficacité entre les coussins thoraciques du MFPPF et les coussins du bassin du MFPPF. Toutes les valeurs moyennes mesurées sur le prototype étant en dessous 60 mmHg, les résultats obtenus sur le MFPPF semblent sécuritaires par rapport aux valeurs décrites dans la littérature (Brienza 1993). Pour les pics de pression, seul le coussin du bassin présente des valeurs élevées par rapport à la littérature. Cependant, aucune des valeurs rapportées dans la littérature n'était spécifique aux structures anatomiques ici concernées.

Il faut aussi noter que cette étude était conduite sur des sujets dans une situation non-opératoire. L'anesthésie et l'exposition du rachis peuvent affecter les pressions. Ainsi, les pressions mesurées sur le cadre de Relton-Hall étaient inférieures à celles enregistrées lors de l'étude de Duke et coll. (2005). Les résultats obtenus sur les 15 sujets de cette étude montraient une pression moyenne au niveau des hanches de 58 mmHg avec des pics de pressions à 290 mmHg, alors que dans notre étude les moyennes des pressions sont de 39 mmHg et la moyenne des pics de pression de 114 mm Hg. Une étude plus poussée, lors de vraies chirurgies, serait donc appropriée pour évaluer plus en détails cet aspect.

Il pourrait être intéressant d'intégrer des capteurs de pression aux coussins et aux surfaces en contact avec le corps. Ces capteurs renverraient à un ordinateur les valeurs instantanées de pression et le patient pourrait être légèrement repositionné en cas de pression trop importante. De plus, une étude de longue durée (6h) permettrait de documenter l'évolution des pressions. Sont-elles constantes dans le temps ou

augmentent-elles progressivement, sont-elles dépendantes du moment de la chirurgie (moment de l'insertion des vis, période de dérotation) ?

Une différence a été notée entre la cinématique du système et celle des membres inférieurs. En effet, le mouvement des fémurs ne suivait pas parfaitement le mouvement du système mécanique mais en était assez proche. Bien que le mouvement des jambes ait une amplitude plus faible que celui du système mécanique, les valeurs résultantes (flexion de 45° et extension de 10°) sont largement suffisantes pour moduler la forme de la colonne vertébrale.

Les marqueurs étaient collés directement sur la peau, grâce à des aimants. Malgré cette précaution, la position des marqueurs peut varier selon la posture du sujet. Les capteurs étaient installés sur le sujet en position debout, puis le sujet était installé sur la table en position allongée, ce qui peut induire un léger déplacement des marqueurs. De plus, les marqueurs sont liés à la peau et non au os, ce qui induit des erreurs supplémentaires. Un déplacement de plus d'un centimètre a été mesuré entre le même marqueur pour deux positions de jambes différentes : flexion et extension. Enfin le système de capture induit aussi une certaine erreur lors de l'enregistrement des coordonnées des capteurs. Dans le cadre de notre étude, les valeurs mesurées : angles et longueurs sont très grandes comparativement à la somme des erreurs engendrées par toutes ces incertitudes. Les erreurs de position des marqueurs n'influencent pas la mesure des angles car les marqueurs sont positionnés sur les fémurs, même si ils ne sont pas exactement en face des têtes fémorales.

L'extension à 10° des jambes augmente significativement de plus de 50% la lordose principale par rapport à la position en flexion à 45°. Par rapport à la position debout, la lordose principale est augmentée significativement lors du passage allongé avec les jambes en extension à 10° de 37% et diminuée significativement lors du passage allongé avec les jambes en flexion à 45° de -31%. La cyphose principale se trouve modifiée

entre la position debout et celle avec les jambes en flexion. Ceci peut être attribuable au passage de la position debout à couchée.

Suite à ces résultats, il pourrait être intéressant de suivre le mouvement des membres inférieurs afin de documenter la forme de la colonne vertébrale. Par exemple, des capteurs informeraient l'angle entre les fémurs et l'horizontal et un outil traduirait par le pourcentage de perte ou d'augmentation de lordose lombaire par rapport à celle debout du patient.

Le système mécanique de poussée du sternum qui a un mouvement vertical de 15 cm a induit un déplacement du thorax vertical de plus de 5 cm. La différence entre les deux s'explique par l'écrasement de la mousse du coussin du sternum et des tissus mous du corps ainsi que la déformation de la cage thoracique. De plus, nous avons noté que le corps se déplaçait de quelques centimètres au niveau du bassin (en moyenne de 3 cm horizontalement) et de la tête (en moyenne de 5 cm obliquement). Il est donc important de permettre à la tête et au bassin leurs mouvements naturels afin de ne pas imposer de contraintes dans le cou et dans la zone lombaire. Le système de poussée du sternum n'est pas radio transparent, mais lors de son utilisation d'une durée de 10 à 15 minutes, aucune radiographie n'est prise.

La modification de la position du thorax a un impact significatif sur la cyphose thoracique. De la position neutre au soulèvement maximal, la cyphose principale augmente de 40% en moyenne. De plus, la distance verticale entre T5 et S1 est plus que doublée lors de la position élevée par rapport à la position neutre. En plus de modifier les courbures du rachis, la hauteur du sternum modifie l'alignement sagittal de la colonne vertébrale.

Dans cette étude, nous avons analysé de façon séparée l'effet des jambes et du sternum. Dans le futur, il serait intéressant de combiner ces mouvements afin de vérifier si cela pourrait avoir un effet différent sur les courbures du rachis.

Pour les courbures des cas scoliotiques, une diminution des angles de Cobb de 7 à 25 % a été relevée sur le MFPP. Cependant, ces chiffres sont à prendre avec précaution, car le simple fait d'allonger le sujet diminue les courbures scoliotiques. Sur le RH, les corrections des courbures scoliotiques se sont avérées encore plus prononcées de 20 à 35%. Cependant, dans ce cas, les sujets étaient anesthésiés et il est bien connu (Duke 2005) que ceci entraîne le relâchement des muscles et une correction supplémentaire des courbures.

Le système de positionnement pour les sujets ayant un spondylolisthésis avait un effet relativement mineur sur les indices pelviens, à l'exception des indices PT et SS. Ces deux indices dépendent de la position de la tête fémorale et du plateau supérieur de S1; la position relative de ces deux repères anatomiques varie plus avec le mouvement des jambes que certains indices plus locaux comme le LSA ou le glissement de L5 par rapport à S1. Il est à noter cependant qu'il n'était pas anticipé que cet essai en situation non-opératoire génère une correction significative du spondylolisthésis. Cependant, c'est principalement au moment de l'étape de réduction de la déformation lors de l'instrumentation que l'effet du positionnement serait le plus bénéfique. L'accès à certaines vertèbres pourrait ainsi être facilité en diminuant la lordose lombaire donc en fléchissant les jambes. Puis, lors de la fusion des vertèbres entre elles, une lordose naturelle serait rétablie afin de maintenir l'équilibre sagittal post opératoire. Pour cela, il suffirait de relever les jambes à, par exemple, 10° de flexion.

Le système de positionnement s'est avéré relativement stable, et les sujets se sentaient confortables. Lorsque les jambes étaient en flexion importante ($> 40^\circ$), nous avons cependant noté une tendance plus accrue au déplacement. Cet aspect dépendait principalement de l'ajustement de la hauteur du bassin par rapport à la hauteur du coussin des cuisses ainsi que de l'angle du support des tibias par rapport à l'angle du support des fémurs. Dans le futur, cette stabilité sera améliorée en modifiant la hauteur des coussins, et l'angle du support des tibias. Une plus grande surface pourrait aussi

augmenter la stabilité du patient. Les sujets nous ont indiqués que lors du passage des jambes de flexion à extension, le corps glisse en avant et le cou reçoit des contraintes de compression assez désagréables. Au cours des essais, une amélioration a été apportée pour éviter ces contraintes. La tête peut dorénavant glisser en translation sur le cadre ce qui empêche la compression des vertèbres cervicales.

D'autres systèmes dynamiques ont été imaginés et pourraient éventuellement être ajoutés, tels un système dynamique pour la tête, un système de traction afin d'étirer la colonne vertébrale, un système qui viendrait appuyer sur la gibbosité, un hamac de soutien de l'abdomen, un système dynamique des bras avec certaines possibilités de mouvements, un système de déplacement des membres inférieurs mais dans le plan frontal, etc. Le système de positionnement des membres inférieurs est activé manuellement par une manivelle qui peut aisément être remplacée par un système automatisé.

Les durées d'installation et désinstallation se sont avérées assez courtes. Cependant, lors des expérimentations, il a fallu faire descendre le sujet, replacer les coussins et faire remonter le sujet sur la table. De plus, la matrice de pression a été souvent remise en place afin d'éviter des pics de pression anormaux. Des améliorations ont été apportées au cours des essais. Dans le futur, les ajustements pourraient être simplifiés : poignées au lieu de goupilles, crans au lieu de glissière, rainure au lieu du Velcro®.

Maintenant qu'a été démontrée la capacité du prototype pédiatrique à modifier de manière sécuritaire les courbures sagittales de la colonne vertébrale grâce à ses systèmes de positionnement des jambes et de poussée du sternum, il est maintenant envisageable de tester ce système dans le contexte d'une réelle opération. Une série de tests devra être effectuée sur le prototype pédiatrique afin de garantir sa solidité et sa fiabilité. Des tests de pression de longue durée devraient être réalisés. De plus, des essais dynamiques seraient intéressants, afin de simuler les efforts appliqués sur le dos du patient lors de la chirurgie. Enfin des simulations de situation d'urgence pourraient être utiles, avec tout le

personnel nécessaire pour prouver la capacité du système à ne pas gêner certaines manœuvres.

Parallèlement à ce projet, un autre prototype pour des sujets adultes a été conçu, fabriqué et assemblé. La figure 6.1 illustre le modèle numérique qui a été réalisé par l'équipe du LMBCAO et en particulier Annick Koller et Kajsa Duke.

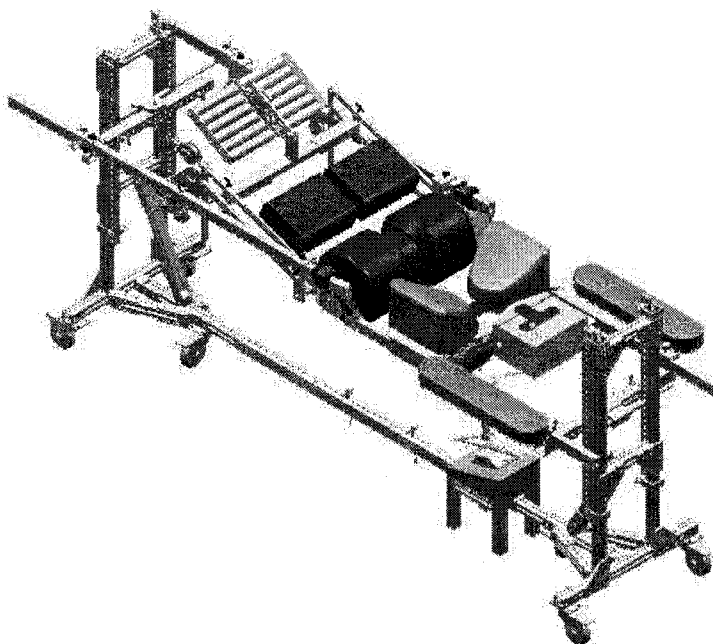


Figure 6.1 : Maquette numérique du prototype adulte

Les différences principales avec le prototype pédiatrique sont le poids qu'il supporte, de 50% plus élevé, l'ajustement en largeur pour tout le système de positionnement des membres inférieurs, et des coussins plus gros. Le système peut ainsi s'adapter à des patients du 1^{er} percentile des femmes au 99^{ème} percentile des hommes. Les principales dimensions considérées étaient tirées de H. Dreyfuss (2007) et étaient les suivantes :

- La stature est comprise entre 157 cm et 205 cm.
- La largeur des hanches varie de 30,3 cm à 45,8 cm.
- La largeur des épaules est comprise entre 29,5 cm et 43,3 cm.

La masse maximale des patients est de 150 kg. Avec un facteur de sécurité de 1,5, les pièces ont donc été dimensionnées pour supporter 225 kg.

Sur la figure 6.2, la différence de largeur de la table et de grosseur des coussins est bien visible. De plus, tous les coussins ont été recouverts d'une toile en matériau élastique et imperméable comme ceux utilisés en salle d'opération.

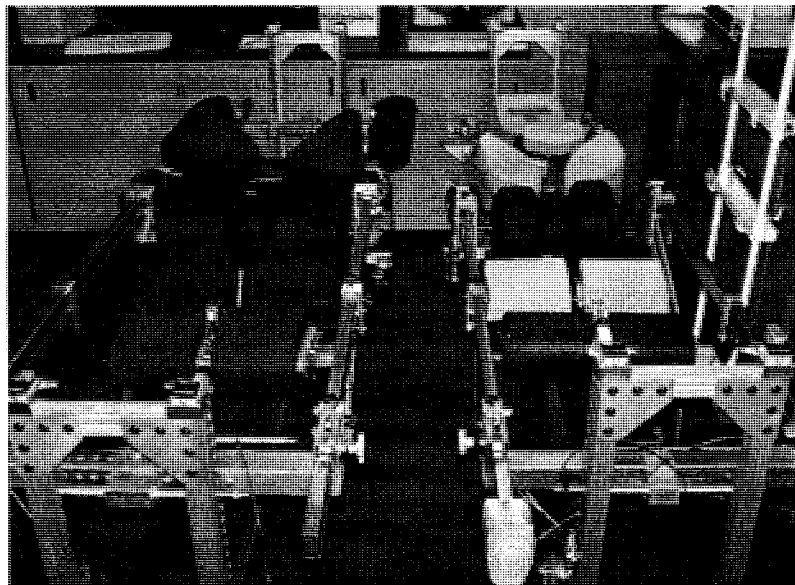


Figure 6.2 : Prototypes adulte (à gauche) et pédiatrique (à droite)

Les supports des poulies et les éléments du système de positionnement des jambes ont été redimensionnés, la plupart des épaisseurs a été doublée.

Pour le moment, seuls des tests d'installation et désinstallation ont été faits avec des volontaires adultes (figure 6.3).



Figure 6.3 : Prototype adulte, test d'installation

La campagne de tests comprenant les radiographies, les mesures de pression et l'enregistrement de la cinématique est prévue prochainement.

En parallèle, un modèle par éléments finis est développé par un thésard, Christopher Driscoll. Ce modèle comporte la colonne vertébrale, la cage thoracique, le bassin et les membres inférieurs ainsi que le système de positionnement.

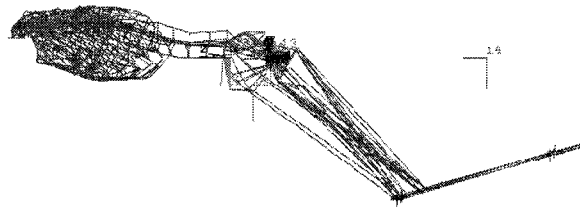


Figure 6.4 : MEF, jambes en flexion. Reproduit avec permission (Source © 2008 Christopher Driscoll)

À court terme, les résultats expérimentaux obtenus dans notre projet permettront de valider ce modèle. Par la suite, il est prévu exploiter ce modèle afin d'optimiser le positionnement des membres inférieurs, du thorax, et même d'autres parties du corps comme par exemple la hauteur du bassin en fonction des courbures frontales et sagittales voulues.

Le prototype développé dans le cadre de ce projet est limité aux chirurgies par abord postérieur seulement. Un projet de conception d'un prototype de positionnement dynamique pour les chirurgies du rachis par voie antérieure vient de commencer dans le cadre du projet de maîtrise de Betty Prophète. Il est prévu d'utiliser les concepts originaux de notre projet et d'adapter les concepts du système dynamique pour ce nouveau prototype. Certains éléments du prototype seront probablement conservés dans le futur, comme le support, le cadre, etc. Les informations apprises lors de ce projet pourront être très utiles comme le type de mousse à utiliser (celui des coussins thoraciques), les systèmes mécaniques intéressants (les poulies et le treuil, le système parallèle), les matériaux radio-transparents : les composites en fibre et époxy, les plastiques fins, etc. Toutes ces connaissances pourront être transmises par Annick

Koller, la designeure qui suit les projets de conception du laboratoire depuis 2000 et qui a participé à la réalisation de nombreux concepts.

CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

Les objectifs de ce projet de maîtrise étaient de concevoir puis d'évaluer un système de positionnement dynamique pour les chirurgies du rachis.

Dans une première partie, la conception d'un premier prototype d'évaluation a été réalisée en équipe et a permis de fabriquer un prototype pédiatrique, radio-transparent au niveau de la colonne vertébrale et du bassin, sécuritaire et permettant de supporter des personnes pesant jusqu'à 100 kg (avec un facteur de sécurité de 1.5).

Dans une deuxième partie, les expériences menées ont permis de démontrer qu'il est possible de moduler la forme de la colonne vertébrale dans le plan sagittal en modifiant l'orientation des membres inférieurs et la hauteur du sternum. De plus, il a été démontré que la cinématique du corps soumis au fonctionnement du système correspond à celle attendue par les orthopédistes : possibilités de mouvement de 45° en flexion à 10° en extension des cuisses et déplacement du thorax d'environ 5 cm. Enfin l'ergonomie et le confort du système sont satisfaisants et les pressions de contacts entre les sujets et les coussins du prototype sont sécuritaires.

En regard de l'hypothèse H1, « Une variation de la position des membres inférieurs ou/et de la position du sternum modifie les courbures sagittales du rachis lombaires de manière significative. » les différents résultats montrent :

- Qu'une modification de la position des membres inférieurs induite par le système dynamique de positionnement des jambes permet de modifier la lordose lombaire de manière significative. En effet, on observe une diminution de la lordose de 30% par rapport à la position debout lors de la flexion des jambes à 45° et une augmentation de la lordose de 37% par rapport à la position debout lors de l'extension des jambes à 10°.
- Qu'une modification de la position du sternum induite par le système de poussée du sternum modifie de manière significative la cyphose thoracique. Aussi observe-t-on

une augmentation de 40% de la cyphose thoracique lors d'une levée d'environ 6 cm du thorax.

En regard de l'hypothèse H2, « Un système de positionnement dynamique préopératoire permet un meilleur positionnement que celui obtenu avec le cadre Relton-Hall pour certaines pathologies du rachis (scoliose idiopathique de l'adolescence, spondylolisthésis) », les différents résultats ne permettent pas de montrer de différence significative au niveau de la correction des courbures scoliotiques, ni de détecter de grands changements au niveau des indices de spondylolisthésis. La puissance des résultats est très faible car les p varient de 0,33 à 0,94 pour tous les autres indices. Seuls PT et SS montrent des résultats significatifs. Néanmoins, la possibilité de faire varier les courbures sagittales pendant l'opération peut aider le chirurgien lors de certaines manœuvres.

L'analyse cinématique a permis de confirmer l'hypothèse H3, « Le système de positionnement dynamique du prototype respecte la cinématique naturelle du corps humain, quelle que soit la morphologie et les dimensions du sujet. ». Ainsi, les membres inférieurs pivotent autour des têtes fémorales grâce à l'alignement de l'axe de rotation du système mécanique avec les têtes fémorales. Les mouvements naturels du corps sont privilégiés, ce qui permet de réduire les contraintes en cisaillement lors des manipulations.

En regard de l'hypothèse H4, « Le système de positionnement dynamique du prototype est sécuritaire au niveau des pressions exercées sur la peau. », les mesures de pression entre les sujets et les coussins de système de positionnement permettent de la confirmer cette hypothèse. Toutes les mesures de pression faites sur le prototype en positions horizontale et opératoire (jambes à 20° en flexion, comme sur le cadre Relton-Hall) étant en général inférieures à celles prises sur le cadre Relton-Hall pour les mêmes sujets.

Cette étude a démontré la faisabilité du concept de positionnement dynamique et l'influence de la position des membres inférieurs et du thorax sur les courbures sagittales

du rachis. Des études plus approfondies sur les courbures frontales restent à faire, dans le cas de chirurgies de patients scoliotiques, par exemple, avec des coussins thoraciques dynamiques, etc. Un objectif possible des projets futurs serait la conception d'un système de positionnement dynamique intelligent qui aiderait le chirurgien dans son travail de réparation des vertèbres ou des disques intervertébraux, ainsi que pour la correction et la stabilisation des courbures.

Les quelques recommandations suivantes pourraient servir aux prochains travaux de conception et d'évaluation d'un système de positionnement dynamique:

- Les matériaux composites époxy/fibre de carbone et époxy/fibre de verre utilisés pour les supports du thorax, du bassin et de la tête sont radio-transparents. Il est donc recommandé de les utiliser pour l'ensemble du cadre afin que celui-ci soit également radio-transparent. De plus, cela permettrait d'alléger grandement le prototype dont le cadre est actuellement fait d'acier inoxydable.
- La pièce de jonction du cadre est la pièce maîtresse du prototype. Elle est constituée de tôles d'acier inoxydable soudées et il est, par conséquent, difficile de prévoir sa limite élastique. Il serait bon de la faire fabriquer par moulage de matériau composite (dont la limite élastique et la rigidité sont supérieures à celle de l'acier inoxydable) par un spécialiste qui pourrait garantir la tenue des efforts de cette pièce critique.
- Permettre une translation de la tête parallèlement au cadre est très important afin de diminuer les tensions dans le cou lors du déplacement des membres inférieurs ou du thorax.
- L'ajustement du coussin des cuisses n'est pas fiable. La poignée serrée sur la membrure se dévisse avec le mouvement de rotation des jambes et le support du coussin des cuisses se déplace dans la glissière. La solution serait peut-être de remplacer une glissière par des crans, dans lesquels le support du coussin ne pourrait pas glisser.

- Les pressions au niveau du thorax sont toujours plus basses qu'au niveau du bassin. Cela peut être dû au fait que le bassin est plus lourd que le tronc, mais aussi au choix des mousses celles viscoélastiques des coussins thoraciques étant plus molles que celles des coussins pelviens. Je conseillerais donc de privilégier les mousses des coussins thoraciques.
- Il serait intéressant d'adapter les coussins « Montréal » du système de positionnement dynamique dans le plan latéral du thorax (DPF) avec le système de positionnement multifonctionnel dynamique dans le plan sagittal des membres inférieurs et du thorax (MFPPF) afin d'évaluer l'impact de la combinaison des mouvements dans les deux plans du corps humain.

Le système de positionnement dynamique pour les chirurgies du rachis par voie postérieure permet de modifier les courbures sagittales du patient : lordose lombaire et cyphose thoracique. Ces variations de courbures faciliteraient le travail du chirurgien orthopédiste. Les mouvements induits par les systèmes mécaniques de notre prototype respectent la cinématique naturelle des sujets évitant ainsi les tensions, compression, cisaillement sur le corps. De plus le prototype a prouvé sa sécurité au niveau des pressions, son ergonomie et sa rapidité d'utilisation.

Une collaboration active du génie et de la médecine a permis d'inventer et d'évaluer ce nouvel outil d'aide à la chirurgie.

RÉFÉRENCES

Alvin R. Tilley, Henry Dreyfuss associates, John Willey & sons, Inc. The measure of Man and Woman 2002.

Barczak, Barnett, Childs & Bosley, Fourth national pressure ulcer prevalence survey. *Adv Wound Care*. Jul-Aug; 10(4):18-26. 1997.

Beauséjour M, Petit Y, Grimard G, Aubin CE, Dansereau J, Labelle H. Relationships between strap tension, interface pressures and spine correction in brace treatment of scoliosis *Stud Health Technol Inform*. 2002;88:207-11.

Benfanti PL, Geissele AE. The effect of intraoperative hip position on maintenance of lumbar lordosis: a radiographic study of anesthetized patients and unanesthetized volunteers on the Wilson frame. *Spine*. 1997 Oct 1; 22(19):2299-303.

Bekar A, Tureyen K, Aksoy K, Unilateral blindness due to patient positioning during cervical syringomyelia surgery: unilateral blindness after prone position. *J Neurosurg Anesthesiology* 8(3) 227-229, 1996.

Brienza & All, The relationship between pressure ulcer incidence and buttock-seat cushion interface pressure in At-risk Elderly wheelchair users, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol 82, April 2001.

Burman PM, Using pressure measurements to evaluate different technologies. *Decubitus*. 1993 May;6(3):38-42.

Burwell RG, Aujla RK, Freeman BJ, Dangerfield PH, Cole AA, Kirby AS, Polak FJ, Pratt RK, Moulton A, The posterior skeletal thorax: rib-vertebral angle and axial vertebral rotation asymmetries in adolescent idiopathic scoliosis. *Stud Health Technol Inform*. 2008;140:263-8.

Callahan RA, Brown MD. Positioning Techniques in Spinal Surgery. Clinical and Orthopaedic and Related Research. 154 :22-26, 1981.

Cavalier R., Herman M. Cheung E, Pizzutillo P., Spondylolysis and Spondylolisthesis in Children and Adolescents: I. Diagnosis, Natural History, and Nonsurgical Management. J Am Acad Orthop Surg 2006;14:417-424.

Chevalier A. Guide du dessinateur industriel, 1998 Hachette.

Cohen de Lara A., Hardy P. Rhumatologie, orthopédie et traumatologie: soins infirmiers- 2006. Édition : Masson, chapitre consulté: Pathologies dégénératives du rachis.

Delorme S, Labelle H, Poitras B, Rivard CH, Coillard C, Dansereau J. Pre-, Intra-, and Postoperative Three-Dimensional Evaluation of Adolescent Idiopathic Scoliosis. Journal of Spinal Disorders. 2000 13(2):93-101.

Defloor & De Schuymer, Preventing pressure ulcers : an evaluation of four operating-table mattresses, Appl Nurs Res. 2000 Aug;13(3):134-41.

Duke K, Dansereau J, Labelle H, Koller A, Joncas J, Aubin CE. Study of patient positioning on a dynamic frame for scoliosis surgery. Stud Health Technol Inform. 2002;91:144-8.

Duke K, Aubin CE, Dansereau J, Labelle H, 2005, "Biomechanical simulations of scoliotic spine correction due to prone position and anaesthesia prior to surgical instrumentation". Clin Biomech. 2005 Nov 20(9):923-31.

Duke Kajsas. The design and biomechanical analysis of a dynamic positioning frame for scoliosis surgery. Thèse présentée en vue de l'obtention du diplôme de Philosophie Doctor (Ph. D.) (génie biomédical), juin 2005.

Duke K, Aubin CE, Dansereau J, Labelle H, Computer simulation for the optimization of patient positioning in spinal deformity instrumentation surgery. *Med Biol Eng Comput.* 2008 Jan;46(1):33-41. Epub 2007 Oct 5.

Driscoll C, Aubin CE, Labelle H, Dansereau J. The relationship between hip flexion/extension and the sagittal curves of the spine. *Stud Health Technol Inform.* 2008;140:90-5.

Grossman W, Ward WT. Central retinal artery occlusion after scoliosis surgery with a horseshoe headrest. Case report and Literature review. *Spine* 18(9) 1226-1228, 1993.

Gunciale AF, Dinsay JM, Watkins RG. Lumbar Lordosis in Spinal Fusion: a Comparison of Intraoperative Results of Patient Positioning on Two Different Operative Table Frame Types. *Spine* 21(8)964-969. 1996.

Harrison, Wells, Fisher & Prince, Practice guidelines for the prediction and prevention of pressure ulcers: evaluating the evidence, *Appl Nurs Res.* 1996 Feb;9(1):9-17.

Henry Dreyfuss Associates, The measure of man & woman, human factors in design, revised edition, 2002.

Hirabayashi Y, Igarashi T, Suzuki H, Fukuda H, Saitoh K, Seo N. Mechanical effects of leg position on vertebral structures examined by magnetic resonance imaging. *Reg Anesth Pain Med.* 2002 Jul-Aug;27(4):429-32.

Labelle Hubert, Aubin Carl-Éric, Dansereau Jean, Koller Annick, Pazos Valérie, Mac-Thiong Jean-Marc, Duke Kajsa ., « A dynamic positioning frame for spinal surgery », Patent number: 6941951, 2005

Lee JH, Lee JH, Yoon KS, Kang SB, Jo C.H Effect of intraoperative position used in posterior lumbar interbody fusion on the maintenance of lumbar lordosis. *J Neurosurg Spine.* 2008 Mar;8(3):263-70

Legaye J., Duval-Beaupère G., Hecquet J. and Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves European Spine Journal Volume 7, Number 2 / mai 1998, pages 99-103

Love, S. F. Planning and creating successful engineered designs, Van Nostrand Reinhold Co., New York, 260 p., 1980

Lutgens, Kathryn and Hamilton, Nancy. Kinesiology : Scientific Basis of Human Motion. Madison, WI : Brown & Benchmark, 1997

Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Boesen J, Johannsen F, Kjaer M. Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. Scand J Med Sci Sports. 1997 Aug; 7(4):195-202

Manfredini M, Frerrante R, Gildone A, Massari L. Unilateral blindness as a complication of intraoperative positioning for cervical spinal surgery. J Spinal Dissord. 13(3)271-272, 2000

Martin John T., Warner Mark A. Positioning in Anesthesia and Surgery, Saunders, 1997

Motmans R. Ceriez E. Ergonomics RC, Louvain Belgique, Mesures corporelles de la population belge, 2005

Myers MA, Hamilton SR, Bogosian AJ, Smith CH, Wagner TA. Visual loss as a complication of spine surgery. A review of 37 cases. Spine 22(12) 1325-1329, 1997.

Nakra D, Bala I, Pratap M. Unilateral postoperative visual loss due to central retinal artery occlusion following cervical spine surgery in prone position. Paediatr Anaesth. 2007 Aug;17(8):805-8.

O'Brien M, Kuklo T., Blanke K., Lenke L., Radiographic Measurement manual, Spinal Deformity Study Group, Medtronic Sofamor Danek USA Inc, 2005.

Palmon SC, Kirsch JR, Depper JA, Toung TJ. The effect of the prone position on pulmonary mechanics is frame-dependent. *Anesth Analg* 1998 Nov;87(5):1175-80

Peterson MD, Nelson LM, McManus AC, Jackson RP. The effect of operative position on lumbar lordosis: A radiographic study of patients under anesthesia in the prone and 90-90 positions. *Spine* 1995;20:1419-24

Petit Y, Aubin CE, Labelle H. Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput.* 2004 Jan;42(1):55-60

Balaji Ramamurti, Industry Analyst, Frost & Sullivan, Effect of Population Trends on the Spine Surgery market in the U.S. 2004

Relton JE, Hall JE. An operation frame for spinal fusion. A new apparatus designed to reduce haemorrhage during operation. *J Bone Joint Surg Br* 1967 May;49(2):327-32

Rogala EJ, Drummond DS, Gurr J. Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60:173-176

Schonauer C., Bocchetti A., Barbagallo G., Albanese V., Moraci A. Positioning on surgical table, *Eur Spine J* (2004) 13 (Suppl. 1): S50-S55

Schoonhoven, Risk indicators for pressure ulcers during surgery, *Appl Nurs Res.* 2002 Aug; 15(3):163-73

Soundararajan N. and Cunliffe M. Anaesthesia for spinal surgery in children. *British Journal of Anaesthesia* 99 (1): 86-94 (2007)

Stephens GC, Yoo JU, Wilbur G. Comparison of lumbar sagittal alignment produced by different operative positions. *Spine.* 1996 Aug 1; 21(15):1802-6; discussion 1807

Stokes IA, Abery JM. Influence of the hamstring muscles on lumbar spine curvature in sitting. *Spine*. 1980 Nov-Dec;5(6):525-8

Tan SB, Kozak JA, Dickson JH, Nalty TJ. Effect of Operative Position on Sagittal Alignment of the Lumbar Spine. *Spine* 19(3) 314-318, 1994

Wadsworth R,, Anderton JM, Vohra A. The effect of four different surgical prone positions on cardiovascular parameters in healthy volunteers. *Anaesthesia*, 1996;51:819-22.

Wolfe SW, Lospinuso MF, Burke SW. Unilateral blindness as a complication of patient positioning for spinal surgery. A case report. *Spine* 17(5)600-605 1992

ANNEXES

ANNEXE A. LISTE DES BREVETS

Table d'Andrews : European patent application : Publication number : 0 501 712 A1,
application number :92301509.3, Date of filing : 24 février 1992. 5,444,882

Leg positioner: DYNAMIC SURGICAL TABLE SYSTEM : United States,
Patent Application Publication, Horton et al. Pub. No.: US 7,234,180 B2, Pub. Date:
Jun. 26, 2007

Table Jackson: SPINAL SURGERY TABLE, Appl. No.: 754,548, Filed: sep. 4,
1991, Patent number: 5,131,106, Date of Patent: Jul. 21, 1992, 5,088,706

Table Jackson axis: MODULAR MULTI-ARTICULATED PATIENT SUPPR
SYSTEM: United States patent Jackson, Patent No.: US 7,152,261 B2, date of patent
Dec. 26, 2006

DPF: DYNAMIC FRAME FOR PRONE SURGICAL POSITIONING:
International Patent Classification: A61G 13/02, 13/10, International application
Number: PCT/CA2004/001839:

Relton-Hall: Patent number: 6076525, Filing date: Jan 28, 1999 Issue date: Jun
20, 2000, Inventor: Michael D. Hoffman (doute)

Cadre Wilson: Inventor: Sillaway, et al. Date Issued: December 17, 1996
Application: 08/413,860 Filed: March 28, 1995 Patent number: 5,584,302

APPARATUS FOR POSITIONING A PATIENT FOR SPINAL
SURGERY, Wilson et al. patent Number: 6,001,076, Date of Patent: Dec. 14,1999

All purpose surgery table, C.F. Reesby, 1994, USA: 5,369,825

Surgical table extension, G. T. Wong, 2006, US 2006/0096033 A1

Spinal surgery table, J. Carr, 2000 USA: 6,154,901

BODY SUPPORT APPARATUS FOR SPINAL SURGERY, Pub. No. US
2006/0248650 A1, Pub. Date: Nov. 9, 2006

ANNEXE B.**WEBOGRAPHIE**

Anthropométrie : www.dinbelg.be

Calcul de résistance de matériaux composites : Fiberline : www.fiberline.com

Calcul diverses pour ingénieurs : www.efunda.com

Caractéristiques des matériaux : Matweb : www.matweb.com

Compagnie Medtronic : www.medtronic.com

Conversion de mesures : www.onlineconversion.com

Cours de médecine: École du fer à Moulin: <http://www.feramoulin.fr/>

CRSNG: www.crsng.gc.ca

Fondation Cotrel: www.fondationcotrel.org

Fournisseur de pièces composites : CompositesResources : www.composite-resources.com

Fournisseur de pièces : McMatserCarr : www.mcmaster.com

Fournisseur de produits orthopédiques : www.orthopaediclist.com

Fournisseur de tale Jackson : Mizuhosi www.mizuhosi.com

Fournisseur de vérin : SKF : www.skf.com

Intranet de Sainte-Justine: www.recherche-sainte-justine.gc.ca

Liste de brevets : Google patents : www.google.com/patents

Medline: www.medline.com

Medscape: www.medscape.com

Site de polytechnique : www.polymtl.ca

Spinal doc : www.spinaldoc.com

Statistiques sur les chirurgies aux USA : www.frost.com

Spine universe: www.spineuniverse.com

Wikipedia : www.wikipedia.org

ANNEXE C.

QUESTIONNAIRE

Questionnaire de satisfaction

Sujet n° : _____

Durée de prise de mesure du sujet : _____

Durée d'ajustement de la table : _____

Durée d'installation : _____

Durée de désinstallation : _____

La personne se sent-elle confortable?

- ☐ Pas du tout
- ☐ Un peu
- ☐ Moyen
- ☐ Beaucoup

La stabilité du coussin du bassin est-elle correcte?

- ☐ Oui
- ☐ Non

La stabilité des coussins du thorax est-elle correcte?

- ☐ Oui
- ☐ Non

La personne se sent-elle en sécurité :

- ☐ Pas du tout
- ☐ Un peu
- ☐ Moyen
- ☐ Beaucoup

ANNEXE D. TABLEAU DES PATHOLOGIES ET DE LA POSITION VOULUE

Clinical Case	Objectives, Effect on spine, pelvis and trunk	Tibia	Thighs	Hips	Abdomen	Trunk	Chest	Shoulders	Arms	Head
Scoliosis AIS	- Correct frontal - Maintain/correct	Extension	Extension (0-30°)	- Fix - Tilt: -coronal -sagittal -transverse - Straps or blocking cushion	- Pendulous - Hammock	Correct deformity	2 independent cushions - Inclination thorax	Even	- Maintain Pre-op - Coussins - Traction	dynamic head cushion
Scoliosis neuro	- Correct frontal - Maintain/correct - Correct rib cage deformity			Skeletal pelvic fixation may be required			2 x 1/2 independent dynamic cushions - dynamic chest cushion	dynamic ? arm support or 3 specific	dynamic ?	
Spondylolisthesis	- Correct pelvic imbalance - Correct L5-S1 - Normalize lordosis	leg positioner	leg positioner				2 x 1/2 independent dynamic cushions - dynamic chest cushion	- dynamic ? arm support or 3 specific - Shoulder's support	dynamic ?	Maintain Pre-op
Degenerative Lumbar	Open laminar and Normal lordosis	Load and	- Flexion 90 - Extension 20		- Abdomen free - Sung for		Raise and lower chest			Avoid cervical
Kyphosis	- Lengthen anterior - Preserve global - Reduce kyphosis	leg positioner	leg positioner	Slight extension	- Avoid pot belly - Slight abdo. - Sing includes 2	Anterior lengthening	- Elevate the manubrium - Xiphoid process can	- Attention to - Slight dorsal - or 3 specific shoulder's support	- Mostly AD - AB ducted for - Flex to expose	- Maint cervical - Traction - dynamic head cushion

ANNEXE E.

PROPRIÉTÉS DES MATÉRIAUX

Tableau E-1 : Caractéristiques des matériaux

Type de matériaux	Module de Young (Gpa)	Limite élastique (Mpa)	Limite à la rupture (Mpa)	Allongement à la rupture (%)	Densité (kg/m ³)	Coefficient d'expansion thermique (10 ⁻⁶ /°C)
Acier inoxydable 202	190 - 210	275	515	40	7800	15-17
Acier inoxydable 216	190 - 210	345	620	40	7700 - 8030	15-17
Aluminium 6061	70 - 80	48	115	25	2700	20-24
Polycarbonate	2.38	63	73	110-120		68
ABS/PVC	2.243-2.622	30 - 46	41 - 45	N/A		46-84
Epoxy et fibre de carbone bi-directionnel	128*	448*	448*	N/A	1578*	N/A

Toutes ces données sont tirées de McMaster Carr, Efunda, Matweb et composite-resources.

ANNEXE F. NOMENCLATURE DU PROTOTYPE
PÉDIATRIQUE

Tableau F-1 : Nomenclature du prototype pédiatrique

Bill of Material: Table				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Support_Table	Assembly			1
Pelvis_B	Assembly			1
LP_00_asm_C	Assembly			1
HEAD_SUPPORT_C	Assembly			1
Sternum	Assembly			1
TH_CUSHIONS_SUPPO RT_B	Assembly			1
ARM_SUPPORT	Assembly			2
Bill of Material: Support_Table				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Barre_centrale	Part			1
Product supporte-table un cote	Assembly			2
sousProduct Jackson bloc	Assembly			1
sousProduct telescopique droit	Assembly			1
sousProduct telescopique gauche	Assembly			1
McMaster T-Handle	Part			2

Push-Button Quick-Release Pin with Lanyard, 3/8" Diameter, 2" Usable Length (93750A505)				
Frame_10D_Barre_droite	Assembly	ASM 110D 00 A		1
Frame_10G_Barre_gauche	Assembly	ASM 110G 00 A		
Bill of Material: Product supporte-table un cote				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Part barre z1	Part			3
Part barre x1	Part			2
Part barre x3	Part			1
Part equerre en L	Part			6
Part base de pivot en H	Part			2
Part equerre pivot	Part			14
Part base de pivot en croix	Part			5
Part barre yz	Part			1
Part barre xy	Part			2
Roulette	Assembly			3
Bill of Material: Roulette				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Part rou	Part			1
Anrage de rou	Part			1

Rondelle boulon Rondelle	Assembly			4
Bill of Material: Rondelle boulon Rondelle				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
McMaster Zinc-Plated Steel USS Flat Washer Screw Size 0.25	Part			2
McMaster Grade 8 Alloy Steel Hex Head Cap Screw Zinc Dia 1/4-20 L 0.75(92620A540)	Part			1
McMaster Grade 8 Zinc & Yellow Plated Steel Hex Nut Dia 1/4-20 (94895A029)	Part			1
Bill of Material: sousProduct Jackson bloc				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Jackson bloc un cote	Assembly			2
Bill of Material: Jackson bloc un cote				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Jackson bloc	Part			2
Crochet Boulon 7/16x3- 1/4 ecrou 7/16	Assembly			4

Bill of Material: Crochet Boulon 7/16x3-1/4 ecrou 7/16				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
McMaster Grade 8 Zinc & Yellow Plated Steel Hex Nut Dia 7/16-14 (94895A817)	Part			1
Product crochet en U	Assembly			1
McMaster Grade 8 Alloy Steel Hex Head Cap Screw Zinc Yellow- Plated, 7/16"-14 Thread, 2-3/4" Length (91257A680)	Part			1
Bague de positionnement	Part			1
Bill of Material: Product crochet en U				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Crochet en U partie deux	Part			1
Crochet en U partie un	Part			2
Bill of Material: sousProduct telescopique droit				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity

Barre telescopique 6.125	Assembly			2
Tube 1.75X1.75X0.125X14	Part			1
Attachment_asm	Assembly	ASM 101 p7		1
Jackson tige	Part			1
McMaster Grade 8 Zinc & Yellow Plated Steel Hex Nut 3/8"-16 Screw Size, 9/16" Width, 21/64" Height (94895A031)	Part			1
McMaster Zinc-Plated Alloy Steel Socket Head Cap Screw 3/8"-16 Thread, 4" Length (90128A638)	Part			1
McMaster T-Handle Push-Button Quick- Release Pin with Lanyard, 3/8" Diameter, 2" Usable Length (93750A505)	Part			2
Bill of Material: Barre telescopique 6.125				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
sousProduct barre telescopique exterieure soudee 6.125	Assembly			1
Knob	Part	McMaster:		2

		2454K62		
McMaster Alloy Steel Flat Head Socket Cap Screw 10(3/16)-24 (91253A240)	Part			2
Plaque	Part			1
Serrage en V	Part			1
Cap_frame_end	Part	DWG 101 13 A	PVC	1
Bill of Material: sousProduct barre telescopique exterieure soudee 6.125				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Renfort.1	Part			1
Tube 2.5X1.5X0.12X3	Part			1
Tube 2X2X0.125X6	Part			1
Bill of Material: Attachment_asm				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Attachment	Part	DWG 101 16 A	Aluminum	1
Tube_attachment	Part	DWG 101 17 A	Aluminum	1
Bill of Material: sousProduct telescopique gauche				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity

Barre telescopique 8.125	Assembly			2
Tube 1.75X1.75X0.125X18	Part			1
Attachment_asm	Assembly	ASM 101 p7		1
Jackson tige	Part			1
McMaster Grade 8 Zinc & Yellow Plated Steel Hex Nut 3/8"-16 Screw Size, 9/16" Width, 21/64" Height (94895A031)	Part			1
McMaster Zinc-Plated Alloy Steel Socket Head Cap Screw 3/8"-16 Thread, 4" Length (90128A638)	Part			1
McMaster T-Handle Push-Button Quick- Release Pin with Lanyard, 3/8" Diameter, 2" Usable Length (93750A505)	Part			2
Bill of Material: Barre telescopique 8.125				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Knob	Part	McMaster: 2454K62		2
McMaster Alloy Steel Flat Head Socket Cap	Part			2

Screw 10(3/16)-24 (91253A240)				
Plaque	Part			1
Serrage en V	Part			1
sousProduct barre telescopique exterieure soudee	Assembly			1
Cap_frame_end	Part	DWG 101 13 A	PVC	1
Bill of Material: sousProduct barre telescopique exterieure soudee				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Renfort.1	Part			1
Tube 2.5X1.5X0.12X3	Part			1
Tube 2X2X0.125X8	Part			1
Bill of Material: Frame_10D_Barre_droite				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Frame_10_Barre_inf	Part	DWG 110 01 A	Stainless steel	1
Frame_10_Barre_sup	Part	DWG 110 01 A	Stainless steel	1
Frame_10_Plaque_inf_lo ngue	Part	DWG 110 03 A	Stainless steel	1
Frame_10_Plaque_inf_co	Part	DWG 110 04 A	Stainless	1

urte			steel	
Frame_09_Jonction	Assembly	ASM 109 00 A		1
Screw_shoulder_.25x1.25 L_usable	Part	McMaster: 90298A544		4
Nut_.25	Part	McMaster: 91841A011		4
Screw_FHCS_10- 24UNCx.5	Part	McMaster: 92210A242		20
Bill of Material: Frame_09_Jonction				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Frame_09_Plaque	Part	DWG 109 01 A	Stainless steel	2
Frame_09_Plaque_lateral e1	Part	DWG 109 02 A	Stainless steel	1
Frame_09_Plaque_lateral e2	Part	DWG 109 03 A	Stainless steel	1
Bill of Material: Frame_10G_Barre_gauch e				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Frame_10_Barre_inf	Part	DWG 110 01 A	Stainless steel	1
Frame_10_Barre_sup	Part	DWG 110 01 A	Stainless steel	1
Frame_10_Plaque_inf_lo	Part	DWG 110 03 A	Stainless	1

ngue			steel	
Frame_10_Plaque_inf_courte	Part	DWG 110 04 A	Stainless steel	1
Frame_09_Jonction	Assembly	ASM 109 00 A		1
Screw_shoulder_.25x1.25 L_usable	Part	McMaster: 90298A544		4
Nut_.25	Part	91841A011		4
Screw_FHCS_10-24UNCx.5	Part	McMaster: 92210A242		20
Bill of Material: Pelvis_B				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Pelvis_axis_small	Part	DWG 103 01 A	Carbon fiber	1
Pelvis_axis_large	Part	DWG 103 02 A	Carbon fiber	1
Ring_int	Part	DWG 103 03 A	PVC	1
Ring_ext	Part	DWG 103 04 A	PVC	1
Pelvis_support_small	Part	DWG 103 07 A	Carbon fiber	2
Pelvis_support_large	Part	DWG 103 08 A	Carbon fiber	2
Strap.1	Part		Nylon	2
Pelvis_cushion_small	Part		Foam	1
Pelvis_cushion_large	Part		Foam	2
Small_insert	Part	DWG 103 09 A	PVC	1
Large_insert	Part	DWG 103 10 A	PVC	1
Pelvis_support_juin2007	Part			2
Pelvis_large_cap	Assembly			1
Pelvis_small_cap	Assembly			1

Bill of Material: Pelvis_large_cap				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Cap_inside_carbon_tubin g_large	Part	DWG 103 11 A	PVC	1
Large_cap	Part	DWG 103 12 A	PVC	1
Screw_FHCS_10- 24UNCx1	Part	McMaster: 92210A247		1
Bill of Material: Pelvis_small_cap				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Cap_inside_carbon_tubin g_small	Part	DWG 103 13 A	PVC	1
Small_cap	Part	DWG 103 14 A	PVC	1
Screw_FHCS_10- 24UNCx1	Part	McMaster: 92210A247		1
Bill of Material: LP_00_asm_C				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_01_ASM_attachment _B	Assembly	DWG 101 00 B		2
LP_02_ASM_L	Assembly	DWG 102 00 L A		1
LP_02_ASM_R	Assembly	DWG 102 00 R		1

		A		
LP_03_ASM_femur_C	Assembly	DWG 103 00 C		1
LP_04_ASM_tibia_C	Assembly	DWG 104 00 B		1
LP_04ter_ASM_Tibia_C ushion_LARGE	Assembly	ASM 104TER 03 A		1
LP_04bis_ASM_blocking _system_tibia_B	Assembly	DWG 104bis 00 A		1
LP_05_ASM_vertical_pu lley	Assembly	DWG 105 00 A		2
LP_06_ASM_horizontal_ pulley	Assembly	DWG 106 00 A		1
LP_07_ASM_pivot_pulle y	Assembly			1
LP_08_ASM_winch	Assembly	DWG 108 00 A		1
LP_12_ASM_Double_pul ley_B	Assembly			1
Barre	Part			2
Bill of Material: LP_01_ASM_attachment _B				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_01_frame_attach	Part	DWG 101 01 A	Aluminium	1
LP_01_slide_B	Part	DWG 101 02 B	Laiton	1
LP_01_spacer	Part	DWG 101 03 A	Laiton	1
LP_01_flat_spacer	Part	DWG 101 04 A	Laiton	1
LP_01_round_spacer	Part	DWG 101 05 A	Plastique	1

LP_01_Clevis_pin_modif ied	Part	McMaster: 92390A281 & DWG 101 06 A		2
Knob_3arms	Part	McMaster: 2776K14		2
Screw_FHCS_10- 24UNCx.75	Part	McMaster: 90585A245		1
Barre	Part			1
Snap_97633A170	Part			2
Bill of Material: LP_02_ASM_L				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_02_sup_bar_B	Part	DWG 102 01 B	Aluminum	1
LP_02_inf_bar_B	Part	DWG 102 02 B	Aluminum	1
LP_02_vertical_bar_B	Part	DWG 102 03 B	Aluminum	1
Bill of Material: LP_02_ASM_R				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_02_sup_bar_B	Part	DWG 102 01 B	Aluminum	1
LP_02_inf_bar_B	Part	DWG 102 02 B	Aluminum	1
LP_02_vertical_bar_B	Part	DWG 102 03 B	Aluminum	1
Bill of Material: LP_03_ASM_femur_C				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity

LP_03_axis_C	Part	DWG 103 01 C	Stainless steel	1
LP_03_End_axis	Part	DWG 103 02 A	Stainless Steel	2
LP_03_tube_C	Part	DWG 103 03 C	Nylon	4
LP_03_plate	Part	DWG 103 05 A	Aluminium	2
LP_03_cushion_plate	Part	DWG 103 06 A	PVC	2
LP_03_cushion_D	Part	DWG 103 07 D	Foam	2
Screw_SCS_4-40UNCx.125	Part	McMaster: 92196A103	#4-40UNCx1/16"	4
Nut_.375-16UNC	Part	McMaster: 91841A035	3/8"-16UNC	2
Screw_FHCS_4-40UNCx.5	Part	McMaster: 92210A110	#4-40UNCx1/2"	2
Screw_FHCS_10-24UNCx.75	Part			8
Screw_FHCS_.25-20UNCX.75	Part	McMaster: 92210A540	1/4-20UNC x 3/4"	4
WING_NUT_.25-20UNC	Part	McMaster: 92001A321	1/4-20UNC	4
Bill of Material:				
LP_04_ASM_tibia_C				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_04_horizontal_central_tubing	Part	DWG 104 01 A	Stainless Steel	1
LP_04_vertical_central_t	Part	DWG 104 02 A	Stainless	1

ubing			Steel	
LP_04_vertical_sheet	Part	DWG 104 03 A	Stainless Steel	2
LP_04_Tibia_bar_B	Part	DWG 104 05 A	Aluminium	1
LP_04_Clevis_pin_92390 A267_modified	Part	DWG 104 06 A		4
LP_04_Clevis_pin_92390 A269_modified	Part	DWG 104 07 A		1
LP_04_Small_plate	Part	DWG 104 06 A		2
Cotter_pin	Part	MCMaster: 98335A039		1
LP_04_Blocker_B	Part	DWG 104 07 B		1
Set_Screw	Part	91925A111		1
Screw_FHCS_8- 32UNCx.75	Part			2
Bill of Material: LP_04ter_ASM_Tibia_C ushion_LARGE				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_04ter_Tibia_Arch_L ARGE	Assembly	ASM 104TER 04 A		1
LP_04ter_Rod	Part	DWG 104TER 02 A	SS	6
LP_04ter_Spacer	Part	DWG 104TER 03 A	PVC	6
LP_04ter_Bent_sheet_LA RGE	Part	DWG 104TER 07 A	Polycarbonat e	2

Screw_FHCS_4-40UNCx.25	Part	MCMaster: 92210A105	Flat #4-40UNCx1/4	6
LP_04ter_Tube_RP	Part	RP: stl file	Plastic	12
Nut_.25-20UNC	Part	McMaster: 94806A029	Plastic - 1/4"-20UNC	12
Bill of Material: LP_04ter_Tibia_Arch_LARGE				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_04ter_Tibia_T_Plate_LARGE	Part	DWG 104TER 08 A	ALUMINU M	2
LP_04ter_Tibia_Plate	Part	DWG 104TER 06 A	ALUMINU M	2
THREAD_SPACER	Part	MCMaster: 93330A446	6-32UNC x 5/8	4
SCREW_FHCS_6-32UNCx.5	Part	MCMaster: 92210A148	6-32UNC X 1/2	8
Clevis_pin_92390A161	Part	MCMaster: 92390A161	DIAM. 1/4 X 1.5	1
Cotter_pin	Part	MCMaster: 98335A039		1
Bill of Material: LP_04bis_ASM_blocking_system_tibia_B				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_04bis_horizontal_cent	Part	DWG 104bis 01	Aluminum	1

ral_tubing		A		
LP_04bis_vertical_central_tubing	Part	DWG 104bis 02 A	Aluminum	1
LP_04_vertical_sheet	Part	DWG 104 03 A	Stainless Steel	2
LP_04bis_U_blocker	Part	DWG 104bis 04 A	Nylon	1
Clevis_pin_92390A269	Part	McMaster: 92390A269		4
Cotter_pin	Part	MCMaster: 98335A039		4
Bill of Material: LP_05_ASM_vertical_pulley				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_05_attachment	Part	DWG 105 01 A	Aluminium	1
LP_05_slide	Part	DWG 105 02 A	Laiton	1
LP_05_round_spacer1	Part	DWG 105 03 A	Nylon	1
LP_05_round_spacer2	Part	DWG 105 04 A	Nylon	1
LP_05_flat_spacer	Part	DWG 105 05 A	Laiton	1
Knob_3arms	Part	McMaster: 2776K14		2
Clevis_pin_92390A164	Part	McMaster: 92390A164		2
Cotter_pin	Part	MCMaster: 98335A039		2
Pulley	Part	McMaster:		1

		9466T72		
Barre	Part			1
Bill of Material: LP_06_ASM_horizontal_ pulley				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_06_attachment	Part	DWG 106 01 A	Aluminium	1
LP_06_slide	Part	DWG 106 02 A	Brass	1
LP_06_inf_attachment	Part	DWG 106 03 A	Aluminium	1
LP_06_round_spacer	Part	DWG 106 04 A	Nylon	2
Knob_3arms	Part	McMaster: 2776K14		2
Pulley	Part	McMaster: 9466T72		1
Clevis_pin_92390A161	Part	MCMaster: 92390A161	DIAM. 1/4 X 1.5	1
Cotter_pin	Part	MCMaster: 98335A039		1
Screw_FHCS_4- 40UNCx.5	Part	McMaster: 92210A110	#4- 40UNCx1/2"	2
Nut_4-40UNCx.063	Part	McMaster: 90730A005		2
Barre	Part			1
Bill of Material: LP_07_ASM_pivot_pulle y				

Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_07_Attachment	Part	DWG 107 01 A	Aluminum	1
LP_07_slide	Part	DWG 107 02 A	Brass	1
LP_07_Pivot_support	Part	DWG 107 03 A	Aluminum	1
LP_07_Support_pivoting _pulley	Part	DWG 107 04 A	Aluminum	1
LP_07_Pulley_support_in side	Part	DWG 107 05 A	Aluminum	2
LP_06_round_spacer	Part	DWG 106 04 A	Nylon	4
Pulley	Part	McMaster: 9466T72		2
Clevis_pin_92390A164	Part	McMaster: 92390A164		3
Cotter_pin	Part	MCMaster: 98335A039		8
Knob_3arms	Part	McMaster: 2776K14		2
Clevis_pin_92390A161	Part	MCMaster: 92390A161	DIAM. 1/4 X 1.5	5
Bill of Material: LP_08_ASM_winch				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_08_junction	Part	DWG 108 01 A	Stainless Steel	1
LP_08_junction_sheet	Part	DWG 108 02 A	Stainless steel	1
Winch_3644T	Part	McMaster:		1

		3644T53		
Screw_HCS_.4375-14UNCx2	Part	McMaster: 92198A677		2
Nut_.4375-14UNC	Part	Mcmaster: 92673A131		2
Screw_BSCS_.375-16UNCx.75	Part	McMaster: 92949A622		4
Nut_.375-16UNC	Part	McMaster: 91841A035	3/8"-16UNC	4
Bill of Material: LP_12_ASM_Double_pulley_B				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
LP_12_Support_pulley	Part	DWG 112 01 A	Aluminum	1
LP_12_Pivot	Part	DWG 112 02 A	Aluminum	1
LP_12_Attachment	Part	DWG 112 05 A	Aluminum	1
Pulley	Part	McMaster: 9466T72		2
Screw_BSCS_.25-20UNCx1.75	Part	Button socket cap screw	1/4-20UNC x 1.75	2
Nut_.25-20UNC	Part	McMaster: 94806A029	Plastic - 1/4"-20UNC	2
Screw_SCS_.375-16UNCx1.5	Part	Socket cap screw	3/8-16UNC x 1.5	2
Nut_.375-16UNC	Part	McMaster: 91841A035	3/8"-16UNC	2

Bill of Material:				
HEAD_SUPPORT_C				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
HEAD_CUSHION_PLATE	Part	DWG 115 01 A	GLASS FIBER	1
SQUARE	Part	DWG 115 02 A	PLASTIC	2
FLAT_HEAD_CAP_SCREW_.25X.5	Part			4
Head_cushion_Cut	Part	DWG 115 03 A	FOAM	1
Coussin_sternum	Part			1
Bill of Material: Sternum				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
wedge	Part			1
Cric	Part			1
Tube1	Part			1
Tube2	Part			1
Pivot	Part			1
LARGE_STERNUM_CUSHION	Part			1
Support_alu_sternum	Assembly			1
AJUSTABLE_HANDLE_10-24UNC	Part	MCMASTER: 64835K33		1
STERNUM_PLATE	Part			1
LARGE_STERNUM_PLATE	Part			1
FLAT_HEAD_CAP_SC	Part			4

REW_.25-20UNCX.75				
WING_NUT_.25-20UNC	Part	McMaster: 92001A321	1/4-20UNC	4
Bill of Material: Support_alu_sternum				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Barre_alu	Part			4
Support_sup_alu	Part			1
Barre_alu2	Part			2
Bill of Material: TH_CUSHIONS_SUPPORT_B				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
Coulisseau en U	Part			2
Piece en L	Part			2
Plaque de coussin	Part			2
Renfort	Part			2
THORACIC_CUSHIONS_PLATE	Part	DWG	LEXAN	1
LARGE_THORACIC_CUSHION_RIGHT	Part			1
Symmetry of ééXX LARGE_THORACIC_CUSHION_RIGHT	Part			1
LARGE_STERNUM_CUSHION	Part			1

SMALL_THORACIC_CUSHION_RIGHT	Part			1
Symmetry of ééXX SMALL_THORACIC_CUSHION_RIGHT	Part			1
SMALL_STERNUM_CUSHION	Part			1
Bill of Material: ARM_SUPPORT				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
ARM TUBING	Part	DWG 113 01 A	ALUMINU M	1
SPACER	Part	DWG 113 02 A	NYLON	1
BRASS_BENT	Part	DWG 113 03 A	BRASS	1
ARM_SHEET	Part	DWG 113 04 A	ALUMINU M	1
LEFT SQUARE SUPPORT	Part	DWG 113 05 A	ALUMINU M	1
RIGHT SQUARE SUPPORT	Part	DWG 113 06 A	ALUMINU M	1
ARM_PLATE	Part	DWG 113 07 A	ALUMINU M	1
BLOCKER	Part	DWG 113 08 A	NYLON	1
Bill of Material: ARM_CUSHION	Assembly	ASM 113 01 A		1

KNOB_3_ARMS_10-32UNF	Part	McMaster: 2776K14		2
FLAT_HEAD_CAP_SCREW_.25X.5	Part			2
FLAT_HEAD_CAP_SCREW_4-40UNCX.25	Part			4
ASME B18.2.1 SCREW 1/4 x 1 UNC STEEL HEXAGON CAP	Part			1
LARGE NUT	Part			1
Bill of Material: ARM_CUSHION				
Part Number	Type	Nomenclature	Material	Quantity
ARM CUSHION PLATE	Part	DWG 113 09 A	PVC	1
ARM CUSHION HARD FOAM	Part	DWG 113 10 A	FOAM	1
ARM CUSHION SOFT FOAM	Part	DWG 113 11 A	FOAM	1

ANNEXE G. RADIOGRAPHIES DES VOLONTAIRES :
ESSAIS DES MOUVEMENTS DE MEMBRES INFÉRIEURS

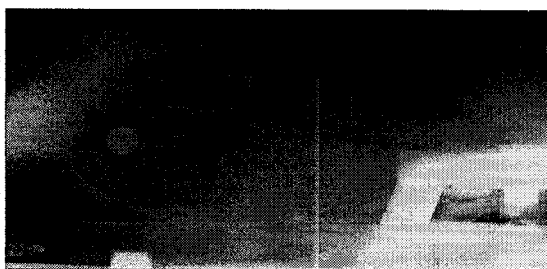


**Figure G.1 : Radiographie latérale, volontaire
001 : jambes en flexion**



**Figure G.2 : Radiographie latérale,
volontaire 001 : jambes en extension**



**Figure G.3 : Radiographie latérale, volontaire
004 : jambes en flexion**



**Figure G.4 : Radiographie latérale,
volontaire 004 : jambes en extension**

**ANNEXE H. RADIOGRAPHIES DES VOLONTAIRES : ESSAIS
DU MOUVEMENT DU STERNUM**



**Figure H.1 : Radiographie latérale, volontaire
005: position neutre**



**Figure H.2 : Radiographie latérale,
volontaire 005: position relevée**

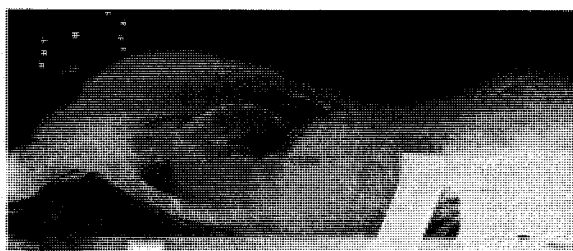


**Figure H.3 : Radiographie latérale, volontaire
007: position neutre**

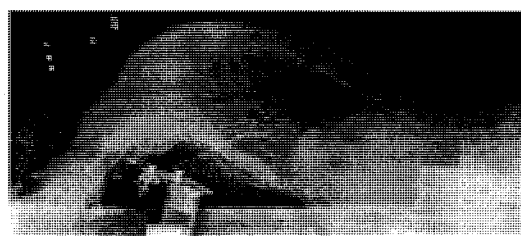


**Figure H.4 : Radiographie latérale,
volontaire 007: position relevée**

**ANNEXE I.
SCOLIOTIQUES**

RADIOGRAPHIES DES PATIENTS

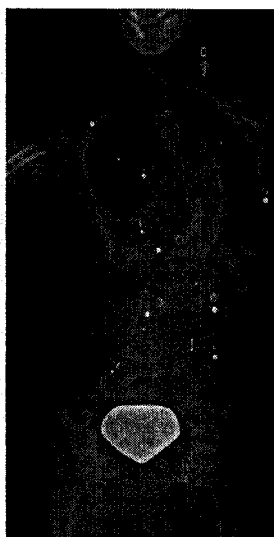


**Figure I.1 :
Radiographie PA,
patient 012: debout**

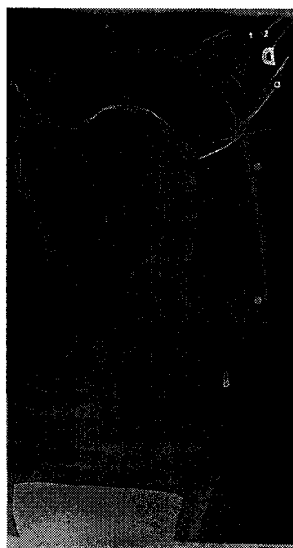


**Figure I.2 : Radiographie PA,
patient 012: allongé sur le MFPF**

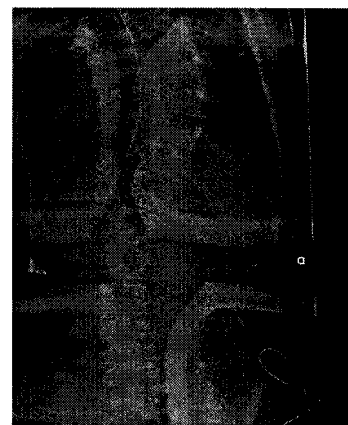


**Figure I.3 : Radiographie PA,
patient 012: allongé sur le RH**

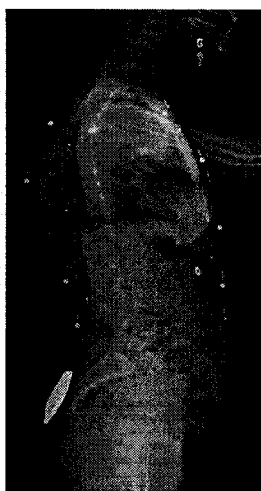


**Figure I.4 :
Radiographie latérale,
patient 012: debout**



**Figure I.5 : Radiographie latérale,
patient 012: allongé sur le MFPF**

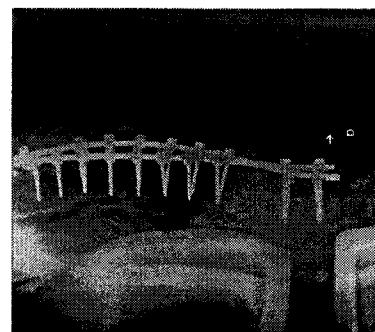


**Figure I.6 : Radiographie
latérale, patient 012: allongé
sur le RH**

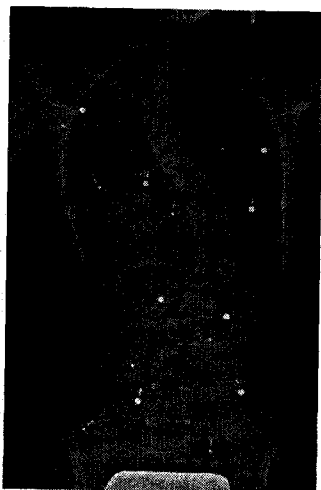


**Figure I.7 : Radiographie
PA, patient 014: debout**

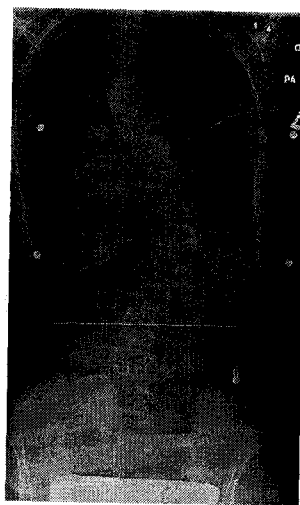


**Figure I.8 : Radiographie PA,
patient 014: allongé sur le
MFPP**

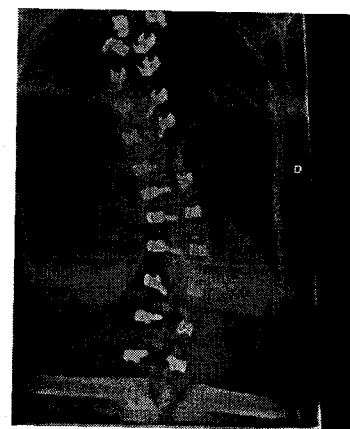


**Figure I.9 : Radiographie
PA, patient 014: allongé sur
le RH**

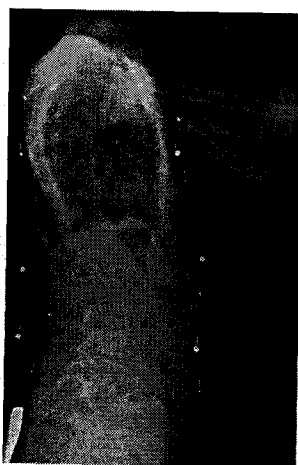


**Figure I.10 :
Radiographie latérale,
patient 014: debout**

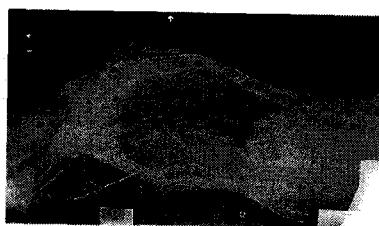


**Figure I.11 : Radiographie
latérale, patient 014: allongé
sur le MFPP**

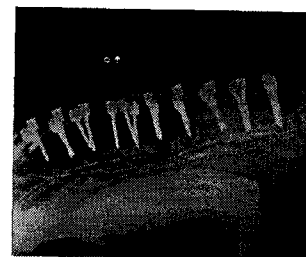


**Figure I.12 : Radiographie
latérale, patient 014: allongé
sur le RH**

**ANNEXE J. RADIOGRAPHIES DES PATIENTS ATTEINTS
DE SPONDYLOLISTHÉSIS**

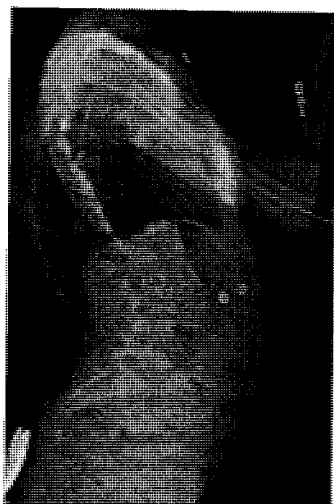


Figure J.1 : Radiographie latérale, patient 010 : debout



Figure J.2 : Radiographie latérale, patient 010 : allongé sur le MFPF jambes en extension



Figure J.3 : Radiographie latérale, patient 010 : allongé sur le MFPF jambes en flexion

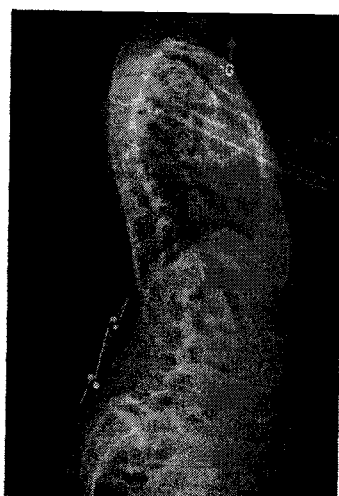


Figure J.4 : Radiographie latérale, patient 020 : debout

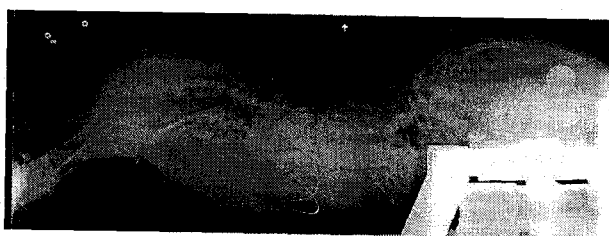


Figure J.5 : Radiographie latérale, patient 020 : allongé sur le MFPF jambes en extension



Figure J.6 : Radiographie latérale, patient 020 : allongé sur le MFPF jambes en flexion