



Faculté de génie
Département de génie mécanique

CONCEPTION ET ÉVALUATION BIOMÉCANIQUE D'UNE CHAISE DYNAMIQUE

Mémoire de maîtrise ès sciences appliquées

Spécialité : génie mécanique

Division : bioingénierie

Geneviève MASSON



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: 978-0-494-42993-8
Our file *Notre référence*
ISBN: 978-0-494-42993-8

NOTICE:

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

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

AVIS:

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

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

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

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

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

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

■ ■ ■
Canada

Résumé

Il existe plusieurs types de chaises sur le marché qui visent tous la diminution des maux de dos associés à la position assise prolongée, souvent causés par la fatigue musculaire de la région lombaire ainsi que la pression sous le fessier. Parmi toutes ces chaises, ce sont les chaises dynamiques qui semblent les plus intéressantes puisqu'elles présentent un potentiel intéressant quant à la diminution des douleurs dorsales résultantes de la position assise prolongée. Cependant, très peu d'études s'attardent à comprendre ce type de siège et les connaissances présentes ne semblent pas expliquer entièrement l'origine des bienfaits ressentis. L'objectif de ce projet de recherche était donc de concevoir une chaise dynamique dans le but d'en faire l'évaluation biomécanique. Selon la littérature, les douleurs dorsales peuvent être diminuées en position assise en favorisant une lordose lombaire ainsi qu'un mouvement dynamique du sujet. Nous avons donc conçu une chaise répondant à ces deux critères : la hauteur de la chaise ainsi que l'inclinaison antérieure de l'assise permettent de favoriser l'obtention ainsi que le maintien d'une lordose lombaire tandis que la tige d'élastomère permet un mouvement dynamique du tronc dans les plans frontal et sagittal.

Huit sujets ont participé aux tests expérimentaux et l'analyse des données nous porte à croire que le SPRV à deux degrés de liberté pourrait potentiellement diminuer les douleurs dorsales associées à la position assise, comparativement à la chaise standard ou à le SPRV à un degré de liberté. En effet, le SPRV à deux degrés de liberté permet le mouvement du tronc ainsi que de l'assise, à l'aide du membre inférieur, sans toutefois accentué le déplacement du centre de masse du sujet, qui pourrait entraîner des moments dans le bas du dos et par conséquent, une possibilité de créer de la douleur si ce déplacement était maintenu dans le temps. Aussi, il a été démontré que le SPRV favorise davantage l'obtention d'une lordose lombaire et le maintien de celle-ci et ce, peu importe la consigne demandée. Finalement, l'utilisation d'une telle chaise entraîne une diminution de la masse de 28 % sous les tubérosités ischiatiques, la transférant au sol. Pour tous ces avantages, nous croyons que le SPRV à deux degrés de liberté peut favoriser la diminution des douleurs dorsales associées à la fatigue musculaire ainsi qu'à la pression sous le fessier, comparativement à la chaise standard ou au SPRV à un degré de liberté.

Remerciements

J'aimerais tout d'abord remercier sincèrement mon directeur de maîtrise, Denis Rancourt, pour m'avoir permis d'acquérir avec ce projet de l'autonomie et de m'avoir montré que je peux avoir confiance en moi.

Je voudrais aussi remercier toute l'équipe du laboratoire PERSEUS, notamment Marc Denninger, Stéphane Martel, Nicolas Huppé et Pierre-Étienne Bourret pour leur aide, leur support ainsi que leur patience. Je voudrais aussi remercier Daniel Paré, pour ses connaissances de l'anatomie humaine ainsi que sur les statistiques !

Je tiens de plus à remercier l'équipe du Centre de recherche sur le vieillissement - Axe de réadaptation gériatrique, Pavillon d'Youville, à Sherbrooke, particulièrement Cécile Smeesters, pour m'avoir prêté ses locaux et équipements, ainsi qu'à Mathieu Hamel et Marc-André Cyr, pour leur support technique inestimable.

Finalement, j'aimerais remercier mes parents, Céline et Richard, mon frère Jonathan ainsi que mon conjoint Yoan qui m'ont supporté et ont cru en moi tout au long de ces deux années et demi de travail.

Liste des abréviations

DI : Disque intervertébral

TI : Tubérosité ischiatique

BPS : Partie arrière d'une assise

CS : Chaise standard

SPRV : Siège pivotant à rigidité variable (un ou deux degrés de liberté)

SPRV1 : Siège pivotant à rigidité variable à un degré de liberté

SPRV2 : Siège pivotant à rigidité variable à deux degrés de liberté

co1 : Consigne 1 (être assis de manière relaxée)

co2 : Consigne 2 (être assis en maintenant une lordose lombaire)

CoM : Centre de masse

CoP : Centre de pression

CMV : Contraction maximale volontaire

CSV : Contraction sous-maximale volontaire

PF1 : Plateforme de force 1

PF2 : Plateforme de force 2

PF3 : Plateforme de force 3

CF : Capteur de force

C1 : Capteur de force 1

C2 : Capteur de force 2

Table des matières

CHAPITRE 1. INTRODUCTION	1
1.1 MISE EN CONTEXTE.....	1
1.2 RECENSEMENT DES ÉCRITS.....	2
1.2.1 <i>Anatomie relative à la position assise</i>	3
1.2.1.1 Colonne vertébrale.....	3
Vertèbres et disques intervertébraux	4
Courbures normales de la colonne vertébrale.....	4
Mouvement de la colonne vertébrale.....	5
1.2.1.2 Bassin	6
1.2.1.3 Quelques notions théoriques sur la position assise	6
1.2.2 <i>Douleurs dorsales lombaires</i>	8
1.2.2.1 Compressions des disques intervertébraux	9
1.2.2.2 Fatigue musculaire.....	11
1.2.2.3 Écrasement du nerf sciatique, de la veine fémorale et de l'artère fémorale	12
1.2.3 <i>Solutions</i>	13
1.2.3.1 Courbure lombaire normale.....	13
Pression intradiscale	15
Activité musculaire	17
1.2.3.2 Position assise dynamique.....	20
Pression intradiscale	21
Activité musculaire	22
Douleurs dorsales.....	26
1.2.4 <i>Conception d'un siège</i>	27
1.2.4.1 Favoriser une lordose lombaire	27
Inclinaison de l'assise vers l'avant.....	27
Augmentation de la hauteur de l'assise	30
Type d'assise.....	32
Support lombaire	34
1.2.4.2 Dispositifs dynamiques	36
1.3 OBJECTIFS DE RECHERCHE.....	38
CHAPITRE 2. CONCEPTION D'UNE CHAISE DYNAMIQUE	40
2.1 ASSISE	41
2.2 SYSTÈME D'AJUSTEMENT DE LA HAUTEUR.....	43
2.3 SYSTÈME D'AJUSTEMENT DE LA RIGIDITÉ	44
2.4 BASE.....	46

CHAPITRE 3. MÉTHODOLOGIE	48
3.1 MONTAGE EXPÉRIMENTAL	48
3.1.1 <i>Carte d'acquisition</i>	49
3.1.2 <i>Plateforme de force</i>	49
3.1.3 <i>Capteurs de force</i>	50
3.1.4 <i>Électrodes de surface</i>	51
3.1.5 <i>Marqueurs et caméra optoélectroniques</i>	52
3.1.6 <i>Chaises</i>	54
3.2 PARTICIPANTS.....	57
3.3 PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL	57
3.3.1 <i>Arrivée du sujet et mesures anthropométriques</i>	57
3.3.2 <i>Installation des électrodes EMG</i>	58
3.3.3 <i>Calibrage des signaux EMG</i>	58
3.3.4 <i>Installation des marqueurs optoélectroniques</i>	59
3.3.5 <i>Collecte de données</i>	59
3.3.5.1 <i>Justification du temps de test</i>	60
3.3.5.2 <i>Justification du temps de repos</i>	61
3.3.5.3 <i>Justification du nombre de répétitions</i>	61
3.4 PRÉPARATION DES DONNÉES ET VALIDATIONS	61
3.4.1 <i>Transformation des données binaires</i>	61
3.4.2 <i>Interpolation des données de position</i>	62
3.4.3 <i>Filtrage</i>	62
3.4.4 <i>Transformation des données de voltage</i>	63
3.4.4.1 <i>Plateformes de force</i>	63
3.4.4.2 <i>Capteurs de force</i>	64
3.4.4.3 <i>Électrodes électromyographiques</i>	64
3.5 TRAITEMENT DES DONNÉES	66
3.5.1 <i>Position du centre de masse dans le plan frontal</i>	66
3.5.2 <i>Mouvement du tronc et du SPRV dans les plans frontal et sagittal</i>	70
3.5.3 <i>Courbure lombaire</i>	71
3.5.4 <i>Distribution des forces</i>	74
3.5.5 <i>Activité musculaire et niveau de fatigue</i>	74
3.6 ANALYSE STATISTIQUE DES DONNÉES.....	75
CHAPITRE 4. RÉSULTATS	77
4.1 PARTICIPANTS.....	77
4.2 ANALYSE DES RÉSULTATS	79
4.2.1 <i>Position et étendue du centre de masse dans le plan frontal</i>	79

4.2.2	<i>Étendue du mouvement du tronc et du SPRV</i>	86
4.2.3	<i>Courbure lombaire</i>	91
4.2.4	<i>Distribution des forces aux points de contact</i>	95
4.2.5	<i>Activité et fatigue musculaire</i>	98
CHAPITRE 5. DISCUSSION		100
5.1	CONCEPTION DU SPRV	100
5.1.1	<i>Assise</i>	101
5.1.2	<i>Hauteur de l'assise</i>	101
5.1.3	<i>Choix du matériau</i>	103
5.1.4	<i>Rigidité de la chaise</i>	103
5.2	POSITION DU CENTRE DE MASSE DANS LE PLAN FRONTAL	104
5.3	MOUVEMENT DU CORPS	108
5.4	COURBURE LOMBAIRE	113
5.5	DISTRIBUTION DES FORCES AUX POINTS DE CONTACT	117
5.6	ACTIVITÉ ET FATIGUE MUSCULAIRE	119
CHAPITRE 6. CONCLUSION		121
CHAPITRE 7. ANNEXES		124
ANNEXE 1 : DESSINS TECHNIQUES ET SPÉCIFICATIONS DES PIÈCES		125
ANNEXE 2 : CALCUL D'ÉNERGIE POTENTIELLE		134
ANNEXE 3 : INFLUENCE DU MEMBRE INFÉRIEUR ET DE L'ANGLE D'INCLINAISON DE L'ÉLASTOMÈRE		138
ANNEXE 4 : CARACTÉRISTIQUES DU MATÉRIAU		140
ANNEXE 5 : SPÉCIFICATIONS DES PLATEFORMES DE FORCE		142
ANNEXE 6 : SPÉCIFICATIONS DES AMPLIFICATEURS DES PLATEFORMES DE FORCE		144
ANNEXE 7 : SPÉCIFICATIONS DES CAPTEURS DE FORCE		146
ANNEXE 8 : SPÉCIFICATIONS DES AMPLIFICATEURS DES CAPTEURS DE FORCES		148
ANNEXE 9 : SPÉCIFICATIONS DES ÉLECTRODES ÉLECTROMYOGRAPHIQUES		150
ANNEXE 10 : SPÉCIFICATION DU SYSTÈME D'AMPLIFICATION DES ÉLECTRODES ÉLECTROMYOGRAPHIQUES		152
ANNEXE 11 : SPÉCIFICATIONS D'OPTOTRAK 3020		153
ANNEXE 12 : CHAÎNE D'ACQUISITION		155
ANNEXE 13 : CALIBRAGE DES CAPTEURS DE FORCE		156
ANNEXE 14 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT		158
ANNEXE 15 : CARACTÉRISTIQUES DES PARTICIPANTS		163
ANNEXE 16 : PROTOCOLE DÉTAILLÉ		164
ANNEXE 17 : RANDOMISATION DES TESTS		169

ANNEXE 18 : PROGRAMMES	170
ANNEXE 19 : CALCUL DE LA POSITION DU CENTRE DE MASSE SUR UNE PLATEFORME DE FORCE	211
ANNEXE 20 : VALIDATION DE LA POSITION DU CENTRE DE MASSE SUR LES CAPTEURS DE FORCE.....	213
ANNEXE 21 : DÉMONSTRATION DE L'ÉQUATION DE FREY ET TECKLIN [1986]	220
ANNEXE 22 : RÉSULTATS OBTENUS	222
ANNEXE 23 : CALCUL DU NOMBRE DE SUJETS REQUIS	224
ANNEXE 24 : ANALYSE STATISTIQUE	226
ANNEXE 25 : DISTRIBUTION DE LA POSITION DU CENTRE DE MASSE POUR TOUS LES SUJETS	238
CHAPITRE 8. BIBLIOGRAPHIE	253

Liste des figures

Figure 1-1 : (A) Chaise ajustable Tempo [Tecno Furniture, 2006], (B) banc en selle de cheval Bambach Saddle [Gammadis, 2006], (C) chaise assis-genou Balans Vital [Hag, 2006] et (D) chaise dynamique [Moizi, 2006].	1
Figure 1-2 : Siège pivotant à rigidité variable.	2
Figure 1-3 : Régions et courbures de la colonne vertébrale [Gray's Anatomy, 1918].	3
Figure 1-4 : Courbe lombaire (A) en position debout, (B) en position assise lordotique, (C) en position assise cyphotique [Adaptation de Bridger et coll., 2000].	5
Figure 1-5 : Flexion/extension de la colonne vertébrale [Adaptation de Platzer, 2004].	5
Figure 1-6 : Vue (A) sagittale et (B) frontale du bassin [Gray's Anatomy, 1918].	6
Figure 1-7 : L'angle A créé par la base du sacrum et le dessus de la vertèbre lombaire L1, de la position debout est supérieur à l'angle B mesuré en position assise [Yu et coll., 1988].	6
Figure 1-8 : (A) Bassin ayant subit une rotation antérieure, (B) bassin à la position neutre et (C) bassin ayant subit une rotation postérieure.	7
Figure 1-9 : Compression (A) des DI pour une courbure normale lombaire et (B) anormale des DI pour une flexion de la région lombaire [Adapté de l'ouvrage de Platzer, 2004].	10
Figure 1-10 : Disque intervertébral comprimé [Keegan, 1953].	11
Figure 1-11 : (A) Inclinaison de l'assise de 5° postérieurement et (B) position assise alors que le sujet se déplace sur le devant de la chaise [Mandal, 1976].	12
Figure 1-12 : Tracés des radiographies de la colonne vertébrale dont le sacrum est superposé pour chaque position : (A) debout droit (angle dos-cuisse 180°), (B) debout relaxé (angle dos-cuisse 180°), (C) assis angle dos-cuisse de 135°, (D) assis angle dos-cuisse de 90°, (E) assis angle dos-cuisse de 45° (F-G-H-I) Assis angle dos-cuisse de 125°, 115°, 105° et 95° [Keegan, 1953].	14
Figure 1-13 : Position du noyau pulpeux (NP) en (A) position assise avec un angle dos-cuisse de 135° et (B) en position assise relaxée [Bashir et coll., 2006a].	14
Figure 1-14 : Position assise (A) droite (lordose lombaire) et (B) relaxée (cyphose lombaire) [Gammadis, 2007].	15
Figure 1-15 : Pression normalisée dans les disques intervertébraux pour différentes positions par rapport à la position de référence. (A) Debout, (B) assis relaxé et (C) assis droit. [Andersson et coll., 1974].	16
Figure 1-16 : Chaise avec support lombaire permettant l'inclinaison θ de la partie arrière (BPS).	17
Figure 1-17 : Position assise avec un dossier (A) sans inclinaison ($\alpha = 0^\circ$), (B) avec inclinaison ($\alpha = 18^\circ$) et (C) en position debout [Makhsous et coll., 2003].	18
Figure 1-18 : Position assise (A) relaxée et (B) droite [O'Sullivan et coll., 2002].	18

Figure 1-19 : Pourcentage de la contraction sub-maximale des muscles pour différentes positions. SLM = multifidus ; IO = oblique interne ; EO = oblique externe ; RA = droit de l'abdomen ; TES = érecteurs thoraciques de la colonne [O'Sullivan et coll., 2002].	19
Figure 1-20 : Mouvement du corps sur (A) une chaise conventionnelle, (B) une chaise dynamique [Spinalis, 2006].	20
Figure 1-21 : Un des sièges dynamiques de Moizi [Moizi, 2006].	22
Figure 1-22 : Tabouret ergonomique de l'Université Laval [Teasdale et coll., 2006].	23
Figure 1-23 : Modèle théorique pour calculer le moment de force sur les muscles du dos dans le plan sagittal [Teasdale et coll., 2006].	24
Figure 1-24 : Position angulaire du tronc en fonction de l'accélération angulaire du tronc - plan sagittal sur le tabouret (A) fixe et (B) ergonomique [Teasdale et coll., 2006].	25
Figure 1-25 : Position du centre de pression (calculée à l'aide de plateforme de force) d'une violoniste lors du jeu (A) avec un banc standard et (B) avec un tabouret ergonomique [Teasdale et coll., 2006].	25
Figure 1-26 : Scores de la douleur dorsale enregistrée chez le groupe A vs le groupe contrôle B. Un score (RVAS) de 1 indique qu'il n'y a aucun changement dans la douleur dorsale [van Deursen (L.L.) et coll., 1999].	26
Figure 1-27 : Radiographies de la colonne vertébrale dont le sacrum est superposé pour chaque position : (A) debout, (B) assise sur un tabouret dont l'assise est inclinée vers l'avant et (C) à plat [Keegan, 1953].	28
Figure 1-28 : Hag Balans Vital [Hag, 2006].	29
Figure 1-29 : Mesure de la courbure lombaire en position (A) debout, (B) assise sur une chaise standard et (C) sur une multi-chaise Balans [Frey et Tecklin, 1986].	29
Figure 1-30 : Tracés des radiographies de la colonne vertébrale : I - (A) position debout, (B) position assise relaxée sur un siège haut dont l'assise est inclinée, (C) position assise relaxée sur un siège haut dont l'assise est à plat; II - (M) position assise relaxée sur une chaise standard avec les pieds au sol [Keegan, 1953].	31
Figure 1-31 : Allure de la courbure lombaire en position (A) debout, en position assise avec un angle dos entre le dos et les cuisses de (B) 90° et (C) de 135° [Mandal, 1974].	32
Figure 1-32 : (A) Bambach Saddle et (B) position assise sur le Bambach Saddle [Gammadis, 2006].	32
Figure 1-33 : Siège conceptualisé par Corlett [Corlett, 1995].	33
Figure 1-34 : (B) Angle de la courbure lombaire et (C) variation de la hauteur de la colonne en fonction du type d'assise et du dossier (A). Chaise (I) sans support lombaire, (II) avec un support lombaire plat et (III) avec un support lombaire convexe [Bendix et coll., 1996].	34
Figure 1-35 : Variation de la hauteur de la colonne vertébrale (A) avec dossier et (B) sans dossier.	35
Figure 1-36 : Chaises dites dynamiques (A) à un degré de liberté (plan sagittal) [Moizi, 2006],	

(B) à deux degrés de liberté (plan sagittal (non-illustré) et plan frontal) [Spinalis, 2006] et	
(C) à trois degrés de liberté (plans sagittal, frontal et transverse) [Moizi, 2006].	37
Figure 2-1 : Vue frontale du siège pivotant à rigidité variable (deux degrés de liberté montré).	41
Figure 2-2 : Vue sagittale de l'assise du SPRV.	42
Figure 2-3 : (A) Cuisses supportées par l'assise et (B) cuisses non supportées par l'assise.	43
Figure 2-4 : Vue frontale du système d'ajustement de la hauteur.	44
Figure 2-5 : Vue frontale du système d'ajustement de la rigidité. En (A), la tige a sa longueur maximale (12 cm) et en (B), elle est à sa longueur minimale (0 cm).	45
Figure 2-6 : Vue frontale du système de blocage du degré de liberté médio-latéral.	46
Figure 2-7 : Base et adaptateur.	47
Figure 3-1 : (A) Plateforme de force OR6-7 et (B) amplificateur MSA-6 (AMTI, Watertown, MA, USA).	49
Figure 3-2 : Positionnement des plateformes de force et de la chaise standard. L'orientation du regard du sujet y est aussi représentée.	50
Figure 3-3 : (A) Capteur de force Tedeo-Huntleigh 1042 et (B) amplificateur SGCM-401.	51
Figure 3-4 : (A) Électrodes électromyographiques et (B) amplificateur (Delsys, Boston, MA, Maine).	52
Figure 3-5 : (A) Caméra optoélectronique et (B) marqueurs optoélectroniques (NDI, Waterloo, ON, Canada).	52
Figure 3-6 : (A) Distributeur de signal et (B) unité de contrôle (NDI, Waterloo, ON, Canada).	53
Figure 3-7 : Emplacement des marqueurs optoélectroniques sur un sujet (A) dans le plan frontal, vue postérieure et (B) dans le plan sagittal. Les marqueurs M6 et M7 ne sont pas représentés.	53
Figure 3-8 : Positionnement des plateformes de force, de la caméra Optotrak (NDI, Waterloo, ON, Canada) et de la chaise standard. Se référer à la Figure 3-2 pour des informations supplémentaires.	54
Figure 3-9 : Chaise standard.	55
Figure 3-10 : SPRV (un degré de liberté d'illustré).	56
Figure 3-11 : Positionnement des capteurs de force du SPRV.	56
Figure 3-12 : Positionnement des électrodes EMG sur (A) les muscles du dos et (B) le quadriceps gauche.	58
Figure 3-13 : Exemple de filtrage d'un signal à 45 Hz (en rouge) et à 8 Hz (en noir pointillé).	63
Figure 3-14 : Schéma illustrant le calcul du centre de masse sur la chaise standard.	67
Figure 3-15 : Position du centre de masse calculée (en rouge) vs réelle (en bleue).	68
Figure 3-16 : Schéma illustrant le calcul du centre de masse sur le SPRV.	69
Figure 3-17 : Calcul du centre de masse d'un poids sur le SPRV à l'aide d'une plateforme de force (en bleu) et des deux capteurs de force (en rouge pointillé).	70

Figure 3-18 : Calcul de la position du centre du SPRV.	71
Figure 3-19 : Position des trois marqueurs servant à calculer l'angle de la courbure lombaire.	72
Figure 3-20 : Angle de la courbure lombaire dans le plan sagittal. Une lordose est illustrée.....	72
Figure 4-1 : Position du centre de masse dans le plan frontal - Ordre de test en fonction des résidus.	78
Figure 4-2 : Position absolue du CoM p/r à L5 dans le plan frontal pour un sujet typique.	79
Figure 4-3 : Distribution de la position du CoM p/r à L5 dans plan frontal. Condition CS-co1. À gauche, distribution des trois essais et à droite, distribution pour chaque essai séparé. Une barre équivaut à 1 mm.	83
Figure 4-4 : Distribution de la position du CoM p/r à L5 dans plan frontal. Condition SPRV1-co1. À gauche, distribution des trois essais et à droite, distribution pour chaque essai séparé. Une barre équivaut à 1 mm.	84
Figure 4-5 : Distribution de la position du CoM p/r à L5 dans plan frontal. Condition SPRV2-co1. À gauche, distribution des trois essais et à droite, distribution pour chaque essai séparé. Une barre équivaut à 1 mm.	84
Figure 4-6 : Moyenne de l'étendue du mouvement du CoM dans le plan frontal pour tous les sujets.	85
Figure 4-7 : Mouvement de C7 p/r à L5 dans le plan transversal d'un sujet typique. Condition CS-co1.	87
Figure 4-8 : Mouvement de C7 p/r à L5 dans le plan transversal d'un sujet typique. Condition SPRV1-co1.	87
Figure 4-9 : Mouvement de C7 p/r à L5 dans le plan transversal d'un sujet typique. Condition SPRV2-co1.	88
Figure 4-10 : Moyenne de l'étendue du mouvement de C7 dans le plan frontal (vert foncé) et sagittal (vert pâle) pour tous les sujets.	89
Figure 4-11 : Mouvement du SPRV pour un sujet typique dans le plan transversal.	90
Figure 4-12 : Moyenne de l'étendue du mouvement de l'assise du SPRV dans le plan frontal (en jaune) et sagittal (en bleu) pour tous les sujets.	91
Figure 4-13 : Angle de la courbure lombaire chez un sujet typique (courbe rouge). La ligne bleue représente la droite de tendance des données de type $y=Ax+B$. (A) CS-co2, (B) SPRV1-co2 et (C) SPRV2-co2.	92
Figure 4-14 : Changement de la courbure lombaire par rapport à la courbure de référence pour tous les sujets. Courbure de référence moyenne : $6,05 \pm 9,02^\circ$	93
Figure 4-15 : Valeurs de maintien (pente A) d'angle de la courbure lombaire pour les différentes conditions, pour tous les sujets.	94
Figure 4-16 : Répartition de la force d'un sujet typique. (A) Condition CS-co1 et (B) SPRV2-co2.	96
Figure 4-17 : Moyenne de la force ($\% F_{total}$) sous les TI et sous les pieds pour tous les sujets.	97

Figure 4-18 : Perception de la fatigue moyenne du dos pour tous les sujets. La ligne noire représente la droite de tendance linéaire. Repos : avant de débiter les tests.	99
Figure 4-19 : Perception de la fatigue moyenne des cuisses pour tous les sujets. La ligne noire représente la droite de tendance linéaire. Repos : avant de débiter les tests.	99
Figure 5-1 : Les lignes rouges pointillées représentent ce que pourrait être la vraie valeur de l'angle, tandis que les lignes noires représentent la valeur réelle. Dans le cas présent, le positionnement des marqueurs sur la cuisse représente presque parfaitement le centre de la cuisse.	102
Figure 5-2 : Moyenne de la position absolue du centre de masse par rapport au centre de la colonne vertébrale (représenté par l'apophyse épineuse de L5) dans le plan frontal pour un sujet typique.	106
Figure 5-3 : Schématisation de l'étendue du mouvement centrée à 0 dans le plan frontal pour les différents points analysés. Étendue de la chaise (A), du centre de masse (B) ainsi que de la vertèbre cervicale C7 (C). La consigne co1 (assis relaxé) est illustrée. La hauteur (axe des z) est estimée en fonction de la grandeur moyenne des sujets et de la hauteur des chaises.	110
Figure 5-4 : Schématisation de l'étendue du mouvement du SPRV, du centre de masse du tronc (CoM) et du tronc (C7). Les valeurs en z ne sont pas représentatives de la réalité.	112
Figure 5-5 : Roulement des tubérosités ischiatiques dans le plan sagittal sur une assise inclinée (A) antérieurement et (B) postérieurement.	115
Figure 5-6 : (A) Assis sur la chaise standard inclinée postérieurement avec un support aux cuisses et (B) assis sur le SPRV incliné antérieurement sans support aux cuisses.	116
Figure 5-7 : (A) Bassin ayant subit une rotation antérieure, (B) bassin à la position neutre et (C) bassin ayant subit une rotation postérieure. TI : tubérosités ischiatiques.	118
Figure 5-8 : Position du centre de masse lorsqu'un sujet est assis sur le SPRV.	119
Figure 7-1 : Dessin d'assemblage des différentes composantes du SPRV.	125
Figure 7-2 : Pièce 1 - Tige d'élastomère.	126
Figure 7-3 : Pièce 2 et Pièce 3 -Vérin (Suspa Holding, Altdorf, Allemagne).	127
Figure 7-4 : Pièce 4 - Guide.	128
Figure 7-5 : Pièce 5 - Cylindre d'ajustement.	129
Figure 7-6 : Pièce 6 - Bague de serrage.	130
Figure 7-7 : Pièce 9 - (A) Système d'attache servant aussi à ajuster la hauteur du vérin et (B) dimensionnement (mm) (Suspa Holding, Altdorf, Allemagne).	131
Figure 7-8 : Pièce 10 - Adaptateur base/tige.	132
Figure 7-9 : Pièce 11 - (A) Base et (B) spécifications (Suspa Holding, Altdorf, Allemagne).	133
Figure 7-10 : Schéma du SPRV et ses variables.	135
Figure 7-11 : Schéma du SPRV (A) sans et (B) avec le membre inférieur.	138
Figure 7-12 : Spécifications du matériel - Tige d'élastomère, Page 1 (Smooth-on, Easton, PA, USA).	140

Figure 7-13 : Spécifications du matériel - Tige d'élastomère, Page 2 (Smooth-on, Easton, PA, USA).	141
Figure 7-14 : Spécification des plateformes de force, Page 1 (AMTI, Watertown, MA, USA).....	142
Figure 7-15 : Spécification des plateformes de force, Page 2 (AMTI, Watertown, MA, USA).....	143
Figure 7-16 : Spécification des amplificateurs des plateformes de force, Page 1 (AMTI, Watertown, MA, USA).	144
Figure 7-17 : Spécification des amplificateurs des plateformes de force, Page 2 (AMTI, Watertown, MA, USA).	145
Figure 7-18 : Spécification des capteurs de force, Page 1 (Intertechnology, Don Mills, ON, Canada).	146
Figure 7-19 : Spécification des capteurs de force, Page 2 (Intertechnology, Don Mills, ON, Canada).	147
Figure 7-20 : Spécification des amplificateurs des capteurs de force, Page 1.....	148
Figure 7-21 : Spécification des amplificateurs des capteurs de force, Page 2.....	149
Figure 7-22 : Dimension de l'électrode électromyographique (Delsys, Boston, MA, USA).	151
Figure 7-23 : Détails de l'électrode électromyographique (Delsys, Boston, MA, USA).	151
Figure 7-24 : Représentation des composantes du système Optotrak 3020 (NDI, Waterloo, ON, Canada).	154
Figure 7-25 : Chaîne d'acquisition du montage expérimental.	155
Figure 7-26 : Illustration de l'installation du montage servant à calibrer les capteurs de force (l'installation d'un seul capteur est démontrée).....	156
Figure 7-27 : Calibrage des capteurs de force. Régression linéaire de premier ordre.....	157
Figure 7-28 : Position du centre de masse (par rapport à l'origine du laboratoire) réelle (en rouge) et calculée à l'aide de la plateforme de force (en bleu) alors que la masse est positionnée au centre de la chaise. On constate une différence d'environ 0.5 mm entre la position réelle et la position calculée.	211
Figure 7-29 : Position du centre de masse (par rapport à l'origine du laboratoire) réelle (en rouge) et calculée à l'aide de la plateforme de force (en bleu) alors que la masse est complètement décentrée à droite de la chaise. On constate une différence d'environ 2 mm entre la position réelle et la position calculée.	212
Figure 7-30 : Chaise dynamique dont les deux degrés de liberté sont barrés. Une masse de 20 kg est placée (A) au centre, (B) décentrée à gauche, mais est entre les deux capteurs de force et (C) très décentrée à gauche.....	213
Figure 7-31 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors que la masse est placée au centre du SPRV (Figure 7-30 A). On constate une différence d'environ 0,5 mm entre les deux positions.	214
Figure 7-32 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'un sujet est assis au centre du SPRV. On	

constate une différence d'environ 2 mm entre les deux positions.	214
Figure 7-33 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'une masse est placée à gauche sur le SPRV, mais entre les deux capteurs de force (Figure 7-30.B). On constate une différence d'environ 3 mm entre les deux positions.	215
Figure 7-34 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'une masse est placée à gauche sur le SPRV, au-delà du capteur de force (Figure 7-30.C). On constate une différence d'environ 8 mm entre les deux positions.....	215
Figure 7-35 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'un sujet est très décentré vers la gauche. On constate une différence d'environ 15 mm entre les deux positions.	216
Figure 7-36 : Capteurs de force du SPRV directement installés sur la plateforme de force. Une masse de 20 kg est placée (A) au centre, (B) décentrée à gauche, mais est entre les deux capteurs de force et (C) très décentrée à gauche.	217
Figure 7-37 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'un sujet assis au centre. On constate une différence d'environ 0,5 mm entre les deux positions.	217
Figure 7-38 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'un sujet est décentré vers la gauche. On constate une différence d'environ 3 mm entre les deux positions.	218
Figure 7-39 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'un sujet est très décentré vers la gauche. On constate une différence d'environ 6,5 mm entre les deux positions.	218
Figure 7-40 : À gauche, vue de l'angle de la courbure lombaire dans le plan sagittal. Une lordose est illustrée. À droite, équation de Frey et Tecklin [1986].....	220
Figure 7-41 : (A) Graphique des résidus en fonction de la probabilité et (B) graphique de la consigne en fonction des résidus. Avant la transformation.	235
Figure 7-42 : (A) Exemple de transformation proposée par Design-Expert et (B) exemple de transformation racine carrée dans Design-Expert.....	236
Figure 7-43 : (A) Graphique des résidus en fonction de la probabilité et (B) graphique de la consigne en fonction des résidus. Après la transformation.....	237

Liste des tableaux

Tableau 1-1 : Pourcentage d'eau dans les DI pour différentes positions [Bashir et coll., 2006b].	10
Tableau 1-2 : Courbure lombaire moyenne \pm écart-type en fonction de la position [Bridger et coll., 1989].	28
Tableau 1-3 : Courbure lombaire moyenne \pm écart-type en fonction de la position [Frey et Tecklin, 1986].	30
Tableau 1-4 : Mesure de l'angle de la courbure lombaire moyenne \pm écart-type pour différentes conditions de tests [Makhsous et coll., 2003].	36
Tableau 1-5 : Rappel des critères de conception et de leur fonction.	37
Tableau 3-1 : Comparaison des méthodes de mesures pour le calcul de l'angle de la courbure lombaire.	73
Tableau 4-1 : Ordre dans lequel chaque sujet (10 à 17) a réalisé les conditions expérimentales (1 à 6).	78
Tableau 4-2 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 10.	80
Tableau 4-3 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 12.	80
Tableau 4-4 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 13.	81
Tableau 4-5 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 14.	81
Tableau 4-6 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 15.	81
Tableau 4-7 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 16.	82
Tableau 4-8 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 17.	82
Tableau 4-9 : Moyenne de l'étendue du déplacement (mm) du CoM dans le plan frontal pour tous les sujets.	85
Tableau 4-10 : Moyenne de l'étendue du mouvement (mm) du tronc pour tous les sujets.	88
Tableau 4-11 : Moyenne de l'étendue du mouvement (mm) du SPRV pour tous les sujets.	90
Tableau 4-12 : Moyenne du changement de la courbure lombaire ($^{\circ}$) par rapport à la courbure de référence mesurée en position debout, pour tous les sujets. Courbure de référence moyenne des sujets : $6,047 \pm 9,015^{\circ}$	93
Tableau 4-13 : Moyenne de la pente (A) de l'équation de la droite de tendance de premier	

ordre ($y=Ax+B$) de la courbure lombaire pour tous les sujets. Un signe négatif démontre un relâchement du maintien de la courbure lombaire dans le temps.	94
Tableau 4-14 : Moyenne de la force ($\%F_{total}$) sous les TI et les pieds pour tous les sujets.	97
Tableau 4-15 : Moyenne de la perception de la fatigue du dos et des cuisses enregistrée pendant les tests, pour tous les sujets.	98
Tableau 5-1 : Valeurs (mm) de la position du centre de masse dans le plan frontal pour l'étude de *Teasdale [2006] et l'étude présente, pour un sujet typique.	104
Tableau 5-2 : Moyenne de l'étendue du mouvement (mm) du centre de masse dans le plan frontal pour l'étude de *Teasdale [2006] et l'étude présente.	107
Tableau 7-1 : Spécifications des sujets de tests théoriques.	137
Tableau 7-2 : Valeur de la dérivée seconde de l'énergie potentielle totale du système pour deux configuration (Configuration 1 : $L_e = 4$ cm ; Configuration 2 : $L_e = 12$ cm. Dans les deux cas, l'angle dos-cuisse est de 115°). Un signe positif signifie que le système est stable tandis qu'un signe négatif signifie un système instable. Les résultats sont $\times 10^4$	137
Tableau 7-3 : Valeur de la dérivée seconde de l'énergie potentielle totale du système pour deux configurations (Angle dos-cuisse de 115° dans les deux cas. Configuration 1 : L_e de 9 cm et Configuration 2 : L_e de 7 cm). Un signe positif signifie que le système est stable tandis qu'un signe négatif signifie un système instable. Les résultats sont $\times 10^3$	139
Tableau 7-4 : Spécification des électrodes électromyographiques Bagnoli DE-2.1 (Delsys, Boston, MA, USA).	150
Tableau 7-5 : Spécifications du système d'amplification des électrodes EMG Bagnoli 8 Chanel (Delsys, Boston, MA, USA).	152
Tableau 7-6 : Spécification du système Optotrak 3020 (NDI, Waterloo, ON, Canada).	153
Tableau 7-7 : Prise de mesures pour le calibrage des capteurs de force.	156
Tableau 7-8 : Calcul de l'erreur mesurée par les capteurs de force.	157
Tableau 7-9 : Caractéristiques des participants. M : masculin, F : féminin. M : masse, H : hauteur. L_c : longueur de la cuisse, L_j : longueur de la jambe et L_s : hauteur du siège.	163
Tableau 7-10 : Ordre de randomisation des tests.	169
Tableau 7-11 : Résultats des tests.	222
Tableau 7-12 : Calcul du nombre de sujet requis ; valeurs théoriques versus valeurs réelles pour tous les types de mesure.	224
Tableau 7-13 : Résultat de l'analyse statistique fait sur les données de position de centre de masse par rapport au centre de la colonne vertébrale (représenté par l'apophyse épineuse de la vertèbre lombaire L5) dans le plan frontal.	226
Tableau 7-14 : Exemple de la feuille de données d'une ANOVA dans Design-Expert.	228
Tableau 7-15 : Résumé des valeurs de F et p avant et après la transformation décrite.	230
Tableau 7-16 : LSD pour les données de position du CoM par rapport au centre de la colonne vertébrale dans le plan frontal, pour tous les sujets. Les différences en gras qui sont plus	

grande (>) que la valeur de LSD sont statistiquement significatives.....	232
Tableau 7-17 : LSD pour les données d'étendue du CoM par rapport au centre de la colonne vertébrale dans le plan frontal pour tous les sujets. Les différences en gras qui sont plus grande (>) que la valeur de LSD sont statistiquement significatives.....	232
Tableau 7-18 : LSD pour les données d'étendue du mouvement du SPRV dans le plan frontal pour tous les sujets. Les différences en gras qui sont plus grande (>) que la valeur de LSD sont statistiquement significatives.....	233
Tableau 7-19 : LSD pour les données de changement de la courbure lombaire pour tous les sujets. Les différences en gras qui sont plus grande (>) que la valeur de LSD sont statistiquement significatives.....	233
Tableau 7-20 : LSD pour les données de la pente de la courbure lombaire pour tous les sujets. Les différences en gras qui sont plus grande (>) que la valeur de LSD sont statistiquement significatives.	234
Tableau 7-21 : LSD pour les données de forces sous les tubérosités ischiatiques pour tous les sujets. Les différences en gras qui sont plus grande (>) que la valeur de LSD sont statistiquement significatives.....	234

Chapitre 1.

INTRODUCTION

1.1 Mise en contexte

Il existe plusieurs types de chaises sur le marché qui visent toutes le confort de son utilisateur ainsi que la diminution des maux de dos associés à la position assise prolongée : certaines d'intérêt (Figure 1-1) sont la chaise ajustable (A), le banc en selle de cheval (B), la chaise assis-genou (C) ainsi que la chaise dynamique (D).

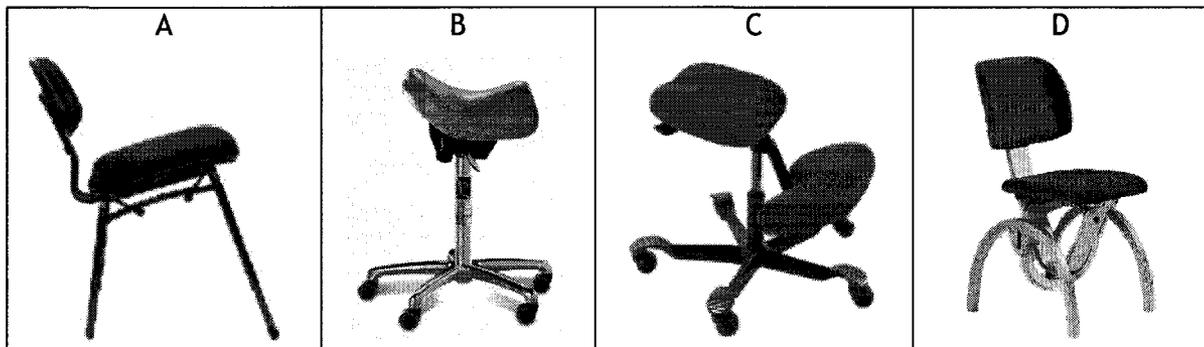


Figure 1-1 : (A) Chaise ajustable Tempo [Tecno Furniture, 2006], (B) banc en selle de cheval Bambach Saddle [Gammadis, 2006], (C) chaise assis-genou Balans Vital [Hag, 2006] et (D) chaise dynamique [Moizi, 2006].

Parmi toutes ces chaises, ce sont les chaises dynamiques qui semblent les plus intéressantes puisqu'elles présentent un potentiel quant à la diminution des douleurs dorsales résultantes de la position assise. Cependant, très peu d'études s'attardent à comprendre ce type de siège et les connaissances présentes ne semblent pas expliquer entièrement l'origine des bienfaits ressentis. L'objectif premier de ce projet de recherche

est de concevoir une chaise dynamique dans le but second de l'évaluer selon des critères biomécaniques qui seront déterminés dans le présent chapitre.

Un concept expérimental de chaise dynamique à potentiel intéressant est le siège pivotant à rigidité variable (SPRV) (Figure 1-2) qui fonctionne sur le principe d'un pendule inversé et qui peut permettre à l'utilisateur de bouger à la fois dans les plans frontal et sagittal (deux degrés de liberté).

Afin d'être en mesure de déterminer si le concept présenté ci-haut a un bon potentiel de diminuer les douleurs dorsales dues à la position assise, nous devons d'abord définir quelques notions afin de mieux comprendre l'origine des douleurs dorsales. C'est ce que relate le présent chapitre. Le chapitre 2 explique la conception de la chaise dynamique tandis que le chapitre 3 décrit la méthodologie employée afin d'obtenir des mesures expérimentales qui nous permettons d'évaluer cette chaise. Finalement, les chapitres 4 et 5 analysent et discutent de ces résultats.

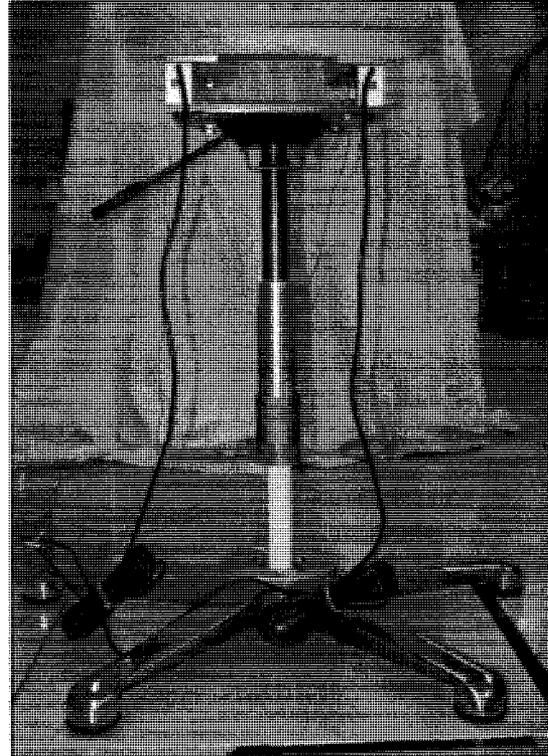


Figure 1-2 : Siège pivotant à rigidité variable.

1.2 Recensement des écrits

La première partie de cette section élabore sur l'anatomie humaine relative à la position assise. Les deuxième et troisième parties décrivent un certain nombre d'hypothèses pouvant expliquer les causes de l'apparition des douleurs dorsales et proposent des solutions visant à diminuer ces douleurs. Finalement, la dernière partie suggère des concepts pouvant être considérés lors de la conception d'une chaise visant à diminuer les douleurs dorsales relatives à la position assise prolongée.

1.2.1 Anatomie relative à la position assise

1.2.1.1 Colonne vertébrale

La colonne vertébrale forme avec le sternum et les côtes le squelette du tronc. Cette structure peut effectuer des rotations autour des trois axes anatomiques : flexion-extension autour de l'axe transversal, flexion latérale autour de l'axe sagittal et rotation axiale autour de l'axe longitudinale. La colonne vertébrale se divise en 5 régions contenant entre 33 et 34 os, nommés vertèbres, réparties de la façon illustrée à la Figure 1-3.

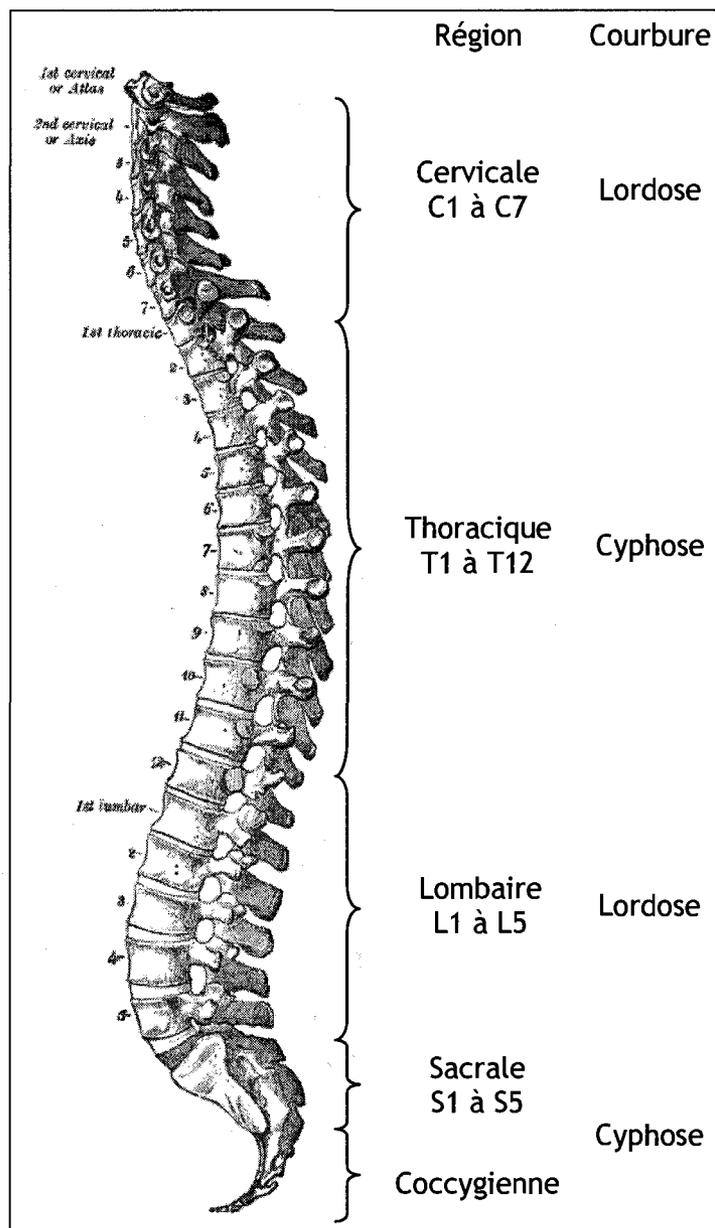


Figure 1-3 : Régions et courbures de la colonne vertébrale [Gray's Anatomy, 1918].

Vertèbres et disques intervertébraux

Une vertèbre typique comprend habituellement un corps vertébral, un arc vertébral et plusieurs processus. Le corps vertébral est la partie antérieure épaisse dont les faces supérieure et inférieure sont rugueuses, ce qui permet aux disques intervertébraux de s'y fixer. De l'arc vertébral sont issus sept processus ; trois de ces processus sont des attaches musculaires, tandis que les quatre autres forment des articulations avec les vertèbres adjacentes [Tortora et Grabowski, 2001].

Les disques intervertébraux sont situés entre le corps des vertèbres, à partir de la deuxième vertèbre cervicale jusqu'au sacrum. Chaque disque comporte un anneau externe de cartilage fibreux appelé anneau fibreux et une substance interne molle, pulpeuse et très élastique appelée noyau pulpeux. Les disques intervertébraux sont des articulations solides qui permettent à la colonne vertébrale de bouger et d'absorber les efforts verticaux. Ils sont constitués en majeure partie d'eau [Tortora et Grabowski, 2001].

Les vertèbres et les disques intervertébraux résistent à environ 80 % des forces de compression qui agissent sur la colonne vertébrale en position debout [Adams et Dolan, 1995]. Ces articulations résistent aussi à des forces de cisaillement allant jusqu'à 2 kN et à la torsion [Adams et Dolan, 1995].

Courbures normales de la colonne vertébrale

Dans le plan sagittal, la colonne vertébrale présente quatre courbures normales (Figure 1-3) : la courbure cervicale, la courbure thoracique, la courbure lombaire et la courbure sacrale. Les courbures cervicale et lombaire sont dites de convexité antérieure (lordose) tandis que les courbures thoracique et sacrale sont dites de convexité postérieure (cyphose) [Platzer, 2004].

En général, la courbe lombaire est en lordose normale (ne pas confondre avec l'hyperlordose, qui est une exagération de la lordose normale) lorsque l'angle alpha (α) de la base du sacrum (Figure 1-4) est supérieur à 16° et en cyphose lorsqu'il est inférieur à 16° . En position debout, l'angle α se situe entre 35° et 40° alors qu'il se situe généralement entre 17° et 25° en position assise droite [Mandal, 1976 et 2005 ; Bridger et coll., 1989 ; Bridger et coll., 2000 ; Makhsous et coll., 2003].

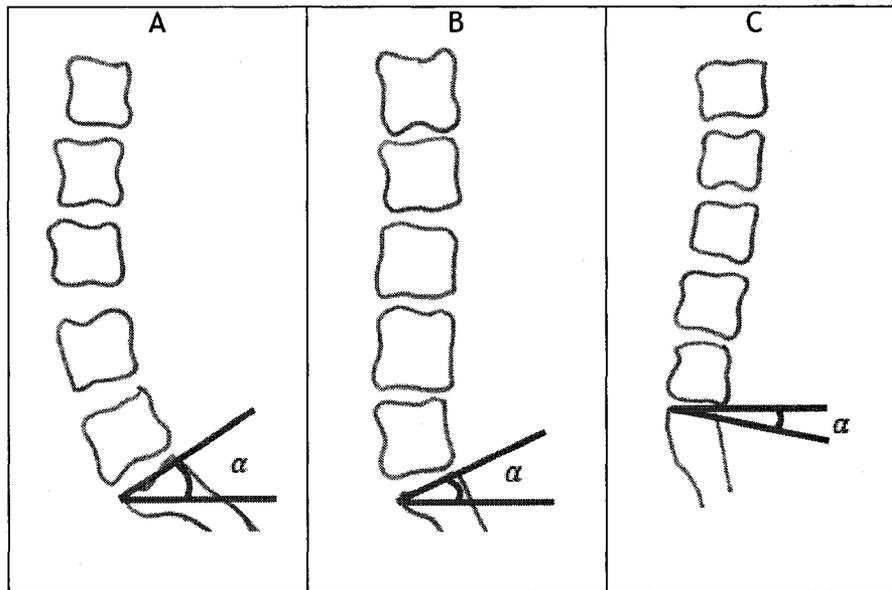


Figure 1-4 : Courbe lombaire (A) en position debout, (B) en position assise lordotique, (C) en position assise cyphotique [Adaptation de Bridger et coll., 2000].

Mouvement de la colonne vertébrale

Dans le plan sagittal, les mouvements d'extension et de flexion se produisent principalement au niveau de la colonne cervicale et de la colonne lombaire (Figure 1-5) [Platzer, 2004]. La flexion de la région lombaire est particulièrement visible entre la première et la troisième vertèbre lombaire [Yu et coll., 1988 ; Bridger et coll., 1989 ; Bridger et coll., 2000 ; Callaghan et McGill, 2001 ; Makhsous et coll., 2003].

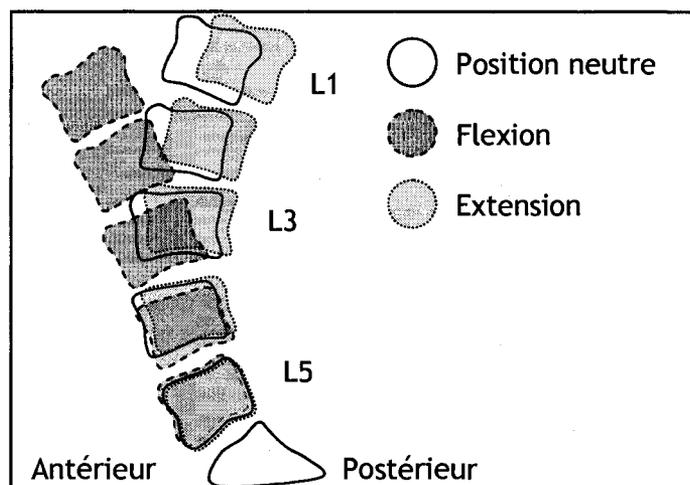


Figure 1-5 : Flexion/extension de la colonne vertébrale [Adaptation de Platzer, 2004].

1.2.1.2 Bassin

La ceinture pelvienne est constituée de deux os coxaux, aussi appelés os iliaques, qui sont séparés en trois parties : l'ilium en haut, le pubis à l'avant et l'ischium en arrière (Figure 1-6 A). C'est sur cette dernière partie que se situent les tubérosités ischiatiques (Figure 1-6 A et B). Les os coxaux se rejoignent à l'avant au niveau de l'articulation appelée symphyse pubienne. À l'arrière, ils s'unissent au sacrum pour former l'articulation sacro-iliaque. L'anneau formé par les os iliaques, la symphyse pubienne et le sacrum se nomme le bassin [Tortora et Grabowski, 2001].

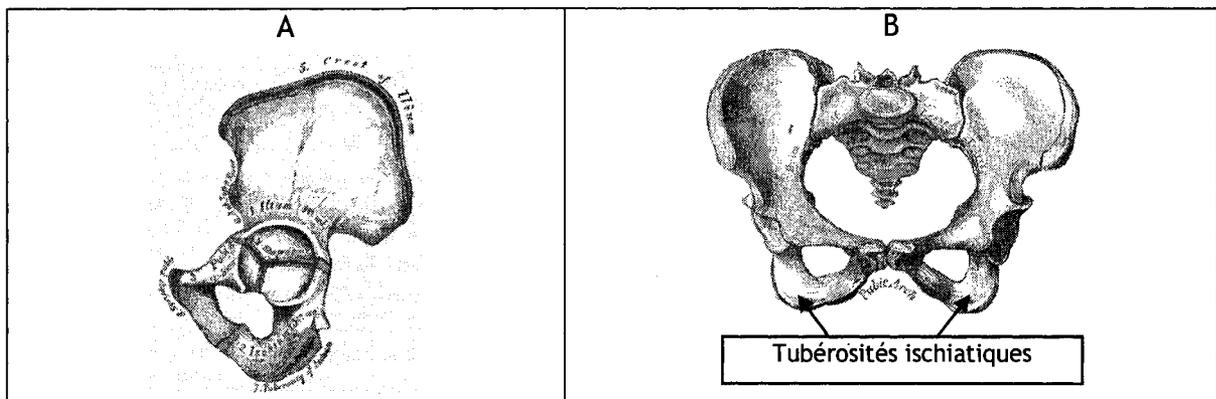


Figure 1-6 : Vue (A) sagittale et (B) frontale du bassin [Gray's Anatomy, 1918].

1.2.1.3 Quelques notions théoriques sur la position assise

La colonne vertébrale dans la région lombaire s'aplatie de façon substantielle lorsque l'on passe de la position debout à la position assise [Keegan, 1953]. Yu et coll. [1988] constatèrent une diminution de l'angle A (position debout) de la courbure lombaire à l'angle B (position assise) de 34 % (Figure 1-7) alors que Lord et coll. [1997] enregistrèrent une diminution de 44 % ; rien n'est comparable dans les autres régions dorsales.

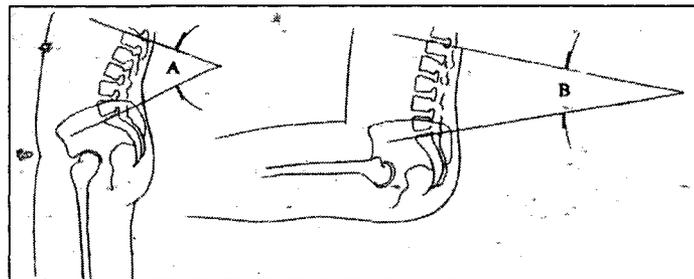


Figure 1-7 : L'angle A créé par la base du sacrum et le dessus de la vertèbre lombaire L1, de la position debout est supérieur à l'angle B mesuré en position assise [Yu et coll., 1988]

En position assise, les tubérosités ischiatiques ont été décrites comme étant le pivot du tronc dans le plan sagittal [Bridger et coll., 1989 ; Bridger et coll., 2000 ; Snijders et coll., 2004]. Puisque les os iliaques sont reliés à l'aide de ligaments au sacrum et puisque ce dernier fait partie intégrante de la colonne vertébrale, la rotation du bassin autour des tubérosités ischiatiques influence directement la position de la colonne vertébrale. En effet, la colonne vertébrale est en cyphose lombaire si le bassin subit une rotation postérieure (Figure 1-8 C) et en lordose lombaire (Figure 1-8 A) si le bassin s'incline antérieurement [Keegan, 1953 ; Andersson et coll., 1974]. La rotation du bassin peut être associée au léger déplacement du centre de masse du tronc [Bridgers et coll., 1989 ; Snijers et coll., 2004] à l'avant ou à l'arrière des tubérosités ischiatiques lors de la contraction ou du relâchement des muscles de la région dorsale (Figure 1-8).

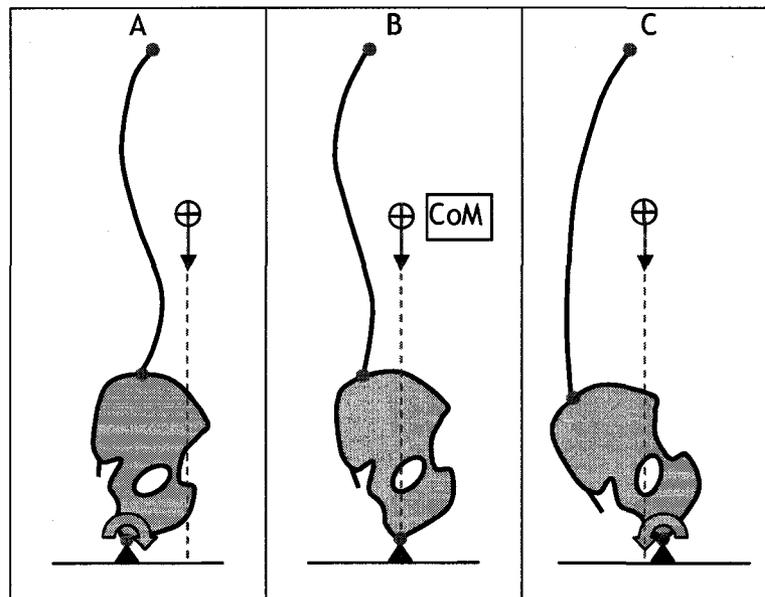


Figure 1-8 : (A) Bassin ayant subi une rotation antérieure, (B) bassin à la position neutre et (C) bassin ayant subi une rotation postérieure.

À moins que le bassin soit stabilisé (par un dossier, un support aux cuisses ou une activité quelconque qui oblige une position fixe du tronc), un individu en position assise aura à stabiliser son bassin dans le plan sagittal. Ce sont alors les muscles du tronc qui travaillent afin de stabiliser et conserver le dos dans une même position [Bridger et coll., 1989 ; Bridger et coll., 2000 ; Snijders et coll., 2004].

1.2.2 Douleurs dorsales lombaires

Plusieurs recherches ont démontré que la position assise constitue un facteur potentiel de développement de douleurs dorsales lombaires [Keegan, 1953 ; Eklund et Corlett, 1984 ; Adams et Dolan, 1995 ; Hales et Bernard, 1996 ; McGill et coll., 2000 ; Callaghan et McGill, 2001 ; van Dieën et coll., 2001 ; Mandal, 1976 ; Mandal, 2005]. En effet, l'étude épidémiologique de Hales et Bernard [1996] affirme qu'environ 60 à 80 % de la population générale souffrira au cours de sa vie de douleurs dorsales lombaires. Heureusement, ces épisodes sont souvent sans conséquences graves et plus de 90 % des gens récupèrent et retournent à leurs activités en moins d'un mois. Néanmoins, le coût relatif aux douleurs dorsales lombaires aux États-Unis est estimé à environ 11.4 milliards de dollars par année [Hales et coll., 1996]. Selon les tables proposées par Hales et Bernard [1996], la position assise augmente le risque de développer des douleurs dorsales d'un facteur de 1.6, tandis qu'une position assise impliquant plusieurs changements de posture peut diminuer ce facteur. Malgré ces chiffres, la majorité des fabricants de chaises continuent de mettre sur le marché des chaises qui ne favorisent pas la diminution des douleurs dorsales. Pourtant, plusieurs auteurs tel que Keegan [1953], Andersson et coll. [1974], Congleton et coll. [1985], Bridger et coll. [1989], Bendix et coll. [1996], Callaghan et McGill [2001], Mandal [1976 et 2005], pour n'en nommer que quelques uns, expliquent dans leurs études comment la forme et disposition des chaises peuvent influencer le développement de douleurs dorsales lombaires.

Avant d'entreprendre la conception d'une chaise qui pourrait diminuer les douleurs dorsales lombaires associées à la position assise, il serait pertinent de connaître les facteurs physiques qui pourraient influencer l'apparition de ces maux. D'après plusieurs études, les douleurs dorsales lombaires seraient associés à une compression des disques intervertébraux, à la fatigue musculaire, ainsi qu'à l'écrasement du nerf sciatique, de la veine et de l'artère fémorale [Keegan, 1953 ; Andersson et coll., 1974 ; Mandal, 1979 ; Congleton et coll., 1985 ; Frey et Tecklin, 1986 ; Yu et coll., 1988 ; Williams et coll., 1991 ; van Deursen (L.L.) et coll., 1999 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000 ; Lengsfeld et coll., 2000 ; Callaghan et McGill, 2001 ; van Dieën et coll., 2001 ; McGill et coll., 2000 ; Makhsous et coll., 2003 ; Mandal, 2005 ; Spinalis, 2006]. Ces trois aspects seront traités dans les sections qui suivent.

1.2.2.1 Compressions des disques intervertébraux

Le premier facteur qui pourrait être impliqué dans l'apparition de douleurs lombaires en position assise est la compression des disques intervertébraux. Depuis le 19^e siècle, les chercheurs affirment que la colonne vertébrale rapetisse pendant le jour, reprenant sa taille normale pendant la nuit. Ceci s'explique par le fait que les disques intervertébraux (DI) ont des propriétés visco-élastiques en réponse au chargement [Eklund et Corlett, 1984]. Plus la charge sur les DI augmente, plus la hauteur de la colonne vertébrale diminue et plus sa rigidité augmente. Le taux de réduction de la hauteur du disque décroît avec le temps jusqu'à ce que les structures élastiques du DI équilibrent la charge [Eklund et Corlett, 1984 ; Botsford et coll., 1994 ; Spinalis, 2006]. Cette propriété visco-élastique peut s'expliquer par l'échange de fluide (osmose et diffusion) ainsi que par la déformation des structures : pendant la nuit, les disques intervertébraux non chargés absorbent le fluide et augmentent ainsi en hauteur ; pendant le jour, le contraire survient : la charge sur les disques pousse le fluide vers l'extérieur et le déforme, causant une diminution en hauteur.

En position assise, la compression des DI devient anormale et est supérieure à celle obtenue en position debout [Eklund et Corlett, 1984 ; Yu et coll., 1988 ; Botsford et coll., 1994]. Par anormale, on entend que le DI est déformé par rapport à sa forme physiologique. En effet, en plus de soutenir la charge du tronc, il n'est pas rare que la colonne vertébrale en position assise subisse de la flexion (cyphose lombaire), ajoutant à la compression des DI (Figure 1-9).

À ce sujet, Yu et coll. [1988] affirment que la pression intradiscale au niveau lombaire *in vivo* des sujets en position assise sans dossier est de 35 % supérieure à celle mesurée en position debout. De plus, une étude récente [Bashir et coll., 2006b] mesura à l'aide d'imagerie par résonance magnétique les variations du contenu en eau des DI pour différentes positions assises et constata qu'il y a une diminution statistiquement significative pour les DI situés entre L4/L5 et L5/S1 dépendamment de la position adoptée, tel que présenté au Tableau 1-1.

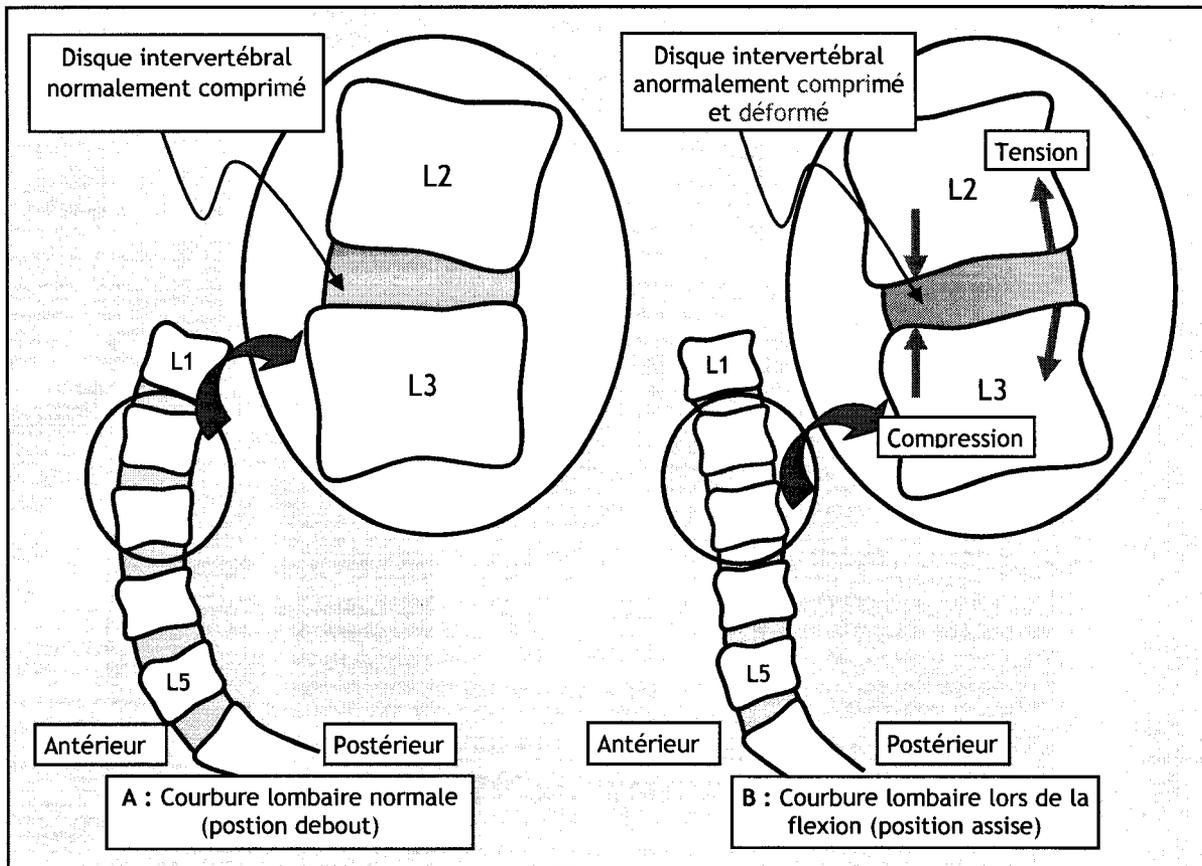


Figure 1-9 : Compression (A) des DI pour une courbure normale lombaire et (B) anormale des DI pour une flexion de la région lombaire [Adapté de l'ouvrage de Platzer, 2004].

Tableau 1-1 : Pourcentage d'eau dans les DI pour différentes positions [Bashir et coll., 2006b].

Position	L4/L5	L5/S1
Couché	41.9 %	39.6 %
Assis avec un angle dos-cuisse de 135°	37.6 %	36.1 %
Assis avec un angle dos-cuisse de 90°	34.7 %	31.8 %
Assis et penché vers l'avant	32.7 %	29.2 %

Callaghan et McGill [2001] allèrent dans le même sens en calculant les forces et les moments à l'articulation formée par les vertèbres L4/L5 à l'aide d'un modèle complexe, contrôlé par les EMG enregistrés au bas du dos et incorporant 104 muscles de cette région. Ce modèle utilise des EMG calibrés et normalisés ainsi que la cinématique du bas du dos pour estimer la force des tissus passifs et des muscles. À l'aide de ce modèle, ils calculèrent que les forces en compression à l'articulation L4/L5 étaient en moyenne de 500 N plus élevées en position assise (1698 ± 467 N) qu'en position debout (1076 ± 243 N).

La compression des DI les aplatit et les déforme. Un DI déformé par une grande force de compression peut s'appuyer sur les racines nerveuses ou sur le ligament longitudinal postérieur (Figure 1-10) et ainsi engendrer de la douleur dans la région lombaire [Keegan, 1953 ; Eklund et Corlett, 1984 ; Tortora et Grabowski, 2001 ; Spinalis, 2006]. De plus, cette compression peut entraver l'écoulement des fluides vitaux, diminuer l'apport d'oxygène et de nutriments à ces structures avascularisées. L'écrasement des DI est d'ailleurs une des causes principales de leur dégénération et peut engendrer à long terme l'apparition d'hernies discales [Keegan, 1953 ; Andersson et coll., 1974 ; Frey et Tecklin, 1986 ; Yu et coll., 1988 ; Williams et coll., 1991 ; van Deursen (D.L.) et coll., 1999 ; Lengsfeld et coll., 2000 ; van Deursen (L.L.) et coll., 2000 ; Callaghan et McGill, 2001 ; van Dieën et coll., 2001 ; Makhsous et coll., 2003 ; Spinalis, 2006].

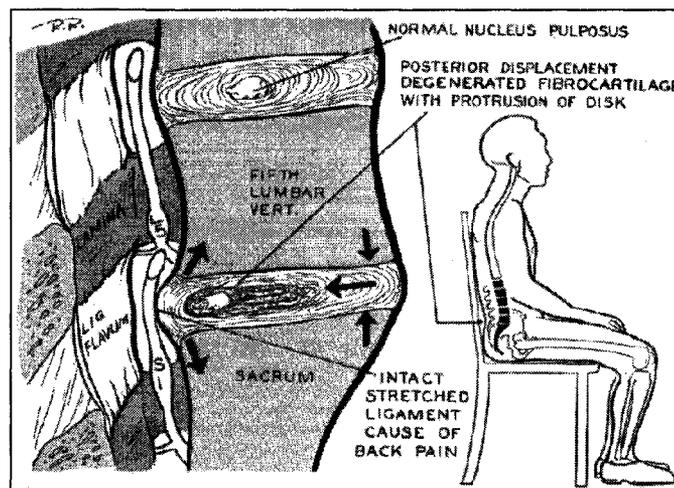


Figure 1-10 : Disque intervertébral comprimé [Keegan, 1953].

1.2.2.2 Fatigue musculaire

Le deuxième facteur pouvant être associé à l'apparition des douleurs dorsales lombaires est la fatigue musculaire engendrée par la contraction légère mais prolongée des muscles de cette région. Cependant, très peu d'études mesurèrent l'effet de cette affirmation. McGill et coll. [2000] évaluèrent la variation de la saturation en O₂ des muscles de la région lombaire en utilisant un spectrophotomètre de tissus et constatèrent qu'augmenter l'intensité de la contraction musculaire de la région lombaire entraîne une diminution de l'oxygénation des tissus des muscles du dos et ce, sur un laps de trente secondes. Le manque d'oxygène devrait se faire sentir dès que le sujet atteint une contraction égale ou supérieure à 2 % de sa contraction volontaire maximale (CMV). La diminution de

l'oxygénation des muscles a pour effet de diminuer l'apport sanguin vers ceux-ci, engendrant de la fatigue musculaire [Yu et coll., 1988 ; van Deursen (L.L.) et coll., 1999 ; McGill et coll., 2000 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000 ; Callaghan et McGill, 2001 ; van Dieën et coll., 2001 ; Makhsous et coll., 2003].

1.2.2.3 Écrasement du nerf sciatique, de la veine fémorale et de l'artère fémorale

Un troisième facteur pouvant être impliqué dans l'apparition des douleurs dans la région lombaire est l'écrasement du nerf sciatique, de la veine fémorale ou de l'artère fémorale. En effet, s'asseoir sur une chaise possédant une assise droite ou inclinée vers l'arrière (Figure 1-11 A) devient très vite inconfortable et les individus ont alors tendance à se déplacer vers l'avant de la chaise (Figure 1-11 B) [Keegan, 1953 ; Mandal, 1976].

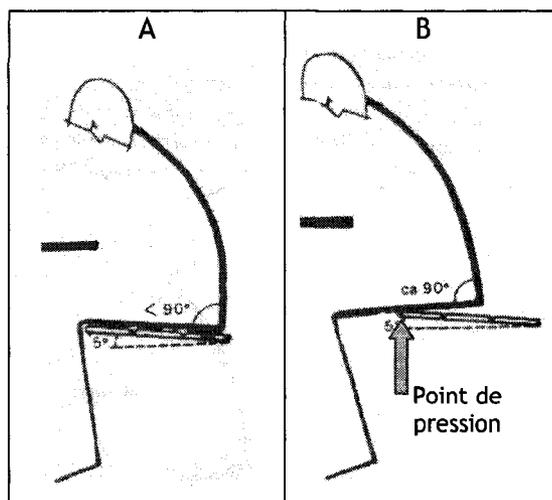


Figure 1-11 : (A) Inclinaison de l'assise de 5° postérieurement et (B) position assise alors que le sujet se déplace sur le devant de la chaise [Mandal, 1976].

Le rebord peut créer une pression sur le nerf sciatique ainsi que sur l'artère et la veine fémorale engendrant ainsi inconfort et fatigue dans la région lombaire [Mandal, 1976 ; Congleton et coll., 1985 ; Hermanns et coll., 1999]. En effet, Congleton et ses collègues [1985] ont mesuré, au moyen d'un capteur de pression, une pression de 2,9 PSI au niveau du pli fessier alors qu'un sujet était assis à l'avant d'un siège, comparativement à 1,2 PSI sur une chaise dont l'assise possède une inclinaison vers l'avant (antérieure).

De cette section, on peut retenir que la position assise peut engendrer trois causes connues de douleurs lombaires :

- la compression des disques intervertébraux,
- la fatigue musculaire et
- l'écrasement du nerf sciatique, de la veine fémorale et de l'artère fémorale.

Maintenant que les causes potentielles reconnues rattachées aux maux de dos sont décrites, la section qui suit énumère les solutions possibles afin de limiter l'impact de ces trois facteurs.

1.2.3 Solutions

Selon la littérature, il existe deux façons majeures de réduire ou d'éliminer les maux de dos lombaires associés à la position assise : l'adoption d'une courbure lombaire en lordose normale ainsi que l'utilisation d'une chaise permettant le mouvement « dynamique » du corps. C'est ce que relate la section suivante.

1.2.3.1 Courbure lombaire normale

La majorité des auteurs scientifiques s'entendent pour dire qu'il est possible de diminuer ou même d'éliminer les douleurs dorsales en position assise en optant pour une position assise favorisant une courbure lombaire normale. On entend par courbure lombaire normale la courbure qu'on obtient en position debout ou en position couchée relaxée sur le côté. En effet, des auteurs ont démontré qu'il existait une relation entre la lordose lombaire et l'angle formé par le dos (colonne lombaire) et la cuisse [Keegan, 1953 ; Bashir et coll., 2006a et b].

Keegan [1953] démontra à l'aide de plusieurs radiographies l'allure de la lordose lombaire dite normale, en position debout, telle que représentée à la Figure 1-12 A. Sur cette même figure, on constate l'altération marquée de la courbure lombaire lorsqu'un sujet passe d'une position assise en ayant un angle dos-cuisse de 135° (Figure 1-12 C) à une position où l'angle dos-cuisse est de 90° (Figure 1-12 D). Les courbures intermédiaires, c'est-à-dire F, G et H, sont respectivement des angles dos-cuisse de 125°, 115° et 105°. On note que plus l'angle dos-cuisse est grand en position assise, plus l'allure de la courbure lombaire s'approche de la courbure lombaire normale (Figure 1-12 A). Keegan [1953] et Mandal [1976] soulignent que la courbure lombaire subit un aplatissement considérable (i.e. perte de lordose) aux alentours d'un angle dos-cuisse de 115° (Figure 1-12 G) et que des angles inférieurs requièrent un support lombaire en position assise.

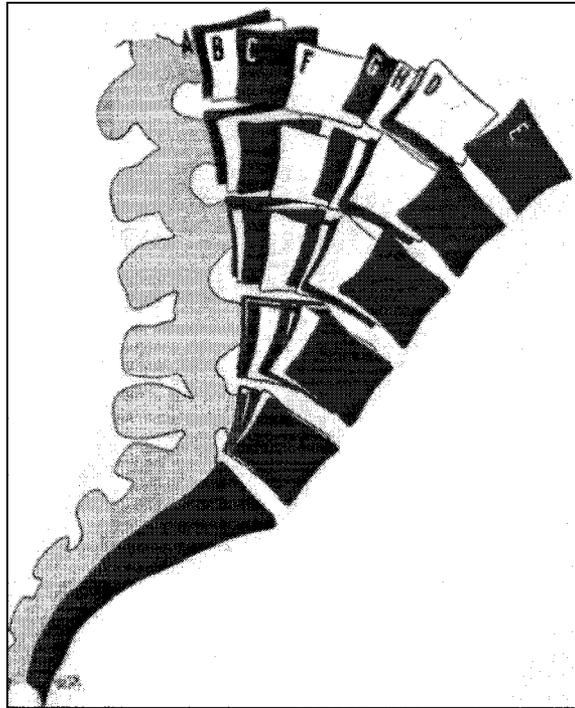


Figure 1-12 : Tracés des radiographies de la colonne vertébrale dont le sacrum est superposé pour chaque position : (A) debout droit (angle dos-cuisse 180°), (B) debout relaxé (angle dos-cuisse 180°), (C) assis angle dos-cuisse de 135° , (D) assis angle dos-cuisse de 90° , (E) assis angle dos-cuisse de 45° (F-G-H-I) Assis angle dos-cuisse de 125° , 115° , 105° et 95° [Keegan, 1953].

Bashir et coll. [2006a et b], à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique, arrivèrent aux mêmes conclusions que Keegan [1953] et affirmèrent que la meilleure position assise était celle où l'angle formée par le dos et la cuisse était de 135° . Ils constatèrent que le noyau pulpeux des DI était fortement déplacé vers l'arrière en position assise relaxée alors qu'il était bien centré (position normal du noyau pulpeux) lorsque ces sujets étaient assis avec un angle dos-cuisse de 135° (Figure 1-13).

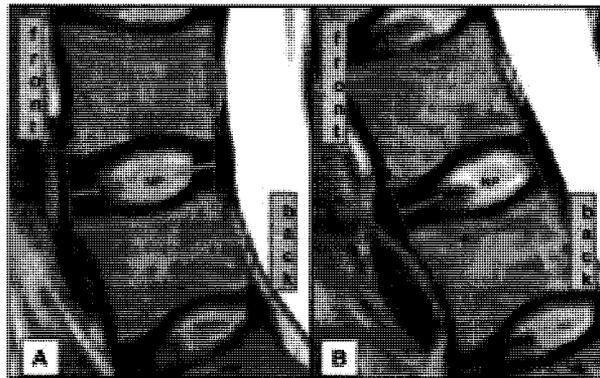


Figure 1-13 : Position du noyau pulpeux (NP) en (A) position assise avec un angle dos-cuisse de 135° et (B) en position assise relaxée [Bashir et coll., 2006a].

Dans un même ordre d'idée, Zimmerman et Akin [2002] s'attardèrent à la position que prend le corps au repos en apesanteur afin de déterminer la courbure lombaire normale de l'humain et évaluèrent que l'angle dos-cuisse dans ces conditions se situe en moyenne à $137.6^{\circ} \pm 13.8^{\circ}$. Ils notèrent aussi qu'une étude précédente faite par le Skylab (NASA) donna des angles de $128^{\circ} \pm 7^{\circ}$. Congleton et coll. [1985], quant à eux, évaluèrent les extremums du mouvement du segment de dos-cuisse et évaluèrent l'angle dos-cuisse par la valeur médiane de 127° .

L'efficacité en position assise d'une courbure lombaire en lordose normale a été discutée dans la recherche de Williams et coll. [1991] ; ils ont démontré que l'intensité des douleurs ressenties dans la région lombaire diminuait de 21 % lorsqu'un sujet était assis droit (lordose lombaire) (Figure 1-14 A), alors que cette intensité augmente de 14.5 % s'il était assis relaxé (cyphose lombaire) (Figure 1-14 B).

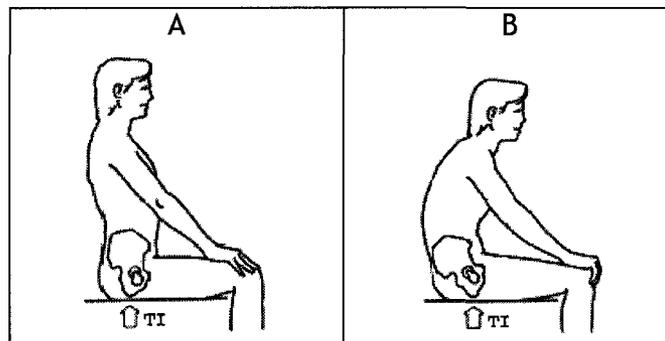


Figure 1-14 : Position assise (A) droite (lordose lombaire) et (B) relaxée (cyphose lombaire) [Gammadis, 2007].

Les chercheurs croient que cette posture aurait pour effet de diminuer la fatigue musculaire ainsi que les forces de compression des disques intervertébraux de cette région de la colonne vertébrale [Keegan et coll., 1953 ; Mandal, 1976 ; Yu et coll., 1988 ; Williams et coll., 1991 ; Lengfeld et coll., 2000 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000 ; Makhsous et coll, 2003]. Les sections qui suivent décrivent l'impact de la courbure lombaire sur la compression des DI ainsi que sur la fatigue musculaire.

Pression intradiscale

Majoritairement, les recherches vantent les mérites de la position en lordose lombaire à cause de la diminution de la pression intradiscale qu'elle engendre. En position debout, la pression intradiscale *in vivo* est à son plus faible, c'est-à-dire à environ -0.17 MPa (Figure

1-15 A) (le signe négatif signifie une diminution par rapport à la pression obtenue en position assise de référence : colonne thoracique ainsi le son sacrum devait rester en contact avec le haut et le bas du dossier ; la chaise ne possédait pas de support lombaire, avait une assise inclinée de 0° , un dossier à 90° et une inclinaison du dossier au niveau du thorax nulle) [Andersson et coll., 1974]. En position assise relaxée, c'est-à-dire en ayant une courbure lombaire en cyphose, la pression mesurée est de -0.01 MPa (Figure 1-15 B), tandis qu'en position assise droite (lordose lombaire), la pression n'est que de -0.09 MPa (Figure 1-15 C).

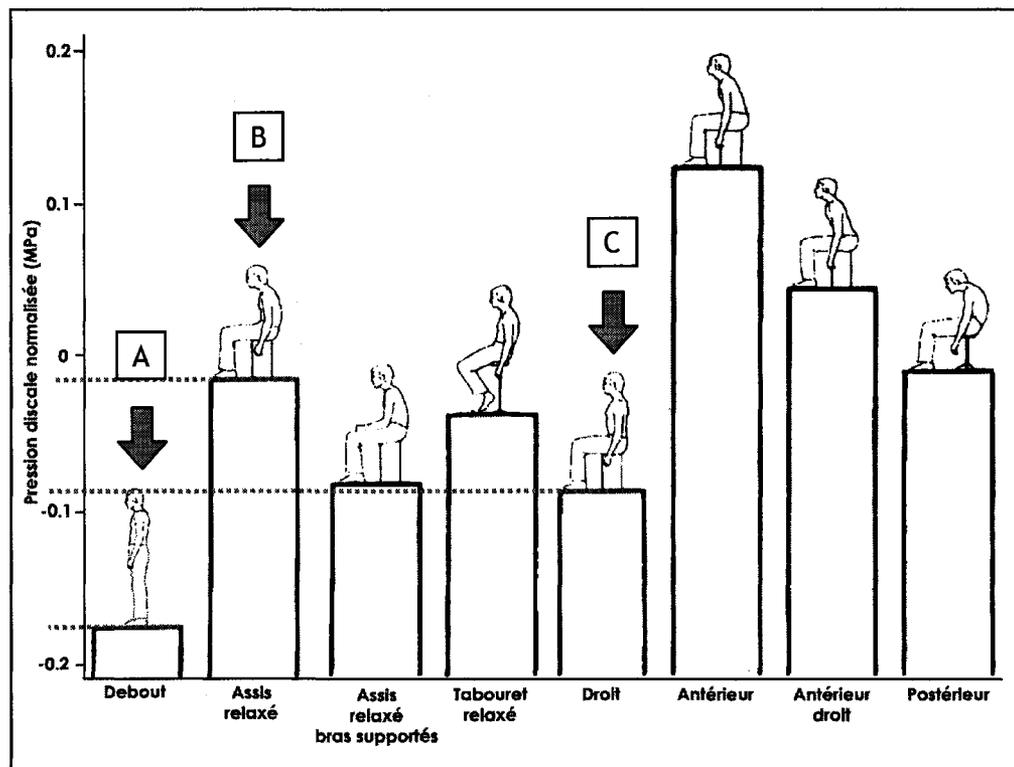


Figure 1-15 : Pression normalisée dans les disques intervertébraux pour différentes positions par rapport à la position de référence. (A) Debout, (B) assis relaxé et (C) assis droit. [Andersson et coll., 1974].

Andersson et coll. [1974] concluent que la pression intradiscale est inversement proportionnelle à l'angle de la courbure lombaire. Il explique cela en disant que plus la courbure lombaire approche la lordose, plus le disque intervertébral s'approche de sa forme physiologique, donc moins il subit de pression. En effet, même si les vertèbres ont une forme légèrement trapézoïdale, ce sont les disques intervertébraux qui sont responsables de la courbure normale de la région lombaire puisqu'ils possèdent une section antérieure plus épaisse que la section postérieure [Andersson et coll., 1974 ; Keegan,

1953]. L'altération de la courbe normale de la région lombaire, que ce soit en position assise cyphotique ou en position debout hyperlordotique, augmente la compression sur les disques intervertébraux inférieurs.

Activité musculaire

La majorité des études portant sur l'activité musculaire en position assise se contredisent : quelques unes pensent qu'être assis droit (lordose lombaire) diminue l'activité musculaire du bas du dos [Makhsous et coll., 2003], d'autres affirment que la position relaxée (cyphose lombaire) réduit davantage l'activité musculaire [O'Sullivan et coll., 2002], tandis que d'autres affirment qu'il n'y a aucune différence entre les deux positions [McGill et coll., 2000].

Afin de mesurer l'impact de la posture en position assise, le chercheur Makhsous et ses collègues [2003] ont conçu une chaise permettant d'utiliser ou non un support lombaire et d'incliner la partie arrière de l'assise (BPS) d'un angle θ (Figure 1-16).

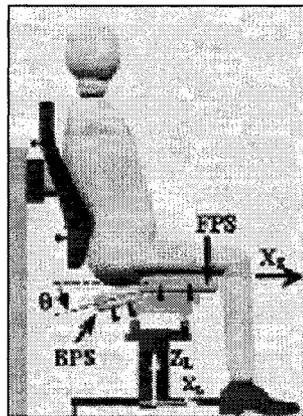


Figure 1-16 : Chaise avec support lombaire permettant l'inclinaison θ de la partie arrière (BPS) [Makhsous et coll., 2003].

Ils mesurèrent l'activité musculaire du dos en installant des électrodes de surface à gauche et à droite de L2 et L4 ainsi qu'à droite de T5 et T8. Les valeurs enregistrées ont été normalisées par rapport à la valeur de CMV du sujet obtenue alors qu'il effectuait un effort maximal de levée en position de squat profond. L'étude de Makhsous et ses collègues [2003] conclut que les mesures d'activités musculaires sont inférieures alors que le BPS est incliné de $\theta=18^\circ$, comparativement à aucune inclinaison et ce, spécialement dans la région

lombaire. Ses valeurs étaient statistiquement significatives ($p < 0,049$). Spécifions que plus l'angle θ du BPS augmente, plus la courbure lombaire approche celle de la lordose en position debout (Figure 1-17) et ce, principalement parce que le BPS est jumelé à un support lombaire adéquat. Les résultats d'Andersson et coll. [1974] concordent avec ceux de Makhsous et coll. [2003].

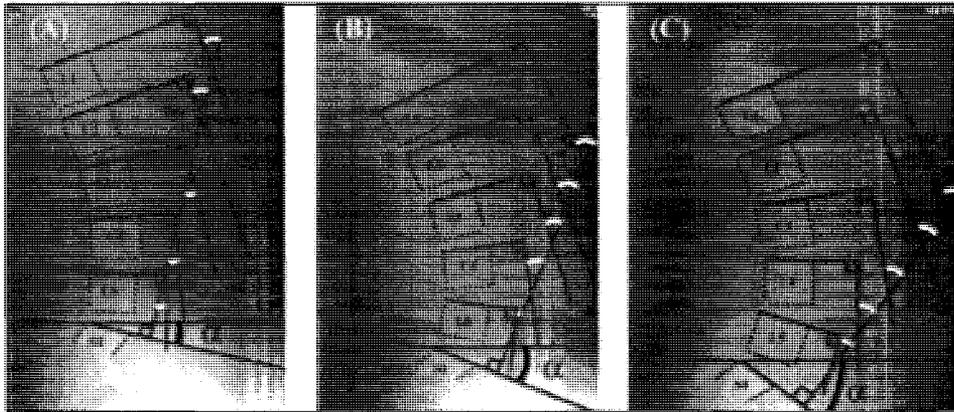


Figure 1-17 : Position assise avec un dossier (A) sans inclinaison ($\alpha = 0^\circ$), (B) avec inclinaison ($\alpha = 18^\circ$) et (C) en position debout [Makhsous et coll., 2003].

Contrairement à Makhsous et coll. [2003], O'Sullivan et coll. [2002] affirmèrent que la position assise relaxée (courbure lombaire en cyphose, Figure 1-18 A) entraîne une diminution de l'activité musculaire des stabilisateurs (multifidus, obliques internes et érecteurs de la région thoracique) du tronc par rapport à une position assise droite (courbure lombaire en lordose, Figure 1-18 B), tel que démontré par la Figure 1-19.

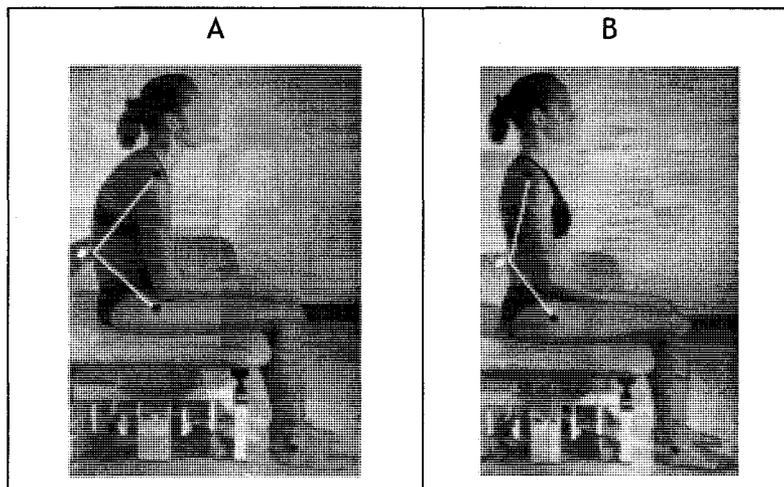


Figure 1-18 : Position assise (A) relaxée et (B) droite [O'Sullivan et coll., 2002].

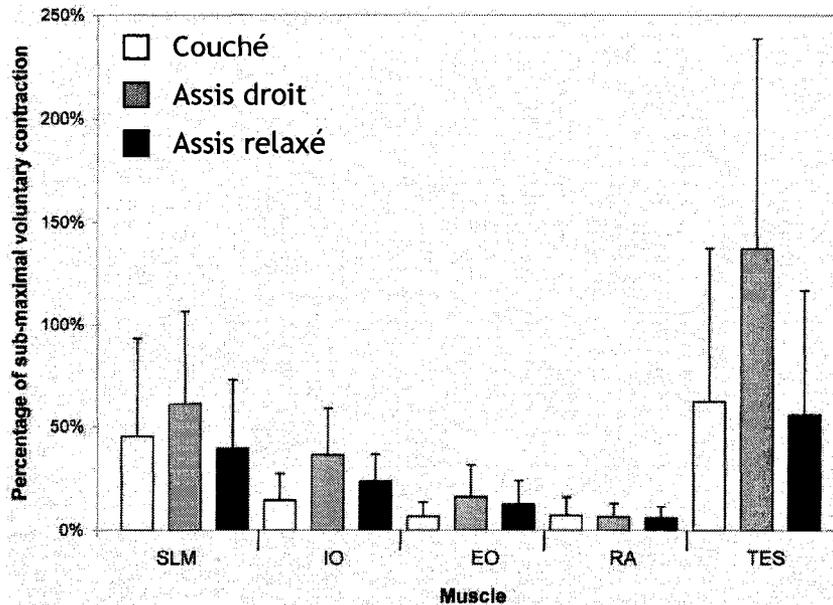


Figure 1-19 : Pourcentage de la contraction sub-maximale des muscles pour différentes positions. SLM = multifidus ; IO = oblique interne ; EO = oblique externe ; RA = droit de l'abdomen ; TES = érecteurs thoraciques de la colonne [O'Sullivan et coll., 2002].

En effet, on constate que les valeurs d'activités musculaires sont toujours supérieures en position assise droite qu'en position assise relaxée, ce qui laisse croire que la posture favorisant la lordose lombaire augmenterait l'activité des muscles du tronc, engendrant potentiellement de la fatigue musculaire [O'Sullivan et coll., 2002]. Cependant, cette augmentation d'activité musculaire pourrait prévenir l'augmentation de la pression intradiscale, ce qui semble plus néfaste pour l'individu selon O'Sullivan et coll. [2002] ainsi qu'Adams et Dolan [1995].

D'un autre côté, McGill et coll. [2000] s'attardèrent quant à eux aux ballons suisses ainsi qu'à leur influence sur l'activité musculaire des utilisateurs. Ils mesurèrent à l'aide d'électrodes de surface placées dans la région lombaire des valeurs variant entre 1,3 % CMV et 4,8 % CMV et sur l'abdomen se situant entre 1 % CMV et 2,8 % CMV. Ils conclurent que ces valeurs n'étaient pas significativement différentes de celles mesurées sur une chaise fixe, tout comme l'ont aussi démontré van Dieën et coll. [2001]. Les valeurs les plus élevées enregistrées par McGill et coll. [2000] se situaient dans le haut des érecteurs spinaux et le bas des muscles lombaires. On ne nota aucune différence statistiquement significative entre l'activité musculaire mesurée en flexion et en extension de la colonne vertébrale.

1.2.3.2 Position assise dynamique

L'expression « position assise dynamique » signifie une situation non statique où il y a une accélération non nulle (même si elle est petite) du corps. Cette expression est également utilisée dans l'industrie de la chaise pour désigner toutes chaises non fixes qui permet un mouvement du corps. Les chercheurs croient que le mouvement du corps, spécialement de la colonne vertébrale, peut entraîner une diminution des douleurs dorsales associées à la position assise statique [Congleton et coll., 1985 ; Bridger et coll., 1989 ; van Deursen (L.L.) et coll., 1999 ; McGill et coll., 2000 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000 ; Callaghan et McGill, 2001 ; van Dieën et coll., 2001 ; Moizi, 2006].

Dans ce sens, la compagnie slovaque Spinalis [2006] a inventé une chaise dynamique ayant pour but la diminution des douleurs lombaires associées à la position assise. Sans avoir d'étude à l'appui, elle prétend que sa chaise améliore la posture, réduit la pression sur les disques intervertébraux, renforce les muscles du dos et de l'abdomen, réduit le risque de blessures, améliore l'écoulement sanguin dans les membres inférieurs, réduit la fatigue et augmente la concentration [Spinalis, 2006]. Elle attribue les bienfaits de sa chaise à la mobilité qu'elle procure (dans toutes les directions) et la compare à un ballon suisse, souvent acclamé par les thérapeutes comme étant le meilleur outil pour passer plusieurs heures assises. Toujours selon cette compagnie, chaque fois que le corps bouge, la chaise bouge simultanément avec le bassin et la colonne vertébrale, conservant ceux-ci dans des positions adéquates, tel que démontré à la Figure 1-20.

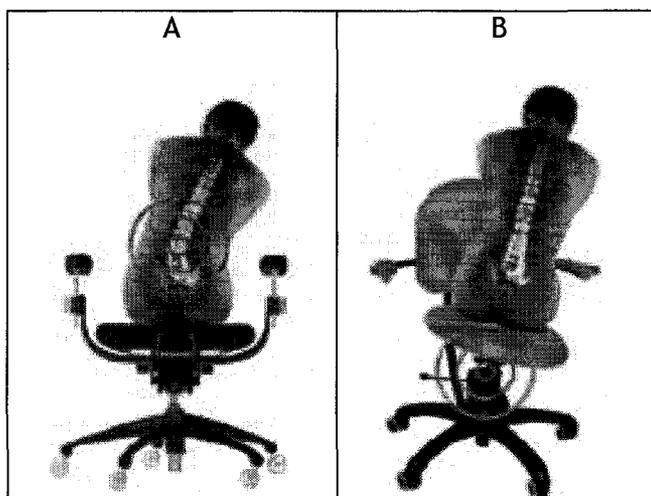


Figure 1-20 : Mouvement du corps sur (A) une chaise conventionnelle, (B) une chaise dynamique [Spinalis, 2006]

Spinalis [2006] indique qu'il existe plusieurs tests cliniques faits sur les ballons suisses confirmant cette théorie. La seule étude que nous avons répertoriée à ce sujet [McGill et coll., 2000] ne rapporte aucun bénéfice quant à l'utilisation d'un ballon suisse. Elle démontre en fait qu'être assis pour une période de trente minutes n'affecte pas significativement l'activation musculaire du dos et de l'abdomen, ne varie pas la posture de la colonne vertébrale, ne diminue pas la charge sur la colonne et ne fait pas varier sa mobilité. L'auteur propose par contre de refaire l'étude en considérant peut-être d'autres facteurs que ceux énumérés ci-haut. En effet, on sait que l'utilisation d'un ballon suisse sollicite les muscles profonds qui sont situés près des vertèbres mobiles et qui ne sont pas mesurés par les EMG de surface.

De notre côté, nous croyons que s'asseoir sur un siège instable oblige l'utilisateur à conserver son centre de masse au centre de la colonne vertébrale, puisqu'un léger déplacement provoquerait un moment de force autour du point de pivot formé par L5-S1. Nous pensons que ce moment de force est ressenti par les muscles du bas du dos lorsqu'un individu s'assoit sur une chaise fixe et crée de la fatigue et de l'inconfort, forçant ce dernier à constamment changer de position sur sa chaise.

Plusieurs autres études [Congleton et coll., 1985 ; Bridger et coll., 1989 ; Callaghan et McGill, 2001 ; van Deursen (L.L.) et coll., 1999 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000 ; van Dieën et coll., 2001 ; McGill et coll., 2006] concernant la position assise dynamique sont disponibles dans la littérature et nous confirment l'efficacité de ce comportement instable en position assise. Les sections qui suivent discutent des avantages de cette position.

Pression intradiscale

Il est proposé que la position assise dynamique favorise le maintien et/ou l'augmentation de la stature (augmentation de la hauteur de la colonne vertébrale) par rapport aux chaises fixes. À ce sujet, van Dieën et coll. [2001] enregistrèrent des augmentations de la stature de 4 mm lors de l'utilisation de chaises dont l'assise et le dossier étaient libres de mouvements (comme par exemple, la chaise de la Figure 1-21), contrairement à une augmentation de 0,06 mm lorsque que les sujets utilisaient une chaise fixe bien ajustée.



Figure 1-21 : Un des sièges dynamiques de Moizi [Moizi, 2006].

Les auteurs de cette étude attribuent l'augmentation de la hauteur de la stature aux mouvements de la colonne vertébrale provoqués par les changements de postures qu'entraîne l'utilisation d'une chaise dynamique [McGill et coll., 2000 ; van Dieën et coll., 2001]. Les mouvements qu'engendrait une telle chaise permettraient une alternance de l'activité musculaire ainsi qu'une diminution de la compression des DI, favorisant l'oxygénation des muscles ainsi que l'échange fluïdique des DI, laissant l'opportunité aux unités motrices de type I de se relaxer [van Dieën et coll., 2001 ; McGill et coll., 2006].

Afin de déterminer l'amplitude du mouvement nécessaire pour stimuler entièrement la colonne vertébrale, D.L. van Deursen et coll. [2000] ont conçu un modèle biomécanique dans *Adams Android* (MSC Software, Santa Ana, CA) à l'aide de mesures *in vivo* et concluent qu'une variation sinusoïdale constante de l'angle de l'assise dans le plan transverse d'à peine 1° assurait un mouvement alterné de toute la colonne vertébrale qui était égal à $0,82^\circ$ en L5 et à $0,3^\circ$ en T12. Toujours selon D.L. van Deursen et coll. [2000], cette légère rotation de la colonne peut être favorable pour la nutrition des DI, permettre un repos périodique aux muscles du bas du dos et améliorer l'écoulement sanguin [van Deursen (L.L.) et coll., 1999 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000].

Activité musculaire

Une étude récente de l'Université Laval [Teasdale et coll., 2006] portant sur les musiciens en position assise sur un tabouret ergonomique (Figure 1-22) dont un pivot en son centre le

rend mobile, affirme qu'une diminution de l'amplitude et de la vitesse des oscillations posturales en position assise représente un comportement stable, entraînant comme conséquence une diminution de l'activité des muscles posturaux situés au niveau du tronc ainsi que du bassin et une augmentation de l'activité des muscles des jambes.

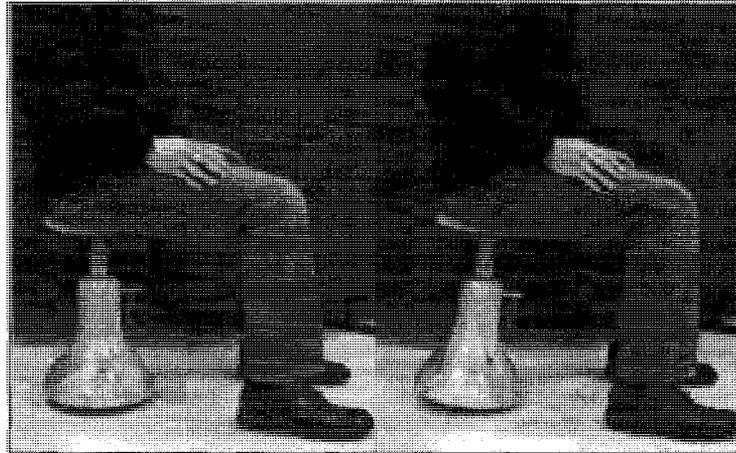


Figure 1-22 : Tabouret ergonomique de l'Université Laval [Teasdale et coll., 2006].

Le membre inférieur serait donc davantage sollicité par rapport à l'utilisation d'une chaise fixe puisqu'il stabiliserait à la fois le bassin et le tabouret, ce qu'il ne fait pas en temps normal. Les contractions isométriques ou quasi-isométriques ainsi produites participeraient à l'élimination de l'acide lactique et autres métabolites en plus de favoriser un apport d'oxygène aux muscles du bassin, ce qui retarderait l'apparition de la fatigue et de la douleur musculaires. L'hypothèse de la diminution de la fatigue engendrée par le repos périodique causé par l'alternance des contractions dynamiques est aussi supportée par d'autres chercheurs tels que van Deursen (L.L.) et coll. [1999], van Deursen (D.L.) et coll. [2000], van Dieën et coll. [2001] et McGill et coll. [2006].

Dans l'étude de Teasdale et coll. [2006], on retrouve aussi un modèle théorique (Figure 1-23) servant à démontrer que les efforts musculaires engendrés sur un tabouret fixe au niveau des muscles du dos sont significativement supérieurs à ceux calculés sur un tabouret ergonomique (19,0 Nm vs 15,9 Nm) dans le plan sagittal. Les valeurs obtenues dans le plan frontal n'étaient pas statistiquement significatives.

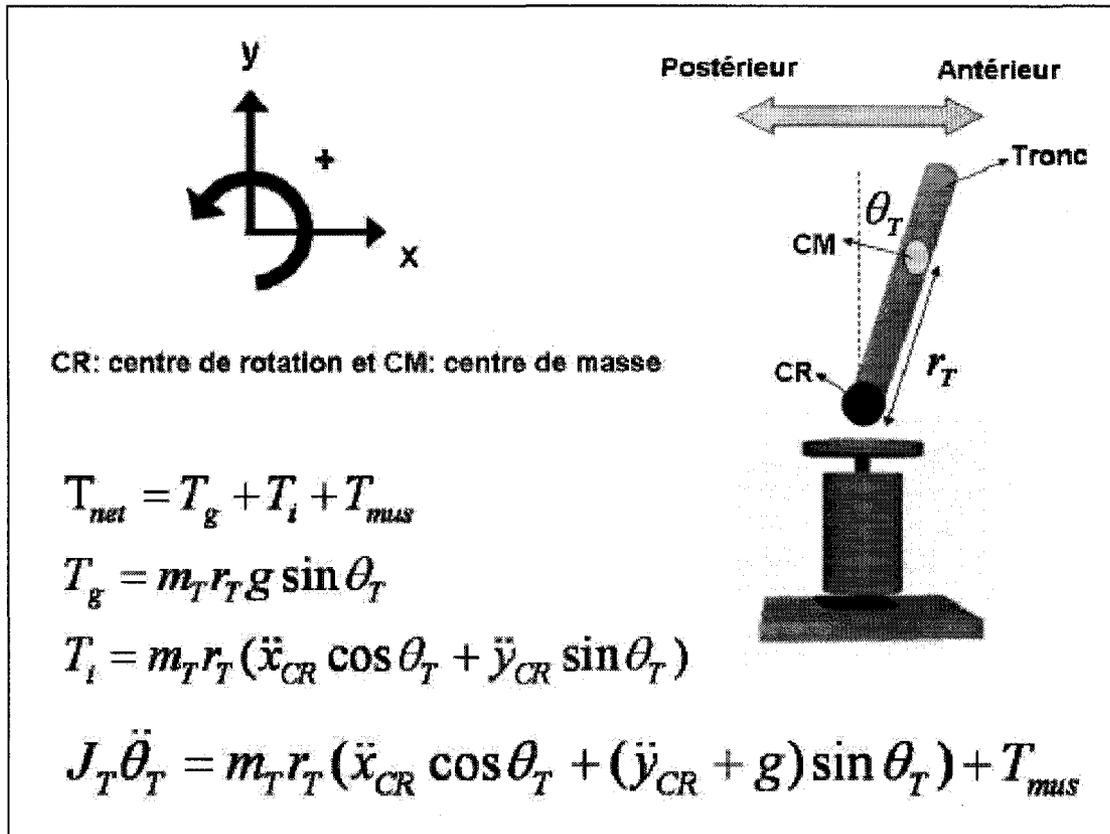


Figure 1-23 : Modèle théorique pour calculer le moment de force sur les muscles du dos dans le plan sagittal [Teasdale et coll., 2006].

Dans ce calcul, $J_T \ddot{\theta}_T$ ou T_{net} est le moment total, T_g est le moment résultant de la gravité, T_i est le moment d'interaction entre le tronc et l'assise, T_{mus} est le moment musculaire (incluant les forces passives des tissus mous). Les valeurs de T_{net} , T_g et T_i sont mesurées tandis que T_{mus} est calculée en isolant cette variable dans les équations. Les variables mesurées sont l'angle du tronc (θ_t), la masse du tronc (m_t), la distance entre le centre de rotation (CR) et le centre de masse (CM) (r_t), le moment d'inertie du tronc (J_t) à partir du centre de rotation, l'accélération angulaire du tronc ($\ddot{\theta}_t$) et les accélérations linéaires de l'assise (\ddot{x} et \ddot{y}).

Le moment de force plus important sur le tabouret fixe s'explique principalement par une augmentation des accélérations et des positions angulaires du tronc, tel qu'illustré à la Figure 1-24.

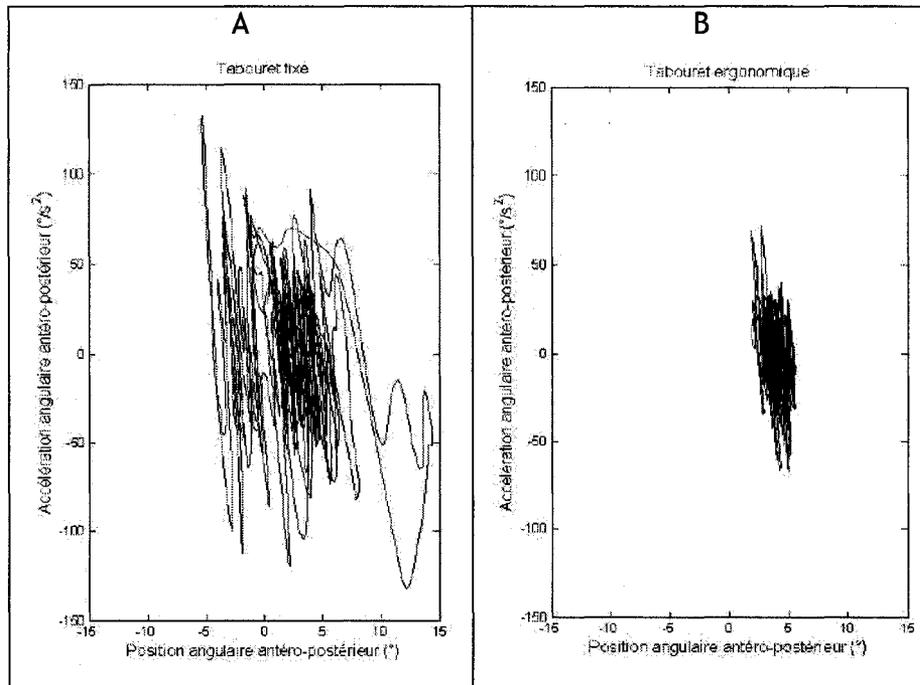


Figure 1-24 : Position angulaire du tronc en fonction de l'accélération angulaire du tronc - plan sagittal sur le tabouret (A) fixe et (B) ergonomique [Teasdale et coll., 2006].

Les données obtenues démontrent que l'étendue moyenne du mouvement du tronc est plus petite sur le tabouret ergonomique (Figure 1-25 B) que sur le tabouret fixe (Figure 1-25 A), ce qui est contraire à ce qu'on aurait pu penser intuitivement.

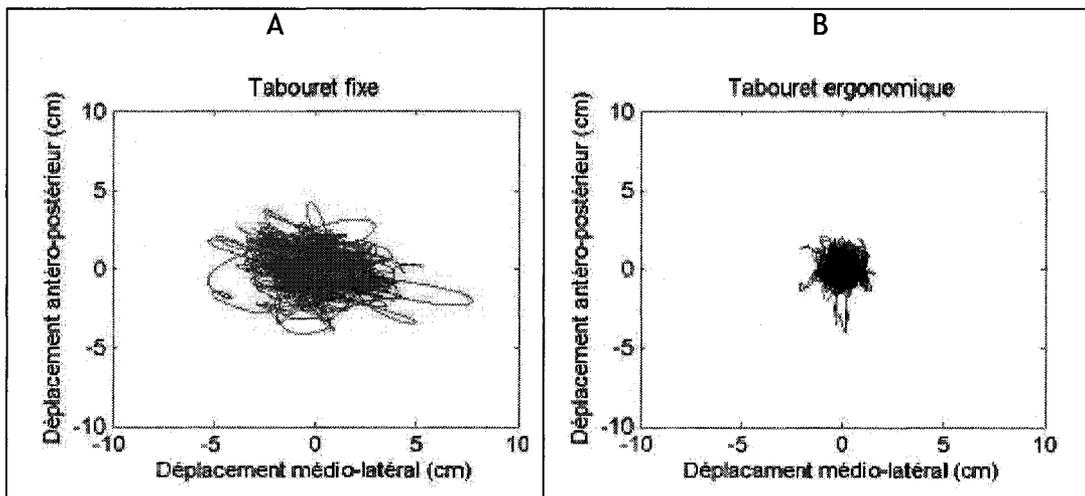


Figure 1-25 : Position du centre de pression (calculée à l'aide de plateforme de force) d'une violoniste lors du jeu (A) avec un banc standard et (B) avec un tabouret ergonomique [Teasdale et coll., 2006].

Cependant, il n'y a pas que l'amplitude du mouvement qui permet de déterminer si un individu bouge ou non ; cette étude a aussi démontré que les sujets passaient moins de

temps dans la même position sur le tabouret ergonomique (0,15 s en moyenne) que sur le tabouret fixe (0,47 s en moyenne), signifiant que les utilisateurs bougent davantage sur le tabouret ergonomique. L'utilisation d'un tel tabouret entraînerait donc, en plus d'une plus grande variation de position, une diminution de l'amplitude du mouvement qui est associée à la diminution des moments de force musculaire du tronc et à la sollicitation moindre de l'activité de certains muscles du tronc (principalement du longissimus du thorax et des lombes).

Douleurs dorsales

Finalement, dans une expérience de type qualitative, L.L. van Deursen et coll. [1999] mesurèrent la variation de la douleur dorsale lombaire chez deux groupes de sujets : le groupe A testait une chaise dynamique (le groupe A-high avait une fréquence de rotation de 0.2 Hz et le groupe A-low de 0.08 Hz) tandis que le groupe contrôle B, une chaise standard. Les résultats sont présentés à la Figure 1-26.

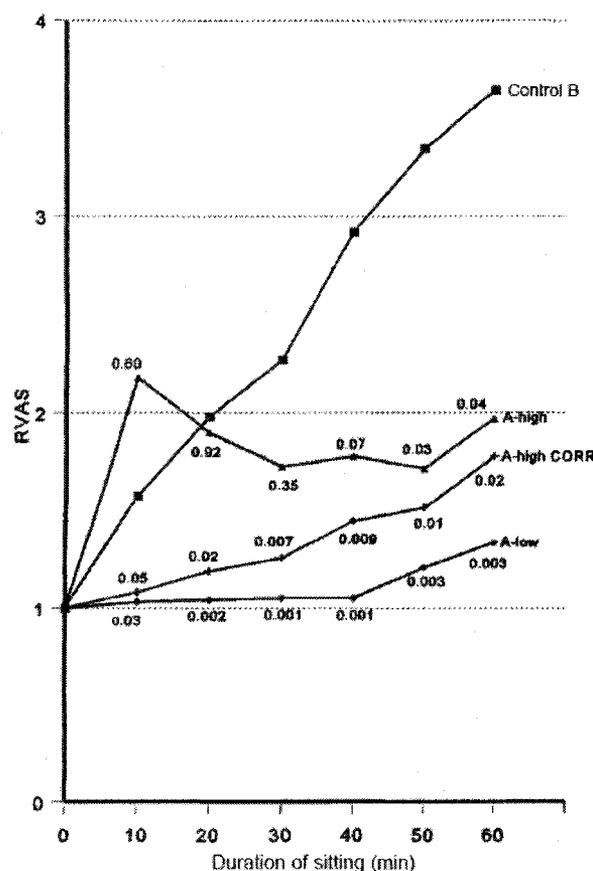


Figure 1-26 : Scores de la douleur dorsale enregistrée chez le groupe A vs le groupe contrôle B. Un score (RVAS) de 1 indique qu'il n'y a aucun changement dans la douleur dorsale [van Deursen (L.L.) et coll., 1999].

On constate que la douleur augmente énormément en fonction du temps chez le groupe contrôle B, comparativement à la variation enregistrée chez le groupe A et ce, que le stimulus soit faible ou élevé. On remarque de plus que la variation de la douleur dorsale chez les sujets du groupe A-2 est très faible. Van Deursen (L.L.) et coll. [1999] notent qu'il n'y a eu aucune augmentation de la douleur chez la moitié des sujets faisant partie du groupe A tandis que 47 des 58 sujets du groupe B dénotèrent une augmentation de la douleur.

De cette section, on peut retenir qu'il est possible de diminuer les douleurs dorsales en avantageant, dans la mesure du possible, une position assise favorisant :

- l'obtention d'une lordose lombaire et
- un mouvement dynamique du corps.

1.2.4 Conception d'un siège

Maintenant que les faits concernant les origines des douleurs dorsales ont été établis et à la lumière des pistes de solutions proposées dans la section précédente, on peut maintenant s'attarder sur les critères de conception qui serviront à juger si une chaise peut favoriser la diminution des douleurs dorsales de la région lombaire causées par une position assise.

1.2.4.1 Favoriser une lordose lombaire

Il existe quatre critères de conception, selon la littérature, qui visent à diminuer les douleurs dorsales en favorisant l'obtention et le maintien de la lordose lombaire en position assise : l'inclinaison de l'assise du siège vers l'avant, l'augmentation de la hauteur de l'assise, le type d'assise utilisée ainsi que l'ajout d'un support lombaire.

Inclinaison de l'assise vers l'avant

Comme mentionné dans la section 1.2.1.3, une inclinaison antérieure (i.e. vers l'avant) de l'assise de 15° peut apporter un très grand changement de la courbe lombaire [Mandal, 1976 ; Bendix, 1984 ; Hermanns et coll., 1999]. En effet, le bassin s'incline vers l'avant de son plein gré et la colonne vertébrale adopte dans la région lombaire une courbure normale en lordose [Mandal, 1976], comme le démontre la Figure 1-27.

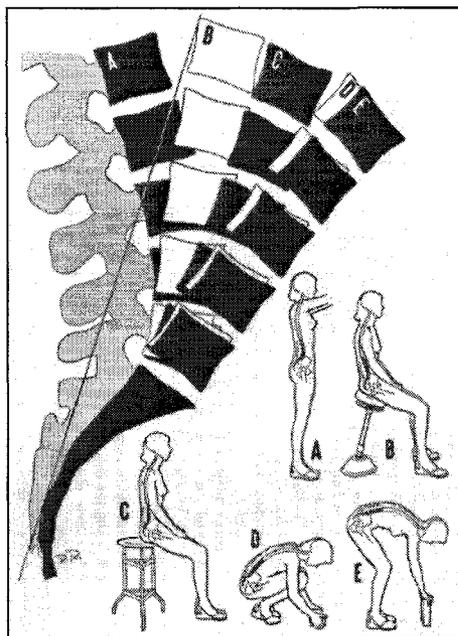


Figure 1-27 : Radiographies de la colonne vertébrale dont le sacrum est superposé pour chaque position : (A) debout, (B) assise sur un tabouret dont l'assise est inclinée vers l'avant et (C) à plat [Keegan, 1953].

On constate en effet que la courbure lombaire se rapprochant le plus de la courbure en position debout (A) est celle où la dame est assise sur un tabouret dont l'assise est inclinée vers l'avant (B). Mandal [1974] affirma que chaque degré d'inclinaison améliore directement la courbure lombaire.

Dans un même ordre d'idée, Bridger et coll. [1989] mesurèrent l'angle de la courbure lombaire à l'aide d'un inclinomètre afin de démontrer la différence entre les courbures obtenues en position debout et assise avec et sans inclinaison de l'assise. Les résultats sont présentés au Tableau 1-2 (un signe négatif signifie une cyphose lombaire) :

Tableau 1-2 : Courbure lombaire moyenne \pm écart-type en fonction de la position [Bridger et coll., 1989].

Debout	$34,8 \pm 9,9^\circ$
Assis à 90° avec inclinaison de 0°	$-1,0 \pm 7,8^\circ$
Assis à 90° avec inclinaison de 15°	$3,2 \pm 7,6^\circ$

Les chercheurs [Bridger et coll., 1989] conclurent que l'inclinaison de l'assise a un effet significatif sur l'angle de la courbure lombaire puisque selon ces derniers, l'inclinaison de l'assise vers l'avant limite mécaniquement le bassin à subir une rotation postérieure. En effet, nous pourrions expliquer cela par le fait que le sujet, s'il veut pivoter son bassin vers

l'arrière dans le cas où l'assise est inclinée vers l'avant, doit produire un travail et par conséquent, activer certains muscles.

De leur côté, Frey et Tecklin [1986] investiguèrent les multi-chaises (Figure 1-28) puisque ces dernières offrent une inclinaison de l'assise de 20° vers l'avant.



Figure 1-28 : Hag Balans Vital [Hag, 2006].

Cette étude mesura, à l'aide d'une règle flexible (Figure 1-29), les courbures lombaires pour différentes positions. Les résultats sont compilés dans le Tableau 1-3 (un signe négatif signifie une cyphose lombaire).

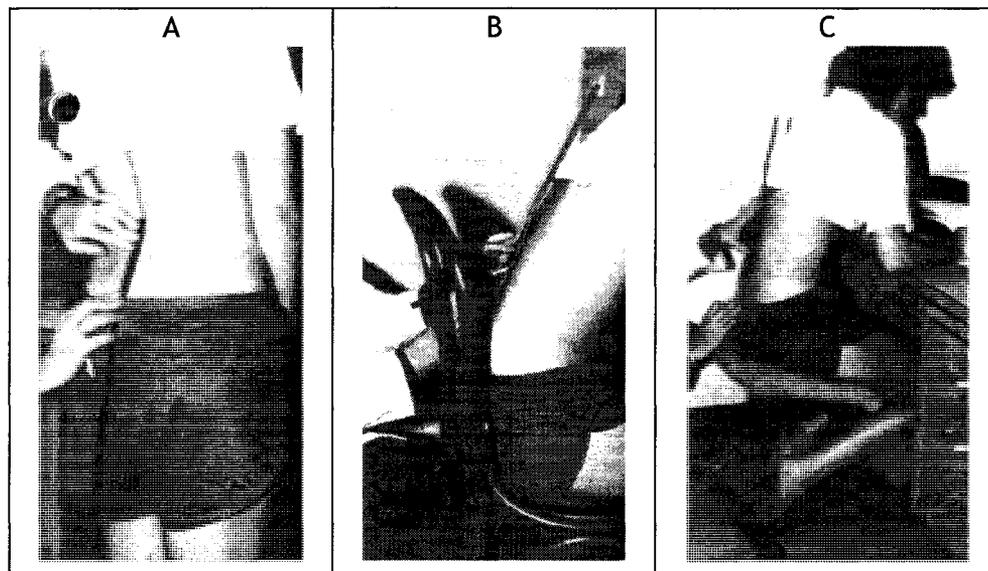


Figure 1-29 : Mesure de la courbure lombaire en position (A) debout, (B) assise sur une chaise standard et (C) sur une multi-chaise Balans [Frey et Tecklin, 1986].

Tableau 1-3 : Courbure lombaire moyenne \pm écart-type en fonction de la position [Frey et Tecklin, 1986].

Debout (Figure 1-29 A)	31,2 \pm 14,8°
Assis sur une chaise standard (Figure 1-29 B)	-9,0 \pm 10,4°
Assis sur une multi-chaise (Figure 1-29 C)	-2,0 \pm 13,0°

Frey et Tecklin [1986] conclurent que la valeur de l'angle de la courbure lombaire en position assise sur une chaise inclinée se rapproche davantage de celle mesurée en position debout que celle obtenue sur une chaise standard. De plus, une autre étude concernant les multi-chaises nota une légère diminution des EMG entre la position assise sur une multi-chaise et une chaise standard [Lander et coll., 1987].

En plus de favoriser l'obtention d'une lordose, l'inclinaison de l'assise pourrait être avantageuse puisqu'elle permettrait de transmettre aux membres inférieurs environ 25 % du poids du corps [Andersson et coll., 1974 ; Lander et coll., 1987, Hermanns et coll., 1999]. Il en serait ainsi, comme mentionné à la section 1.2.1.3, puisque le centre de masse se situerait alors légèrement au devant des tubérosités ischiatiques, transmettant ainsi une partie de la masse au point de contact avec le sol, en occurrence, sous les pieds [Andersson et coll., 1974 ; Lander et coll., 1987 ; Mandal, 1976 ; Snijders et coll., 2004]. Ce transfert de poids permettrait de diminuer la pression sous les fesses ainsi que sur les nerfs, veines et artères de cette région.

Malgré le fait que les recherches démontrent qu'une inclinaison d'assise de 15° antérieurement serait bénéfique, Bendix et coll. [1984] notèrent que les sujets ayant participé à son étude avaient moins apprécié une aussi grande inclinaison d'assise à cause des forces de cisaillement ressenties sous le fessier, du frottement des vêtements contre le corps et de la fatigue musculaire causée par le poids du corps sur les jambes. Il conclut qu'un angle d'inclinaison vers l'avant de 5° pourrait être suffisant si l'on veut considérer le confort des sujets. De telles remarques ont été aussi avancées dans le guide de l'ergonomie au bureau du Centre canadien d'hygiène et de sécurité au travail [2002].

Augmentation de la hauteur de l'assise

Comme mentionné à la section 1.2.3.1, un angle entre le dos et la cuisse de 135° peut être favorable à l'obtention d'une lordose lombaire ; augmenter la hauteur de l'assise peut

s'avérer un moyen facile d'obtenir cet angle et par conséquent, d'obtenir une lordose lombaire normale [Keegan, 1953 ; Mandal, 1974 ; Yu et coll., 1988].

La Figure 1-30 démontre bien cet affirmation : sur l'image de gauche (I), on constate que les courbures étiquetées B et C, représentant toutes deux une position assise relaxée sur un tabouret élevé, sont près de la courbure étiquetée A, qui est celle en position debout. Par contre, sur l'image de droite (II), la courbure du dos en position assise relaxée sur une chaise standard (M) et même s'elle où le sujet est assis droit sur le même type de chaise (J), sont très éloignées de la courbure en position debout (A). Keegan [1953] confirma à l'aide de radiographies que la hauteur de l'assise a un impact direct sur la forme de la courbure lombaire en position assise et qu'un angle dos-cuisse supérieur à 90° peut favoriser l'obtention d'une lordose lombaire.

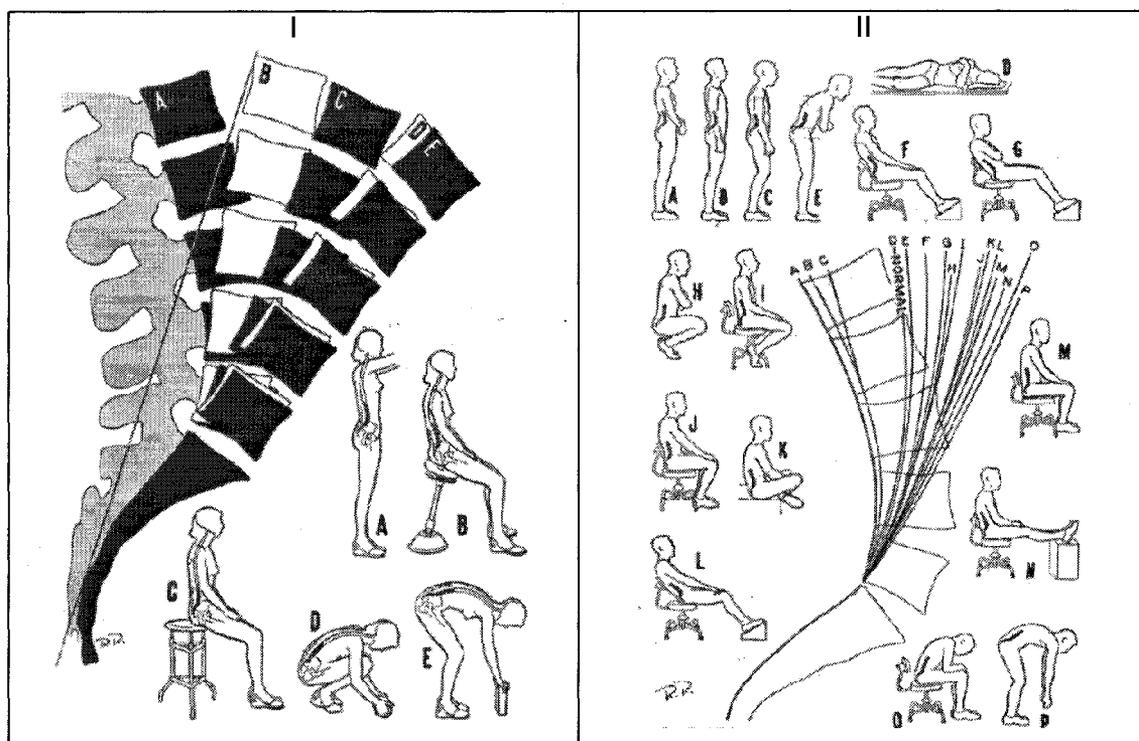


Figure 1-30 : Tracés des radiographies de la colonne vertébrale : I - (A) position debout, (B) position assise relaxée sur un siège haut dont l'assise est inclinée, (C) position assise relaxée sur un siège haut dont l'assise est à plat; II - (M) position assise relaxée sur une chaise standard avec les pieds au sol [Keegan, 1953].

Sur la Figure 1-30 de gauche (I), on peut expliquer la différence entre la courbure lombaire B et C par l'inclinaison antérieure de l'assise du tabouret en B ce qui entraîne par conséquent une augmentation de l'angle de la courbure lombaire, comme mentionné à la

section précédente. Mandal [1976] obtient sensiblement les mêmes conclusions, comme le démontre la Figure 1-31.

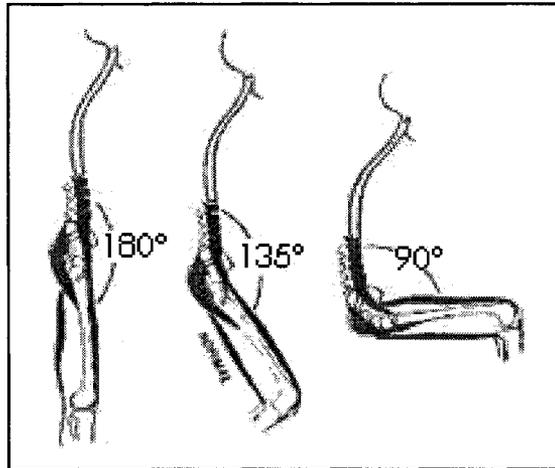


Figure 1-31 : Allure de la courbure lombaire en position (A) debout, en position assise avec un angle dos entre le dos et les cuisses de (B) 90° et (C) de 135° [Mandal, 1974].

Type d'assise

Le choix de l'assise peut à la fois favoriser l'obtention de la lordose et aider au confort de l'utilisateur. Plusieurs chercheurs suggèrent l'utilisation d'une assise en forme de selle de cheval à cause de sa forme (Figure 1-32 A) qui permettrait au bassin de rester stable et favoriserait ainsi la conservation de la lordose de la région lombaire (Figure 1-32 B) [Gammadis, 2006 ; Congleton et coll., 1985 ; Mandal, 1976].

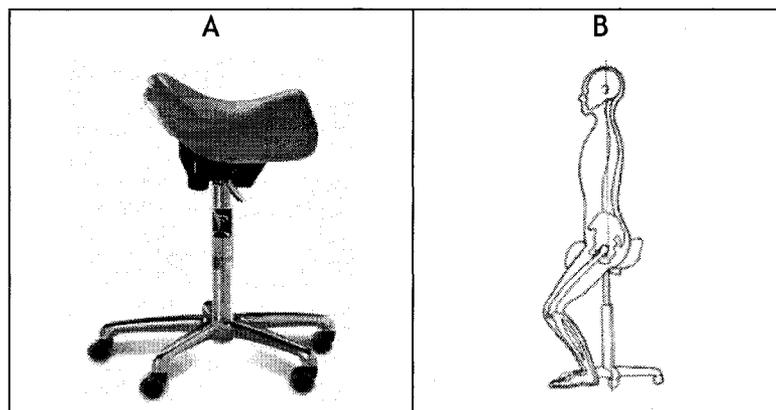


Figure 1-32 : (A) Bambach Saddle et (B) position assise sur le Bambach Saddle [Gammadis, 2006].

Congleton et coll. [1985] précisent toutefois qu'une selle trop large peut provoquer de la fatigue au membre inférieur dû aux forces latérales appliquées sur celui-ci. Ils notèrent

aussi qu'il n'y a aucune force de cisaillement ressentie habituellement par l'inclinaison de l'assise, et ce, peu importe l'angle entre le dos et la cuisse.

Dans un même ordre d'idée, une assise moulée ou cousinée pourrait offrir une meilleure distribution du poids sur tout le fessier [Keegan et coll., 1953 ; Hermanns et coll., 1999] ; ceci est d'autant plus préférable pour une personne mince, pour qui les douleurs sous les tubérosités ischiatiques tendent à se développer plus facilement. Aussi, le tissu utilisé pour la fabrication de l'assise devrait être poreux et rugueux afin de fournir ventilation et fixation du sujet sur l'assise et le devant du siège devrait être retourné vers l'intérieur ou cousiné avec un matériel plus mou que le reste de l'assise dans le but de diminuer la pression sur le pli fessier [Keegan et coll., 1953 ; Hermanns et coll., 1999]. À ce sujet, Corlett [Congleton et coll., 1985 ; Corlett, 1995] conceptualisa une chaise (Figure 1-33) qui possède une partie de l'assise horizontale au niveau des tubérosités ischiatiques afin de stabiliser cette région, et une partie inclinée vers l'avant, afin de supporter les cuisses, d'augmenter l'angle dos-cuisse et d'éviter les pressions au pli fessier.

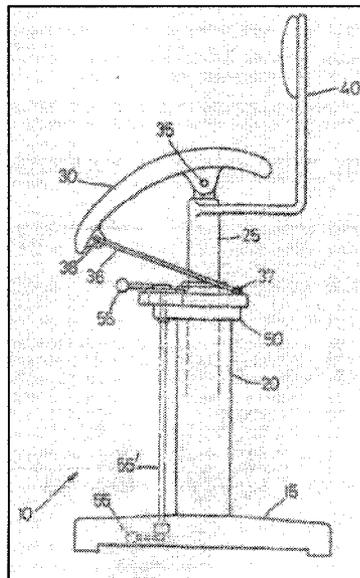


Figure 1-33 : Siège conceptualisé par Corlett [Corlett, 1995].

Il maintient que l'inclinaison vers l'avant est indésirable pour la région ischiatique parce que la composante horizontale apparaissant avec l'inclinaison doit être compensée par le frottement des vêtements, de la peau et du siège, ce qui pourrait rendre la chaise inconfortable. Aucune mesure ou étude n'appuie cette affirmation.

Support lombaire

Les supports lombaires sont reconnus comme étant un moyen facile d'obtenir une lordose lombaire en position assise. Cependant, après un certain laps de temps ou si ces derniers sont mal ajustés, les supports lombaires peuvent produire l'effet contraire, c'est-à-dire forcer la cyphose lombaire [Bendix et coll., 1996].

Dans leur étude, Bendix et ses collègues [1996] comparèrent la variation de la lordose et de la stature des sujets ayant testé trois types de supports lombaires différents : (I) sans support, (II) avec un support plat et (III) avec un support convexe (Figure 1-34).

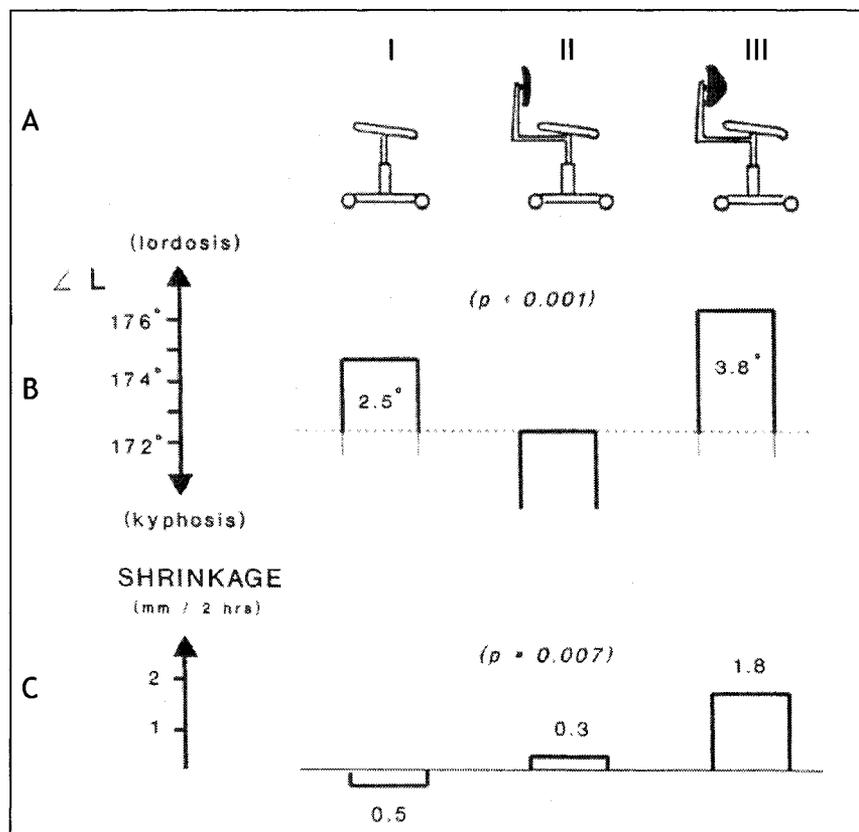


Figure 1-34 : (B) Angle de la courbure lombaire et (C) variation de la hauteur de la colonne en fonction du type d'assise et du dossier (A). Chaise (I) sans support lombaire, (II) avec un support lombaire plat et (III) avec un support lombaire convexe [Bendix et coll., 1996].

Tous les tests ont été faits avec une inclinaison de siège de 15° vers l'avant. Les résultats présentés à la Figure 1-34 démontrent que l'angle de la lordose lombaire est augmenté d'en moyenne 3,8° lorsqu'un support convexe est utilisé (les valeurs sont relatives à une position assise en lordose préétablie) ; il montra aussi que le support plat incite à la

cyphose, tandis qu'aucun support peut aussi augmenter l'angle de la lordose d'en moyenne 2,5° par rapport à la position préétablie. Toujours selon ces auteurs, cela est explicable par le fait que l'absence de support couplé à une inclinaison avant de l'assise permet à la colonne vertébrale d'assumer naturellement une position assise favorisant une courbure lombaire en lordose. Cette affirmation a aussi été démontrée dans une l'étude de Frey et Tecklin [1986]. On constate aussi à la Figure 1-34 que la stature (hauteur de la colonne vertébrale) des sujets a tendance à diminuer (1.8 mm) sur la chaise ayant un dossier convexe, tandis qu'elle augmente sur la chaise sans dossier (0.5 mm).

Eklund et Corlett [1984] arborèrent dans le même sens en démontrant que l'utilisation d'un dossier engendrait la diminution de la hauteur de la colonne vertébrale, tel qu'illustré à la Figure 1-35.

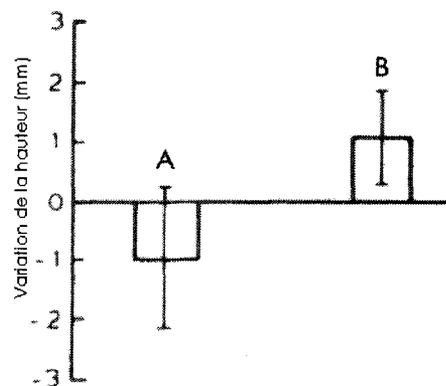


Figure 1-35 : Variation de la hauteur de la colonne vertébrale (A) avec dossier et (B) sans dossier [Eklund et Corlett, 1984].

Makhsous et coll. [2003] démontrèrent qu'un support lombaire ajusté additionné d'une inclinaison de l'assise favoriserait grandement la lordose de la courbure lombaire. En effet, ils mesurèrent, à l'aide de radiographies (se référer à la Figure 1-17), l'angle de la lordose en position debout et la comparèrent à celle obtenue en position assise avec un support lombaire partiellement ajusté (30 % de la courbure lombaire) ainsi qu'à la position assise avec support lombaire ajusté (100 % de la courbure lombaire) et ce, pour des angles d'inclinaison d'assise de 0° et de 18° du BPS (se référer à la Figure 1-16). Les résultats obtenus sont inscrits au Tableau 1-4.

Tableau 1-4 : Mesure de l'angle de la courbure lombaire moyenne \pm écart-type pour différentes conditions de tests [Makhsous et coll., 2003].

Inclinaison		Support lombaire	Angle lordose lombaire
Position debout			53,95 \pm 1,92°
Position assise	0°	Partiellement ajusté	23,54 \pm 21,31°
	18°	Partiellement ajusté	32,63 \pm 22,25°
	0°	Ajusté	38,94 \pm 14,61°
	18°	Ajusté	47,86 \pm 11,89°

De ces résultats, Makhsous et coll. [2003] affirmèrent qu'une chaise possédant un support lombaire ajusté couplé d'une inclinaison de 18° favoriserait grandement la lordose lombaire, puisque les angles mesurés s'approchent grandement des angles de la position debout.

L'utilisation d'un support lombaire peut aussi permettre la redistribution du poids du tronc sur ce dernier, réduisant ainsi les charges sur la colonne vertébrale et engendrant conséquemment une diminution de l'activité musculaire du dos [Lander et coll., 1987 ; Bendix et coll., 1996 ; van Dieën et coll., 2001 ; Makhsous et coll., 2003].

1.2.4.2 Dispositifs dynamiques

Le cinquième critère de conception servant à s'assurer qu'une chaise possède un plein potentiel quant à la diminution des douleurs dorsales est le mouvement du corps. En effet, comme on a pu le lire précédemment, il serait avantageux de concevoir des sièges qui permettraient et faciliteraient le mouvement et le changement de positions d'un individu plutôt que de le contraindre dans une position assise « idéale » [Congleton et coll., 1985 ; Bridger et coll., 1989 ; van Deursen (L.L.) et coll., 1999 ; McGill et coll., 2000 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000 ; Callaghan et McGill, 2001 ; van Dieën et coll., 2001 ; Moizi, 2006, Spinalis, 2006]. Le mouvement du corps permettrait de diminuer la pression intradiscale en plus de réduire la fatigue au niveau des muscles du dos.

Il existe plusieurs dispositifs permettant le mouvement d'un utilisateur en position assise. La plupart du temps, les chaises dites dynamiques n'offrent qu'un degré de liberté dans le plan sagittal (Figure 1-36 A, flèche orange). Pour ce faire, les concepteurs laissent l'inclinaison de l'assise libre, permettant un mouvement antéro-postérieur du bassin.

Quelques rares chaises dynamiques possèdent quant à elles deux degrés de liberté, ce qui offre à la fois un mouvement dans le plan sagittal et frontal. Les fabricants laissent libre l'assise de s'incliner antéropostérieurement et médio-latéralement (Figure 1-36 B, flèche verte). Finalement, certains concepteurs de chaises dynamiques ont favorisé le mouvement du corps dans trois degrés de liberté, permettant au sujet de bouger en plus dans le plan transversal (Figure 1-36 C, flèche bleue).

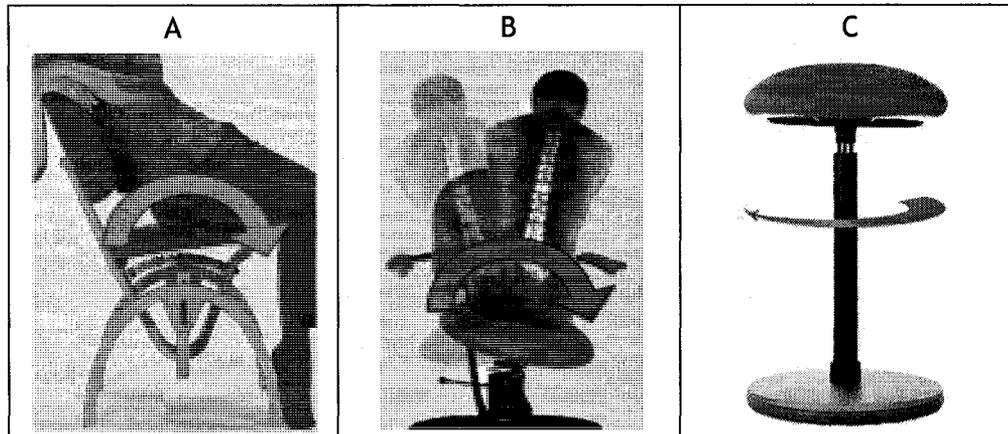


Figure 1-36 : Chaises dites dynamiques (A) à un degré de liberté (plan sagittal) [Moizi, 2006], (B) à deux degrés de liberté (plan sagittal (non-illustré) et plan frontal) [Spinalis, 2006] et (C) à trois degrés de liberté (plans sagittal, frontal et transverse) [Moizi, 2006].

À la lumière de la revue de littérature, nous pouvons résumer les critères de conception ainsi que leur fonction dans le Tableau 1-5.

Tableau 1-5 : Rappel des critères de conception et de leur fonction.

Critères de conception	Fonctions
Inclinaison de l'assise vers l'avant	<ul style="list-style-type: none"> • Favorise la lordose lombaire • Diminuer la pression sur le pli fessier
Augmentation de la hauteur de l'assise	<ul style="list-style-type: none"> • Favoriser la lordose lombaire
Type d'assise (selle de cheval, moulée ou cousinée, tissu poreux et rugueux, devant retourné vers l'intérieur ou cousiné)	<ul style="list-style-type: none"> • Favoriser la lordose lombaire • Meilleure distribution du poids • Ventilation et fixation du sujet • Diminuer la pression sur le pli fessier
Support lombaire	<ul style="list-style-type: none"> • Favoriser la lordose lombaire • Favoriser le maintien ou l'augmentation de la hauteur de la colonne vertébrale • Diminuer l'activité musculaire du dos
Dispositifs dynamiques	<ul style="list-style-type: none"> • Favoriser le maintien ou l'augmentation de la hauteur de la colonne vertébrale • Diminuer l'activité musculaire du dos • Favoriser le mouvement du tronc

1.3 Objectifs de recherche

Afin de diminuer ou d'éliminer les douleurs dorsales de la région lombaire associées à la position assise, les études recensées ont proposé plusieurs critères de conception qui devraient être considérés lors de la conception d'une chaise. Parmi les chaises existantes sur le marché, ce sont les chaises dynamiques qui présentent un concept à potentiel intéressant quant à la diminution des douleurs dorsales puisque ces dernières présentent des caractéristiques répondant presque entièrement à tous les critères de conception proposés par la littérature. Le premier objectif du présent projet est donc de concevoir une chaise qui favorise le mouvement du corps tout en s'assurant de répondre aux autres critères de conception énoncés.

La littérature nous propose aussi plusieurs façons de déterminer si une chaise pourrait favoriser ou non la diminution des maux de dos. Le second objectif visera donc à évaluer biomécaniquement l'utilisation d'une chaise dynamique expérimentale. Cette évaluation se fera en comparant trois types de chaises (chaise dynamique à deux degrés de liberté, à un degré de liberté et chaise standard sans appui pour les bras et sans dossier) et en répondant aux hypothèses suivantes :

- **Hypothèse 1** : si nous mesurons le déplacement du centre de masse dans le plan frontal par rapport au centre de la colonne vertébrale (représenté par l'apophyse épineuse de L5), nous pensons que la chaise dynamique à deux degrés de liberté favorisera davantage la conservation du centre de masse au centre de la colonne, diminuant les moments musculaires, la fatigue musculaire ainsi que l'inconfort associés à la position assise.
- **Hypothèse 2** : si nous enregistrons le mouvement de la chaise et du tronc dans les plans frontal, nous croyons que ce mouvement sera plus grand sur la chaise dynamique à deux degrés de liberté. Aussi, on pense que les données de mouvement (chaise et tronc) dans le plan sagittal seront supérieures sur la chaise dynamique (à un ou deux degrés de liberté) que sur la chaise standard. Le mouvement du tronc devrait engendrer une alternance de l'activité musculaire ainsi qu'une diminution de la compression des disques intervertébraux, favorisant l'oxygénation des muscles ainsi que l'échange fluïdique des disques intervertébraux, laissant l'opportunité aux unités motrices de type I de se relaxer [van Deursen (L.L.) et coll., 1999 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000 ; van Dieën et coll., 2001 ; McGill et coll., 2006 ;

Teasdale et coll., 2007].

- **Hypothèse 3** : si nous calculons l'angle de la courbure lombaire en position assise par rapport à la position de référence, nous nous attendons à enregistrer une diminution dans le changement de l'angle sur la chaise dynamique à un ou deux degrés de liberté. Une courbure lombaire normale aurait comme avantage de diminuer la pression intradiscale et l'activité musculaire de la région lombaire [Keegan, 1953 ; Andersson et coll., 1974 ; Makhsous et coll., 2003].
- **Hypothèse 4** : si nous calculons le maintien de l'angle de la courbure lombaire, nous pensons qu'elle sera davantage maintenue sur la chaise dynamique à un ou deux degrés de liberté.
- **Hypothèse 5** : si nous mesurons la force sous les tubérosités ischiatiques ainsi que sous les pieds, nous pensons mesurer une valeur plus faible sous les tubérosités sur la chaise dynamique à un ou deux degrés de liberté. Cette diminution de la force sous les ischions favoriserait la diminution de la pression sous les fesses ainsi que sur les nerfs, veines et artères de cette région, ce qui aurait comme effet d'améliorer le confort des sujets et de diminuer les douleurs associées à ces pressions [Andersson et coll., 1974 ; Lander et coll., 1987, Hermanns et coll., 1999].
- **Hypothèse 6** : si nous enregistrons l'activité musculaire de la région lombaire et des cuisses, nous nous attendons à voir des données d'activité plus faibles au niveau du dos et plus élevées au niveau des cuisses sur la chaise dynamique à un ou deux degrés de liberté. Une diminution de l'activité musculaire engendre inévitablement une diminution de la fatigue musculaire en favorisant l'oxygénation des tissus et l'apport sanguin vers les muscles [Yu et coll., 1988 ; van Deursen (L.L.) et coll., 1999 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000 ; Callaghan et McGill, 2001 ; van Dieën et coll., 2001 ; McGill et coll., 2002 ; Makhsous et coll., 2003].

Chapitre 2.

CONCEPTION D'UNE CHAISE DYNAMIQUE

Ce chapitre décrit la chaise dynamique qui a été conçue et fabriquée en vue de favoriser le mouvement dynamique du corps tout en s'assurant de répondre, dans la mesure du possible, aux critères de conception énoncés dans le chapitre précédent. Puisqu'il est difficile de concevoir une chaise répondant à tous ces critères, seuls les suivants ont été retenus pour ce projet : l'inclinaison de l'assise, la hauteur de l'assise ainsi que l'ajout de dispositifs dynamiques. Les deux critères restants, c'est-à-dire, le type d'assise ainsi que le support lombaire n'ont pas été intégrés au concept puisque nous ne croyons pas qu'ils joueront un rôle important dans l'obtention d'une lordose lombaire ou d'un mouvement dynamique. En effet, nous croyons que l'assise de type « selle de cheval » n'aura pas un assez grand impact sur la lordose et nous pensons qu'elle pourrait engendrer des douleurs au niveau du pli fessier en plus de provoquer de la fatigue aux membres inférieurs dû aux forces latérales appliquées sur celui-ci, comme mentionné par Congleton et coll. [1985]. Nous sommes aussi d'avis que l'ajout d'un dossier pourrait potentiellement forcer la cyphose lombaire, s'il est mal employé, comme l'a démontré l'étude de Bendix et coll. [1996].

La Figure 2-1 illustre la chaise dynamique conçue dans le cadre de cette étude. Elle est constituée de quatre parties : l'assise, le système d'ajustement de la hauteur, le système d'ajustement de la rigidité ainsi que la base. Parce que la chaise permet le mouvement de

l'assise tel un pivot inversé et puisque la rigidité de la partie dynamique est ajustable, la chaise a été baptisée siège pivotant à rigidité variable, ou SPRV. Les sections qui suivent décrivent comment les critères de conception d'une chaise furent intégrés à chacune des quatre parties du SPRV.

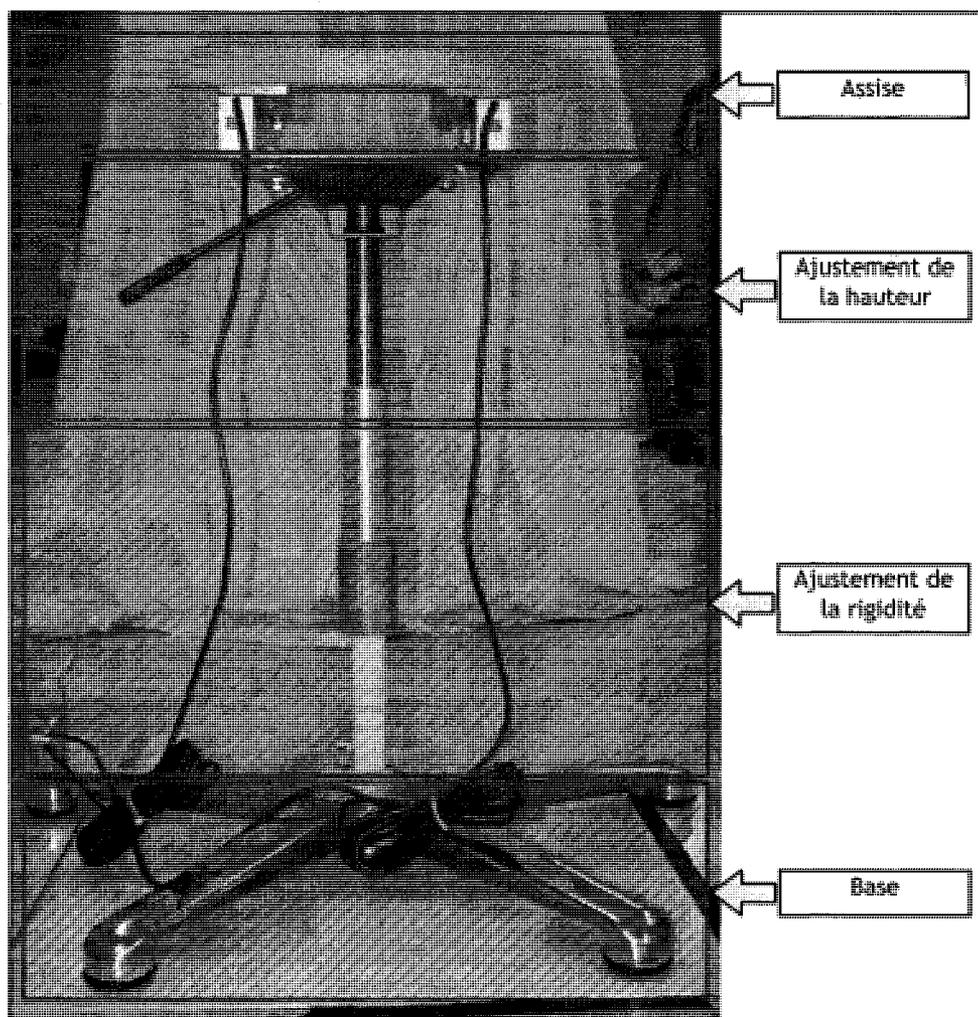


Figure 2-1 : Vue frontale du siège pivotant à rigidité variable (deux degrés de liberté montré).

2.1 Assise

L'assise (Figure 2-2) du SPRV est faite de bois aggloméré d'environ 2 cm d'épaisseur. Elle est ovale et est plus large que profonde : elle doit être assez large pour pouvoir appuyer les tubérosités ischiatiques de tous les types de gabarits, et doit être juste assez profonde pour que les tubérosités soient sur l'assise et ce, sans que les cuisses y soient supportées.

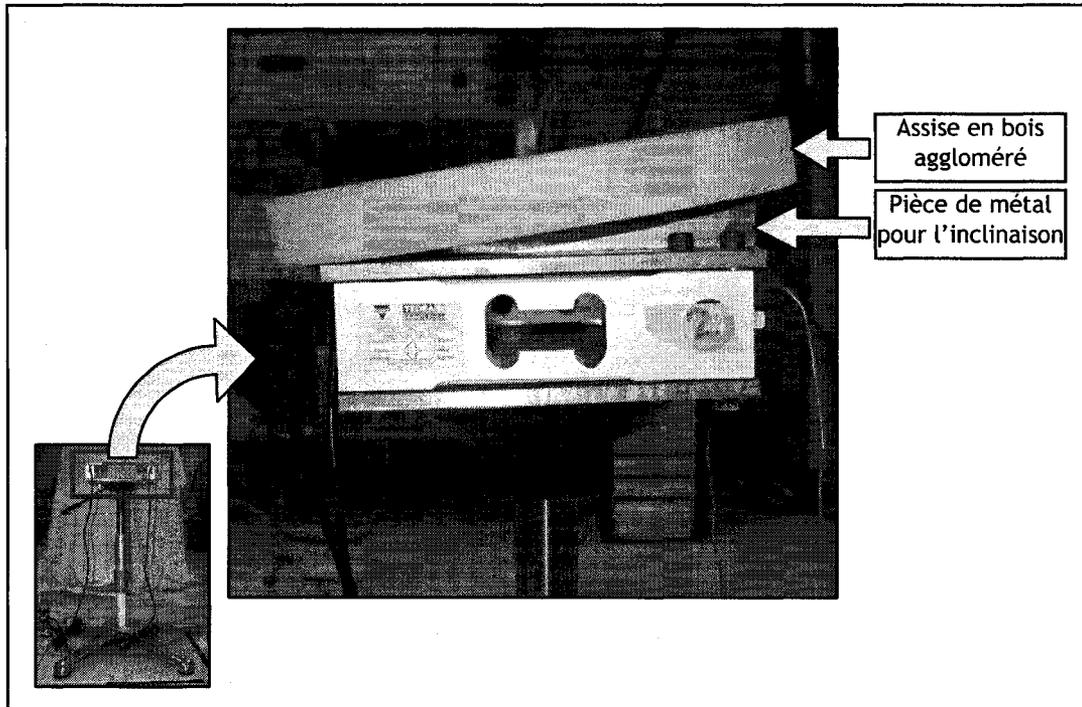


Figure 2-2 : Vue sagittale de l'assise du SPRV.

En effet, nous croyons qu'éliminer le support aux cuisses aura comme effet de permettre aux tubérosités ischiatiques de jouer leur rôle de pivot et de ne pas contraindre la rotation du bassin autour de celles-ci, favorisant ainsi davantage l'obtention d'une courbure lombaire en lordose (Figure 2-3).

Puisque les recherches de Bendix [1984] démontrèrent que les sujets avaient moins apprécié un angle d'inclinaison antérieur prononcé ($15-20^\circ$), nous avons décidé d'opter pour une inclinaison antérieure d'assise de 7.5° pour le SPRV, ceci étant à mi-chemin entre les valeurs maximales et minimales suggérées [Mandal, 1974 ; Bendix, 1984 ; Frey et Tecklin, 1986 ; Bridger et coll., 1989 ; Hermanns et coll., 1999 ; CCHST, 2002]. Cet angle permet à l'utilisateur de ne pas se sentir éjecté vers l'avant [Bendix et coll., 1984] en plus de diminuer la charge sur la cuisse. En effet, il n'est pas facile de s'habituer au transfert de poids que procure une assise inclinée et nous avons considéré qu'il serait plus avantageux pour les tests de conserver la valeur de l'angle dos-cuisse au minimum (i.e. 115°). On note aussi qu'à cet angle, aucun support lombaire n'est requis [Keegan et coll., 1953 ; Mandal, 1974]. Finalement, l'inclinaison de l'assise et la petitesse de la profondeur rendent presque impossible la compression du nerf sciatique, de la veine fémorale ou de l'artère fémorale en plus de diminuer la pression sur le pli fessier.

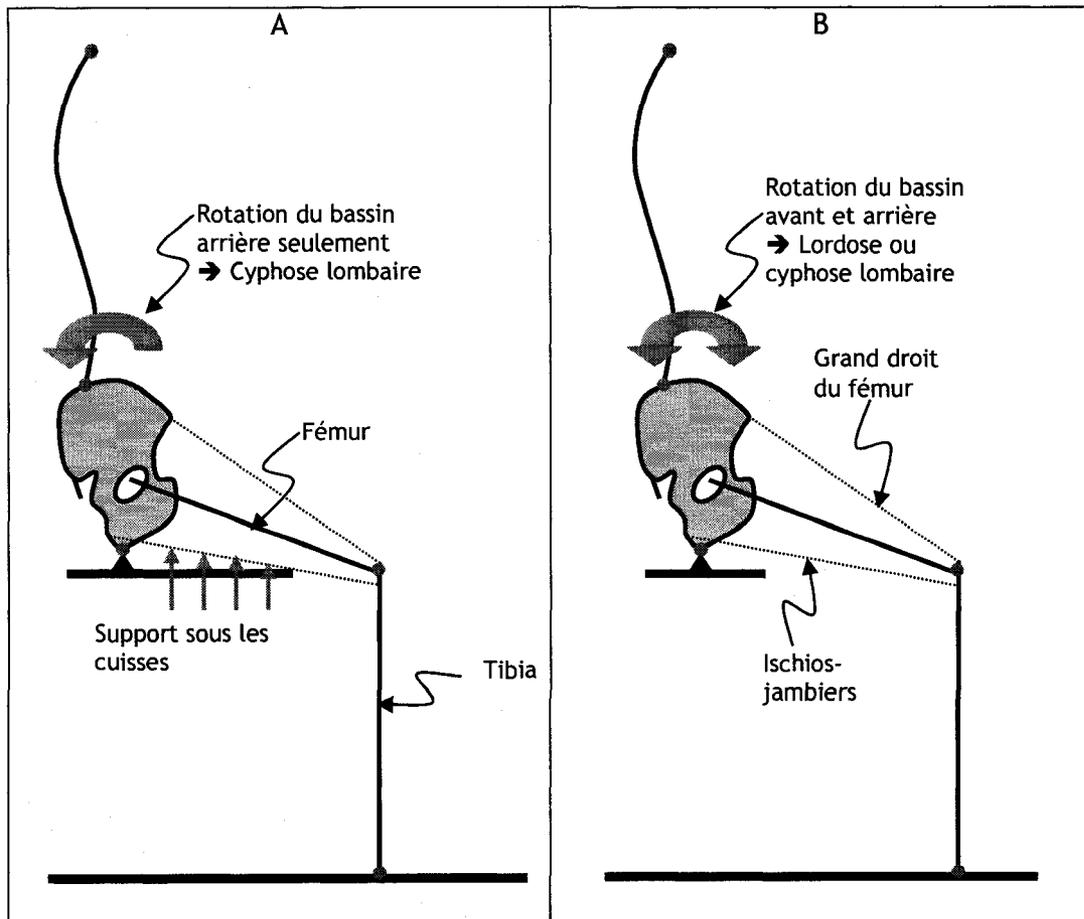


Figure 2-3 : (A) Cuisses supportées par l'assise et (B) cuisses non supportées par l'assise.

2.2 Système d'ajustement de la hauteur

Le système d'ajustement de la hauteur (Figure 2-4) est composé d'un vérin *SUSPA* (Suspa Holding, Altdorf, Allemagne) nécessaire afin de faire varier la hauteur ainsi que d'un système d'attachement *SUSPA* faisant le lien entre l'assise et le vérin et comprenant de plus la manette d'ajustement. Tel que mentionné à la section 1.2.4.1, la hauteur de la chaise doit être telle que l'angle entre le dos et la cuisse se situe entre 115° et 135° . Pour le présent concept, on a choisi la hauteur du siège de manière à ce que le sujet obtienne un angle d'environ 115° . Le SPRV doit donc varier entre 58,5 et 64,8 centimètres pour satisfaire ce critère. Les spécifications du système d'attachement et des vérins sont disponibles en Annexe 1.

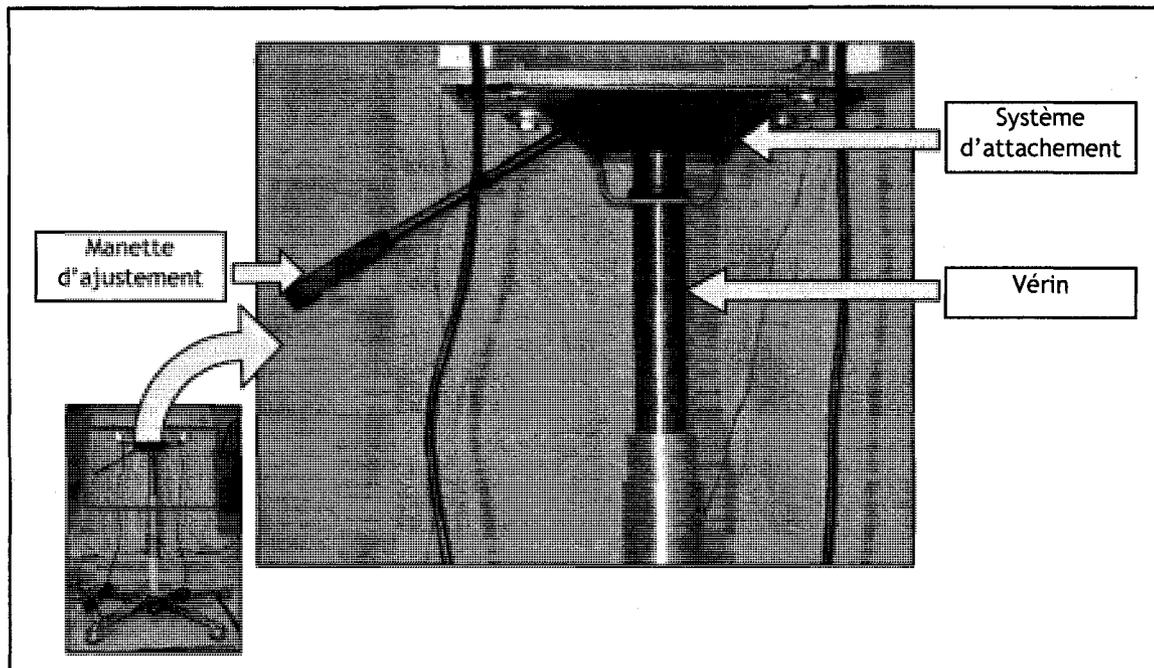


Figure 2-4 : Vue frontale du système d'ajustement de la hauteur.

2.3 Système d'ajustement de la rigidité

Le système d'ajustement de la rigidité est la partie la plus importante du SPRV puisque c'est cette section qui lui permet d'être mobile, diminuant ainsi potentiellement la pression intradiscale, la fatigue musculaire et par conséquent, le risque d'apparition de douleurs dorsales [Congleton et coll., 1985 ; Bridger et coll., 1989 ; van Deursen (L.L.) et coll., 1999 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000 ; Callaghan et McGill, 2001 ; van Diën et coll., 2001 ; McGill et coll., 2006 ; Teasdale et coll., 2006]. Puisque la force musculaire et la masse des gens ne sont pas semblables d'une personne à l'autre, le système d'ajustement de la rigidité permettra à l'utilisateur de choisir son degré de mobilité pour lui permettre d'être plus confortable et à l'aise sur un tel type de siège. De plus, puisqu'il peut être fatiguant à la longue pour les jambes de soutenir le poids du corps afin de stabiliser ce dernier, le système d'ajustement de la rigidité permettra de plus à l'utilisateur de rendre le système plus rigide (sans nécessairement être complètement rigide) en diminuant la longueur de la tige d'élastomère.

Le système d'ajustement de la rigidité (Figure 2-5) comporte une tige d'élastomère, un cylindre d'ajustement et une bague de serrage qui permettent tous deux de varier la longueur de la tige d'élastomère de 0 à 12 cm ainsi qu'un guide qui relie l'extérieur du

vérin à l'élastomère ; il a pour effet d'éliminer les efforts en flexion que pourrait subir la tige du vérin lorsque cette dernière est sortie. Le guide ainsi que le cylindre d'ajustement sont faits d'aluminium afin de diminuer le poids du siège, tandis que la bague de serrage est fabriquée dans une pièce de bronze afin d'éviter le plus possible le coincage entre les filets de cette pièce et du cylindre d'ajustement. Les dessins techniques sont disponibles à l'Annexe 1.

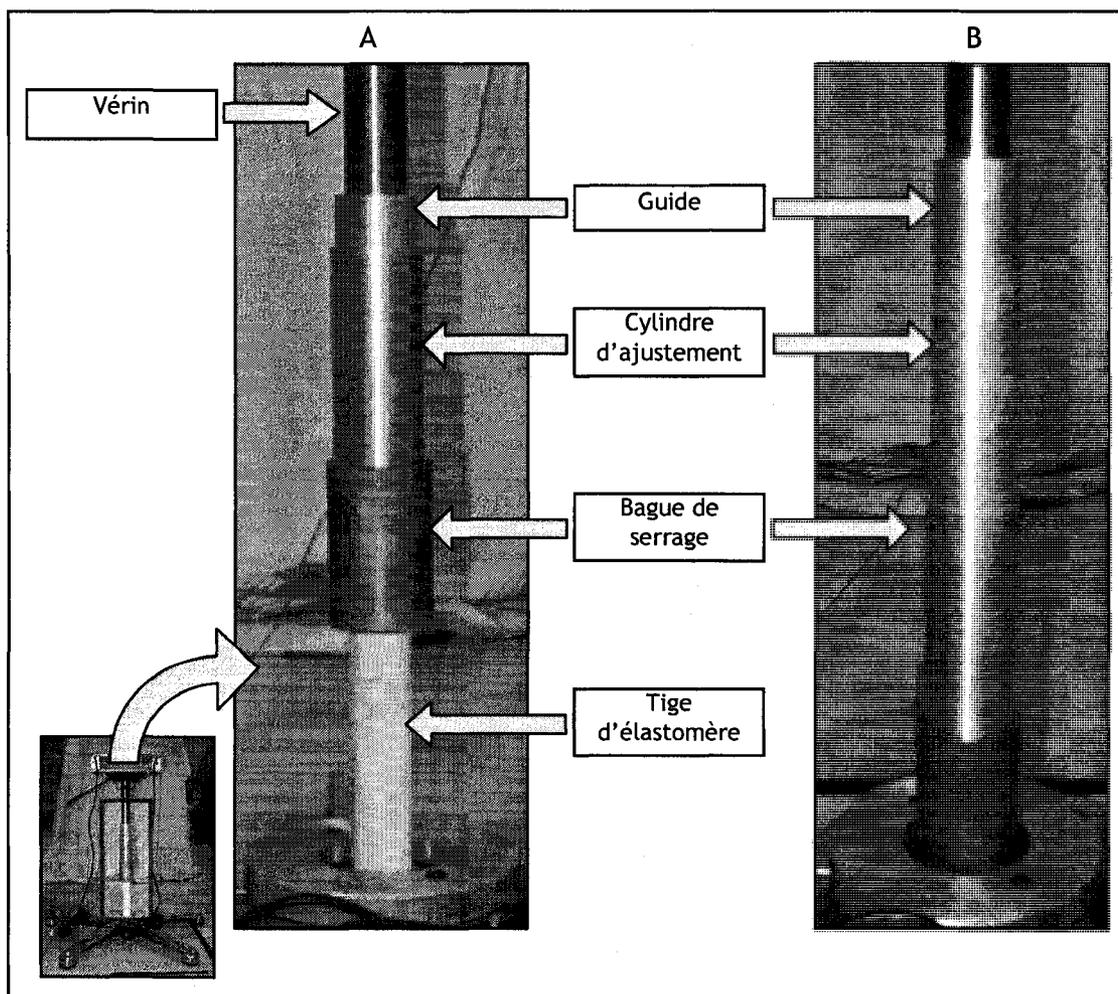


Figure 2-5 : Vue frontale du système d'ajustement de la rigidité. En (A), la tige a sa longueur maximale (12 cm) et en (B), elle est à sa longueur minimale (0 cm).

La tige d'élastomère est la particularité du SPRV. Elle permet un mouvement de l'assise dans le plan frontal et sagittal (deux degrés de liberté) en plus de permettre à l'utilisateur de varier la mobilité entière du siège. En effet, en faisant varier la longueur de tige découverte, on modifie la rigidité du système et par conséquent, la stabilité entière du siège. Un sujet qui n'utilise pas ses membres inférieurs pour maintenir une position stable

sur la chaise dynamique alors que la longueur de l'élastomère découvert rend le système instable tombera au sol. Ce système oblige donc le sujet à utiliser ses jambes pour se maintenir en position stable.

Afin de rendre le système à la fois stable et instable, on a dû choisir un matériau dont le module d'Young permettait un tel exploit. L'explication du choix du matériau ainsi que tous les détails entourant le dimensionnement de la tige d'élastomère sont disponibles à l'Annexe 1, Annexe 8 et Annexe 9.

Finalement, pour certains tests, il doit être possible de bloquer le degré de liberté médio-latéral. Pour ce faire, on a utilisé deux fer-angles parallèles ajustés très près de la bague de serrage, ce qui permet un mouvement du siège antéropostérieur seulement.

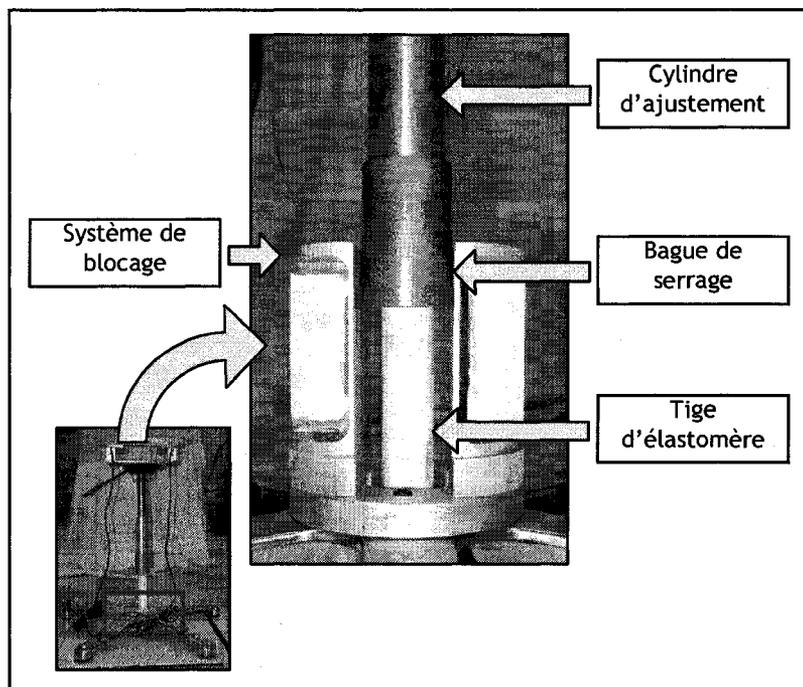


Figure 2-6 : Vue frontale du système de blocage du degré de liberté médio-latéral.

2.4 Base

La base en aluminium (Figure 2-7) a été achetée chez un distributeur de pièces de chaises (Suspa Holding, Altdorf, Allemagne). Son centre, d'un diamètre de 50 mm, permet d'insérer un adaptateur (Figure 2-7) qui sert à relier la base à l'élastomère. Les dessins techniques de la base ainsi que de l'adaptateur sont disponibles à l'Annexe 1.

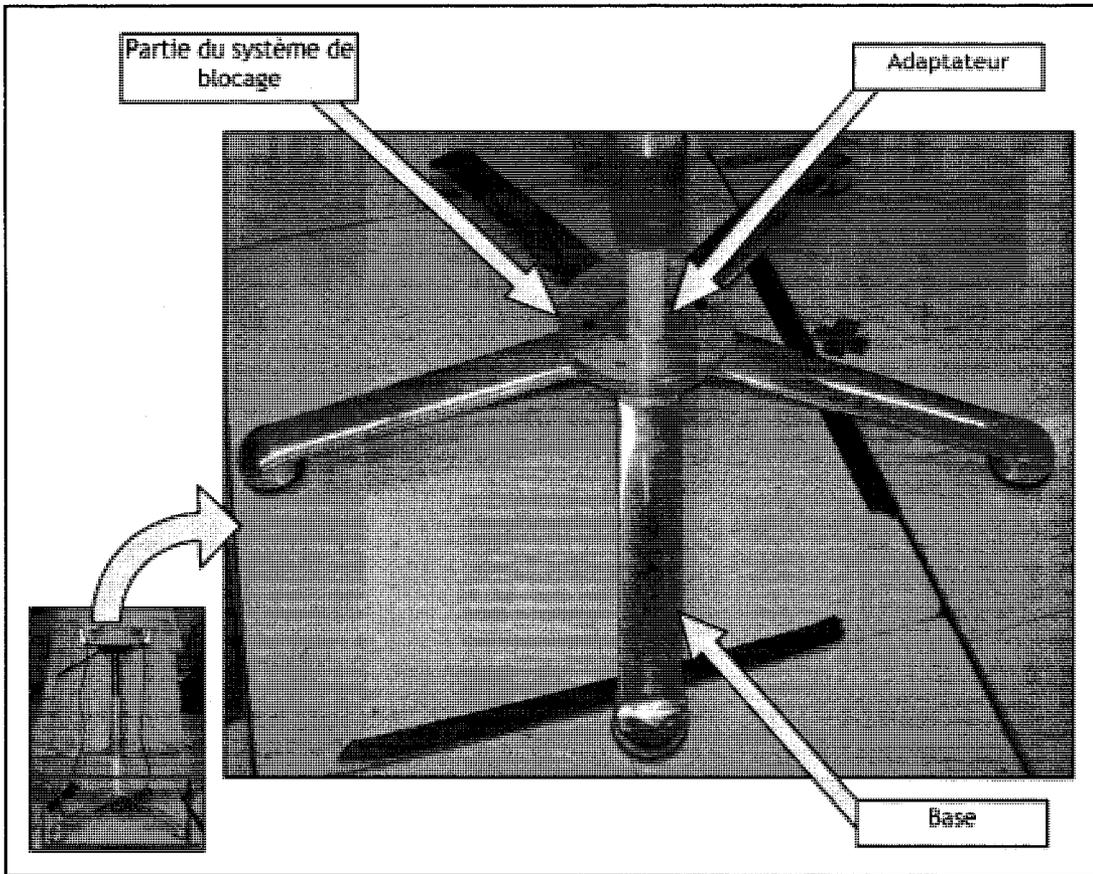


Figure 2-7 : Base et adaptateur.

Chapitre 3.

MÉTHODOLOGIE

Le présent chapitre décrit la méthodologie employée afin d'évaluer biomécaniquement la chaise dynamique conçue dans ce projet. Les instruments ainsi que les locaux utilisés sont ceux du Centre de recherche sur le vieillissement - Axe de réadaptation gériatrique, Pavillon d'Youville, à Sherbrooke.

3.1 Montage expérimental

Afin d'obtenir des résultats comparatifs et d'ainsi confirmer les hypothèses énoncées à la fin du Chapitre 1, il a été établi que les cinq critères d'évaluation suivants devaient être mesurés alors que le sujet était assis sur une chaise standard (CS), une chaise dynamique à un degré de liberté (SPRV1) et une chaise dynamique à deux degrés de liberté (SPRV2) :

1. la position du centre de masse dans le plan frontal (section 3.5.1) ;
2. le mouvement du tronc et du SPRV dans les plans frontal et sagittal (section 3.5.2) ;
3. l'angle de la courbure lombaire et le maintien de celle-ci (section 0) ;
4. la distribution des forces sous les points de contact (section 3.5.4) et
5. l'activité musculaire et la fatigue du dos et des membres inférieurs (section 3.5.5).

Pour ce faire, nous avons utilisé différents instruments de mesures, soit des plateformes de force, des capteurs de force, des électrodes de surface électromyographiques ainsi que des marqueurs et des caméras optoélectroniques.

3.1.1 Carte d'acquisition

L'acquisition de données des plateformes de force, des capteurs de force ainsi que des signaux EMG a été faite à 1000 Hz à l'aide de la carte d'acquisition *ODAU II* (NDI, Waterloo, ON, Canada). Les signaux des caméras optoélectroniques ont quant à eux été enregistrés à 100 Hz, aussi à l'aide de la carte d'acquisition *ODAU II*. Cette carte permet de synchroniser l'acquisition de plusieurs signaux analogues. Les spécifications de la carte d'acquisition sont disponibles à l'Annexe 11 et la chaîne d'acquisition des instruments est disponible à l'Annexe 12.

3.1.2 Plateforme de force

Afin de déterminer la position du centre de masse sur la chaise standard ainsi que pour connaître la distribution des forces sous les tubérosités ischiatiques et les pieds, trois plateformes de force *OR6-7-2000* et *OR6-7-1000* (AMTI, Watertown, MA, USA) (Figure 3-1 A) furent utilisées. Les signaux des plateformes avaient une amplitude pouvant varier entre 0 et 1 volt et il était donc nécessaire d'amplifier ces signaux afin d'avoir une meilleure plage de valeurs. Le gain était fixé à 1000 pour les 3 plateformes à l'aide d'amplificateurs *MSA-6* (AMTI, Watertown, MA, USA) (Figure 3-1 B).

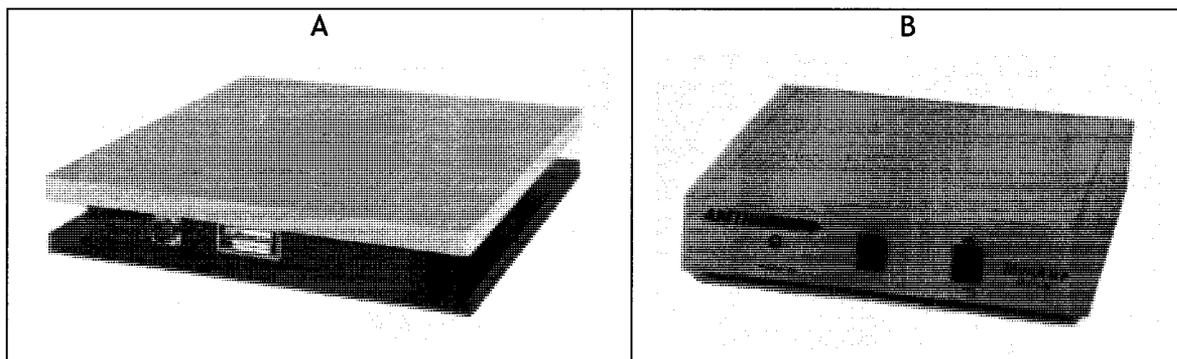


Figure 3-1 : (A) Plateforme de force *OR6-7* et (B) amplificateur *MSA-6* (AMTI, Watertown, MA, USA).

Ces amplificateurs permettaient aussi un filtrage passe-bas de 1000 Hz. Théoriquement, puisqu'on a filtré à 1000 Hz, on aurait du échantillonner ces données à 2000 Hz afin d'éviter tout repliement spectral. Toutefois, en position assise, la puissance du signal est fortement concentrée entre 0 et 30 Hz. La quantité de puissance dans le signal au-delà de 500 Hz est si faible qu'on peut se permettre de filtrer à 1000 Hz au lieu de 2000 Hz, ce qui

est très facilitant au niveau de la quantité de données à enregistrer et de la correspondance avec les données de caméras (qui ont été échantillonnées à 100 Hz).

Les plateformes de force sont calibrées chez le fournisseur et le Centre de recherche sur le vieillissement possède un certificat de calibrage pour chacune de celles-ci. Ces certificats fournissent une matrice de calibrage 6 x 6 qui est utilisée lors du traitement des données. Lors des tests, les plateformes de force étaient positionnées tel qu'illustrée à la Figure 3-2.

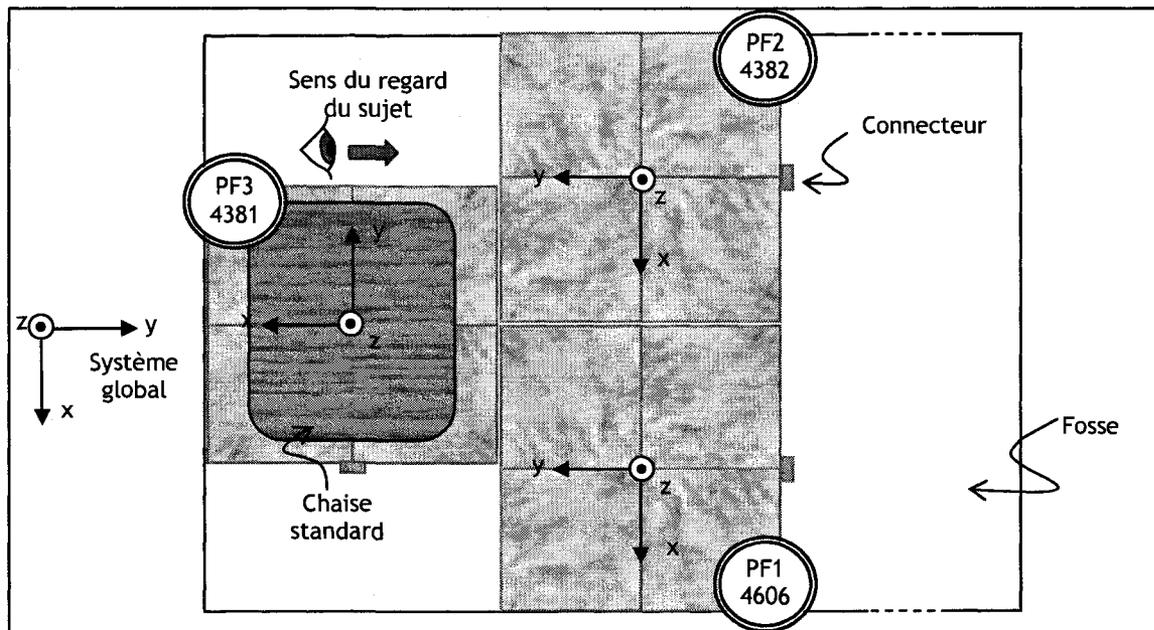


Figure 3-2 : Positionnement des plateformes de force et de la chaise standard. L'orientation du regard du sujet y est aussi représentée.

Les spécifications de ces plateformes de force sont disponibles à l'0 et celles des amplificateurs, à l'Annexe 6.

3.1.3 Capteurs de force

Afin de mesurer la position du centre de masse sur le SPRV à un et deux degrés de liberté, un système composé de deux capteurs de force uniaxiaux *Tedea-Huntleigh 1042* (Intertechnology, Don Mills, ON, Canada) (Figure 3-3 A) d'une capacité de 981 N chacune a été utilisé. Puisque les valeurs de sorties de ces capteurs de force se situaient entre 0 et 1 volts, le signal était amplifié à l'aide de deux amplificateurs *SGCM-401* (Intertechnology, Don Mills, ON, Canada) (Figure 3-3 B).

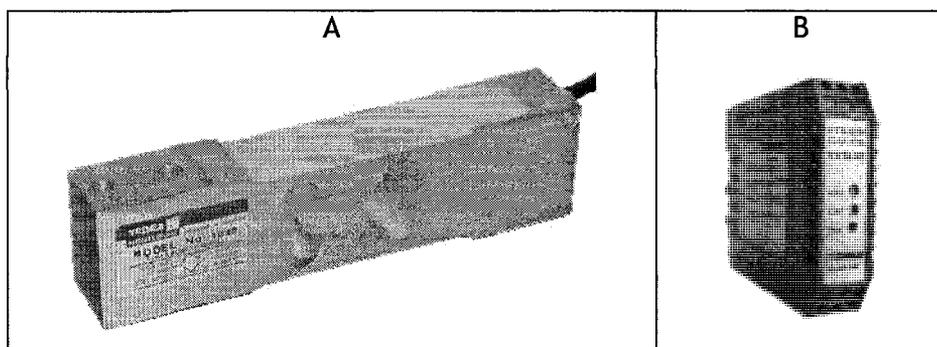


Figure 3-3 : (A) Capteur de force TedeA-Huntleigh 1042 et (B) amplificateur SGCM-401 (Intertechnology, Don Mills, ON, Canada).

Ces amplificateurs filtrent le signal en sortie à 1000 Hz et ce, pour les mêmes raisons énoncées dans la section précédente. Ces capteurs de force n'ont pas besoin d'être calibrés ; par contre les amplificateurs doivent être ajustés pour obtenir une valeur adéquate en Newton et ce, avant de débiter la série de tests. À l'aide d'un voltmètre, on a donc ajusté le zéro de l'amplificateur puis on a optimisé le gain en tournant le bouton SPAN de façon à obtenir une plage de données semblables aux mesures qui étaient prises lors des tests. Ensuite, le gain a été déterminé pour chacun des capteurs (en N/V) en ajoutant plusieurs masses calibrées les unes après les autres sur un capteur à la fois. Les mesures de voltages ainsi enregistrées étaient notées à chacune des masses ajoutées et la même procédure était répétée en déchargeant le capteur de force de manière à déterminer l'hystérésis du système. Dans notre cas, aucune hystérésis n'a été dénotée. Les valeurs de gains obtenus sont disponibles à l'Annexe 9 et sont utilisés lors du traitement des données. Les spécifications des capteurs de force et des amplificateurs sont disponibles aux Annexes 7 et 8.

3.1.4 Électrodes de surface

Les électrodes de surface (Figure 3-4 A) *DE-2.1* (Delsys, Boston, MA, Maine) ont servi à mesurer l'activité électrique des muscles (EMG). Puisque le signal typique de l'activité musculaire est de l'ordre du microvolt, il est nécessaire de l'amplifier. Dans le présent projet, un amplificateur *Bagnoli* (Delsys, Boston, MA, Maine) à 8 entrées (Figure 3-4 B) a été utilisé et un gain de 1000 a été choisi afin d'obtenir une plage de lecture variant entre 100 et 300 mV. L'amplificateur utilisé effectue le filtrage passe-bande (20-450 Hz) pour éliminer les artéfacts de mouvement ainsi que le repliement spectral et est pourvue d'une isolation électrique pour éviter les blessures au sujet.

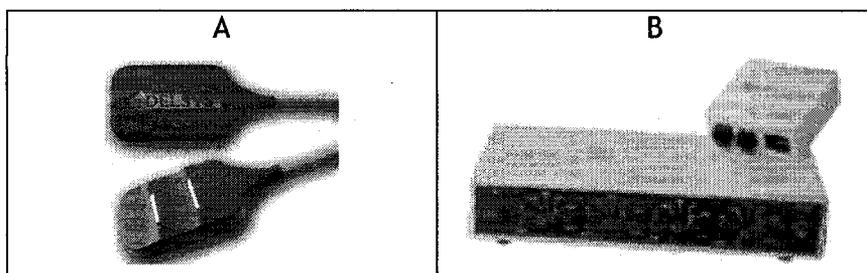


Figure 3-4 : (A) Électrodes électromyographiques et (B) amplificateur (Delsys, Boston, MA, Maine).

Les électrodes EMG fournissent des signaux relatifs. Le calibrage des signaux consiste donc à fixer une valeur de référence, qui est une valeur de contraction musculaire maximale volontaire (CMV) pour chacun des sujets, pour les différents muscles. Dans notre cas, il s'agissait de contractions sous-maximales (CSV) puisqu'on voulait être en mesure d'enregistrer de très petites variations de l'activité musculaire et que le calibrage faite à partir d'une contraction maximale des muscles ne nous aurait pas permis cela. Aussi, il est dangereux de demander à des sujets non-habitués de performer des contractions maximales volontaires (CMV) et les installations où se situaient les tests n'étaient pas adéquats pour ce type d'exercice. Les données enregistrées tout au long des tests sont toujours exprimées en fonction des valeurs sous-maximales (%CSV) obtenues lors du calibrage initial du sujet. Le détail des tests requis pour le calibrage est expliqué à la section 3.3 et les spécifications sont disponibles à l'Annexe 9 ainsi qu'à l'Annexe 10.

3.1.5 Marqueurs et caméra optoélectroniques

Afin de déterminer le mouvement du tronc ainsi que la courbure lombaire du sujet, un système complet *Optotrak 3020* (NDI, Waterloo, ON, Canada) a été utilisé. Ce système comprend une caméra optoélectronique (Figure 3-5 A), des marqueurs actifs (Figure 3-5 B), des distributeurs de signal (« strobber ») (Figure 3-6 A) ainsi qu'une unité de contrôle (Figure 3-6 B).

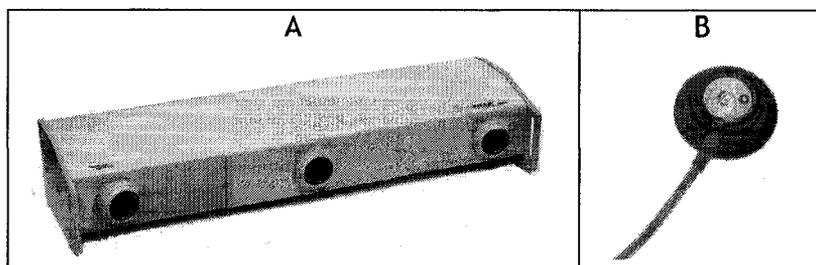


Figure 3-5 : (A) Caméra optoélectronique et (B) marqueurs optoélectroniques (NDI, Waterloo, ON, Canada).

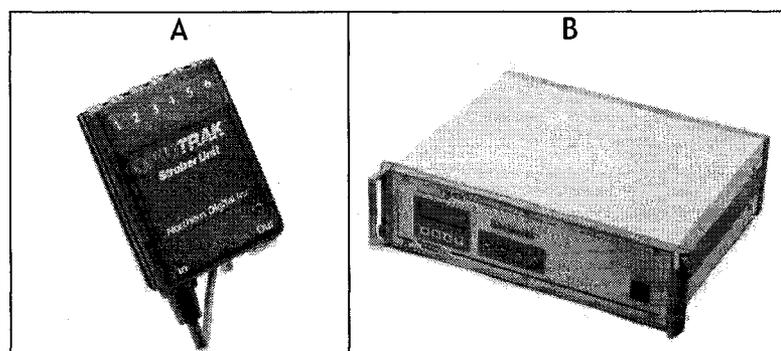


Figure 3-6 : (A) Distributeur de signal et (B) unité de contrôle (NDI, Waterloo, ON, Canada).

De part le positionnement des marqueurs sur le sujet, une seule caméra a été utilisée, ce qui a simplifié l'utilisation de cette pièce d'équipement. Dix marqueurs ont été positionnés sur le corps des sujets tel qu'illustré à la Figure 3-7 et deux distributeurs de signaux ont été nécessaires afin de compléter le branchement.

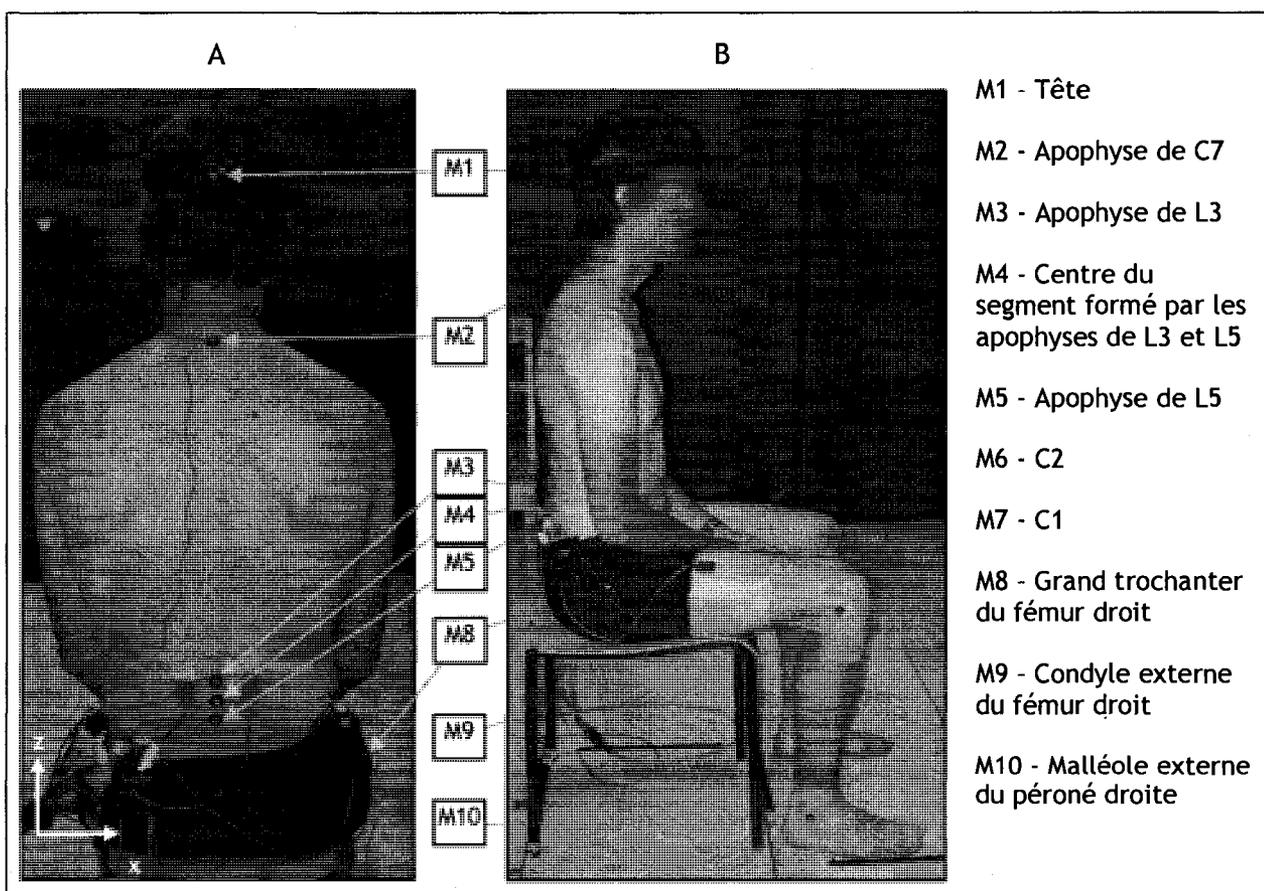


Figure 3-7 : Emplacement des marqueurs optoélectroniques sur un sujet (A) dans le plan frontal, vue postérieure et (B) dans le plan sagittal. Les marqueurs M6 et M7 ne sont pas représentés.

La caméra et les marqueurs optoélectroniques n'ont pas besoin de calibrage. Cependant, afin de bien localiser les marqueurs, l'espace de travail et les plateformes de force dans l'environnement de travail, certains points doivent être numérisés. À l'aide du programme *Toolbench* (NDI, Waterloo, ON, Canada) et d'un corps rigide, on a numérisé les points A, B et C dans cette ordre (Figure 3-8), en indiquant ensuite au programme que le point A est l'origine, le point B fait partie de l'axe Y et que le point C fait partie du plan XY. Par la suite, on a numérisé les plateformes de force dans l'espace, afin de connaître l'endroit exact de leur origine géométrique. Les points 1 à 9 ont été pointés dans l'ordre, tel qu'indiqué sur le schéma suivant (Figure 3-8). Les valeurs enregistrées seront utilisées lors du traitement des données.

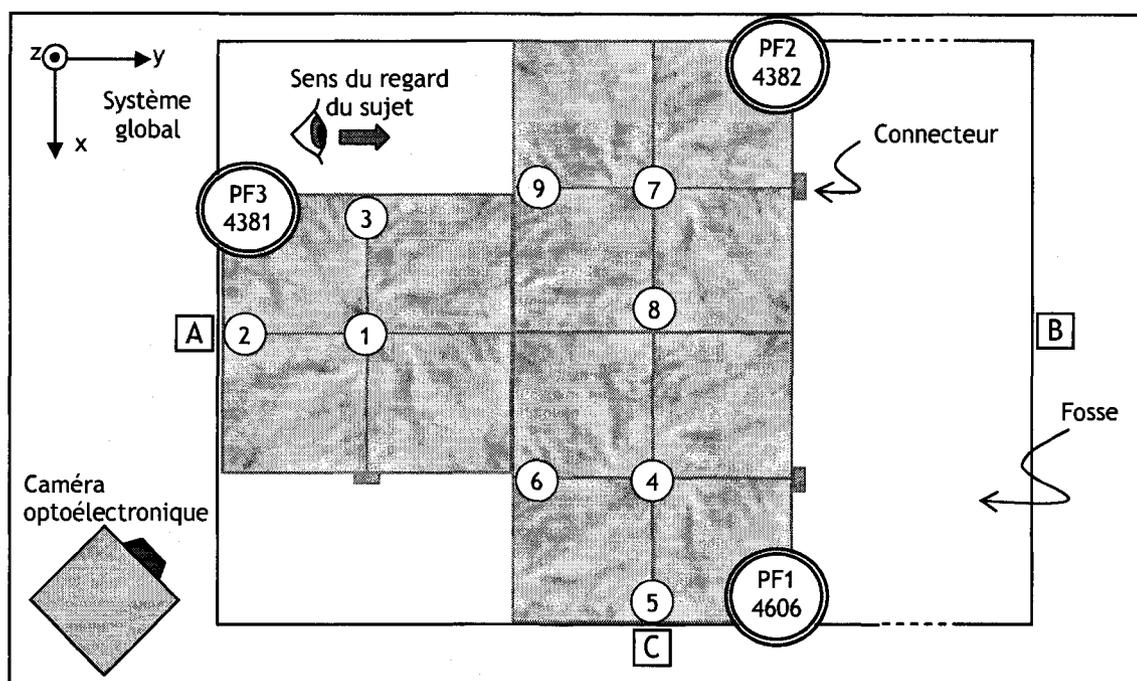


Figure 3-8 : Positionnement des plateformes de force, de la caméra Optotrak (NDI, Waterloo, ON, Canada) et de la chaise standard. Se référer à la Figure 3-2 pour des informations supplémentaires.

3.1.6 Chaises

La chaise standard (CS) a une hauteur moyenne de 44,45 centimètres et est inclinée de 7,5 ° postérieurement, comme illustré à la Figure 3-9. Lors des tests, elle était toujours disposée de manière à ce que ses quatre pattes soient entièrement placées sur la plateforme de force 3 (PF3), comme représenté à la Figure 3-9.

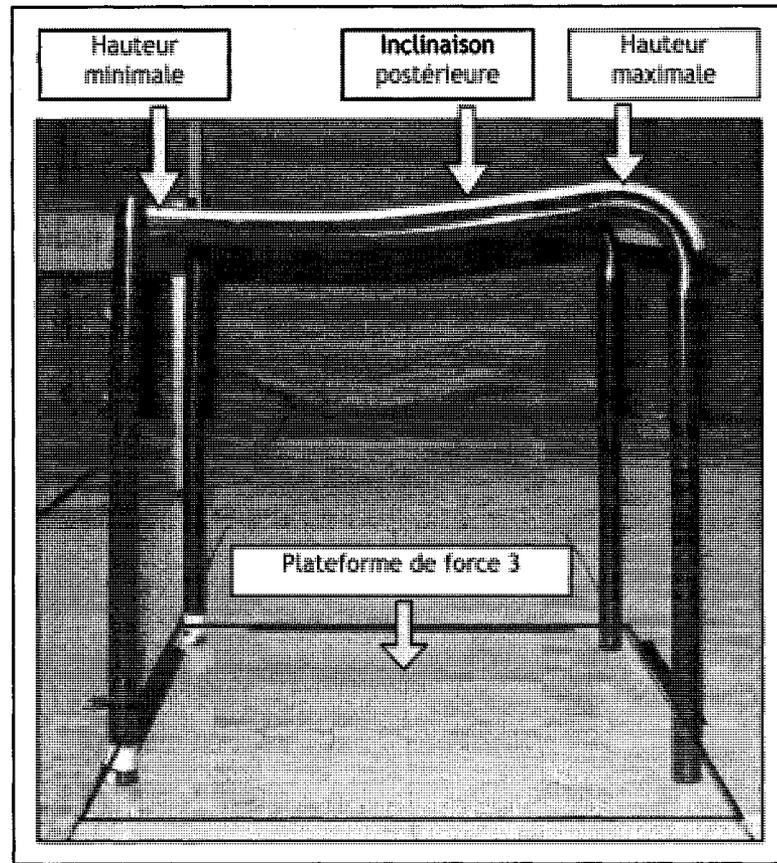


Figure 3-9 : Chaise standard.

Le SPRV, quant à lui, est incliné de $7,5^\circ$ antérieurement et possède une hauteur pouvant varier entre 58,5 et 64,7 centimètres afin d'obtenir un angle dos-cuisse de 115° pour chacun des sujets (Figure 3-10). Cette chaise n'était pas entièrement disposée sur la PF3 puisqu'on n'utilisait pas cette plateforme pour ce montage ; on utilisait plutôt les capteurs de forces placés sous l'assise du SPRV (Figure 3-11).

Finalement, pour tous les tests, la rigidité du siège était identique pour chaque individu et était positionnée au minimum (longueur de la tige d'élastomère maximale), afin d'obtenir le système le plus mobile possible et instable (i.e. le siège est instable si le sujet décide de lever ses pieds du sol).

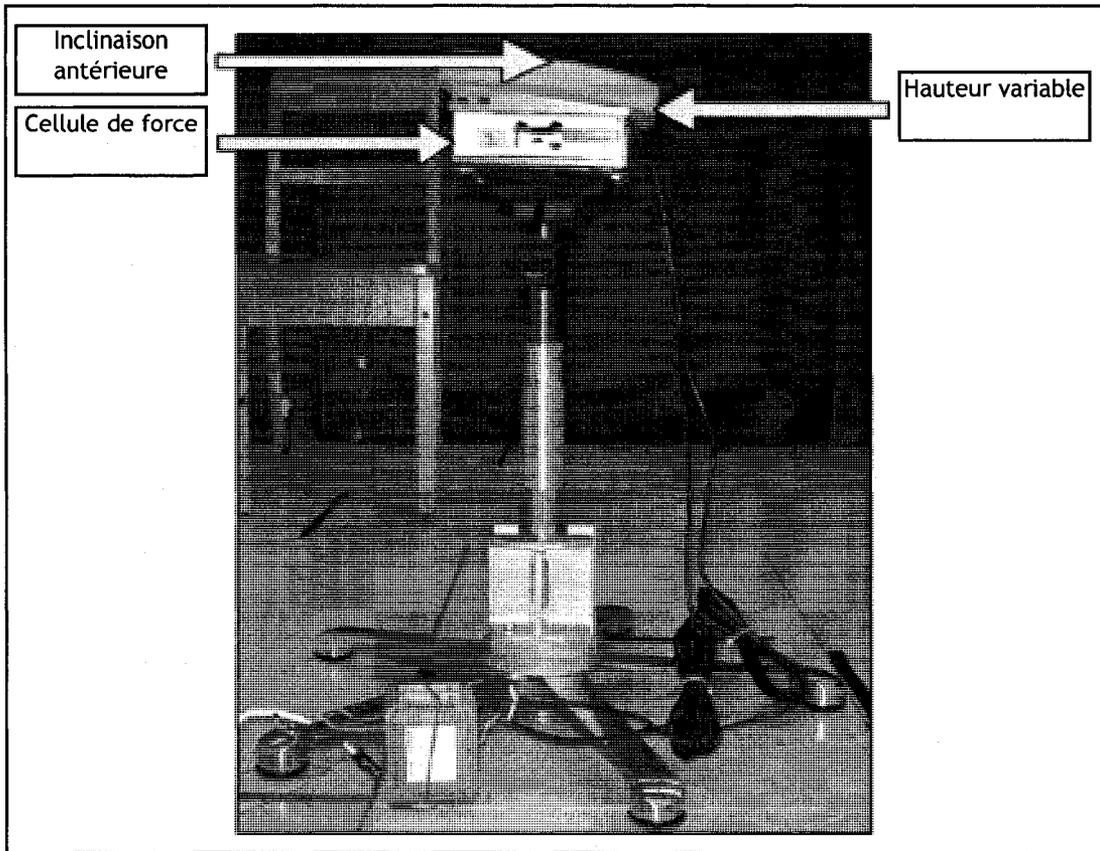


Figure 3-10 : SPRV (un degré de liberté d'illustré).

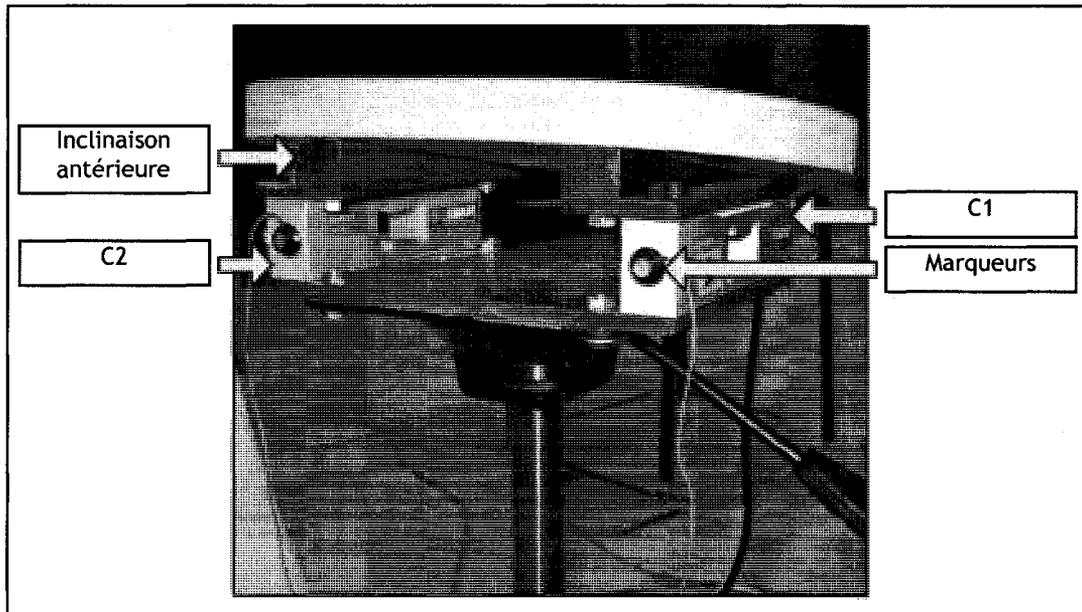


Figure 3-11 : Positionnement des capteurs de force du SPRV.

Pour tous les montages, les deux autres plateformes de force servaient à accueillir chacun des pieds du sujet, le pied droit étant placé sur la plateforme 1 (PF1) et le pied gauche, sur la plateforme 2 (PF2). On devait faire attention de ne placer aucune patte de chaises sur les PF1 et PF2 afin de ne pas fausser les résultats.

3.2 Participants

Huit sujets ont été recrutés par le biais d'annonces faites sur le campus de l'Université de Sherbrooke à la Faculté de Génie. Les candidats ont été choisis sur le principe du « premier arrivé, premier servi ». Tous les participants devaient être âgés de plus de 18 ans sans problème connu du dos ou des membres inférieurs et n'ayant aucun trouble neuro-musculosquelettique. Les participants devaient lire et initialiser chacune des pages du formulaire de consentement approuvé par le comité d'éthique de l'Institut universitaire de Gériatrie de Sherbrooke (Annexe 14) qui les informait de la nature de l'expérience à laquelle ils allaient participer.

3.3 Protocole expérimental

3.3.1 Arrivée du sujet et mesures anthropométriques

À l'arrivée du sujet au laboratoire du Centre de recherche sur le vieillissement (CRV), on lui demandait d'enlever ses bas, de revêtir un short moulant (style cuissard) et d'enlever son chandail si c'est un homme ou de revêtir une camisole si c'est une femme. On posait ensuite des repères au crayon lavable sur les endroits suivants : les apophyses des vertèbres C7, L3 et L5, le point milieu entre les apophyses des vertèbres L1 et L5, sur le grand trochanter droit, sur le condyle externe droit et sur la malléole droite. On mesurait ensuite la longueur du segment grand trochanter/condyle externe (L_c) et du segment condyle externe/malléole externe (L_j) et ces valeurs étaient notées dans un tableau. À titre indicatif, on demandait au sujet sa masse (m) ainsi que sa grandeur (h), que l'on inscrivait aussi au tableau. Finalement, on demandait au participant le niveau de fatigue de ses cuisses et du bas de son dos sur une échelle de 1 à 10 (1 étant très faible, voir nul, et 10 étant maximal, voir quasi-insoutenable). Ces valeurs servaient de références pour le sujet lors des tests.

3.3.2 Installation des électrodes EMG

Malgré le fait que les électrodes *DE-2.1* ne requièrent aucune préparation de la peau du sujet, on nettoyait celle-ci à l'aide d'alcool à friction afin d'éliminer les substances qui pourraient empêcher le ruban adhésif fixant les électrodes de bien y adhérer [Martel, 2006]. La région lombaire du dos ainsi que le dessus des deux cuisses ont donc été nettoyés. Les électrodes étaient apposées à 3 cm à gauche et à droite de l'apophyse de la vertèbre lombaire L3 (Figure 3-12 A) [Andersson et coll., 1974 ; Cholewicki et coll., 1997 ; van Dieën et coll., 2001 ; O'Sullivan et coll., 2002 ; Makhsous et coll., 2003], ainsi qu'au centre du vaste externe gauche et droit (Figure 3-12 B).

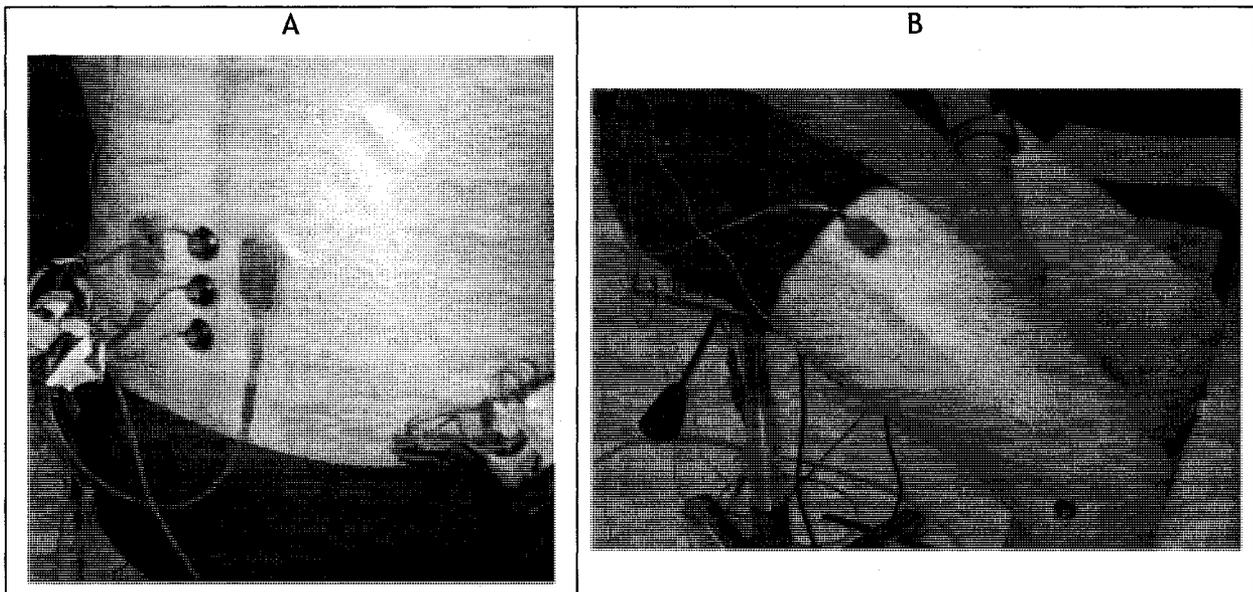


Figure 3-12 : Positionnement des électrodes EMG sur (A) les muscles du dos et (B) le quadriceps gauche.

Le vaste externe a été choisi suite à des pré-tests qui démontrèrent qu'il possédait une plus grande activité électrique en position assise que les trois autres muscles du quadriceps. Une électrode de référence a été positionnée sur l'avant de la jambe, de façon à être le plus possible en contact avec le tibia.

3.3.3 Calibrage des signaux EMG

On calibre ensuite le signal EMG de chaque muscle pour chacun des sujets. Pour enregistrer le signal de base des EMG du dos qui sera utilisé ultérieurement dans le traitement des données, on demandait au sujet de se coucher à plat ventre sur la

couverture au sol, les bras le long du corps, les pieds relâchés, la tête sur le côté et de maintenir cette position de repos pendant cinq secondes. Puisqu'il est dangereux de demander à des sujets non-habitués de performer des contractions maximales volontaires (CMV) et que les installations n'étaient pas adéquats, nous avons calibré les signaux EMG en fonction des contractions sous-maximales volontaires (CSV). Pour ce faire, on demandait au sujet, toujours couché à plat ventre au sol, d'effectuer une hyperextension du dos et de la maintenir pendant cinq secondes. Après un repos de 3 minutes qui évite la fatigue neuromusculaire [Martel, 2006], on demandait au sujet de répéter l'hyperextension.

Par la suite, pour enregistrer le signal de base des EMG des cuisses, on demandait au sujet de s'asseoir au fond d'une chaise possédant un dossier de manière relaxée et de conserver cette posture pour cinq secondes. Le sujet devait ensuite se relever et « faire la chaise » au mur, afin de connaître la contraction sous-maximale volontaire. Pour ce faire, un morceau de ruban adhésif a préalablement été placé au sol et sa position a été déterminée à l'aide de la mesure de la longueur de la cuisse prise en début de test. Le sujet devait placer sa malléole en ligne avec le ruban au sol et faire « la chaise » en prenant soin de descendre assez bas pour obtenir un angle aux genoux de 90° . On lui demandait ensuite de maintenir cette position pour cinq secondes, de se relever et de répéter la consigne une seconde fois après avoir pris un repos de trois minutes.

3.3.4 Installation des marqueurs optoélectroniques

Les dix marqueurs optoélectroniques ont été placés sur le corps et sur la chaise tels qu'illustrés à la Figure 3-7. Une fois les marqueurs en place, il était primordial de vérifier à l'aide de l'application *Optotrak 3D Text Viewer* (NDI, Waterloo, ON, Canada) si tous les marqueurs étaient visibles par la caméra.

3.3.5 Collecte de données

Une fois le sujet entièrement instrumenté et les signaux EMG calibrés, la collecte de données pouvait débuter. Le sujet se plaçait tout d'abord debout sur la PF1 afin que sa masse ainsi que sa courbure lombaire de référence en position debout puissent être enregistrées. Pour se faire, il lui était demandé de placer ses mains sur les cuisses, les genoux fléchis mais non barrés, le regard droit devant, la masse du corps bien répartie sur les deux pieds et de maintenir cette posture pour cinq secondes. La perception de son

niveau de fatigue initiale au dos (région lombaire) et des cuisses était ensuite noté, sur un échelle de 1 à 10.

Puisqu'on veut déterminer laquelle des chaises favorise le mieux la conservation de la lordose lombaire en position assise, il a été établi que deux consignes devaient être testées et ce, pour chacune des trois chaises (CS, SPRV1 et SPRV2). La première consigne (co1) demandait au sujet de s'asseoir sur la chaise de façon relaxée tandis que la deuxième (co2) lui demandait de maintenir, dans la mesure du possible, une courbure lombaire en lordose. Les consignes sont expliquées à l'Annexe 16.

Trois chaises et deux consignes à tester nous donnait six conditions différentes à tester, soient : CS-co1, CS-co2, SPRV1-co1, SPRV1-co2, SPRV2-co1 et SPRV2-co2. Si ces tests sont toujours répétés dans le même ordre d'un sujet à l'autre, l'effet de la consigne et de la chaise pourrait être biaisé. Pour éviter cela, l'ordre des tests a été randomisé et chacun des sujets effectuait les six tests dans un ordre différent. L'ordre de randomisation est disponible à l'Annexe 17.

Selon cet ordre, le sujet devait s'asseoir sur la chaise à tester pendant trois minutes puis devait se lever pendant trente secondes pour se reposer et réinitialiser sa position sur la chaise. Chacun des tests était répété trois fois et après chaque répétition, le sujet devait évaluer son niveau de fatigue du dos et des cuisses sur l'échelle de 1 à 10. Pendant les tests, le sujet regardait un film sur le vélo de montagne (ROAM - The Collective) sur l'écran qui était disposé à environ trois mètres de lui. La collecte de données durait au total soixante-trois minutes. Le protocole expérimental détaillé est présenté à l'Annexe 16.

3.3.5.1 Justification du temps de test

O'Sullivan et coll. [2006] démontrèrent, sur une période de 5 minutes de tests en position assise stable et instable, que la courbure lombaire variait grandement entre la première et la deuxième minute pour ensuite se stabiliser. Cette étude montra aussi que le déplacement du tronc varie pendant les 5 minutes de tests et que ce n'est pas le cas pour les EMG du bas du dos, qui eux sont constants peu importe le temps, le type d'assise, le côté, le sexe et l'âge. Puisque c'est la courbure lombaire, la position du centre de masse ainsi que le déplacement du tronc dans le temps qui nous intéresse, nous avons alors opté

pour un temps de consigne de trois minutes, ce qui nous permettait de réduire le temps de test total tout en s'assurant de pouvoir enregistrer des valeurs statistiquement significatives. Malgré les résultats obtenus par O'Sullivan et coll. [2006], nous avons tout de même décidé d'enregistrer les EMG du bas du dos pendant les tests ; on ne s'attend pas à mesurer une variation de ceux-ci, puisqu'on croit que le temps de mesure n'est pas assez long pour engendrer de la fatigue musculaire due à une position assise statique et qu'on alloue aussi plusieurs minutes de repos au sujet tout au long des tests.

3.3.5.2 Justification du temps de repos

Le temps de repos était principalement justifié par le besoin de repositionner le sujet sur l'assise à chaque essai, ce qui nous permettait d'obtenir des positions du centre de masse différentes à chacun des tests. Des tests préliminaires ont démontré que les résultats sont semblables si le sujet reste assis entre les trois essais, ce qui n'était pas recherché. Le temps de repos permettait aussi au chercheur de noter le niveau de fatigue du sujet.

3.3.5.3 Justification du nombre de répétitions

Le test était répété trois fois pour chacune des conditions afin de s'assurer de sa fiabilité.

3.4 Préparation des données et validations

Toutes les données ont été traitées à travers le programme *Matlab* (MathWorks, Natick, MA, USA) « Donnees.m », qui lui appelle plusieurs fonctions. Tous les programmes utilisés sont disponibles à l'Annexe 18. Les sections qui suivent décrivent les étapes qu'ont dues franchir les données initiales pour devenir des valeurs analysables.

3.4.1 Transformation des données binaires

Les fichiers de caméra « C0##.dat » (où ## identifie le numéro du sujet, de 10 à 17) ainsi que les fichiers de voltage « V0##.dat » étaient d'abord lus à l'aide de la fonction « CLecture3.m » qui transforme les fichiers binaires enregistrés par la carte d'acquisition en fichier de données brutes (en mètre ou volts). La fonction s'emploie comme suit :

$$[Frequence, Duree, Temps, DonneesV] = CLecture3 (NomV) ;$$

où *NomV* est le fichier de données de voltage binaire à traiter, *Frequence* est la fréquence

d'acquisition (Hz) des données, *Duree* est la durée d'acquisition (s) des données, *Temps* est le temps d'acquisition (s), *DonneesV* est la matrice composée de données de positions (m) des marqueurs obtenues à l'aide des caméras ou de données de voltage (V) obtenues des plateformes de force, des capteurs de force et des électrodes de surface.

3.4.2 Interpolation des données de position

Pour les fichiers de caméra, toutes les données de position des marqueurs obtenues dans la matrice *DonneesV* devaient être ensuite traitées à l'aide de la fonction « CInterpole4.m » afin d'interpoler linéairement les données manquantes, soit moins de 1 % des données. Interpoler les données empêche les divisions par zéro dans la suite des calculs. Ce problème est d'une part causé par l'obstruction du signal par des objets physiques et d'autre part, par le mouvement du sujet à l'extérieur de l'environnement d'enregistrement des caméras. La fonction s'utilise comme suit :

```
for j=1:10
    [DonneesI(:,j,:),PDTemps(j,:)] = CInterPol4(Temps,DonneesV(:,j,:));
    close
end
```

où *j* représente les dix marqueurs et *DonneesV* est la matrice des valeurs (m) à traiter. *DonneesI* est la matrice de données interpolées (m) pour tous les marqueurs en x, y et z.

3.4.3 Filtrage

Les données de position et de voltage transformées étaient ensuite filtrées afin d'éliminer les bruits environnants. La routine de filtrage incluse dans la fonction « CFiltrage2.m » emploie un filtre « Butterworth » passe-bas d'ordre deux et s'utilise telle que (exemple pour les données de positions interpolées) :

```
for k=1:10
    for r=1:3
        [DonneesF(:,k,r)] = CFiltrage2(Temps,DonneesI(:,k,r),f,FC);
    end
end
```

où *k* représente les dix marqueurs, *r* identifie les trois axes (x, y, z), *DonneesI* est la matrice de données de positions (m), de forces (Nm) et de moments (Nm) à traiter. Le *f* représente la fréquence d'échantillonnage (100 Hz pour les données cinématiques et 1000

Hz pour les autres) et FC est la fréquence de coupure désirée. Nous avons décidé d'utiliser une fréquence de coupure FC de 8 Hz afin de filtrer toutes les données, tel que suggéré par le livre de Winter [1990] concernant la cinématique de l'homme. La figure qui suit démontre l'effet du filtrage (Figure 3-13).

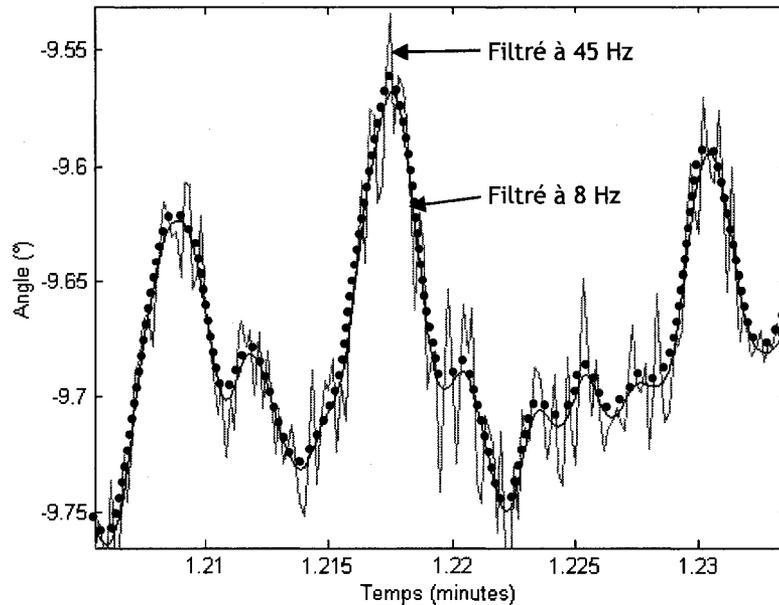


Figure 3-13 : Exemple de filtrage d'un signal à 45 Hz (en rouge) et à 8 Hz (en noir pointillé).

3.4.4 Transformation des données de voltage

Pour les fichiers de voltage, la matrice *DonneesV* contient trois types de données de voltage : les forces et les moments des plateformes, les forces des capteurs ainsi que les valeurs d'EMG. Les sections qui suivent expliquent leur transformation.

3.4.4.1 Plateformes de force

Les données provenant des plateformes étaient transformées de tension (V) à forces (N) et moments (Nm), à l'aide de la fonction « CForce3.m » qui contient la matrice de calibrage de chacune des plateformes (obtenue du fabricant). Elle s'emploie comme suit :

$$[DPF] = CForce3(Temps, DonneesV(:, 1:6), SN, 1000, Zero) / g;$$

où SN est le numéro de série de la PF, 1000 est le gain de la PF, $Zero$ est la valeur moyenne (V) de la PF à vide et le g est la constante d'accélération gravitationnelle (m/s^2), ce qui nous permet d'obtenir des forces en Newton. DPF est la matrice $[F_x F_y F_z M_x M_y M_z]$ des

valeurs transformées (N ou Nm).

Puisque les fichiers étaient trop volumineux pour procéder au traitement, la matrice de données de force a été rééchantillonnée à l'aide de la fonction « `decimate.m` » afin de diminuer le temps de compilation que prendront les prochains calculs. Voici un exemple d'utilisation de la fonction :

```
for k=1:6
    [Donnees_PF(:,k)]=decimate(DPF(:,k),R,'FIR');
end
```

où k est le numéro de la colonne de la matrice traitée (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z), R est le nombre de fois qu'on rapetisse le vecteur (dans notre cas, il est 10 fois moins long) et FIR est un filtre à réponse impulsionnelle fini passe-bas généré à l'aide de la fonction « `FIR1.m` » ayant comme fréquence de coupure $1/R$. $Donnees_PF$ est la matrice $[F_x F_y F_z M_x M_y M_z]$ des valeurs transformées (N ou Nm).

3.4.4.2 Capteurs de force

Les données de voltage des deux capteurs de force étaient traitées de manière à être directement transformées de tension (V) à force (N), telle que :

```
Donnees_C=(decimate(DonneesV(:,19),R,'FIR')-Zero_C)*Gain+Decalage);
```

où $Zero_C$ est la valeur moyenne (V) du capteur à vide, $Gain$ est le gain du capteur obtenu lors du calibrage et $Decalage$ est le léger « offset » calculé aussi lors du calibrage. On remarque qu'on a aussi fait un rééchantillonnage, du même style que pour les plateformes de force dans le but d'avoir des vecteurs de longueurs identiques. On obtient des valeurs de force dans la matrice $Donnees_C$ en Newton.

3.4.4.3 Électrodes électromyographiques

Les dernières données de voltage traitées étaient les valeurs d'activité musculaires, enregistrées à l'aide des électrodes de surface. Le traitement des signaux EMG permet de passer de signaux de distribution gaussienne à des signaux lissés et filtrés sont aisément utilisables lors du post-traitement. Il est possible d'effectuer ce traitement assez simplement à l'aide d'un « toolbox » *Matlab* [Clancy, 2005]. Les fonctions « `e_cal.m` » et « `e_amp.m` » ont été développées afin de faciliter le traitement des signaux EMG. La

fonction « e_cal.m » était utilisée pour obtenir les paramètres de calibrage. Voici un exemple d'utilisation de cette fonction :

```
EMGinfo=e_cal(dEMGMAX,1,dEMG0,1000,'SmoothFixWin',2000);
```

Seulement les signaux EMG au repos (*dEMG0*) et sub-maximaux (*dEMGMAX*) sont requis pour effectuer le calibrage. Ensuite, tous les signaux étaient traités à l'aide de la fonction « e_amp.m » qui utilise les paramètres de calibrage obtenus avec « e_cal.m » et les données brutes d'intérêts. La fonction est utilisée comme suit :

```
EMG(:,d)=e_amp(DonneesV(:,22), EMGinfo);
```

où *EMG* est le vecteur des données traitées (% CSM). Les données de cette fonction subissent les étapes suivantes :

1. L'atténuation du bruit et de l'interférence par filtrage est utilisée pour rejeter les artéfacts de mouvement, les interférences de la ligne d'alimentation, etc. [Martel, 2006]. Un filtre « Butterworth » passe haut d'ordre 5 dont la fréquence de coupure est de 15 Hz est utilisé lors de cette étude.
2. Le procédé de « whitening » d'un signal égalise la puissance spectrale de façon à se rapprocher du bruit blanc. Le « whitening » améliore le ratio signal sur bruit (« Signal-to-Noise Ratio » SNR) de l'estimation d'amplitude des signaux EMG.
3. La démodulation rectifie les signaux EMG qui ont subi le « whitening » et élève alors le résultat à une puissance « 1 » pour le traitement avec une moyenne mobile (MAV).
4. Le lissage permet de filtrer le signal, augmentant le SNR, bien qu'il dépend d'ajouter une erreur de biais à l'estimation. La sélection optimale de la forme du filtre de lissage équilibre l'augmentation dans le SNR avec l'ajout de ce biais [Martel, 2006]. Le lissage a été fait à l'aide du paramètre *SmoothFixWin*, qui permet d'effectuer une moyenne mobile sur une fenêtre fixe de données (fenêtre de 2 secondes).
5. Finalement, la relinéarisation inverse le procédé de puissance appliquée pendant l'étape de démodulation, retournant le signal aux unités de « EMGamp.m ».

Les résultats obtenus à la sortie de ces fonctions sont des signaux EMG filtrés, redressés et lissés prêts à l'utilisation.

3.5 Traitement des données

Avec les données transformées, interpolées et filtrées, nous sommes maintenant en mesure d'obtenir les valeurs des cinq critères d'évaluation. Ces données nous serviront dans le chapitre suivant à comparer les différentes conditions de tests et à déterminer lesquelles favorisent l'obtention et le maintien de la courbure lombaire normale tout en permettant au sujet de bouger au niveau de l'assise dans un ou deux plans.

3.5.1 Position du centre de masse dans le plan frontal

Nous cherchons à déterminer la position du centre de masse (CoM) dans le plan frontal par rapport au centre de la colonne vertébrale pour les différentes combinaisons. Pour ce faire, nous avons choisi l'apophyse épineuse de la vertèbre L5 pour représenter le centre de la colonne vertébrale dans le plan frontal. En effet, plusieurs auteurs (notamment L.L. van Deursen et coll., 1999 ainsi que D.L. van Deursen et coll., 2000) suggèrent que le joint formé par L5-S1 est le pivot du tronc, signifiant que l'apophyse épineuse de L5 reste immobile lorsque le tronc effectue une flexion latérale. En choisissant L5, on s'assure d'obtenir un repère représentant en tout temps le centre de la colonne vertébrale dans le plan frontal. On aurait pu utiliser l'apophyse épineuse de la vertèbre sacrale S1, qui est probablement encore plus immobile que L5 lorsqu'un sujet effectue une flexion latérale, mais la région sacrale est plus difficile à identifier (proximité des apophyses épineuses) et ce positionnement aurait demandé au participant de porter un short à taille très basse. Finalement, lors de tests préliminaires, nous avons constaté que le marqueur placé sur l'apophyse de la vertèbre L5 ne se déplace que très peu (moins d'un demi millimètre) en position assise sur le SPRV2, ce qui confirme le choix de la vertèbre L5 comme repère du centre colonne vertébrale.

Pour évaluer la position du CoM dans le plan frontal par rapport au centre de la colonne vertébrale lorsque le sujet est assis sur la chaise standard, nous avons utilisé les équations du centre de pression (CoP) d'une plateforme de force, tel que [AMT1, 2007] :

$$CoP_{x/OA} = - \left(\frac{M_y + Z_{off} \cdot F_x}{F_z} \right) \quad (3-1)$$

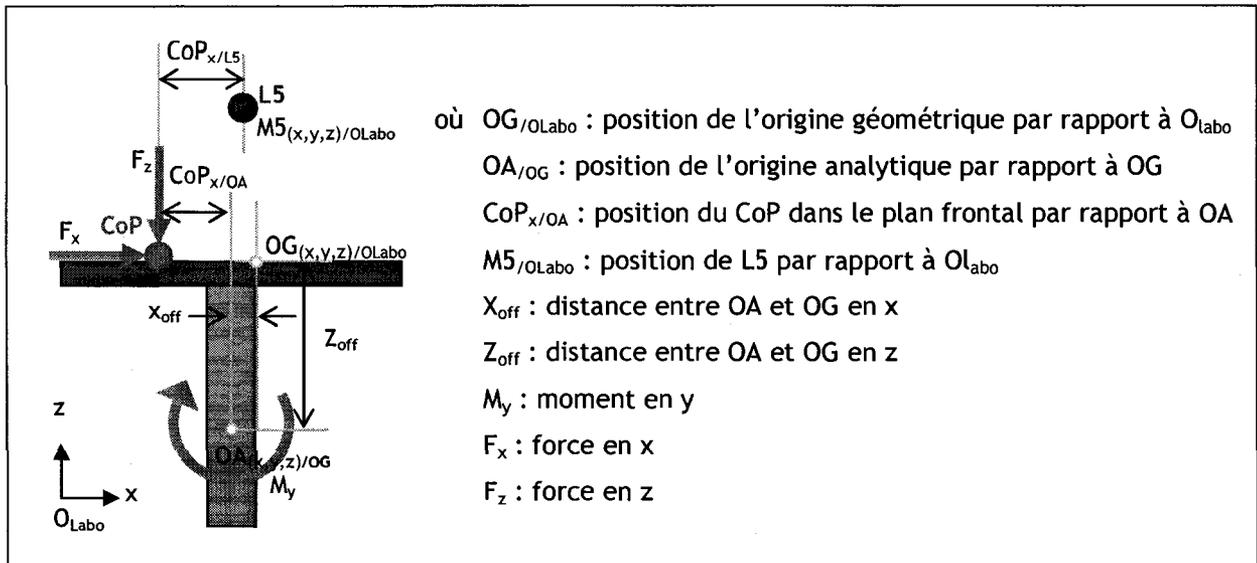


Figure 3-14 : Schéma illustrant le calcul du centre de masse sur la chaise standard.

Afin d'obtenir la position du CoP en fonction de $L5$ et non de l'origine analytique de la plateforme de force, il faut soustraire les valeurs suivantes :

$$CoP_{x/L5} = CoP_{x/OA} - X_{off} + OG_{/OLabo} - M5_{x/OLabo} \quad (3-2)$$

Il faut faire attention par contre en utilisant le calcul du centre de pression puisqu'il n'égal pas exactement le CoM [Winter, 2005] :

$$CoP_x - CoM_x = -\frac{I_f C\ddot{O}M_x}{Wh} \quad (3-3)$$

où CoP_x : position du CoP dans le plan frontal
 CoM_x : position du CoM dans le plan frontal
 I_f : moment d'inertie dans le plan frontal
 $C\ddot{O}M_x$: accélération du CoM_x
 W : masse du système
 h : hauteur

Cependant, puisque le sujet est assis de manière quasi-statique, l'accélération du CoM dans notre cas est quasi nulle ($C\ddot{O}M = 0$). Le terme à droite de l'équation peut donc être négligé et l'équation devient $CoP_x = CoM_x$. Afin de s'assurer de la véracité de cette simplification, des tests en laboratoire ont été faits (Annexe 19). La chaise a été placée sur une plateforme de force puis une charge d'environ 200 N a été placée au centre de celle-ci. Après avoir enregistré des données pour cinq secondes, le programme nommé « fcop.m » comprenant l'équation 3-1 fut utilisé pour calculer la position du CoM. Un exemple de résultat obtenu est présenté à la Figure 3-15.

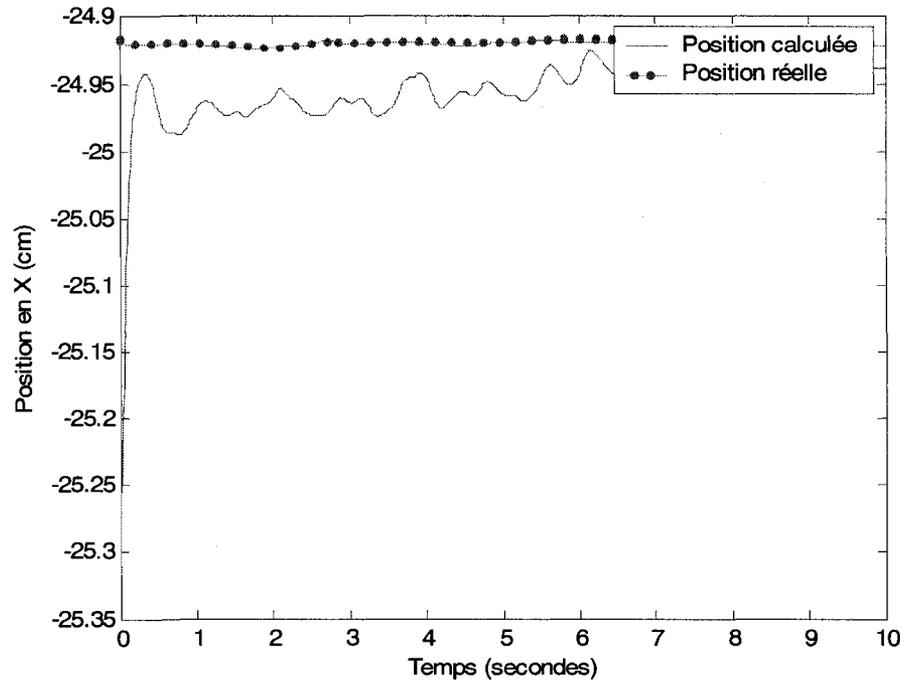


Figure 3-15 : Position du centre de masse calculée (en rouge) vs réelle (en bleu).

La position dite « réelle » du CoM a été obtenue en positionnant un marqueur optoélectronique environ au CoM de la masse. La différence entre la position réelle (en rouge pointillée) et celle calculée (en bleu) à l'aide de la plateforme et du programme « fcop.m » est très faible ($\approx 0,5$ mm) et peut être considérée comme négligeable. Les explications et d'autres graphiques sont disponibles à l'Annexe 19.

Une autre méthode a été utilisée afin de déterminer la position du CoM dans le plan frontal par rapport au centre de la colonne vertébrale dans le plan frontal sur le SPRV puisque le mouvement du siège aurait pu influencer la valeur de la position du CoM du tronc si on l'avait mesuré à l'aide d'une plateforme de force. Tels que montrés à la Figure 3-11 et illustrés à la Figure 3-16, deux capteurs de force (CF) sous l'assise du SPRV ont été disposés de manière à calculer la position du CoM dans le plan frontal.

$$CoM_{x/L5} = \frac{L_1 \cdot F_1 - L_2 \cdot F_2}{P} \quad \text{où } L_1 = L_s - L_2 \quad (3-4)$$

$$L_2 = \frac{(M_5 - M_6) \cdot (M_7 - M_6)}{\|M_7 - M_6\|}$$

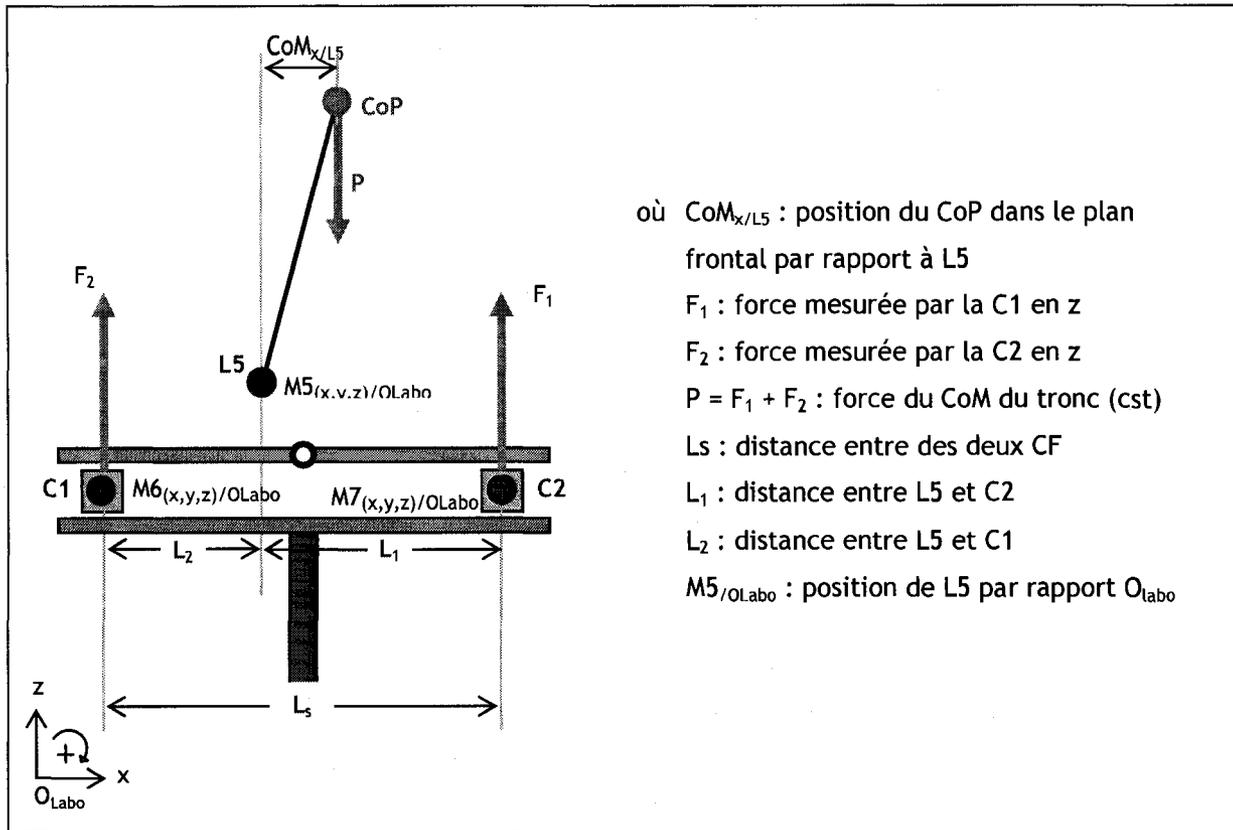


Figure 3-16 : Schéma illustrant le calcul du centre de masse sur le SPRV.

Plusieurs situations furent testées en laboratoire afin de valider ce calcul. Pour ce faire, nous avons placé le SPRV sur une seule plateforme de force et nous avons dû faire attention de bien solidifier la section d'élastomère pour qu'il soit stable. Selon le même principe expliqué dans les paragraphes précédents, nous avons placé un poids d'environ 200 N sur le SPRV et calculé le CoM à l'aide de la plateforme et du programme « fcop.m ». Nous l'avons ensuite comparé aux résultats obtenus à l'aide des deux capteurs de force et du programme « dist_copx.m ». La Figure 3-17 représente les résultats obtenus.

Nous remarquons que la différence entre la position du CoM calculée à l'aide de la plateforme et celle calculée à l'aide des capteurs est d'environ 0,05 cm, ce qui est négligeable. Cette différence pourrait être causée par un léger déplacement du SPRV qui aurait pu survenir si la section d'élastomère n'avait pas été bien solidifiée lors du test, ou bien par le positionnement des marqueurs au centre des deux capteurs de force. D'autres exemples sont disponibles à l'Annexe 20.

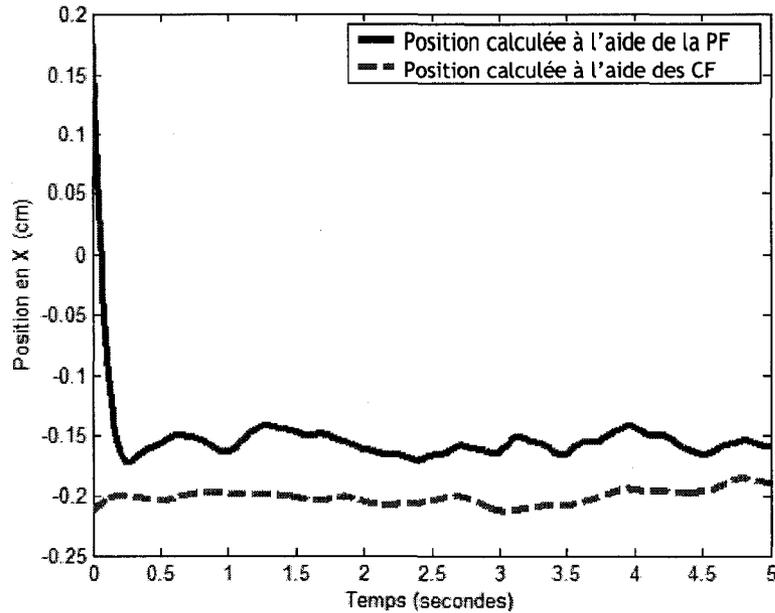


Figure 3-17 : Calcul du centre de masse d'un poids sur le SPRV à l'aide d'une plateforme de force (en bleu) et des deux capteurs de force (en rouge pointillé).

Finalement, en plus de connaître la position du CoM dans le plan frontal sur la CS et le SPRV à un et deux degrés de liberté, il est pertinent de connaître l'étendue du mouvement du CoM dans le plan frontal, tel que :

$$E_COM_x = COM_x \max - COM_x \min \quad (3-5)$$

À la fin du traitement des données, on obtient pour chacune des six combinaisons de tests et pour chacun des sujets dans le plan frontal :

- la moyenne de la position du centre de masse par rapport à L5 en valeur absolue ($|COM_x|$) ainsi que
- l'étendue moyenne du mouvement du centre de masse (E_COM_x).

Ces résultats sont présentés dans le chapitre suivant.

3.5.2 Mouvement du tronc et du SPRV dans les plans frontal et sagittal

Afin de comparer le mouvement du tronc sous les différentes conditions de tests dans les plans frontal et sagittal, un marqueur optoélectronique (M2) a été positionné sur l'apophyse épineuse de la vertèbre cervicale C7. Pour s'assurer de n'avoir que la valeur de mouvement de C7 par rapport au centre de la colonne vertébrale, nous lui avons soustrait la valeur de la position de l'apophyse épineuse de la vertèbre L5 (M5).

$$Mvt_x = M2_{x/OLabo} - M5_{x/OLabo} \quad (3-6)$$

Nous obtenons alors la valeur du déplacement du tronc dans le temps dans le plan frontal. Avec ces mêmes données, il est possible de calculer l'étendue des oscillations, tel que :

$$E_Mvt_x = Mvt_x \text{ max} - Mvt_x \text{ min} \quad (3-7)$$

Afin d'obtenir la position de l'assise du SPRV dans les plans frontal et sagittal dans le temps, on utilise deux marqueurs positionnés (M6 et M7) sur les deux CF qui sont déjà utilisés pour calculer la position du CoM dans le plan frontal. On trouve à l'aide des coordonnées 3D des deux marqueurs la position du centre du SPRV (nommé Mo), comme illustré à la Figure 3-18.

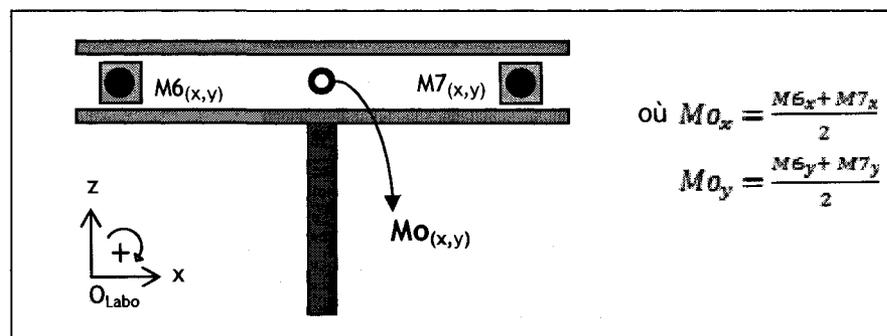


Figure 3-18 : Calcul de la position du centre du SPRV.

À la fin du traitement des données, on obtient pour chacune des six combinaisons de tests et pour chacun des sujets dans les plans frontal et sagittal :

- la moyenne du mouvement du tronc par rapport à L5 en valeur absolue ($|Mvt_x|$),
- l'étendue moyenne du mouvement du tronc (E_Mvt_x) ainsi que
- l'étendue moyenne du mouvement du SPRV.

Ces résultats sont présentés dans le chapitre suivant.

3.5.3 Courbure lombaire

Afin de connaître la valeur de l'angle de la courbure lombaire, la position des vertèbres L3 ($M3_{(x,y,z)}$) et L5 ($M5_{(x,y,z)}$) ainsi que la position du centre de la ligne formée par L3-L5 ($M4_{(x,y,z)}$) ont été enregistrées dans le temps (Figure 3-19).

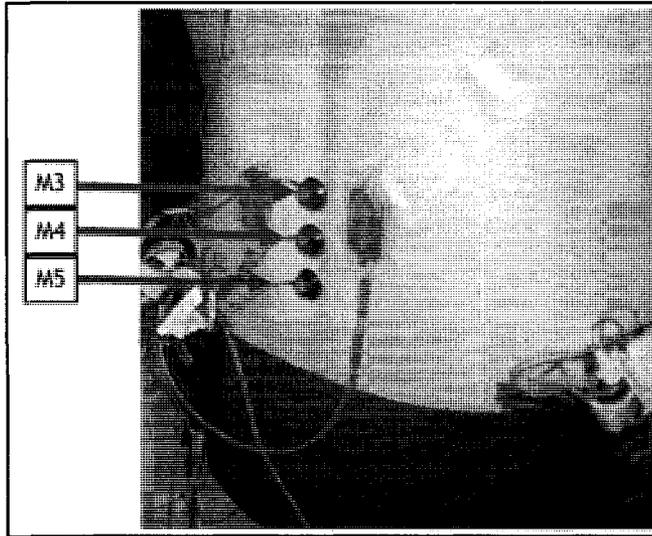


Figure 3-19 : Position des trois marqueurs servant à calculer l'angle de la courbure lombaire.

Avec ces capteurs, il nous est possible de déterminer l'angle α de la courbure lombaire en utilisant l'équation de Frey et Tecklin [1986] (voir l'Annexe 21 pour la démonstration) :

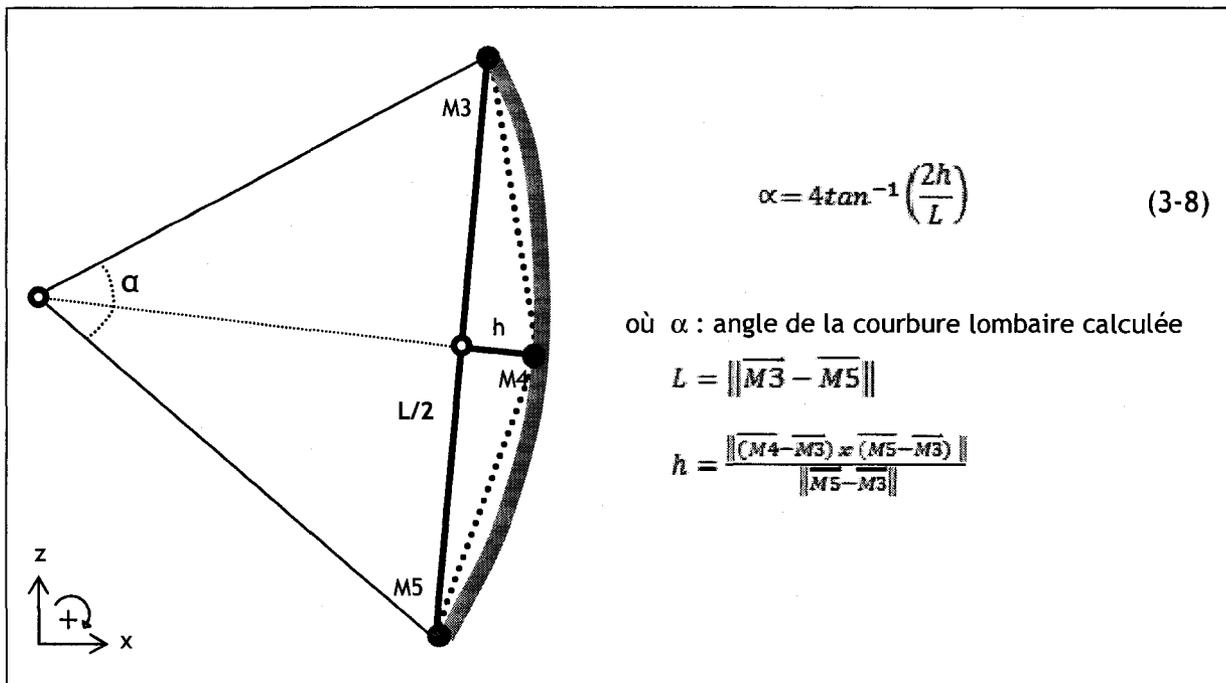


Figure 3-20 : Angle de la courbure lombaire dans le plan sagittal. Une lordose est illustrée.

Plus h diminue, plus L augmente et plus α sera prêt de 0, ce qui signifie que plus la courbure sera plate. Afin de déterminer si le dos est en lordose ou en cyphose, on utilise l'équation 3-6. Le résultat de cet équation est un vecteur $[x,y,z]$ dont le terme en x sera

positif si la courbure lombaire est en lordose et négatif si elle est en cyphose.

$$CouL = \|(\overline{M4} - \overline{M5}) \times (\overline{M3} - \overline{M5})\| \quad (3-6)$$

Afin de valider la mesure de la courbure lombaire, nous avons testé la méthode de la règle flexible [Frey et Tecklin, 1986] et la méthode des marqueurs optoélectronique en mesurant un angle connu de 40° sur une roue calibrée. Les résultats apparaissent au Tableau 3-1.

Tableau 3-1 : Comparaison des méthodes de mesures pour le calcul de l'angle de la courbure lombaire.

	Règle flexible	% Err. relative	Marqueur Optotrak	% Err. relative
Essai 1	40.5430 °	1.36 %	41.1464 °	2.87 %
Essai 2	39.8025 °	0.49 %	39.9163 °	0.27 %
Essai 3	42.2440 °	5.61 %	40.7278 °	1.82 %

On note que l'erreur est en moyenne plus faible lorsque l'angle de la roue est calculé à l'aide des marqueurs optoélectroniques qu'avec la règle flexible et qu'elle est toujours inférieure à 5 %, ce qui est acceptable.

Puisque chaque individu possède une courbure lombaire qui lui est propre et parce que l'expérimentateur peut faire erreur en identifiant les vertèbres L3 et L5 lors de l'installation des marqueurs, les valeurs de courbures lombaires seront toujours comparées par rapport à la valeur de référence de courbure, mesurée en position debout pour chaque sujet. Nous obtenons alors une valeur de changement de la courbure lombaire, calculée telle que :

$$CHG_{\alpha} = \alpha_i - \alpha_o \quad \text{où } CHG_{\alpha} : \text{changement de } \alpha$$

$$\alpha_o : \text{angle de la courbure lombaire de référence} \quad (3-7)$$

$$\alpha_i : \text{angle de la courbure lombaire dans le temps}$$

On s'intéresse aussi dans cette recherche à connaître le maintien de la courbure lombaire dans le temps. Pour ce faire, on calcule la courbe de tendance de premier ordre des valeurs de l'angle de la courbure lombaire dans le temps, pour chaque sujet, comme suit :

$$y = Ax + B \quad \text{où } y : \text{angle de la courbure lombaire}$$

$$A : \text{pente de la courbe de tendance} \quad (3-8)$$

$$x : \text{temps}$$

$$B : \text{valeur de l'ordonnée à l'origine.}$$

À la fin du traitement des données, on obtient pour chacune des six combinaisons de tests et pour chacun des sujets :

- a) la moyenne de l'angle de la courbure lombaire (α),
- b) la moyenne du changement de l'angle de la courbure lombaire (CHG_α) ainsi que
- c) la moyenne de la pente (A) de la courbe de tendance de l'angle de la courbure lombaire.

Ces résultats sont présentés dans le chapitre suivant.

3.5.4 Distribution des forces

Puisque nous nous intéressons à connaître la répartition des forces sous les tubérosités ischiatiques et sous les pieds, on compare en fonction du poids total du sujet les valeurs enregistrées de force sous les pieds (PF1 et PF2) ainsi que sous le tronc (PF3 pour la CS ou la somme de C1 et C2 pour le SPRV). Nous obtenons ainsi des valeurs de pourcentages tels que (exemple pour la CS) :

$$\begin{aligned} \% Force_{Pieds} &= \frac{PF_1 + PF_2}{P_{total}} \times 100 & \text{où } \% Force_{Pieds} &: \% \text{ de force sous les pieds} \\ \% Force_{TI} &= \frac{PF_3}{P_{total}} \times 100 & \% Force_{TI} &: \% \text{ de force sous les TI} \\ & & PF_1 &: \text{ force enregistrée par PF1} \\ & & PF_2 &: \text{ force enregistrée par PF2} \\ & & PF_3 &: \text{ force enregistrée par PF3} \\ & & P_{total} &= PF_1 + PF_2 + PF_3 \end{aligned} \tag{3-9}$$

À la fin du traitement des données, on obtient pour chacune des six combinaisons de tests et pour chacun des sujets :

- a) le pourcentage moyen des forces sous les pieds ($\%Force_{Pieds}$) ainsi que
- b) le pourcentage moyen des forces sous les tubérosités ischiatiques ($\%Force_{TI}$).

Ces résultats sont présentés dans le chapitre suivant.

3.5.5 Activité musculaire et niveau de fatigue

Afin de déterminer si l'une des conditions favorise ou non l'activité musculaire ainsi que la fatigue musculaire de la région lombaire et des membres inférieurs, on compare les valeurs enregistrées d'EMG ainsi que les données de fatigue perçues par les sujets récoltées pour les différentes conditions de tests. Si les valeurs d'EMG augmentent en moyenne sur l'une ou l'autre des combinaisons, cela indique que cette dernière engendre une augmentation

(favorable ou non) de l'activité musculaire de la région touchée, nous laissant supposer qu'elle pourrait engendrer une augmentation potentielle de la fatigue du sujet pour cette même région. Il en sera de même pour les scores de fatigue perçue.

Nous nous intéresserons aussi à l'évolution de l'activité musculaire dans le temps. Pour ce faire, nous comparons la moyenne du signal d'EMG du bas du dos de la première à la deuxième ainsi que qu'à la troisième minute de test et ce, tous les sujets et pour chacune des six combinaisons. Ces données sont analysées tel que mentionné dans le paragraphe précédent.

À la fin du traitement des données, on obtient pour chacune des six combinaisons de tests et pour chacun des sujets :

- a) l'activité musculaire moyenne des cuisses ($EMG_{\text{cuisses}(G,D)}$),
- b) l'activité musculaire moyenne de la région lombaire ($EMG_{\text{dos}(G,D)}$),
- c) le score de fatigue moyenne perçue pour les cuisses ($F_{\text{cuisses}(G,D)}$),
- d) le score de fatigue moyenne perçue pour la région lombaire ($F_{\text{dos}(G,D)}$),
- e) la moyenne d'activité musculaire pour la première, deuxième et troisième minutes de tests pour les cuisses ($EMG_{\text{cuisses}(1,2,3)\text{min}(G,D)}$) ainsi que
- f) la moyenne d'activité musculaire pour la première, deuxième et troisième minutes de tests pour la région lombaire ($EMG_{\text{dos}(1,2,3)\text{min}(G,D)}$).

Ces résultats sont présentés dans le chapitre suivant.

3.6 Analyse statistique des données

Suite au traitement des données, la moyenne des trois essais pour chacune des mesures est effectuée et ce, pour les six combinaisons (3 chaises et 2 consignes) ainsi que tous les sujets. On obtient aussi l'écart-type des données.

Une analyse de variance (ANOVA) à blocs aléatoires complets, où les blocs sont les sujets, a été utilisée afin de comparer la moyenne de la position du CoM entre les combinaisons en utilisant une variation intra-sujet. Cette analyse a été effectuée par Monsieur Gaétan Daigle, statisticien au Département de mathématiques et de statistique de l'Université Laval. Cette méthode d'analyse élimine la variabilité inter-sujet du terme d'erreur et permet de tester plus efficacement l'effet des conditions. Nous croyons qu'il existe une

grande variabilité entre les sujets humains pour ce type de mesure (une déformation telle qu'une légère scoliose pourrait fausser le résultat global de l'étude si on comparerait les données inter-sujet) ainsi que sur le positionnement du marqueur au centre de l'apophyse épineuse de la vertèbre L5 d'un sujet à l'autre (qui pourrait être de quelques millimètres, ce qui est de l'ordre de grandeur de la mesure).

Pour les autres données, une ANOVA factorielle (3 x 2) à mesure répétée est utilisée puisqu'on a deux facteurs en jeu (trois chaises et deux consignes) et que les sujets réalisent toutes les combinaisons. Ces ANOVAs ont été effectuées à l'aide du programme *DesignExpert 7.1.3* (Stat-Ease, Minneapolis, MN, USA). Toute valeur obtenue sous le seuil de signification $\alpha = 0,10$ démontre une mesure statistiquement significative. Pour tous ces cas d'analyses, nous utilisons une variation inter-sujet puisque la variabilité du terme d'erreur est presque nul ; l'erreur pouvant provenir du positionnement des marqueurs est éliminée lors de la soustraction qui est nécessaire afin d'obtenir des résultats d'étendues et toutes les autres données sont exprimées en fonction d'une valeur de référence qui est propre à chaque sujet. Par exemple, si un sujet a une hyperlordose comme courbure lombaire de référence en position debout, le changement de l'angle de la courbure lombaire enregistré lorsqu'il sera assis sera le même que pour une personne dont la courbure lombaire de référence est davantage aplatie. Il en est de même pour les données de la répartition des forces sous les pieds et les tubérosités ischiatiques, de la fatigue ressentie ainsi que des EMG.

En test post-hoc, la comparaison multiple des résultats afin de déterminer les différences entre les conditions a été faite à l'aide de la méthode des moindres carrés (LSD). La méthodologie tirée de Montgomery [2005] est disponible à l'Annexe 24.

Chapitre 4.

RÉSULTATS

Le chapitre qui suit montre les résultats obtenus lors des essais expérimentaux qui visent à évaluer une chaise standard ainsi qu'une chaise dynamique à un et deux degrés de liberté. Partout où cela est possible, les résultats sont donnés en format « moyenne \pm écart-type » ($\bar{x} \pm s$). Un tableau résumant tous les résultats obtenus est disponible à l'Annexe 22.

4.1 Participants

Huit participants, cinq hommes et trois femmes, se sont portés volontaires et aucun d'entre eux n'a été exclu. Le choix du nombre de sujet est expliqué en Annexe 23. Les sujets avaient en moyenne $22,6 \pm 2,0$ ans, mesuraient $174,6 \pm 9,5$ centimètres et pesaient $72,6 \pm 10,7$ kilogrammes. La longueur moyenne de leur cuisse était de $43,7 \pm 2,9$ centimètres et la longueur de leur jambe était de $50,8 \pm 4,7$ centimètres. Ces dimensions anthropométriques résultaient en une hauteur d'assise moyenne du SPRV de $69,3 \pm 5,4$ centimètres, ce qui donnait un angle dos-cuisse moyen de $122,93 \pm 5,98$ degrés. Notons que l'angle dos-cuisse moyen obtenu sur la chaise standard était de $91,18 \pm 5,58$ degrés. Le tableau regroupant les différentes caractéristiques des participants, à savoir leur sexe, leur âge, leur poids ainsi que les mesures anthropométriques sont disponibles en Annexe 15. Les sujets passaient en moyenne deux heures au laboratoire ; ceci incluait la lecture du formulaire de consentement, l'instrumentation, le calibrage ainsi que les tests.

L'ordre dans lequel chacun des sujets a effectué le test apparaît au Tableau 4-1.

Tableau 4-1 : Ordre dans lequel chaque sujet (10 à 17) a réalisé les conditions expérimentales (1 à 6).

Ordre des conditions expérimentales						
Sujet	1	2	3	4	5	6
10	SPRV2-co1	SPRV2-co2	SPRV1-co2	SPRV1-co1	CS-co2	CS-co1
11	SPRV2-co1	SPRV2-co2	SPRV1-co2	SPRV1-co1	CS-co1	CS-co2
12	CS-co2	CS-co1	SPRV1-co2	SPRV1-co1	SPRV2-co1	SPRV2-co2
13	SPRV2-co2	SPRV2-co1	SPRV1-co1	SPRV1-co2	CS-co1	CS-co2
14	CS-co1	CS-co2	SPRV1-co1	SPRV1-co2	SPRV2-co2	SPRV2-co1
15	CS-co1	CS-co2	SPRV1-co2	SPRV1-co1	SPRV2-co1	SPRV2-co2
16	SPRV2-co2	SPRV2-co1	SPRV1-co2	SPRV1-co1	CS-co2	CS-co1
17	SPRV2-co2	SPRV2-co1	SPRV1-co2	SPRV1-co1	CS-co1	CS-co2

Le but de randomiser cet ordre était d'augmenter la validité statistique des résultats. On élimine ainsi l'effet de la consigne et de la chaise qui peut apparaître lorsque les tests sont faits dans le même ordre d'un sujet à l'autre. À cet effet, on constate sur le graphique (Figure 4-1) que les résidus ne démontrent aucune tendance, ce qui nous porte à croire que l'ordre des conditions n'a pas influencé les résultats. Le détail de la randomisation est disponible à l'Annexe 17.

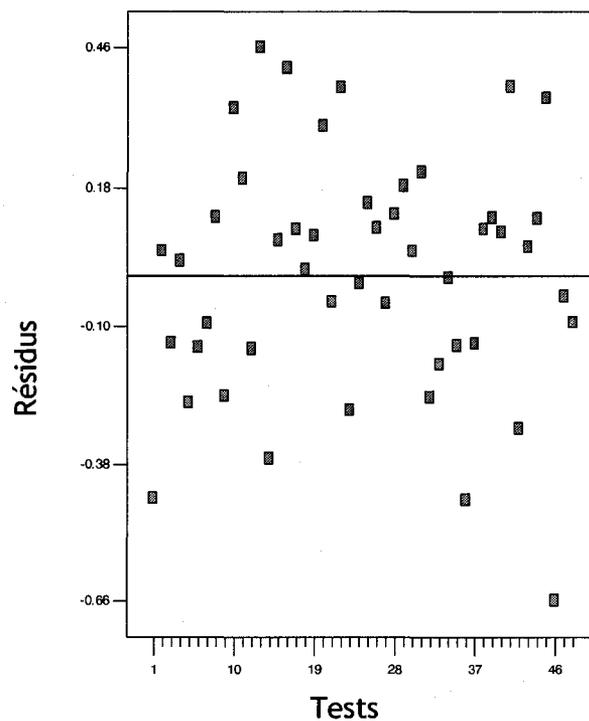


Figure 4-1 : Position du centre de masse dans le plan frontal - Ordre de test en fonction des résidus.

4.2 Analyse des résultats

4.2.1 Position et étendue du centre de masse dans le plan frontal

La première hypothèse exposée à la fin du chapitre 1 stipule que le centre de masse (CoM) du tronc devrait être aligné davantage avec le centre de la colonne vertébrale dans le plan frontal sur le SPRV à deux degrés de liberté que sur les deux autres types de chaises (SPRV1 et CS). La conservation du CoM au centre de la colonne diminuerait les moments musculaires, la fatigue musculaire ainsi que l'inconfort associé à la position assise. La position du CoM par rapport au centre de la colonne vertébrale (représentée par l'apophyse épineuse de la vertèbre lombaire L5) a donc été enregistrée lors des tests. Rappelons-nous que L5 avait été choisi comme repère représentant le centre de la colonne vertébrale dans le plan frontal puisqu'elle est quasi immobile dans le temps (se référer à la section 3.5.1). Le graphique d'un sujet typique (Figure 4-2) nous montre les résultats obtenus.

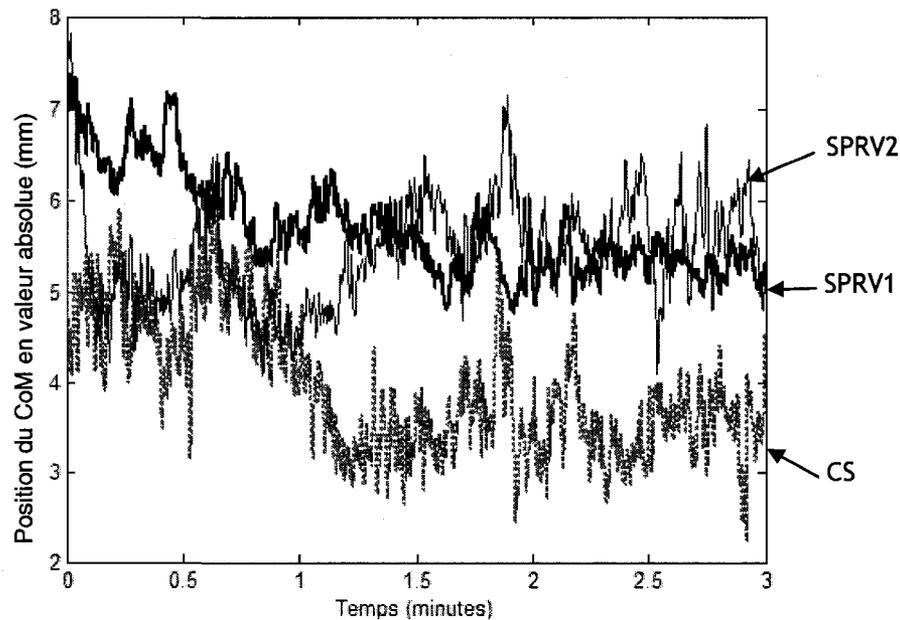


Figure 4-2 : Position absolue du CoM p/r à L5 dans le plan frontal pour un sujet typique. La consigne co2 est représentée.

Pour le sujet typique présenté, nous constatons que la position du CoM s'approche davantage de 0 (donc du centre de la colonne vertébrale) lorsque le sujet est assis sur la CS, que sur le SPRV1 ou SPRV2 et ce, peu importe la consigne demandée. C'est aussi ce qu'indiquent les Tableaux 4-2 à 4-8, qui représentent les données moyennes de la position

absolue du CoM par rapport à L5 (il n'y a pas de données disponibles pour le sujet 11). Cette affirmation est contraire à l'hypothèse énoncée au début de cette section ; en effet, on aurait pensé obtenir des valeurs de position du CoM plus éloignées de 0 alors que le sujet était assis sur la CS, plus près de 0 alors qu'il testait le SPRV1 et presque égal à 0 lorsqu'il s'assoyait sur le SPRV2 et pourtant, dans la majorité des cas illustrés, le contraire survient. Ce point sera analysé dans le chapitre suivant.

Tableau 4-2 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 10.

	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	2,16 ± 1,11	3,94 ± 1,19
SPRV1	12,61 ± 2,16	5,45 ± 1,57
SPRV2	5,80 ± 0,49	5,71 ± 0,77

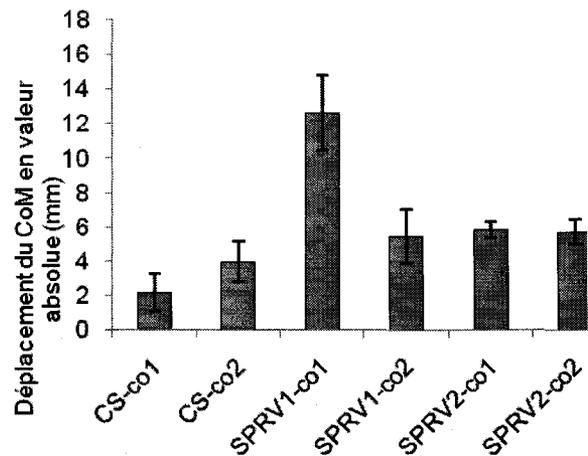


Tableau 4-3 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 12.

	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	10,46 ± 1,15	9,50 ± 1,29
SPRV1	5,71 ± 1,62	-
SPRV2	6,36 ± 0,63	8,07 ± 0,63

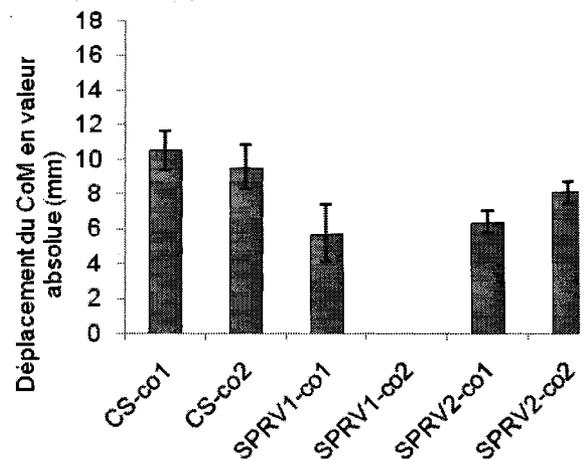


Tableau 4-4 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 13.

	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	14,56 ± 1,35	9,05 ± 1,48
SPRV1	5,88 ± 1,33	9,83 ± 1,52
SPRV2	9,35 ± 0,79	10,25 ± 0,65

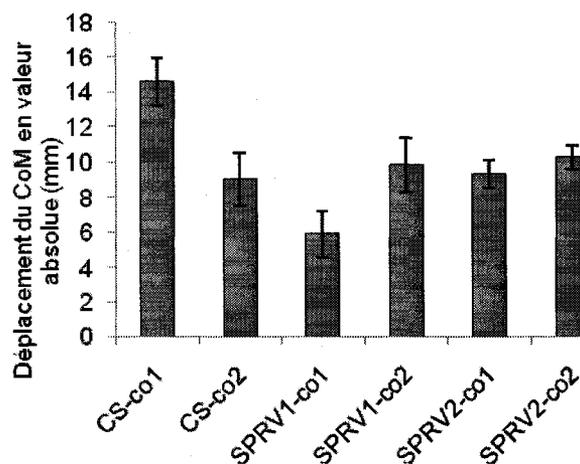


Tableau 4-5 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 14.

	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	4,58 ± 0,95	2,11 ± 1,07
SPRV1	7,33 ± 0,83	5,41 ± 1,05
SPRV2	5,24 ± 0,62	12,62 ± 0,89

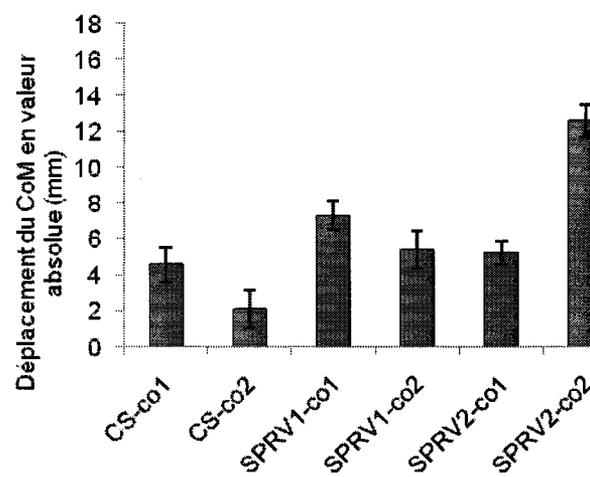


Tableau 4-6 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 15.

	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	11,20 ± 0,69	13,14 ± 1,09
SPRV1	24,51 ± 1,90	18,01 ± 1,27
SPRV2	17,13 ± 0,79	17,72 ± 0,91

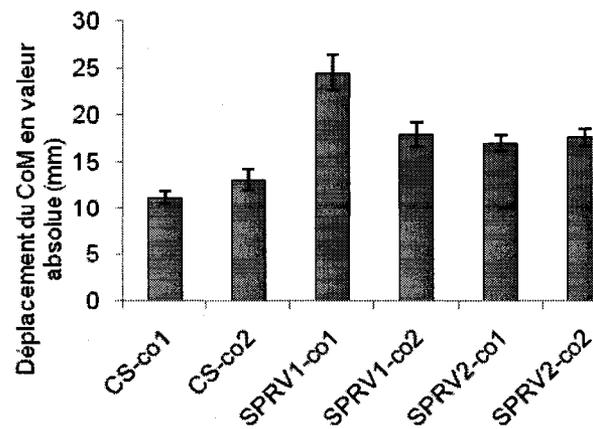


Tableau 4-7 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 16.

	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	2,90 ± 1,41	2,66 ± 1,66
SPRV1	9,38 ± 1,47	8,47 ± 1,53
SPRV2	8,49 ± 0,78	9,71 ± 0,81

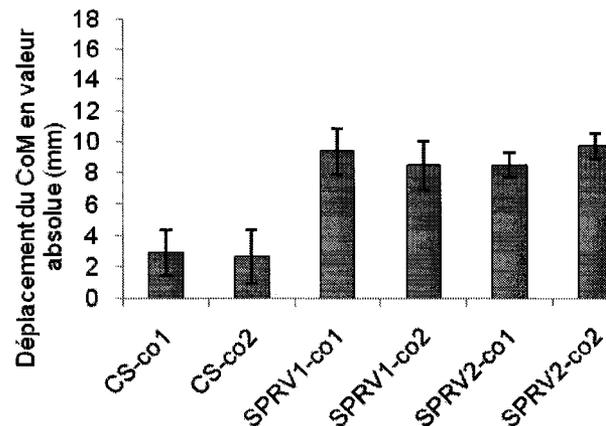
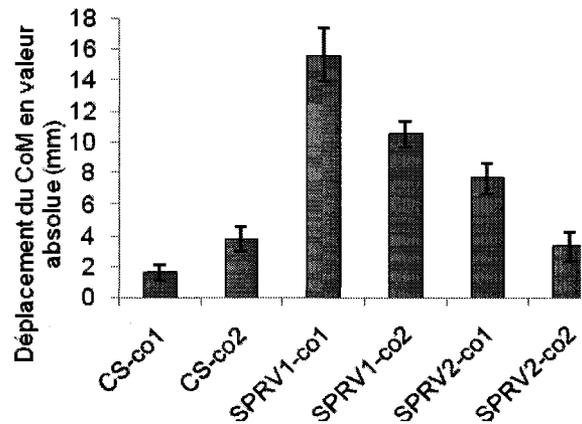


Tableau 4-8 : Moyenne de la position absolue du CoM (mm) p/r à L5 dans le plan frontal pour le sujet 17.

	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	1,63 ± 0,49	3,79 ± 0,77
SPRV1	15,62 ± 1,75	10,55 ± 0,82
SPRV2	7,65 ± 1,01	3,35 ± 0,95



L'ANOVA à blocs aléatoires complets effectuée sur les données détecte une différence statistiquement significative ($p = 0,004$) entre les conditions. La méthode des moindres carrés nous précise que cette différence statistique survient entre les conditions CS-co1 et SPRV1-co1 ($p = 0,0002$) ainsi que CS-co2 et SPRV1-co1 ($p = 0,0011$). L'analyse statistique complète est disponible à l'Annexe 24.

Les données analysées dans les paragraphes précédents portaient sur les valeurs absolues de la position du CoM par rapport à L5 dans le plan frontal. Il serait donc intéressant de s'attarder aux valeurs non-absolues du CoM afin de voir si le comportement des sujets sur les différentes chaises est semblable à ce que l'on croit. C'est ce que relatent les prochains paragraphes.

Sur la chaise standard, nous aurions pensé voir une distribution double de la position du CoM dans le plan frontal (c'est-à-dire de part et d'autre de 0) puisqu'il nous semblait logique qu'un sujet déplacerait son CoM dans le temps de d'un côté ou l'autre de L5, que se soit pour diminuer des douleurs dorsales ressenties ou pour varier la pression sous ses TI. Cependant, comme nous pouvons le constater à la Figure 4-3 (tous les graphiques de distribution sont disponibles à l'Annexe 25), la distribution n'est pas double et semble plutôt gaussienne et ce, quelque soit l'essai. On remarque aussi que la moyenne de la position du CoM d'un essai à l'autre n'est pas constante. Par contre, elle est différente de 0, ce qui concorde tout de même avec nos attentes.

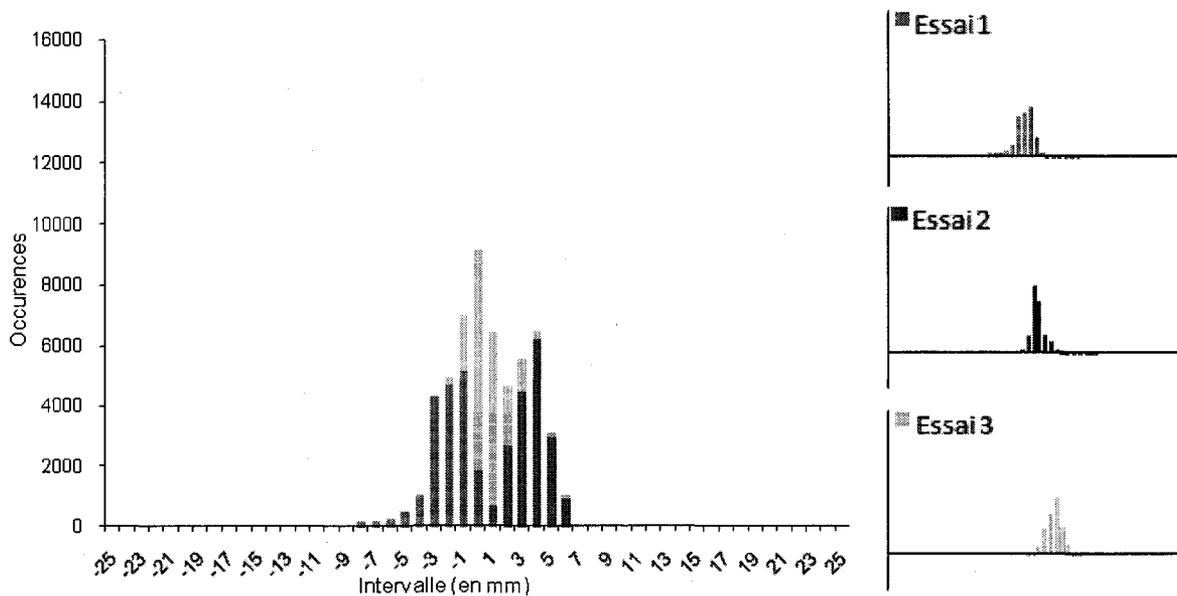


Figure 4-3 : Distribution de la position du CoM p/r à L5 dans plan frontal. Condition CS-co1. À gauche, distribution des trois essais et à droite, distribution pour chaque essai séparé. Une barre équivaut à 1 mm.

Sur le SPRV1, nous aurions pensé voir une distribution semblable à la CS puisque le degré de liberté médio-latéral est bloqué. Tous comme sur la CS, on aurait pensé que le sujet aurait alterné son CoM de part et d'autre de L5. Une fois de plus, ce n'est pas ce que nous observons à la Figure 4-4 ; la distribution semble être gaussienne. On constate aussi que la moyenne n'est pas constante d'un essai à l'autre et que, la moyenne est différente de 0, ce qui est cohérent avec nos attentes.

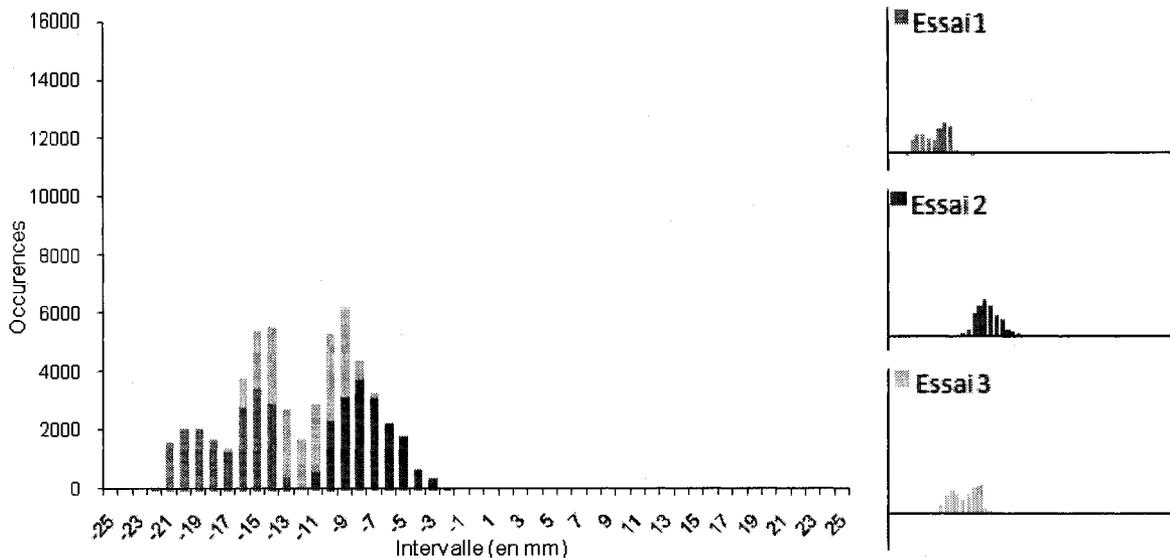


Figure 4-4 : Distribution de la position du CoM p/r à L5 dans plan frontal. Condition SPRV1-co1. À gauche, distribution des trois essais et à droite, distribution pour chaque essai séparé. Une barre équivaut à 1 mm.

Finalement, nous pensions enregistrer une distribution gaussienne centrée à 0 sur le SPRV2 puisque l'on croyait que par l'instabilité de la chaise, un sujet aurait eu tendance à constamment se recentrer à l'aide de ses membres inférieurs pour maintenir une position stable. Ce n'est cependant pas le cas, comme nous le démontre la Figure 4-5.

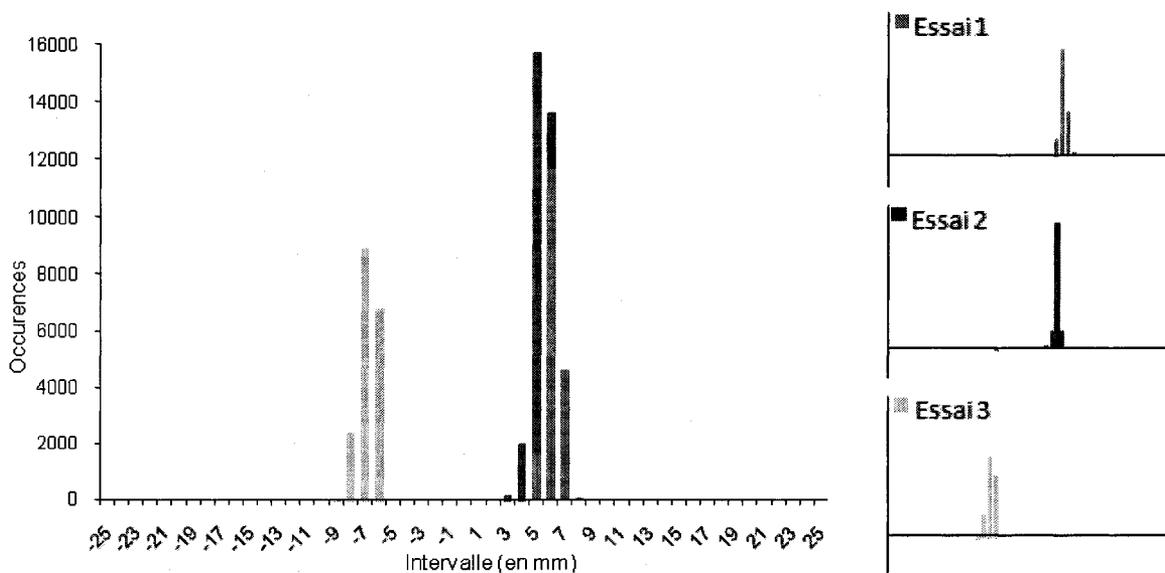


Figure 4-5 : Distribution de la position du CoM p/r à L5 dans plan frontal. Condition SPRV2-co1. À gauche, distribution des trois essais et à droite, distribution pour chaque essai séparé. Une barre équivaut à 1 mm.

Effectivement, malgré le fait que la distribution de chaque essai soit de type gaussien, aucun des essais n'est centré à 0 ; ils se retrouvent même très distancé du centre de la colonne vertébrale (représentée par l'apophyse épineuse de L5). Il pourrait être possible que la mesure de la position du CoM dans le plan frontal par rapport au centre de la colonne vertébrale puisse être erronée puisqu'une erreur de positionnement du marqueur sur L5 peut rendre la mesure incertaine. C'est ce qui pourrait expliquer dans le cas présent pourquoi les résultats obtenus sont contraires à l'hypothèse posée au début de cette section. Nous discuterons davantage de cette possibilité dans le chapitre 5.

Si nous nous attardons maintenant à la moyenne de l'étendue du déplacement du CoM pour tous les sujets (Tableau 4-9 et Figure 4-6), il est intéressant de constater qu'elle est beaucoup plus grande sur la CS et sur le SPRV1 que sur le SPRV2.

Tableau 4-9 : Moyenne de l'étendue du déplacement (mm) du CoM dans le plan frontal pour tous les sujets.

	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	8,66 ± 3,37	10,57 ± 5,32
SPRV1	7,92 ± 1,81	7,31 ± 1,46
SPRV2	5,15 ± 1,15	4,95 ± 1,13

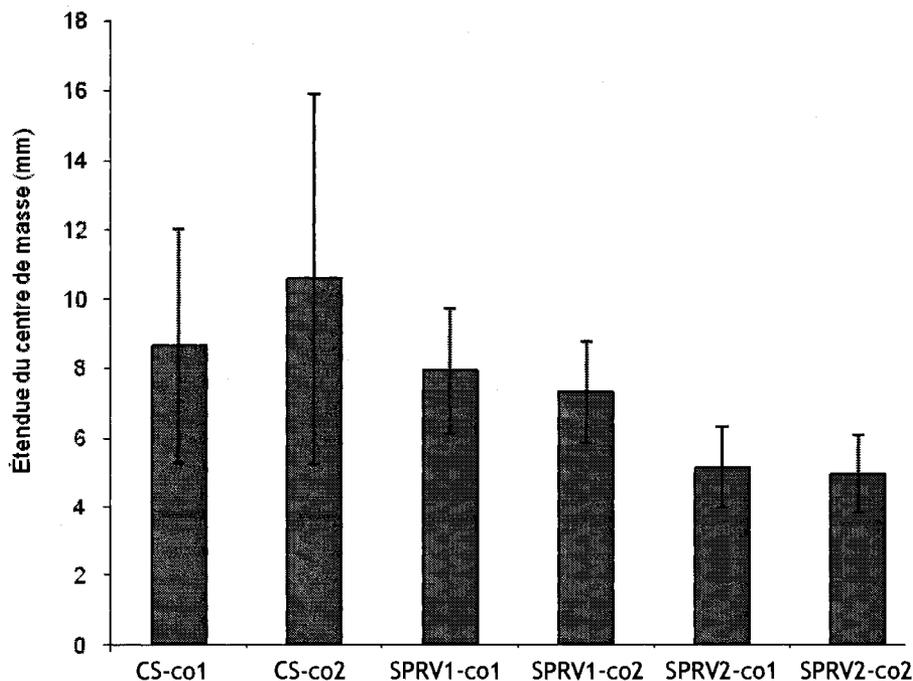


Figure 4-6 : Moyenne de l'étendue du mouvement du CoM dans le plan frontal pour tous les sujets.

Dans ce tableau, on distingue aussi que l'écart-type est grand pour la CS, comparativement aux deux autres chaises, ce qui pourrait nous laisser croire à un plus grand mouvement du CoM sur la CS.

L'ANOVA factorielle avec mesures répétées effectuée sur les valeurs nous démontre qu'il existe une différence statistiquement significative entre les valeurs obtenues pour les trois chaises testées ($p = 0,0003$) et que la consigne n'influence statistiquement pas les données. La comparaison multiple (LSD) effectuée nous indique qu'il existe une différence statistiquement significative entre les conditions CS-co1 et SPRV2-co1, CS-co1 et SPRV2-co2, CS-co2 et SPRV2-co1 ainsi que CS-co2 et SPRV2-co2.

En résumé, nous constatons que la position du CoM dans le plan frontal n'est pas, comme on l'aurait pensé, au centre de la colonne vertébrale (i.e. près de 0 sur les graphiques des Figures 4-3 à 4-5 et des Tableaux 4-2 à 4-8) alors que le sujet est assis sur le SPRV2. Cependant, on a découvert que l'étendue du mouvement du CoM dans le plan frontal est inférieure sur la chaise à 2 degrés de liberté, comparativement aux résultats obtenus sur la chaise à 1 degré de liberté ou sur la chaise standard, ce qui est en accord avec nos pensées. Puisque les valeurs d'étendues sont fiables (l'erreur de positionnement est annulée lors de la soustraction des données pour obtenir l'étendue) et qu'elles reflètent ce à quoi nous nous attendions (faible étendue sur le SPRV2, grande étendue de mouvement sur la CS), nous pensons qu'il existe une erreur sur la position du CoM par rapport au centre de la colonne vertébrale. Nous en reparlerons au chapitre suivant.

4.2.2 Étendue du mouvement du tronc et du SPRV

Lors des tests, l'étendue du mouvement du tronc (représenté par l'apophyse épineuse de C7) et du SPRV dans le plan frontal et sagittal ont été enregistrés afin de répondre à la deuxième hypothèse énoncée au chapitre 1 qui propose qu'une augmentation du mouvement du tronc survient dans le plan transverse alors que les sujets sont assis sur le SPRV2. Rappelons que le mouvement du tronc dans les plans frontal et sagittal engendrerait l'alternance de la contraction des muscles du dos ainsi qu'une diminution de la compression des disques intervertébraux [van Deursen (L.L.) et coll., 1999 ; McGill et coll., 2000 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000 ; van Dieën et coll., 2001 ; Teasdale et coll., 2007].

Les graphiques suivants (Figure 4-7, Figure 4-8 et Figure 4-9) illustrent un sujet typique assis sur les trois types de chaises.

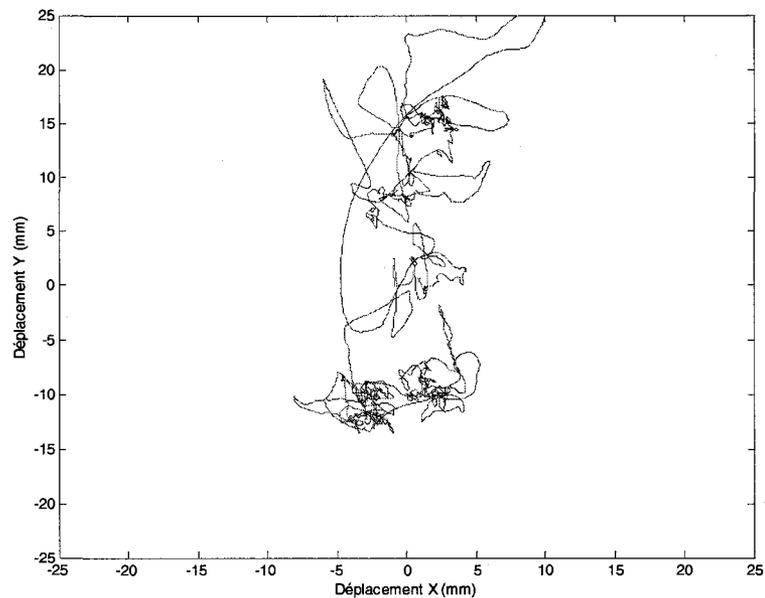


Figure 4-7 : Mouvement de C7 p/r à L5 dans le plan transversal d'un sujet typique. Condition CS-co1.

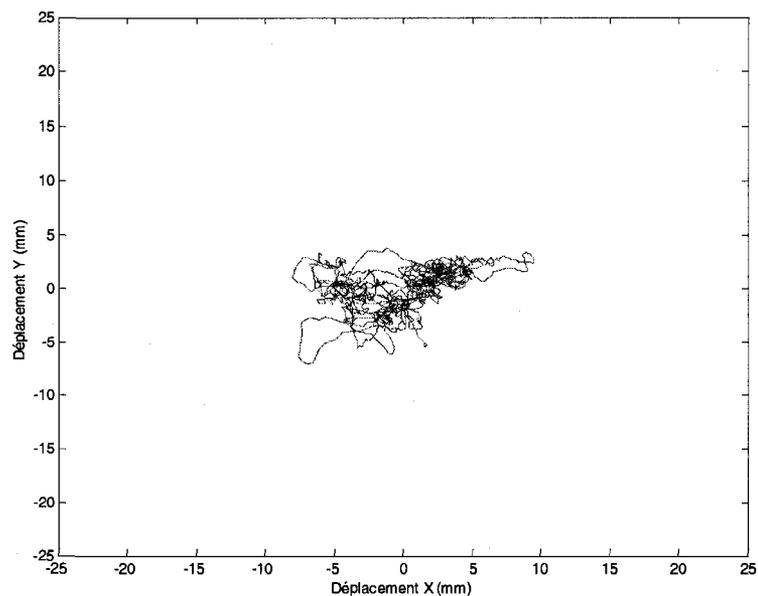


Figure 4-8 : Mouvement de C7 p/r à L5 dans le plan transversal d'un sujet typique. Condition SPRV1-co1.

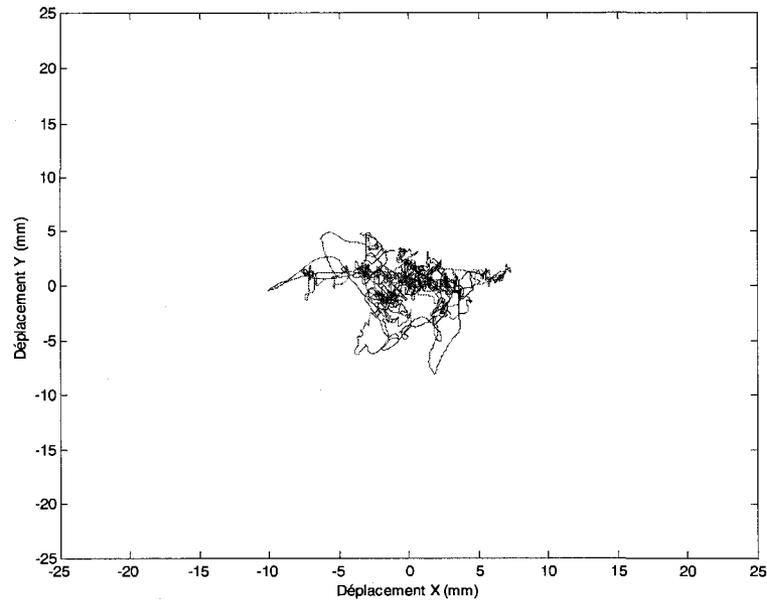


Figure 4-9 : Mouvement de C7 p/r à L5 dans le plan transversal d'un sujet typique. Condition SPRV2-co1.

Tout comme pour le mouvement du CoM, les données sont illustrées en fonction du centre de la colonne vertébrale, représenté par un marqueur positionné sur l'apophyse épineuse de la vertèbre lombaire L5. En fait, dans le cas présent, la position de C7 nous intéresse peu ; en revanche, nous sommes intéressés à connaître l'étendue du mouvement de C7 (p/r à L5) afin de déterminer la chaise qui suscite le plus grand mouvement du tronc. Les valeurs d'étendues dans le plan transversal sont présentées au Tableau 4-10 et illustrées à la Figure 4-10.

Tableau 4-10 : Moyenne de l'étendue du mouvement (mm) du tronc pour tous les sujets.

	Plan frontal		Plan sagittal	
	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	6,53 ± 2,60	7,48 ± 2,84	13,17 ± 5,55	17,65 ± 10,27
SPRV1	6,71 ± 1,70	6,30 ± 1,70	13,03 ± 5,68	15,64 ± 8,77
SPRV2	8,36 ± 3,60	7,91 ± 1,58	14,99 ± 6,81	17,76 ± 10,82

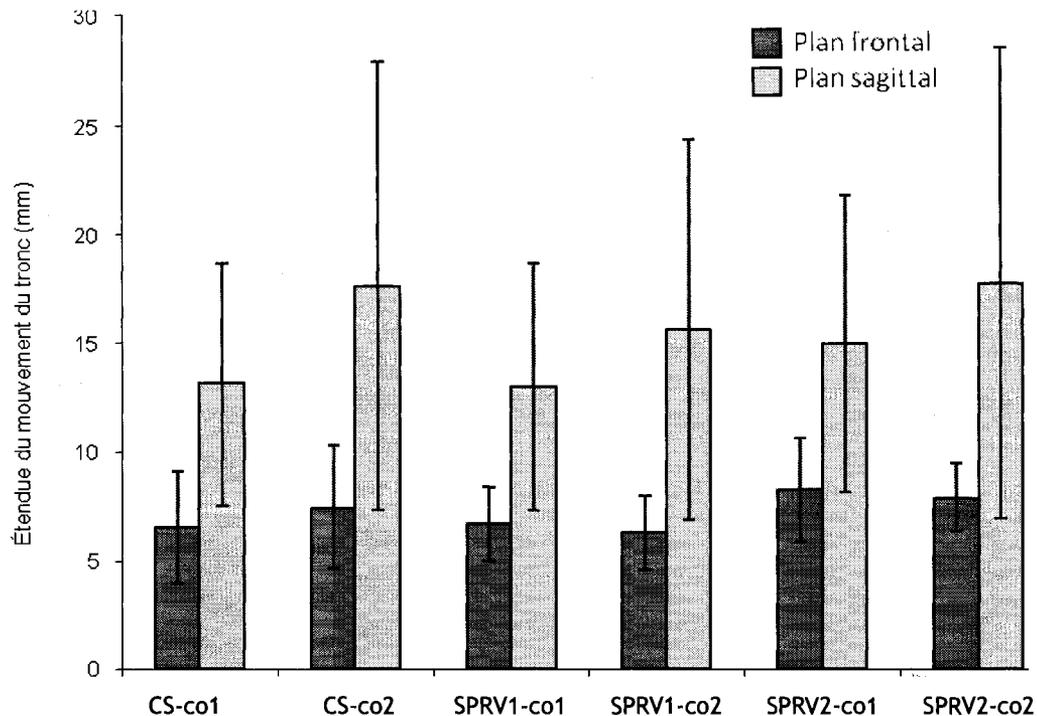


Figure 4-10 : Moyenne de l'étendue du mouvement de C7 dans le plan frontal (vert foncé) et sagittal (vert pâle) pour tous les sujets.

L'ANOVA à deux facteurs effectuée sur les données dans le plan frontal relate seulement une différence statistiquement significative quant au choix du type de chaise pour le mouvement du tronc ($p = 0,08$). L'ANOVA effectuée sur les valeurs du plan sagittal n'indique pas de différence significative entre les conditions par rapport au seuil de signification.

L'analyse à l'aide de la méthode des moindres carrés (LSD) en traitement post-hoc nous précise que la différence se retrouve entre les conditions CS-co1 et SPRV2-co1 ainsi que SPRV1-co2 et SPRV2-co1. Nous pouvons donc conclure en affirmant que l'étendue du mouvement du tronc dans le plan frontal a une amplitude plus grande sur le SPRV2 comparativement au SPRV1 ou à la CS. Nous pouvons penser que le SPRV2 favorise un plus grand mouvement du tronc en dans le plan frontal que les deux autres chaises.

Nous avons aussi mesuré l'étendue du mouvement de l'assise du SPRV dans les plans frontal et sagittal. La Figure 4-11 illustre un exemple de ce mouvement.

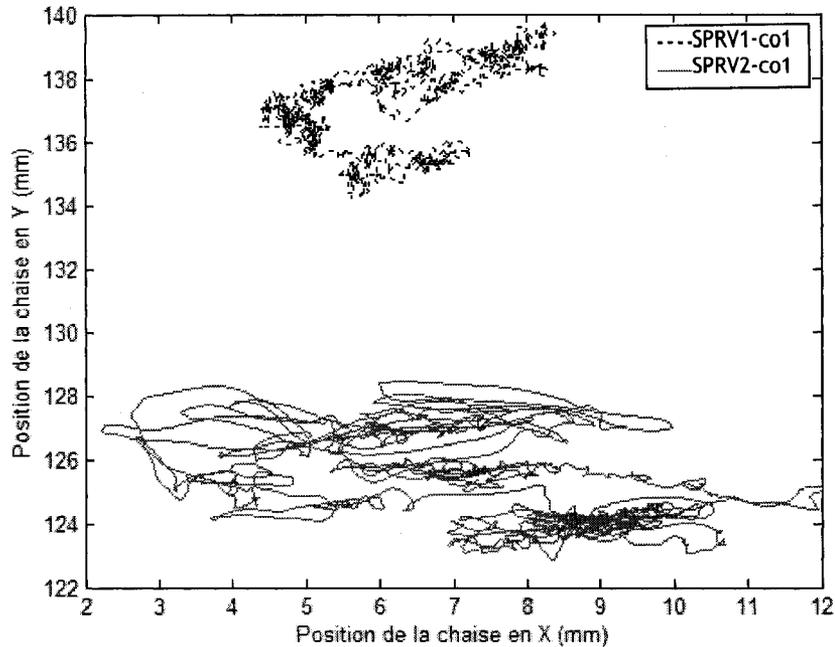


Figure 4-11 : Mouvement du SPRV pour un sujet typique dans le plan transversal.

Nous constatons que le mouvement dans le plan frontal pour le SPRV1 est inférieur à celui obtenu sur le SPRV2, mais n'est pas nul, ce qui porte à croire que le système de blocage du degré de liberté médio-latéral est inadéquat. Le mouvement dans le plan sagittal est, quant à lui, sensiblement le même pour les deux chaises ainsi que pour les deux consignes, ce qui était escompté puisque les deux chaises dynamiques permettent le mouvement dans ce plan.

Le Tableau 4-11 représente les données moyennes de l'étendue du mouvement des chaises dynamiques sous les différentes consignes, dans les plans frontal et sagittal. Ces résultats se retrouvent aussi illustrés à la Figure 4-12.

Tableau 4-11 : Moyenne de l'étendue du mouvement (mm) du SPRV pour tous les sujets.

	Plan frontal		Plan sagittal	
	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	-	-	-	-
SPRV1	6,31 ± 1,93	6,14 ± 1,81	8,86 ± 2,85	11,42 ± 3,34
SPRV2	13,64 ± 3,90	11,09 ± 2,59	11,79 ± 4,77	10,85 ± 3,87

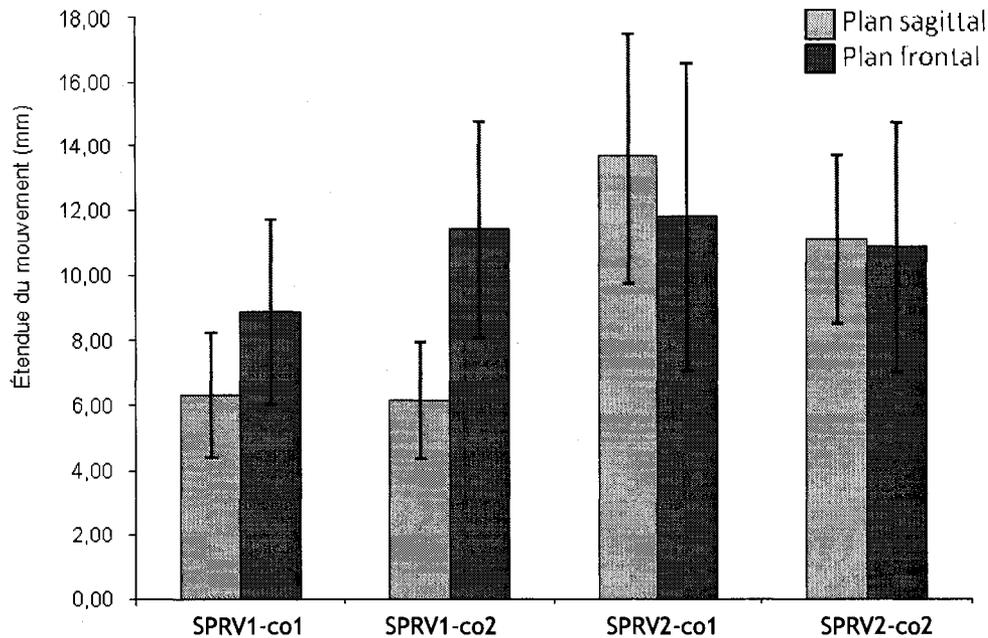


Figure 4-12 : Moyenne de l'étendue du mouvement de l'assise du SPRV dans le plan frontal (en jaune) et sagittal (en bleu) pour tous les sujets.

Les ANOVAs factorielles effectuées sur les données d'étendue du mouvement du SPRV1 et SPRV2 dans le plan frontal nous confirment qu'il existe une différence statistiquement significative quant à la chaise choisie pour le mouvement ($p < 0,0001$), mais décèle aucune différence quant au mouvement de la chaise dans le plan sagittal.

À ce sujet, les tests post-hoc effectués (LSD) sur les données de mouvement du SPRV dans le plan frontal nous démontrent une différence statistiquement significative quant à une variation de la chaise pour toutes les combinaisons, à l'exception de la paire SPRV1-co1 et SPRV1-co2. Nous pouvons donc conclure que le choix de la chaise a un impact majeur dans le mouvement de cette dernière.

4.2.3 Courbure lombaire

Les troisième et quatrième hypothèses énoncées au chapitre 1 suggèrent que la différence entre l'angle de la courbure lombaire en position assise par rapport à l'angle de référence (se référer à l'Annexe 15 pour les courbures de référence de chaque sujet), appelé dans ce cas-ci le changement de la courbure lombaire, serait inférieure sur le SPRV à un ou deux degrés de liberté que sur la chaise standard et que cet angle serait maintenu davantage

dans le temps. Rappelons qu'une courbure lombaire normale aurait comme avantage de diminuer la pression intradiscale et l'activité musculaire de la région lombaire [Keegan, 1953 ; Andersson et coll., 1974 ; Makhsous et coll., 2003]. Pendant les tests, l'angle de la courbure lombaire a donc été enregistré et c'est ce qui est représenté sur les graphiques suivants d'un sujet type (Figure 4-13). Notez que la courbe rouge montre l'angle de la courbure lombaire en fonction du temps tandis que la ligne bleue représente la droite de tendance, qui est un indicateur du maintien de la courbure lombaire dans le temps.

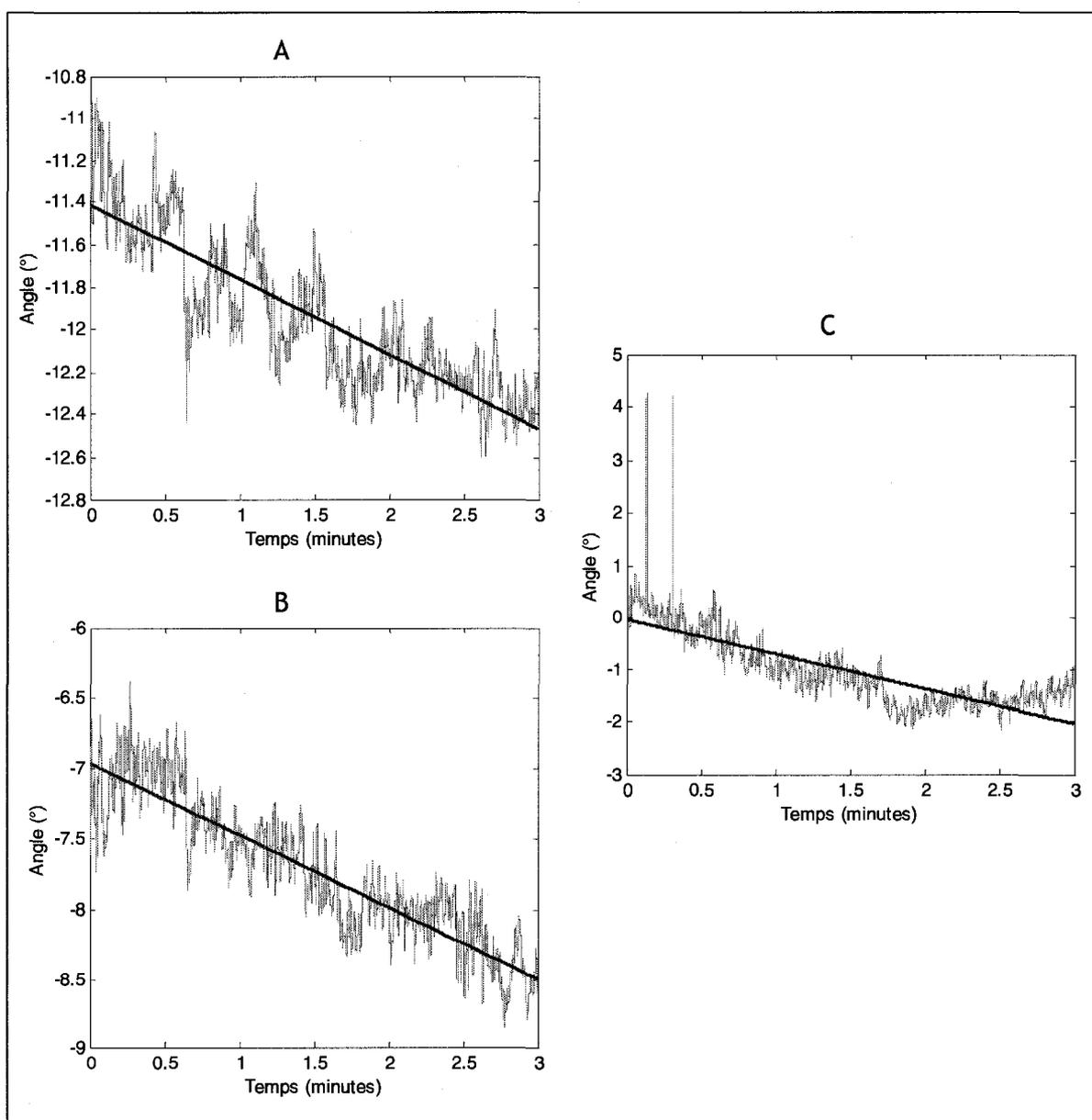


Figure 4-13 : Angle de la courbure lombaire chez un sujet typique (courbe rouge). La ligne bleue représente la droite de tendance des données de type $y=Ax+B$. (A) CS-co2, (B) SPRV1-co2 et (C) SPRV2-co2.

Dans le Tableau 4-12 ainsi qu'à la Figure 4-14, nous constatons que le changement de l'angle de la courbure lombaire est faible, c'est-à-dire que la courbure varie peu par rapport à la valeur de référence, alors qu'un sujet est assis sur le SPRV à un ou à deux degrés de liberté, contrairement à la chaise standard. Cette affirmation concorde avec l'hypothèse énoncée ci-haut. Nous pouvons aussi distinguer une légère diminution du changement entre la consigne 1 et 2, pour une même chaise, ce qui est normal considérant que la consigne 2 demandait au sujet de s'asseoir en ayant une lordose lombaire dans la mesure du possible, tandis que la consigne 1 demandait au sujet de s'asseoir relaxée.

Tableau 4-12 : Moyenne du changement de la courbure lombaire (°) par rapport à la courbure de référence mesurée en position debout, pour tous les sujets. Courbure de référence moyenne des sujets : $6,047 \pm 9,015^\circ$.

	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	- 13,16 ± 3,03	- 10,14 ± 4,11
SPRV1	- 9,60 ± 3,33	- 8,86 ± 3,22
SPRV2	- 8,78 ± 3,44	- 7,98 ± 4,29

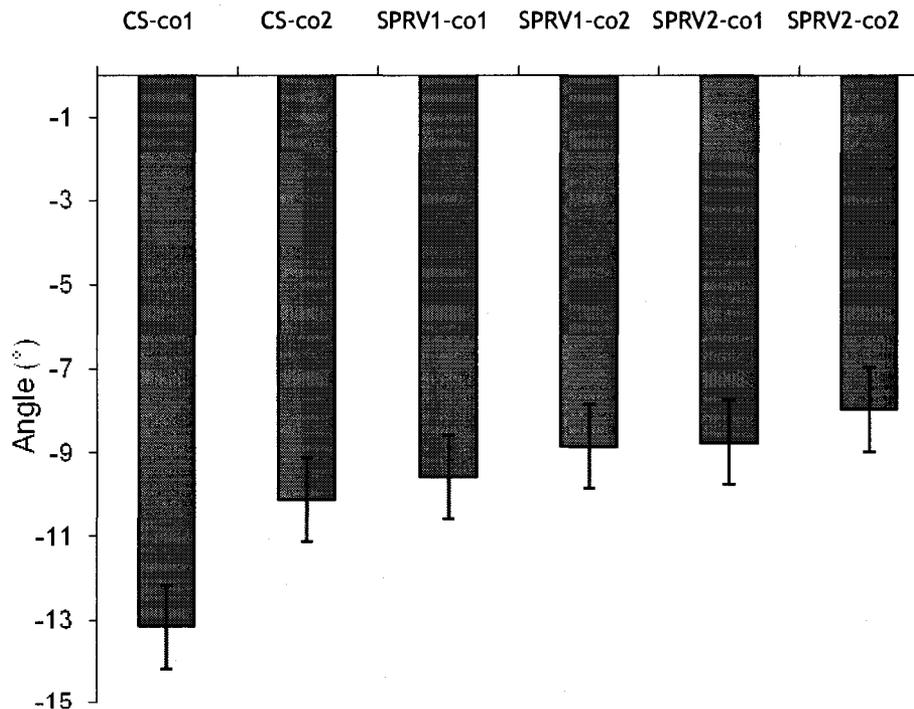


Figure 4-14 : Changement de la courbure lombaire par rapport à la courbure de référence pour tous les sujets. Courbure de référence moyenne : $6,05 \pm 9,02^\circ$.

L'ANOVA à deux facteurs effectuée sur le changement de courbure lombaire a démontré une différence significative en fonction de la chaise utilisée ($p = 0,04$). La méthode des

moindres carrés nous démontre qu'il existe une différence pour toutes les combinaisons qui incluent la condition CS-co1. L'ANOVA démontre aussi une légère tendance à réagir à la variation de la consigne ($p = 0,15$), principalement pour la chaise standard (CS-co1 et CS-co2).

Par la suite, afin de déterminer si l'une ou l'autre des chaises favorise le maintien de la courbure lombaire en position assise, nous avons déterminé la pente de la droite de tendance de premier ordre ($y=Ax+B$) des données de courbure lombaire (Tableau 4-13). La représentation graphique est disponible à la Figure 4-15. Une pente négative (-) démontre un relâchement du maintien de la courbure lombaire (i.e. la courbure lombaire tend vers une cyphose ou si elle est déjà en cyphose, elle l'accentue).

Tableau 4-13 : Moyenne de la pente (A) de l'équation de la droite de tendance de premier ordre ($y=Ax+B$) de la courbure lombaire pour tous les sujets. Un signe négatif démontre un relâchement du maintien de la courbure lombaire dans le temps.

	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	-0,15 ± 0,40	-0,20 ± 0,31
SPRV1	-0,07 ± 0,28	0,05 ± 0,34
SPRV2	-0,03 ± 0,21	0,17 ± 0,36

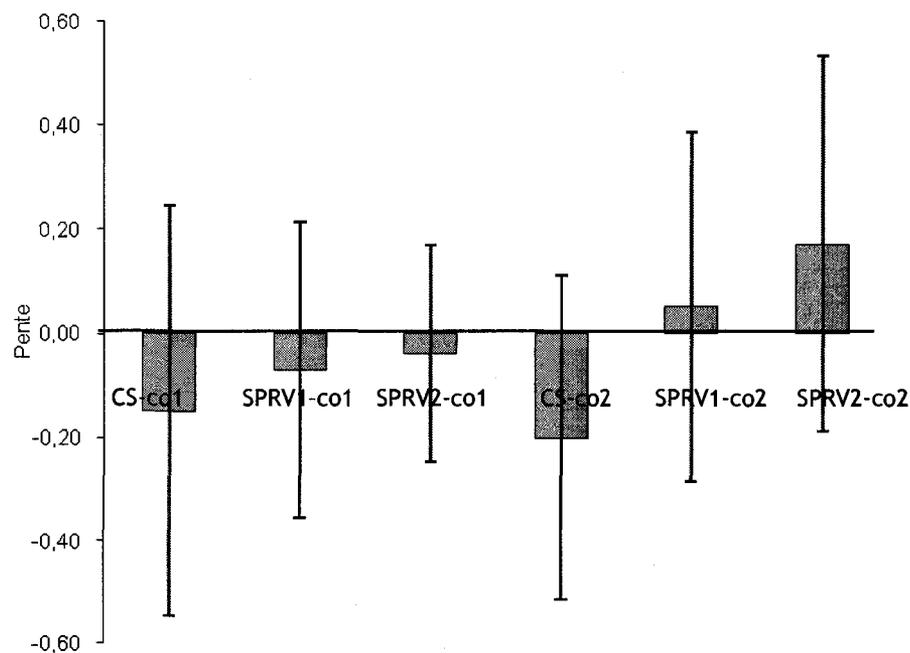


Figure 4-15 : Valeurs de maintien (pente A) d'angle de la courbure lombaire pour les différentes conditions, pour tous les sujets.

Nous constatons que la valeur de la pente varie selon la chaise testée ($p = 0,10$). Sur la CS, la pente est négative et accentuée, peu importe la consigne, ce qui signifie que le sujet perd sa courbure lombaire initiale dans le temps, l'accentuant vers une plus grande cyphose. Sur le SPRV1 et SPRV2, on note aussi une perte, moins prononcée que sur la CS, de courbure lombaire initiale lorsque le sujet effectue la consigne 1. Sur ces mêmes chaises, nous remarquons une pente positive alors que le sujet effectue la consigne 2, ce qui signifie qu'il augmente l'angle de sa courbure lombaire vers la lordose par rapport à la courbure initiale. Malgré la différence entre les données du SPRV par rapport à la consigne demandée, l'ANOVA ne nous démontre pas de différence statistique pour la variation de la consigne ($p = 0,32$) puisque l'écart-type est très grand (souvent au-delà du double de la valeur mesurée), ce qui pourrait induire des erreurs à l'ANOVA. L'analyse par les moindres carrés (LSD) nous confirme l'existence d'une différence statistiquement significative entre les combinaisons CS-co1 et SPRV2-co2 ainsi que CS-co2 et SPRV2-co2.

Nous pouvons donc penser que le choix de la chaise influence le maintien de la courbure lombaire dans le temps, contrairement à la consigne qui ne semble pas influencer cette donnée.

4.2.4 Distribution des forces aux points de contact

La cinquième hypothèse énoncée au chapitre 1 stipule que les forces sous les tubérosités ischiatiques devraient être inférieures sur le SPRV1 et SPRV2 que sur la CS. Cette force serait transmise au sol par les pieds. Cette diminution d'efforts sous les tubérosités favoriserait la diminution de la pression sous les fesses ainsi que sur les nerfs, veines et artères de cette région, ce qui aurait comme effet d'améliorer le confort des sujets et de diminuer les douleurs associées à ces pressions [Andersson et coll., 1974 ; Lander et coll., 1987, Hermanns et coll., 1999]. De plus, le déplacement du centre de masse au-delà des tubérosités ischiatiques favoriserait le maintien de la lordose lombaire [Bridgers et coll., 1989 ; Snijers et coll., 2004]. C'est pourquoi nous avons enregistré tout au long des tests les valeurs de forces sous les tubérosités ischiatiques ainsi que sous les pieds, pour les différentes conditions de tests. La Figure 4-16 démontre la distribution de ces forces chez un sujet typique pour différentes conditions.

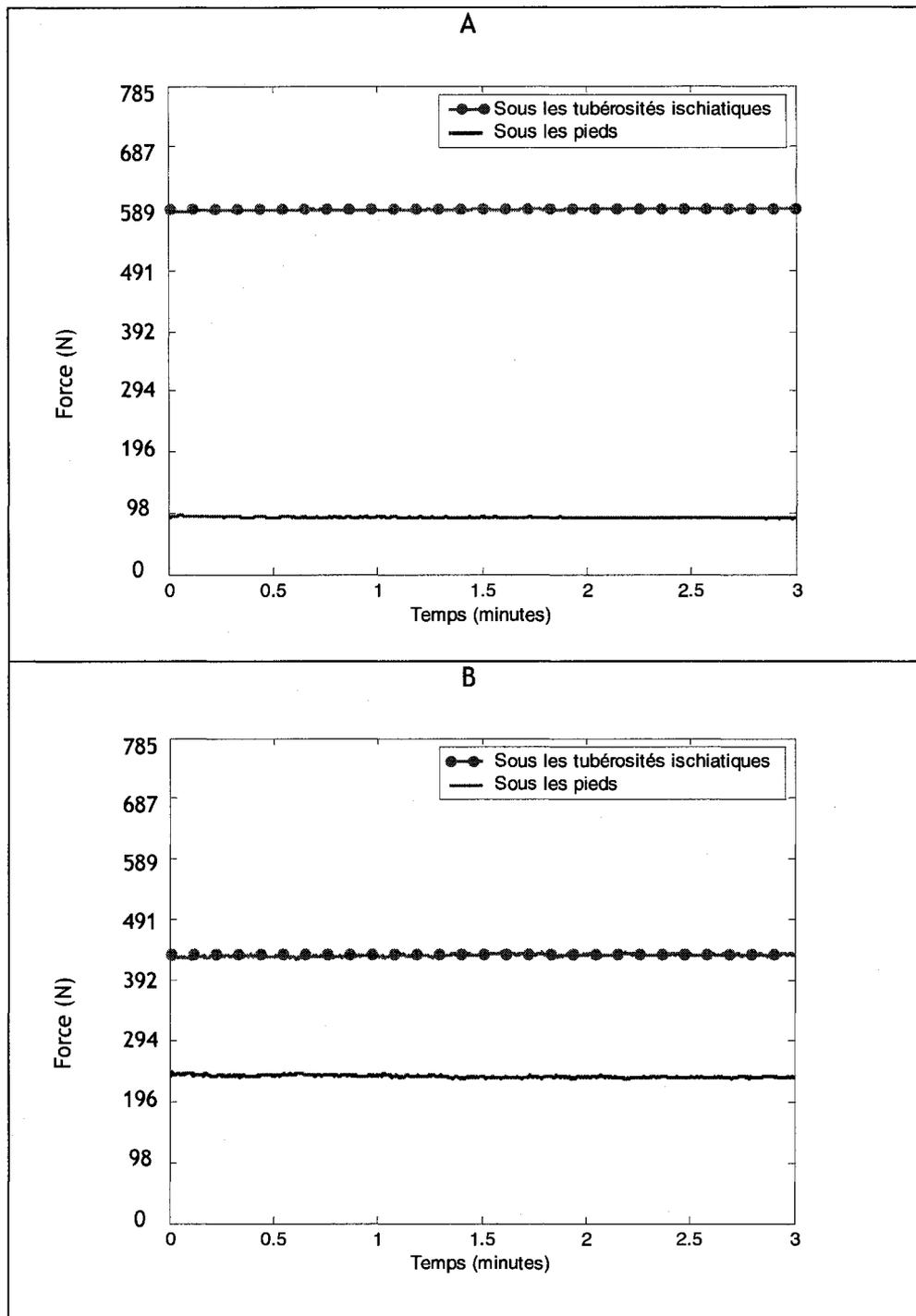


Figure 4-16 : Répartition de la force d'un sujet typique. (A) Condition CS-co1 et (B) SPRV2-co2.

Nous constatons (Tableau 4-14 et Figure 4-17) que la force sous les tubérosités ischiatiques a tendance à être plus faible lorsque le sujet est assis sur le SPRV (peu importe le nombre de degrés de liberté et la consigne) et que par conséquent, la force sous les pieds augmente, ce qui concorde avec notre hypothèse. Notons aussi une légère diminution de la

force sous les tubérosités alors que le sujet effectue la consigne 2 pour les deux chaises dynamiques.

Tableau 4-14 : Moyenne de la force (% F_{total}) sous les TI et les pieds pour tous les sujets.

	Sous les tubérosités ischiatiques		Sous les pieds	
	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	84,62 ± 3,34	85,86 ± 3,71	15,39 ± 3,34	14,14 ± 3,71
SPRV1	73,42 ± 6,11	71,74 ± 5,95	26,58 ± 6,11	28,26 ± 5,95
SPRV2	73,98 ± 6,14	71,08 ± 6,48	26,02 ± 6,14	28,92 ± 6,48

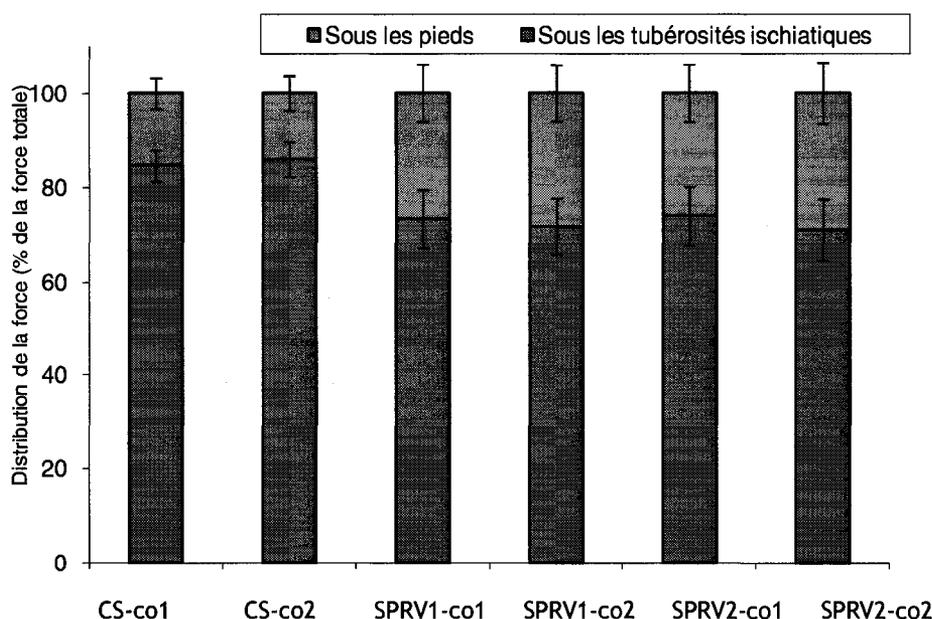


Figure 4-17 : Moyenne de la force (% F_{total}) sous les TI et sous les pieds pour tous les sujets.

L'ANOVA effectuée sur les données de la répartition de forces sous les tubérosités ischiatiques ainsi que sous les pieds confirment qu'il y a effectivement une différence statistiquement significative entre les chaises testées ($p < 0,0001$) ; elle n'indique pas de différence entre les consignes par rapport au seuil de signification choisi ($p = 0,48$).

Le test post-hoc effectué (LSD) indique qu'il existe une différence significative pour toutes les combinaisons de conditions comprenant CS-co1 et CS-co2, à l'exception de la combinaison CS-co1 et CS-co2, puisque le choix de la consigne n'influence pas la réponse. Ceci nous laisse croire que le choix de la chaise a un impact sur la distribution de la force sous les tubérosités ischiatiques ainsi que sous les pieds.

4.2.5 Activité et fatigue musculaire

Finale­ment, la dernière hypothèse énoncée à la fin du chapitre 1 affirme que l'activité musculaire du bas du dos devrait diminuer et celles des cuisses augmenter alors que les sujets sont assis sur le SPRV à un ou deux degrés de liberté, comparativement aux valeurs enregistrées sur la CS. Pour une même donnée, une diminution de l'intensité de l'activité musculaire engendre inévitablement une diminution de la fatigue musculaire et favorise l'oxygénation des tissus ainsi que l'apport sanguin vers les muscles [Yu et coll., 1988 ; van Deursen (D.L.) et coll., 1999 ; van Deursen (L.L.) et coll., 2000 ; Callaghan et McGill, 2001 ; van Dieën et coll., 2001 ; McGill et coll., 2002 ; Makhsous et coll., 2003].

L'activité musculaire au niveau du bas du dos (masse commune) et des cuisses (vaste externe) a été mesurée à l'aide des électrodes de surface. Les données recueillies ont été jugé non valide à cause d'un trop grand rejet de valeurs (31 % de rejet pour le dos gauche, 17 % pour le dos droit, 48 % pour la cuisse gauche et 13 % pour la cuisse droite). Ces données n'ont donc pas été analysées puisqu'elles auraient diminuées la puissance des analyses statiques et les résultats n'auraient pas été valables.

Les données de perception de la fatigue recueillies après chaque test sont quant à elles recevables. Il était demandé au sujet de noter la perception de son niveau de fatigue du bas du dos et des cuisses par rapport aux valeurs de référence (enregistrées à son arrivée), sur une échelle de 1 à 10 (1 = faible et 10 = élevé). Le Tableau 4-15 donne les résultats moyens obtenus pour la perception de la fatigue du dos et des cuisses ; ces données sont aussi représentées sous forme graphique aux Figure 4-18 et Figure 4-19.

Tableau 4-15 : Moyenne de la perception de la fatigue du dos et des cuisses enregistrée pendant les tests, pour tous les sujets.

	Dos		Cuisses	
	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)	Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
CS	1,46 ± 0,75	1,90 ± 1,25	2,08 ± 1,78	0,80 ± 0,75
SPRV1	1,58 ± 0,96	1,77 ± 1,23	1,58 ± 1,61	0,60 ± 0,80
SPRV2	1,33 ± 0,78	2,02 ± 1,32	1,71 ± 1,55	0,73 ± 0,62

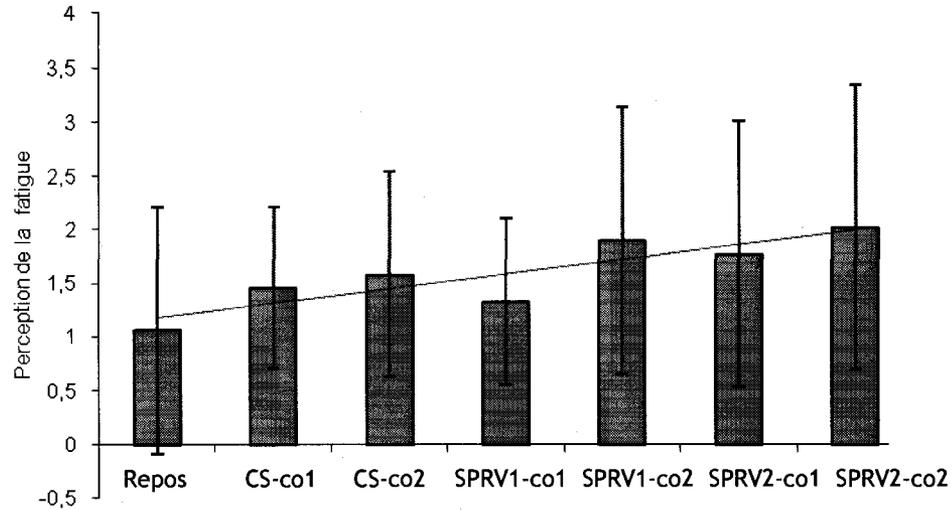


Figure 4-18 : Perception de la fatigue moyenne du dos pour tous les sujets. La ligne noire représente la droite de tendance linéaire. Repos : avant de débiter les tests.

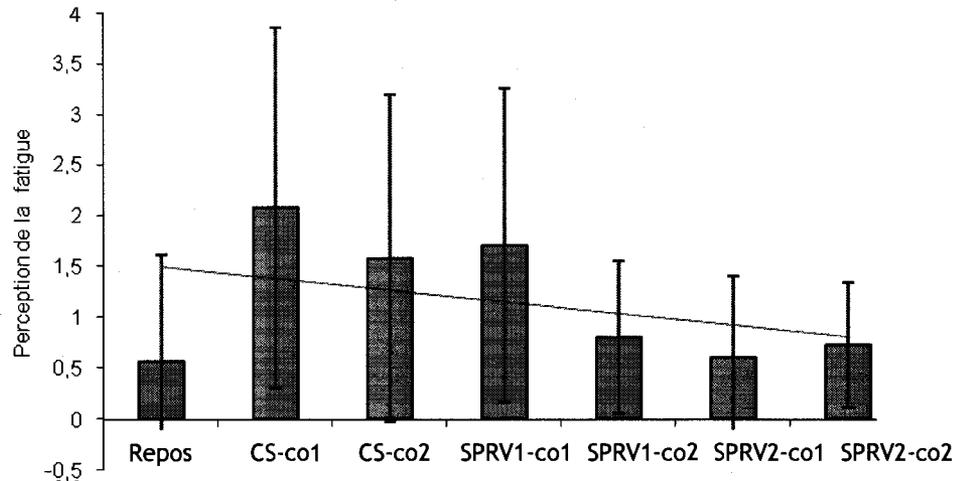


Figure 4-19 : Perception de la fatigue moyenne des cuisses pour tous les sujets. La ligne noire représente la droite de tendance linéaire. Repos : avant de débiter les tests.

Nous constatons une augmentation de la fatigue du dos, tandis que nous remarquons une diminution de la fatigue des cuisses lorsque la consigne 2 est exécutée et ce, peu importe le type de chaises testé. Les analyses ANOVAs nous confirment qu'il y a effectivement une différence statistiquement significative ($p = 0,02$) entre la fatigue des cuisses lors de l'exécution de la consigne 1 versus la consigne 2, mais ne décèle rien concernant la fatigue dorsale. Nous pouvons donc penser que le fait d'avoir à maintenir ou non la lordose lombaire (consigne) influence la perception de fatigue des cuisses et ce, peu importe la chaise choisie. Les autres calculs d'ANOVAs effectués n'indiquent pas de différences significatives. Le détail se retrouve à l'Annexe 24.

Chapitre 5.

DISCUSSION

Les objectifs visés par ce projet de recherche étaient de :

- concevoir une chaise qui favorise le mouvement du corps tout en s'assurant de répondre aux autres critères de conception énoncés et
- d'évaluer biomécaniquement l'utilisation d'une chaise dynamique expérimentale. Cette évaluation devait se faire en comparant les trois types de chaises (chaise dynamique à deux degrés de liberté, à un degré de liberté et chaise standard sans appuis pour les bras et sans dossier) et en répondant aux hypothèses énoncées au chapitre 1.

La section qui suit discute du niveau d'atteinte des objectifs ainsi que des améliorations qui devraient être apportées à le SPRV. On interprète de plus les résultats présentés au chapitre précédent. Il est important de se rappeler qu'étant donné le nombre restreint de sujets, les résultats pourraient ne pas s'appliquer à un grand échantillon.

5.1 Conception du SPRV

La chaise dynamique conçue dans le cadre de ce projet était satisfaisante en majeure partie, mais nécessiterait quelques améliorations afin d'ajouter au confort du sujet et de pousser la recherche un peu plus loin.

5.1.1 Assise

L'assise du SPRV est fabriquée de bois pressé et ne possède aucun recouvrement. La chaise a été conçue ainsi afin d'obtenir la même surface de contact au niveau des tubérosités ischiatiques que la chaise standard. Cependant, même si la charge sous les tubérosités était inférieure sur le SPRV que sur la chaise standard, plusieurs sujets se sont plaints d'engourdissement au niveau du fessier lors des tests sur le SPRV. Cela peut être possible puisque l'assise ne possède pas de support aux cuisses, ce qui fait que tout le poids du tronc est supporté par les deux tubérosités ischiatiques. Nous pouvons supposer que la pression locale exercée sur les tubérosités ischiatiques est grande et comprime ponctuellement les muscles du fessier, entraînant engourdissements et douleurs.

Le fait d'incliner l'assise nous a permis d'éviter l'écrasement du nerf sciatique, de la veine fémorale et de l'artère fémorale [Mandal, 1976 ; Congleton et coll., 1985 ; Hermanns et coll., 1999] et aucune douleur ou inconfort du membre inférieur n'a été rapporté.

5.1.2 Hauteur de l'assise

Le système d'ajustement de la hauteur de l'assise permet d'obtenir une hauteur qui donne au sujet un angle entre le dos et la cuisse de 115° . Cependant, la moyenne de l'angle obtenue au dos-cuisse est de $123 \pm 6^\circ$, ce qui laisse penser que la majorité des sujets se retrouvait au-dessus de la valeur choisie de 115° . Cette erreur pourrait être en lien avec le choix du positionnement des marqueurs. En effet, puisqu'aucune étude ne donne de référence quant à la méthode utilisée pour calculer l'angle entre le dos et la cuisse, il se peut que nos résultats diffèrent des leurs dû au choix de notre méthode. Cependant, un survol du livre de Winter [2005] fait plus tard dans le cadre de cette recherche nous informe qu'il existe une méthode de positionnement de marqueurs pour déterminer l'angle de la hanche. Il sera important d'en tenir compte dans une étude future.

Pour calculer l'angle dos-cuisse, notre méthode consiste à placer un marqueur sur la vertèbre C7, sur le grand trochanter ainsi que sur le condyle externe du fémur (Figure 5-1). En choisissant C7 et le grand trochanter pour représenter le segment du dos, nous nous retrouvons avec un segment légèrement incliné vers l'arrière qui ne représente pas nécessairement la vraie inclinaison du dos et qui augmente l'angle dos-cuisse. Par la suite, le choix du grand trochanter et du condyle externe du fémur pour illustrer le segment de la

cuisse, même si d'autres auteurs l'utilisent [Bridger et coll., 1989], pourrait être erroné puisqu'ils ne représentent pas nécessairement le centre du segment (le condyle externe du fémur est souvent plus bas que le centre et le grand trochanter plus haut), ce qui donne une inclinaison du segment plus abrupte qu'il devrait l'être et ajoute à la valeur de l'angle dos-cuisse. Finalement, le manque de pratique de l'expérimentateur dans l'identification d'os humain n'aide pas à diminuer le mauvais positionnement des marqueurs sur le corps.

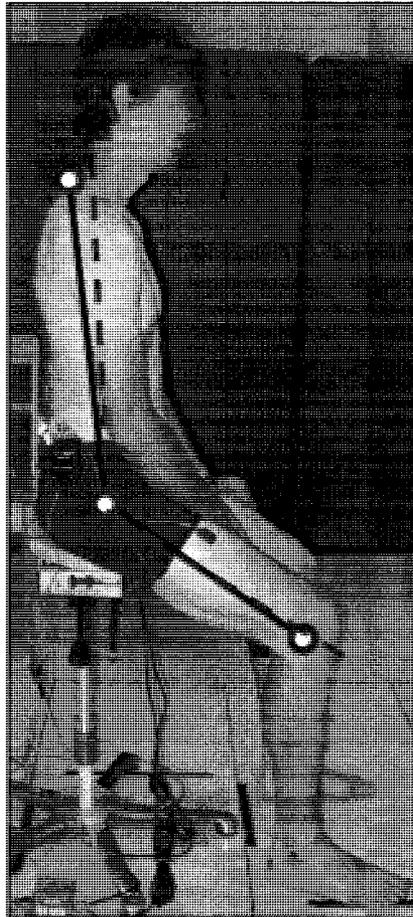


Figure 5-1 : Les lignes rouges pointillées représentent ce que pourrait être la vraie valeur de l'angle, tandis que les lignes noires représentent la valeur réelle. Dans le cas présent, le positionnement des marqueurs sur la cuisse représente presque parfaitement le centre de la cuisse.

Dans aucun cas les sujets ne se sont plaints d'inconfort ou de sentiment de basculer vers l'avant, ce qui nous porte à croire que le choix de l'inclinaison de l'assise et de la hauteur du siège est satisfaisant. De plus, puisque l'angle dos-cuisse mesuré est similaire pour tous les sujets (faible écart-type), nous sommes d'avis que les résultats influencés par cette donnée (comme par exemple la distribution de la masse sous les pieds et l'activité

musculaire des muscles des cuisses) seront toujours comparables. Il serait intéressant lors de tests futurs de déterminer et de quantifier l'angle auquel les sujets perçoivent de l'inconfort et se sentent expulsés de la chaise.

5.1.3 Choix du matériau

Le matériau utilisé pour la tige centrale du SPRV correspondait aux caractéristiques recherchées, c'est-à-dire qu'il était flexible, facile d'utilisation et usinable, mais il n'était cependant pas résistant en fatigue. En effet, une des tiges s'est brisée suite à une mauvaise utilisation (i.e. une grande amplitude de mouvement) du SPRV. Aucun test n'a été réalisé afin de démontrer le temps de vie d'une telle pièce sous des conditions de flexion, mais un test en flexion a montré qu'un déplacement d'environ deux centimètres est suffisant pour déformer plastiquement la pièce, la rendant ainsi propice aux bris puisqu'elle devient alors fragile. Puisque les déplacements engendrés par une personne assise en utilisation normale sur le SPRV dépassent à peine un centimètre, la recherche de matériau n'a pas été poussée plus loin, mais devrait l'être éventuellement si l'on met cette chaise sur le marché. Cependant, les sujets étaient avertis lors des tests de la possibilité que le matériau puisse céder pendant les tests et ils leur étaient demandés de faire attention à ne pas trop déplacer l'assise de la chaise. Cette consigne a pu influencer le comportement des sujets en position assise et pourrait consister en un très gros biais des données du mouvement.

5.1.4 Rigidité de la chaise

Le système d'ajustement de la rigidité fonctionne parfaitement ; augmenter la longueur de la tige à découvert rend le système très instable si le sujet n'utilise pas le membre inférieur pour se stabiliser, tandis que diminuer la longueur le rend stable, voir quasi-rigide, et ce, même si un sujet n'utilise pas le membre inférieur. Aucune mesure de rigidité apparente ne fut enregistrée, ce qui aurait pu être intéressant afin de quantifier la rigidité du système et d'en faire une charte en fonction du poids et de la grandeur de chaque utilisateur. Nous aurions pu ainsi tester un même niveau d'instabilité, relatif à chacun, pour tous les sujets. Il serait intéressant dans une étude ultérieure de déterminer l'influence de la rigidité de la chaise sur le comportement et la posture assise d'un individu.

5.2 Position du centre de masse dans le plan frontal

Peu d'études se sont attardées à la position du centre de masse par rapport au centre d'une vertèbre lombaire dans le plan frontal. En fait, seulement Teasdale et coll. [2006] entreprirent cette mesure et ne trouvèrent rien de significatif. Cependant, intuitivement, nous pensions que la conservation du centre de masse du tronc au centre de la colonne vertébrale aurait comme effet de diminuer les moments de force autour du point de pivot formé par L5-S1 sur les muscles de la région lombaire et par conséquent, de diminuer la fatigue des muscles de cette région. Nous pensions que ce moment de force serait ressenti par les muscles du bas du dos lorsqu'un individu s'assiérait sur une chaise fixe et créerait de la fatigue et de l'inconfort, forçant ce dernier à constamment changer de position sur sa chaise.

Nous croyions aussi qu'une posture centrée pourrait engendrer une diminution de la pression sous les tubérosités ischiatiques ; en effet, lorsque le centre de masse se déplace d'un côté de la colonne vertébrale, la pression sous la tubérosité ischiatique augmente ponctuellement, ce qui peut causer de l'inconfort et de la douleur. En conservant le centre de masse au centre, la pression serait également répartie sur les deux tubérosités.

La première hypothèse de ce projet de recherche propose donc que le CoM du tronc serait davantage aligné avec le centre de la colonne vertébrale (représenté dans ce projet par l'apophyse épineuse de la vertèbre lombaire L5) sur le SPRV2 que sur les deux autres chaises testées dans le plan frontal. L'analyse des résultats faite dans le chapitre précédent ne confirme pas cette affirmation. En effet, nous constatons que le CoM est plus éloigné lorsque les sujets testent le SPRV à un ou deux degrés de liberté. Nos résultats sont aussi contraires aux valeurs trouvées par Teasdale et coll. [2006] dans leur recherche sur les musiciens (Tableau 5-1).

Tableau 5-1 : Valeurs (mm) de la position du centre de masse dans le plan frontal pour l'étude de *Teasdale [2006] et l'étude présente, pour un sujet typique.

			Assis relaxé (co1)	Assis droit (co2)
Tabouret fixe *	12,3 ± 5,5	CS	2,16 ± 0,61	3,94 ± 9,109
Tabouret ergonomique *	7,3 ± 2,6	SPRV1	12,61 ± 4,64	5,45 ± 2,24
		SPRV2	5,80 ± 1,43	5,71 ± 1,82

La différence entre nos résultats et ceux de l'étude sur les musiciens pourrait provenir du fait que Teasdale et coll. [2006] ont enregistré les données de centre de pression (CoP) et non de position de CoM à l'aide de plateformes de force. Selon l'équation 3-2, la valeur de CoP est différente de CoM si on tient compte de l'accélération du CoM, ce qui est le cas de l'étude de Teasdale et coll. [2006]. De plus, ils enregistrèrent ces données par rapport au centre de la plateforme de force, contrairement à nous, qui les évaluèrent par rapport à l'apophyse épineuse de la vertèbre lombaire L5.

En regardant ces résultats, certains pourraient croire qu'un déplacement du CoM de 5 mm est négligeable. Cependant, ce déplacement est équivalent à un moment de force de 3,05 Nm ressenti par les muscles du bas du dos pour une personne de 84 kg. Ce moment est comparable à une masse de 1,3 kg déposée sur l'épaule de cette même personne qui mesure 1,85 m. On pense qu'il devient déplaisant à long terme d'avoir à supporter une telle masse. Une étude sur ce sujet pourrait nous éclairer davantage et confirmer ces suppositions.

L'ANOVA à blocs aléatoires effectuée sur les données de position du CoM dans le plan frontal par rapport à L5 nous démontre une différence statistiquement significative ($p = 0,004$) entre les conditions. Un test post-hoc nous précise qu'il s'agit d'une différence entre les combinaisons de CS-co1 et SPRV1-co1 ainsi que CS-co2 et SPRV1-co1, ce qui ne nous permet pas de conclure quoique ce soit concernant la position du CoM. De plus, nous sommes dans l'impossibilité d'expliquer pourquoi la position du CoM pour la condition SPRV1-co1 est, dans la majorité des cas, aussi éloignée du 0 (apophyse épineuse de L5). Il pourra être intéressant dans un projet futur de refaire les tests en augmentant cette fois le nombre de sujets ainsi que le temps de test. Cette augmentation pourrait éventuellement faire apparaître la distribution gaussienne double de la position du CoM dans le plan frontal qu'on s'attendait à obtenir comme résultat pour la chaise standard. Quoiqu'il en soit, nous constatons, tout comme dans l'étude de Teasdale et coll. [2006], que le choix du type de chaise n'influence pas statistiquement la valeur de la position du CoM du tronc dans le plan frontal et qu'aucune de celles-ci ne favorise l'utilisateur à s'asseoir centré.

Aussi, il faut faire attention avec ces résultats puisque nous ne pouvons pas affirmer que l'apophyse épineuse de la vertèbre L5 représente réellement la position du centre de la colonne vertébrale dans le plan frontal, c'est-à-dire le « vrai zéro ». En effet, la position du

marqueur optoélectronique placé sur L5 pourrait être facilement biaisée de quelques millimètres suite à une mauvaise installation, un déplacement pendant les tests ou parce que le sujet pourrait avoir une malformation quelconque de la colonne vertébrale. Par conséquent, l'erreur sur la mesure du CoM pourrait être très grande. Par exemple, supposons que le « vrai zéro », pour le sujet typique suivant (Figure 5-2), soit à 7 millimètres au lieu du 0 estimé. Nous obtiendrions alors des valeurs de la position du centre de masse beaucoup plus près du « vrai zéro » sur le SPRV2 que sur la chaise standard.

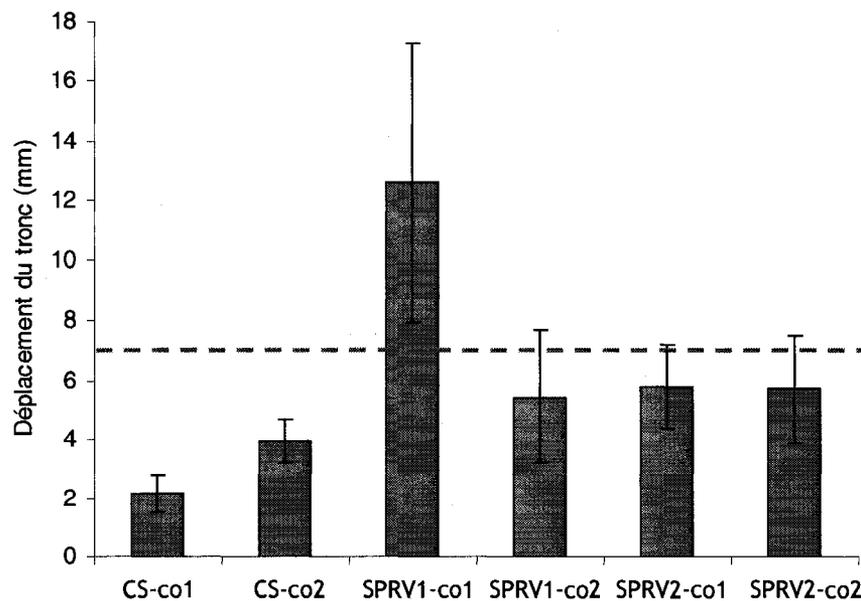


Figure 5-2 : Moyenne de la position absolue du centre de masse par rapport au centre de la colonne vertébrale (représenté par l'apophyse épineuse de L5) dans le plan frontal pour un sujet typique.

Par contre, après réflexion, il pourrait être logique de trouver de tels résultats : effectivement, la chaise standard, de part sa conception stable et rigide, permet difficilement à un utilisateur de mouvoir le bassin sans qu'il ne puisse bouger les pieds. Rappelons qu'il était demandé au sujet de conserver ses pieds au sol pendant tout le temps de test, à égalité avec la largeur des épaules. Ensuite, parce que le SPRV offre une assise instable et une liberté de mouvement dans les plans frontal et sagittal, il est beaucoup plus aisé au sujet de bouger le bassin dans tous les sens et ce, même si les pieds sont cloués au sol. Finalement, le SPRV1 a permis de plus grands déplacements du CoM que la chaise standard puisque sa mauvaise conception permettait au sujet de bouger légèrement dans le plan frontal, mais moins que sur le SPRV2.

Puisque la valeur de la position du CoM pourrait être biaisée, nous avons jugé bon de nous attarder dans le chapitre précédent à obtenir les valeurs d'étendues du mouvement du CoM, qui est une donnée beaucoup plus fiable puisque le biais est éliminé lors de la soustraction des deux valeurs (valeur max - valeur min). Nous avons démontré qu'il existe une différence statistiquement significative ($p = 0,0003$) entre les résultats enregistrés pour les différents types de chaises et ce, peu importe la consigne (Tableau 5-2).

Tableau 5-2 : Moyenne de l'étendue du mouvement (mm) du centre de masse dans le plan frontal pour l'étude de Teasdale [2006] et l'étude présente.

			Consigne 1	Consigne 2
Tabouret fixe *	76,2 ± 26,4	Chaise 1	8,66 ± 3,37	10,57 ± 5,32
Tabouret ergonomique *	44,7 ± 18,0	Chaise 2	7,92 ± 1,81	7,31 ± 1,46
		Chaise 3	5,15 ± 1,15	4,95 ± 1,13

L'étendue est élevée pour la chaise standard et elle est moins importante sur le SPRV1, et davantage inférieure sur le SPRV2. Cette affirmation est confirmée par l'étude de Teasdale et coll. [2006] (Tableau 5-2), qui établissent que le tabouret fixe procure une plus grande étendue dans le plan frontal que le tabouret ergonomique. Rappelons-nous par contre que l'étude de Teasdale et coll. [2006] porte sur des violonistes qui performant pendant des tests, ce qui donne des valeurs d'étendues davantage élevées que nos résultats.

Suite à ces observations, il est légitime de se demander pourquoi l'étendue de la position du CoM sur le SPRV2 est faible alors que la position du CoM sur cette dernière est élevée (le contraire survient sur la chaise standard). Cette remarque pourrait être une preuve qu'il existe en effet une erreur sur la connaissance du « vrai zéro ». Logiquement, nous aurions pensé qu'un sujet assis sur une chaise dynamique aurait eu une petite valeur d'étendue autour d'un point centre (i.e. que la valeur de la position du CoM aurait oscillé très près autour de 0) et que ce point centre aurait été le centre de la colonne vertébrale (représenté dans cette étude par l'apophyse épineuse de L5 et par 0), ce qui n'est présentement pas le cas. Sur la chaise standard, nous nous serions attendu à observer une grande étendue de la position du CoM autour d'un point quelconque (valeur de la position du CoM pas nécessairement près de zéro), puisque la chaise standard offre une stabilité infinie, donc une opportunité pour le sujet à positionner son CoM à l'endroit désiré. Puisque nos intuitions concernant l'étendue ce sont avérées vraies et que cette valeur est fiable, nous croyons donc qu'il existe effectivement une erreur dans le calcul de la position

du CoM et que cette erreur a un rapport direct avec le choix du centre de la colonne vertébrale. Tenant compte de ces constatations, nous pouvons maintenant considérer que le SPRV à deux degrés de liberté permet au sujet de s'asseoir centré sur la chaise, diminuant ainsi les moments musculaires de la région lombaire et diminuant la fatigue. Il serait très pertinent de revoir cette méthode de calcul et de poursuivre la recherche sur ce sujet dans un prochain projet.

Pour conclure cette section, mentionnons que des erreurs de mesure pourraient provenir de trois sources différentes. La première est certainement la position des marqueurs optoélectroniques ; en effet, pour calculer le CoM sur le SPRV, nous avons placé un marqueur au centre des deux capteurs de force, et un au niveau de L5. L'erreur associée à la pose de marqueurs par l'humain est de l'ordre du millimètre et est davantage augmentée lorsqu'un expérimentateur n'a pas beaucoup de pratique dans l'identification de vertèbres sur des sujets humains. Pour diminuer cette erreur, l'expérimentateur fut le même pour tous les sujets. La deuxième source d'erreur pourrait être que la vertèbre L5 n'est pas tout à fait le pivot du dos dans le plan frontal et que cette dernière bouge pendant les tests. Lors de pré-tests, le déplacement maximal enregistré sur le SPRV2 était de l'ordre du demi-millimètre. Finalement, la troisième source d'erreur, attribuable seulement au SPRV, pourrait provenir du fait que les capteurs de force sont uniaxiaux et qu'on ne tient pas compte dans les calculs du CoM des moments transmis, comme mentionné à l'Annexe 20.

5.3 Mouvement du corps

Selon plusieurs recherches, le mouvement du corps, spécialement de la colonne vertébrale, pourrait être bénéfique quant à la diminution des douleurs dorsales associées à la position assise prolongée [Congleton et coll., 1985 ; Bridger et coll., 1989 ; Callaghan et McGill, 2001 ; van Deursen (L.L.) et coll., 1999 ; McGill et coll., 2000 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000 ; van Dieën et coll., 2001 ; Moizi, 2006]. En effet, le mouvement du corps permettrait une alternance de l'activité musculaire ainsi qu'une diminution de la compression des disques intervertébraux, favorisant l'oxygénation des muscles ainsi que l'échange fluïdique des disques intervertébraux, laissant l'opportunité aux unités motrices de type I de se relaxer [van Deursen (L.L.) et coll., 1999 ; McGill et coll., 2000 ; van Deursen (D.L.) et coll., 2000 ; van Dieën et coll., 2001 ; Teasdale et coll., 2007].

La deuxième hypothèse de ce projet propose une augmentation du mouvement du corps sur le SPRV à deux degrés de liberté dans les plans frontal et sagittal, comparativement à celui enregistré sur le SPRV à un degré de liberté ainsi qu'à la chaise standard. Aussi, nous nous attendions aussi à ce que l'assise du SPRV à deux degrés de liberté bouge davantage dans le plan frontal que la chaise à un degré de liberté et que le mouvement soit équivalent sur les deux chaises dynamiques dans le plan sagittal.

À l'aide de la valeur de la position de la vertèbre C7 par rapport au centre de la colonne vertébrale (représentée par l'apophyse épineuse de la vertèbre lombaire L5) dans le temps, qui représente le mouvement du tronc, nous avons déterminé l'étendue du mouvement du tronc dans les plans frontal et sagittal. Aucune étude ne relate de résultats concernant le mouvement du tronc en position assise sur une chaise dynamique. Dans le présent projet, seul le mouvement du tronc dans le plan frontal pour une variation de la chaise était statistiquement significatif ($p = 0,08$). Un test post-hoc a aussi démontré que les étendues étaient statistiquement différentes pour les combinaisons de CS-co1 et SPRV2-co1 ainsi que SPRV1-co2 et SPRV2-co1. Nous pouvons donc comprendre que l'étendue du mouvement du tronc dans le plan frontal est supérieure sur le SPRV2 que sur le SPRV1 et la chaise standard.

Contrairement à nos attentes, aucune différence n'a été observée pour les données de mouvement du tronc dans le plan sagittal. En effet, nous aurions espéré démontrer que les sujets assis sur une chaise standard varient leur point de pression sous les tubérosités ischiatiques en déplaçant le tronc davantage sur l'assise du SPRV que sur la chaise standard. Cependant, les données trouvées pour l'étendue de tronc dans le plan sagittal ne sont pas statistiquement différentes selon les conditions. Nous pouvons donc croire que la mobilité additionnelle de l'assise de la chaise n'a pas d'influence sur le mouvement du tronc dans le plan sagittal. Cette donnée pourrait être intéressante pour les fabricants de chaises dynamiques qui libèrent le mouvement de la chaise antéro-postérieur au lieu, comme le démontre cette étude, de libérer le mouvement médio-latéral. Cette constatation a aussi été faite par van Deursen (L.L.) et coll. [1999] dans leur étude.

Par la suite, nous nous sommes intéressés à l'étendue du mouvement de l'assise du SPRV pendant les tests. Comme escompté, nous avons trouvé une différence statistiquement significative ($p < 0,0001$) entre le SPRV1 et SPRV2 pour l'étendue du mouvement dans le

plan frontal. Ce résultat n'est pas surprenant puisque le SPRV1 ne permet que le mouvement dans le plan sagittal et a son degré de liberté médio-latéral barré. Nous obtenons tout de même des valeurs de mouvement pour l'assise du SPRV1 puisque le système servant à immobiliser ce degré de liberté n'est pas efficace à 100 %. Cela nous permet par contre d'observer que le niveau de rigidité du système a un effet direct sur l'étendue du mouvement du CoM sur le SPRV. Les résultats du mouvement de l'assise du SPRV dans le plan sagittal ne sont pas statistiquement différents, ce qui est normal puisque les deux chaises permettent le même déplacement antéro-postérieur.

Maintenant que nous connaissons l'étendue du mouvement de la chaise (A), du CoM des sujets (B) ainsi que de la vertèbre C7 (C) dans le plan frontal, il nous est possible d'illustrer ces données dans un schéma (Figure 5-3) et de constater visuellement l'influence du type de chaise sur l'étendue du mouvement de ces trois points.

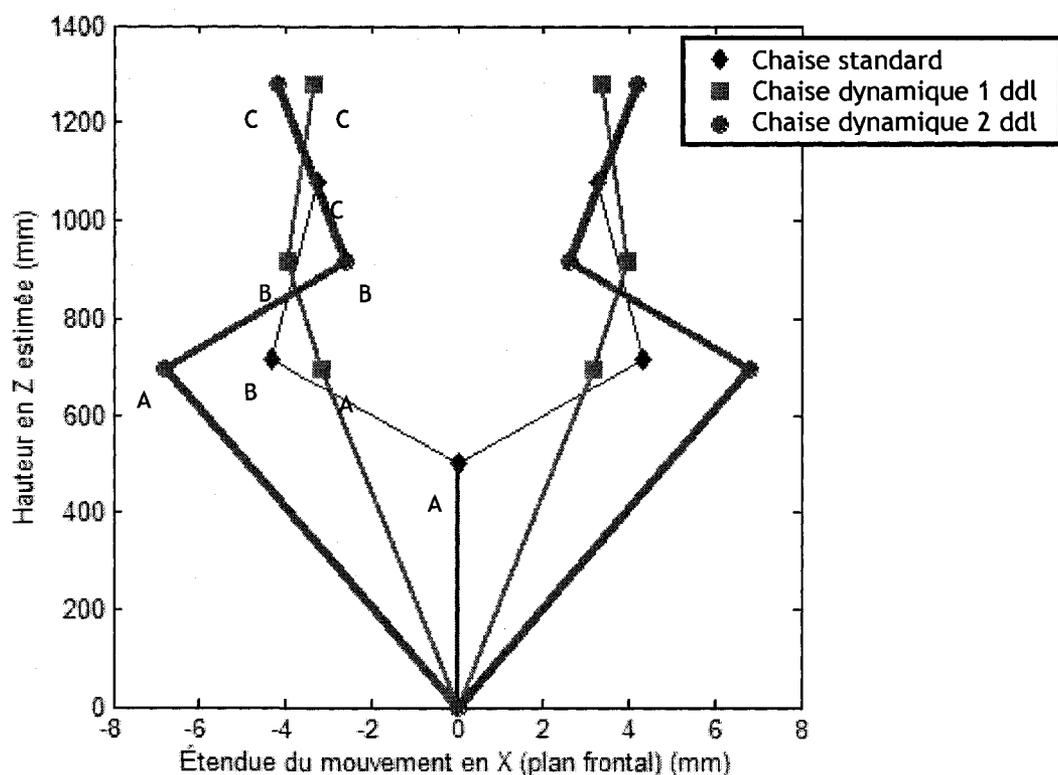


Figure 5-3 : Schématisation de l'étendue du mouvement centrée à 0 dans le plan frontal pour les différents points analysés. Étendue de la chaise (A), du centre de masse (B) ainsi que de la vertèbre cervicale C7 (C). La consigne co1 (assis relaxé) est illustrée. La hauteur (axe des z) est estimée en fonction de la grandeur moyenne des sujets et de la hauteur des chaises.

De cette figure, nous pouvons analyser le comportement postural d'un sujet qui utilise le SPRV ainsi que la chaise standard. En effet, nous pouvons comprendre de ce schéma que le sujet bouge inévitablement sur l'une ou l'autre des chaises. L'inconfort ressenti en position assise provoque chez le sujet le besoin de se déplacer sur l'assise, que ce soit pour alterner l'emplacement d'un point de pression sous les fesses ou pour reposer les muscles du dos. Cependant, sur la chaise standard, nous constatons que le sujet déplace son centre de masse afin de bouger et de soulager la douleur, tandis que c'est le déplacement de la chaise même qui permet la majorité du mouvement du corps dans le plan frontal sur le SPRV2. Nous pensons que le mouvement du SPRV2 est contrôlé par le membre inférieur, permettant au tronc de rester droit (c'est-à-dire que le CoM du tronc est aligné sur le centre de la colonne vertébrale) tout en alternant la masse du tronc d'une tubérosité ischiatique à l'autre. Si le sujet décide par contre de déplacer légèrement le haut de son corps d'un côté ou l'autre de la colonne vertébrale, le calcul du centre de masse sur le SPRV enregistre une légère augmentation de la position du centre de masse, ce qui expliquerait pourquoi nous mesurons une légère étendue du mouvement du CoM et une plus grande valeur d'étendue du tronc. Nous pensons que le SPRV2 offre une plus grande variété de mouvement (étendue totale de 22 mm), sans toutefois encourager le déplacement du centre de masse par rapport au centre de L5 (5,15 mm d'étendue, ce qui représente 23,4 % de l'étendue totale), ce que la chaise standard ne permet pas. En effet, l'étendue du mouvement du CoM sur cette dernière est de 8,66 mm, ce qui représente 100 % de l'étendue totale possible. C'est ce qu'illustrent les Figure 5-4 A et B.

Aussi, dans tous les cas, nous remarquons que le mouvement du tronc est presque identique, ce qui nous laisse croire une fois de plus que le mouvement du corps est essentiel en position assise. De plus, nous pensons que les valeurs du SPRV à un degré de liberté (ligne rose, Figure 5-3) ne sont pas tellement différentes de celles obtenues pour la chaise standard (ligne bleu, Figure 5-3) puisque le SPRV1 est fixe dans le plan frontal, ce qui la rend quasi-immobile dans ce plan. Mise à part les données du mouvement de la chaise (point A, Figure 5-3), les résultats sont effectivement très semblables. Rappelons que le SPRV1 bouge légèrement dans le plan frontal puisque le mécanisme servant à bloquer ce degré de liberté ne le fixait pas parfaitement.

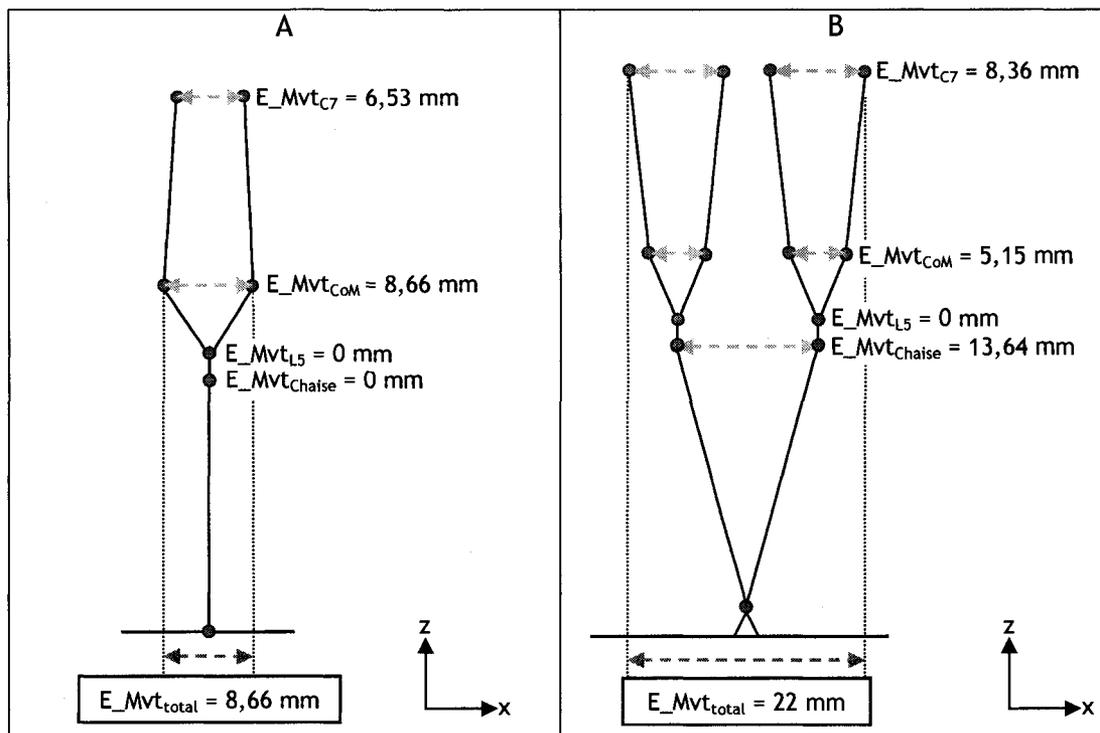


Figure 5-4 : Schématisation de l'étendue du mouvement de l'assise, du centre de masse (CoM) et du tronc(L5) sur (A) la chaise standard et (B) sur le SPRV2. Les valeurs en z ne sont pas représentatives de la réalité.

Avec ces données, nous pouvons affirmer que le SPRV à deux degrés de liberté permet au sujet de se mouvoir librement en bougeant davantage la chaise que le centre de masse dans le plan frontal. Nous croyons que le sujet évite ainsi de créer trop de moment de force dans les muscles du bas du dos, ce qui pourrait permettre de diminuer sa fatigue en position assise. Il serait très intéressant de pousser l'étude plus loin en augmentant la grandeur de l'échantillon ainsi que le temps de test pour augmenter la qualité de l'étude et démontrer l'effet sur une position assise prolongée.

Une source d'erreur possible est certainement le positionnement du marqueur sur la vertèbre C7. L'erreur associée à la pose de marqueurs par l'humain est de l'ordre du millimètre et est davantage augmentée lorsqu'un expérimentateur n'a pas beaucoup de pratique dans l'identification de vertèbres sur des sujets humains. Cependant, puisque la vertèbre cervicale C7 est proéminente et se démarque bien des autres, nous pouvons penser que l'erreur était négligeable.

5.4 Courbure lombaire

Une courbure lombaire normale (c'est-à-dire en lordose) aurait comme avantage de diminuer la pression intradiscale [Andersson et coll., 1974 ; Keegan, 1953] et de diminuer l'activité musculaire de la région lombaire [Andersson et coll., 1974 ; Makhsous et coll., 2003]. Selon la littérature, il est possible de favoriser une lordose lombaire ainsi que son maintien en position assise en inclinant l'assise vers l'avant [Bendix, 1984 ; Bridger et coll., 1989 ; Frey et Tecklin, 1986 ; Mandal, 1974 ; Hermanns et coll., 1999] et en augmentant la hauteur du siège, de manière à obtenir un angle entre le dos et les cuisses supérieur ou égal à 115° [Keegan, 1953 ; Mandal, 1974 ; Yu et coll., 1988]. Puisque le SPRV conçu dans le cadre de cette étude possède ces deux critères de conception, nous avons pu mesurer pendant les tests l'angle de la courbure de la région lombaire pour la chaise standard ainsi que pour le SPRV. Ces données ont ensuite été analysées afin d'obtenir une valeur de changement de la courbure lombaire et de pente, qui illustre le maintien de la courbure dans le temps.

Selon la troisième hypothèse énoncée au chapitre 1, nous nous attendions à trouver un plus petit changement de courbure lombaire alors que les sujets sont assis sur le SPRV que sur la chaise standard. Les données recueillies lors des tests concordent avec cette hypothèse. En effet, nous avons constaté que la différence entre les valeurs est significative lors d'un changement de chaises ($p = 0,04$). Cette constatation correspond aux résultats de Bridger et coll. [1989] qui dénotèrent aussi une signification statistique dans le changement de la courbure lombaire par rapport à la position debout pour les différents types de chaises testés ($p < 0,05$). Notons qu'il existe une légère différence significative entre les données de courbure lombaire selon la consigne demandée ($p = 0,15$) ; nous pourrions penser que ce résultat est illogique considérant les consignes demandées (consigne 1 : assis relaxe et consigne 2 : assis droit). Cependant, un tel résultat peut nous laisser croire que le SPRV favorise une lordose lombaire et ce, peu importe la consigne demandée, ce qui n'est pas le cas pour la chaise standard. En effet, les tests post-hoc nous démontrent une différence statistiquement significative entre la combinaison CS-co1 et CS-co2. Une étude plus étendue pourrait confirmer cette affirmation.

Dans un même ordre d'idée, la quatrième hypothèse énoncée au chapitre 1 suppose que la courbure lombaire sera davantage maintenue dans le temps sur le SPRV que sur la chaise

standard. La pente de la courbe de tendance des données de courbure lombaire est un bon indicateur du maintien de cette dernière dans le temps. Les résultats obtenus concordent avec ce à quoi nous nous attendions : la courbure lombaire est davantage maintenue (pente positive) sur le SPRV que sur la chaise standard et ce, pour les deux consignes. Cette affirmation est aussi appuyée par l'ANOVA effectuée sur ces données, qui indique une différence entre les données alors qu'on varie la chaise testée ($p = 0,10$). L'analyse des moindres carrés effectuée nous prouve que cette différence est significative pour la combinaison CS-co1 et SPRV2-co2 ainsi que CS-co2 et SPRV2-co2, ce qui est logique puisque ce sont deux conditions opposées. Nous pensons donc que le SPRV2 jumelée de la consigne 2 est la meilleure combinaison pour favoriser le maintien de la courbe lombaire, voir même, l'améliorer dans le temps. Nous croyons aussi qu'il est avantageux de s'asseoir sur le SPRV peu importe la consigne, puisque, même si la pente du maintien elle est négative, elle est beaucoup plus grande sur cette dernière que sur la chaise standard lorsque la consigne 1 est demandée. Cette différence n'a cependant pas été appuyée statistiquement. Nous croyons par contre qu'une étude sur un plus grand échantillon pourrait confirmer ces deux affirmations en rendant les valeurs statiques plus significatives. Aussi, il pourrait être pertinent de refaire le test sans donner de consigne et de vérifier la valeur de changement ainsi que le maintien de la courbure lombaire dans le temps.

Inattendu mais intéressant, nous découvrons aussi avec ces résultats que le nombre de degrés de liberté pourrait avoir une influence sur le maintien de la courbure lombaire ; en effet, les données de pentes calculées sont supérieures sur le SPRV2. Nous pourrions donc croire que le nombre de degrés de liberté joue un rôle dans le maintien de la courbure lombaire. Cette affirmation pourrait être testée et expliqué dans une future recherche et une étude sur un plus grand échantillon pourrait s'avérer pertinente statistiquement.

Plusieurs raisons peuvent expliquer l'obtention de la lordose en position assise sur le SPRV. Premièrement, nous croyons que l'inclinaison de l'assise favorise le roulement des tubérosités ischiatiques vers l'avant puisque l'assise est inclinée antérieurement, tel que démontré dans le schéma suivant (Figure 5-5). Il serait intéressant de démontrer cette affirmation par un modèle complet dans un prochain projet.

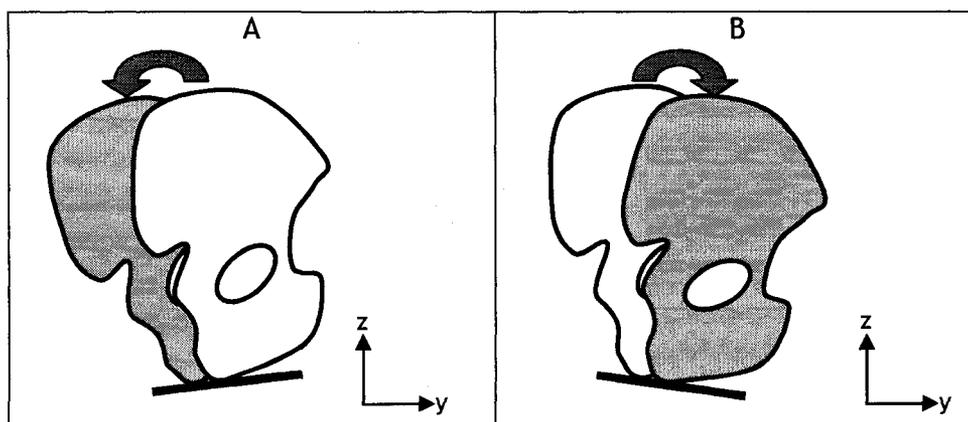


Figure 5-5 : Roulement des tubérosités ischiatiques dans le plan sagittal sur une assise inclinée (A) antérieurement et (B) postérieurement.

Deuxièmement, nous pensons qu'augmenter la hauteur de l'assise influence directement l'angle formé par le dos et les cuisses et par conséquent, l'inclinaison du bassin vers l'avant. À ce sujet, Keegan [1953] et Mandal [1974] observèrent à l'aide de radiographies que la courbure lombaire varie en fonction de l'angle entre le dos et la cuisse et ce, même en position couchée. Les causes de ce phénomène ne sont pas énoncées mais nous pensons que c'est une raison de géométrie du corps. L'action de muscles bi-articulaires comme l'ischio-jambier pourrait aussi être importante dans ce cas-ci.

Troisièmement, nous présumons que l'absence de support aux cuisses a comme effet de permettre aux tubérosités ischiatiques de jouer leur rôle de pivot (comme illustré à la Figure 5-6) en ne contraignant pas la rotation du bassin autour de celles-ci, favorisant ainsi l'obtention d'une courbure lombaire en lordose. Aussi, nous sommes d'avis que l'absence de support jumelé d'une inclinaison de l'assise antérieure favorise le maintien de la courbure lombaire dans le temps. Effectivement, nous pensons que le travail qui doit être fait par les muscles du dos pour maintenir une courbure lombaire se rapprochant de la courbure de référence sur la chaise standard est plus grand que celui sur le SPRV, ce qui pourrait causer à la longue une perte de courbure lombaire dû à la fatigue des muscles dorsaux (comme la condition CS-co2).

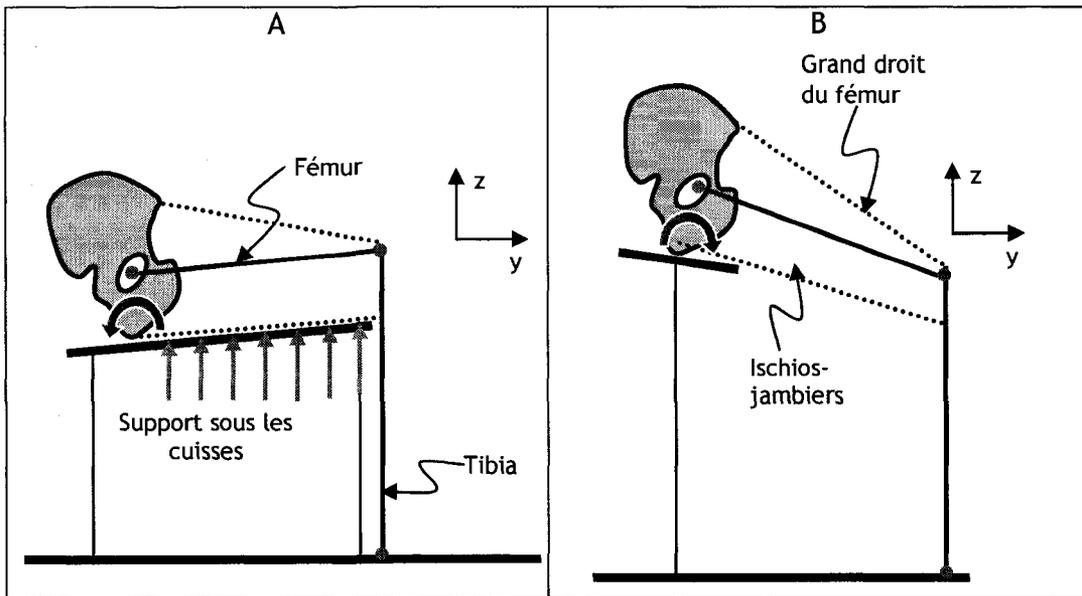


Figure 5-6 : (A) Assis sur la chaise standard inclinée postérieurement avec un support aux cuisses et (B) assis sur le SPRV incliné antérieurement sans support aux cuisses.

Finalement, nous supposons que la position du CoM dans le plan sagittal favorise aussi le maintien de la courbure lombaire. Nous en discuterons dans la section suivante. Nous pensons donc que le SPRV favorise l'obtention ainsi que le maintien de la courbure lombaire dans le temps et ce, peu importe la consigne demandée. Il sera intéressant de déterminer le taux de maintien à long terme (i.e. pour plus de trois minutes) de la courbure lombaire pour un sujet en position assise pour les différentes conditions.

Les sources d'erreurs dans le calcul de la courbure lombaire peuvent provenir de deux facteurs : l'identification des vertèbres sur le sujet ainsi que le positionnement des marqueurs. Il était difficile de s'assurer que les vertèbres identifiées par la chercheuse était toujours les bonnes ; en effet, le peu d'expérience de l'expérimentatrice, le rapprochement et l'épaisseur des processus épineux des vertèbres de la région lombaire ainsi que le faible nombre de repères possibles pour aider à la reconnaissance des vertèbres L3 et L5 diminuèrent les chances d'une bonne identification. L'aide d'une personne compétente sera à penser dans une prochaine étude. Aussi, nous avons choisi initialement L3 et L5 puisqu'une recherche antérieure en avait fait de même ; nous aurions pu cependant valider l'utilisation des processus épineux de L1 et L5 ou des joints formés par L5/S1 ainsi que T12/L1, ce qui nous aurait permis de diminuer une partie de l'erreur dans l'estimation de l'angle de la courbure lombaire.

Ensuite, une fois les vertèbres trouvées, l'expérimentatrice devait s'assurer de placer les marqueurs au centre du processus épineux de L3 et L5 en plus de positionner un troisième marqueur au centre de la ligne formée par L3 et L5. L'identification des vertèbres ainsi que le positionnement entraînent inévitablement une augmentation de l'erreur dans le calcul de la courbure lombaire. Cependant, cette erreur a été diminuée en s'assurant que les méthodes utilisées étaient identiques d'un sujet à l'autre et que se soit toujours la même personne qui identifiait les vertèbres ainsi que positionnait les marqueurs.

5.5 Distribution des forces aux points de contact

Plusieurs études ont affirmé qu'incliner l'assise antérieurement [Andersson et coll., 1974 ; Lander et coll., 1987, Hermanns et coll., 1999] favoriserait le transfert d'une partie de la masse du tronc au sol, permettant alors la diminution de la pression sous les fesses ainsi que sur les nerfs, veines et artères de cette région, améliorant du coup le confort des sujets et diminuant les douleurs associées à ces pressions. Ces études prétendent qu'on pourrait transmettre plus de 25 % de la masse du tronc au sol de cette manière. Afin de déterminer si oui ou non le SPRV permet un tel transfert, les forces sous les pieds ainsi que sous les tubérosités ischiatiques ont été mesurées tout au long des tests.

La cinquième hypothèse du projet suppose donc que la force sera inférieure sous les tubérosités ischiatiques lorsque le sujet sera assis sur le SPRV que sur la chaise standard. Les résultats de la présente recherche concordent avec ces dires : en moyenne, la force sous les pieds étaient supérieures à 25 % sur le SPRV, tandis qu'ils variaient aux alentours de 15 % pour la chaise standard. Pour un utilisateur, il s'agit d'une diminution des efforts sous les TI de 28 % s'il passe d'une position assise sur la chaise standard au SPRV. Cette différence était statistiquement significative ($p < 0,0001$), ce qui nous laisse croire que l'inclinaison de l'assise a une influence positive sur le transfert des forces de l'assise vers le sol.

Les auteurs expliquent cette augmentation des forces sous les pieds par le déplacement du CoM du tronc vers l'avant dans le plan sagittal dû à l'utilisation d'une assise inclinée antérieurement [Andersson et coll., 1974 ; Mandal, 1974 ; Lander et coll., 1987 ; Snijders et coll., 2004]. Puisque les os iliaques sont reliés à l'aide de ligaments au sacrum et puisque ce dernier fait partie intégrante de la colonne vertébrale, la rotation antérieure du

bassin autour des tubérosités ischiatiques influence directement la position de la colonne vertébrale et donc, la position du CoM du tronc, comme représenté à la Figure 5-7 [Bridgers et coll., 1989 ; Snijers et coll., 2004].

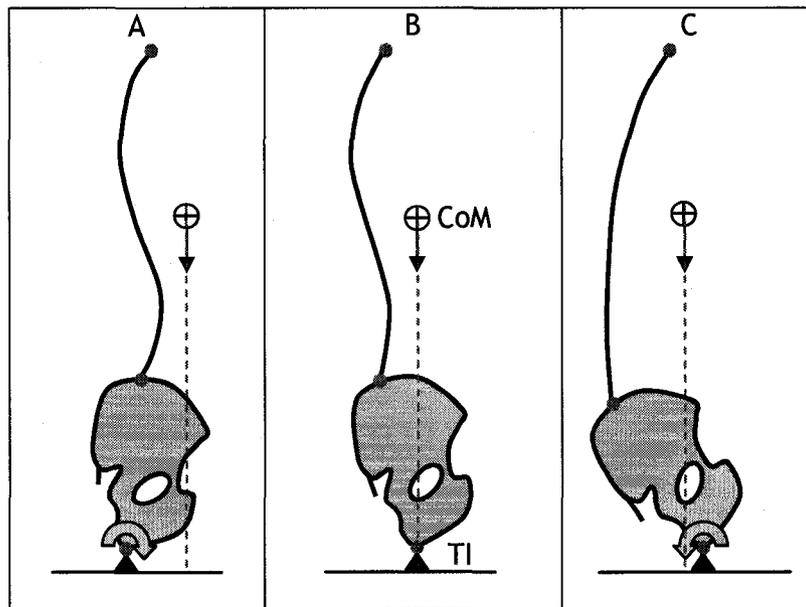


Figure 5-7 : (A) Bassin ayant subit une rotation antérieure, (B) bassin à la position neutre et (C) bassin ayant subit une rotation postérieure. TI : tubérosités ischiatiques.

À ce sujet, quoique non statistiquement significatif, nous observons une légère augmentation de la force sous les pieds alors que les sujets sont assis sur le SPRV en répondant à la consigne 2, c'est-à-dire en maintenant une courbure lombaire en lordose dans la mesure du possible. Ceci n'explique tout de fois pas pourquoi le contraire survient alors que les sujets sont assis sur la chaise standard : les forces sous les pieds diminuent alors que les individus performant la consigne 2.

Dans un même ordre d'idée, nous pensons que le déplacement du CoM du tronc vers l'avant pourrait intervenir dans le maintien de la courbure lombaire en lordose. En effet, tel que démontré à la figure suivante (Figure 5-8), une fois que le bassin a pivoté vers l'avant à cause de l'inclinaison de l'assise, de l'angle dos-cuisse et de l'absence de support aux cuisses, nous pensons que le centre de masse se retrouve en avant des tubérosités ischiatiques.

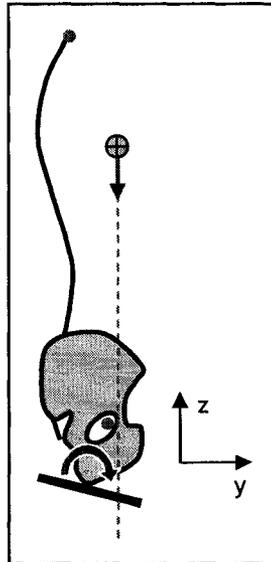


Figure 5-8 : Position du centre de masse lorsqu'un sujet est assis sur le SPRV.

Sous une telle configuration, un sujet qui voudrait déplacer son bassin postérieurement en le roulant sur le plan incliné et ainsi obtenir une cyphose lombaire devrait produire un travail en déplaçant son CoM derrière le point de pivot. Puisqu'il est plus facile pour un individu de produire un travail nul, le bassin reste naturellement incliné antérieurement sur le SPRV et par conséquent, favorise le maintien de la courbure lombaire près de la courbure de référence. Un tel modèle devrait être démontré dans un prochain projet.

Le risque d'erreur sur la mesure de la masse est faible mais pourrait être associé à la précision des plateformes et des capteurs de force ainsi qu'à celle des instruments électroniques.

5.6 Activité et fatigue musculaire

La majorité des études portant sur l'activité musculaire en position assise se contredisent : quelques-unes pensent qu'être assis droit (lordose lombaire) diminue l'activité musculaire du bas du dos [Makhsous et coll., 2003], d'autres affirment que la position relaxée (cyphose lombaire) réduit l'activité musculaire davantage [O'Sullivan et coll., 2002], tandis que d'autres affirment qu'il n'y a aucune différence entre les deux positions [McGill et coll., 2006].

La sixième et dernière hypothèse de ce présent projet propose que l'activité musculaire

ainsi que la fatigue de la région lombaire devraient diminuer et celles des cuisses augmenter alors que les sujets sont assis sur le SPRV1 ou SPRV2, comparativement aux valeurs enregistrées sur la chaise standard. Cependant, la présente étude n'a pu conclure sur l'activité musculaire des lombes et des cuisses puisqu'un trop grand nombre de valeurs ont été rejetées (31 % de rejet pour le dos gauche, 17 % pour le dos droit, 48 % pour la cuisse gauche et 13 % pour la cuisse droite), diminuant la puissance des analyses statistiques.

Les valeurs subjectives de fatigue perçues enregistrées au cours des tests démontrent quant à elles une tendance des sujets à éprouver de la fatigue au niveau des cuisses (gauches et droites) en fonction de la consigne 1 et 2 ($p = 0,02$). Aucune raison connue ne peut expliquer ces résultats et nous croyons qu'une étude plus poussée (soit en augmentant le temps de test ou en révisant le protocole) pourrait élucider ce résultat.

Plusieurs sources d'erreurs sont possibles lors qu'il s'agit d'utiliser des électrodes EMG. En effet, il n'est pas rare que les résultats obtenus avec de tels instruments soient erronés, que se soit à cause du mauvais positionnement de l'électrode sur le muscle, de la mauvaise installation de la mise à terre, de la mauvaise préparation de la surface de contact peau-électrode ou de l'installation de l'électrode sur la peau (ex. : ruban adhésif qui décolle pendant les tests). De plus, il est possible que les muscles choisis ne représentent pas réellement ce qui se passe au niveau du dos et des cuisses en position assise. Pourtant, des pré-tests avaient démontré que le grand droit du fémur ainsi que la masse commune du dos (situé à 3 cm de part et d'autre de L3) provoquaient la plus grande activité musculaire en position assise. Finalement, puisque les tests n'étaient que de trois minutes, il est possible que le temps de mesure ne soit pas assez long pour engendrer de la fatigue musculaire due à une position assise. De plus, plusieurs secondes de repos étaient allouées entre tous les essais, ce qui a pu aussi influencer les valeurs d'activités musculaires si elles avaient été jugées bonnes. Une étude sur un plus long laps de temps pourrait être intéressante pour démontrer les bienfaits qu'engendre l'utilisation du SPRV sur l'activité et la fatigue musculaire.

Chapitre 6.

CONCLUSION

Le premier objectif du présent projet était de concevoir une chaise qui favorisait le mouvement du corps. Le siège pivotant à rigidité variable (SPRV) fut créé pour répondre à ce besoin ; une tige d'élastomère devait permettre au sujet une position assise stable, à condition qu'il utilise ses membres inférieurs pour se stabiliser, tandis que l'ajustement de la hauteur ainsi que l'inclinaison de l'assise devait favoriser l'obtention d'une courbure lombaire normale.

Le second objectif visait à évaluer la chaise dynamique à une chaise standard en répondant aux hypothèses énoncées à la fin du chapitre 1. L'analyse complète des données enregistrées lors des tests expérimentaux sur sujet nous porte à croire que le SPRV à deux degrés de liberté pourrait potentiellement diminuer les douleurs dorsales associées à la position assise.

En effet, nous en sommes venus à la conclusion que le mouvement du corps en position assise est inévitable et qu'il devrait être causé principalement par un désir de l'utilisateur de vouloir varier les points de pression sous les fesses. En effet, si on se fie à l'étendue (Figure 4-10) du mouvement de C7, nous constatons que le tronc bouge également sur les trois types de chaises. Cependant, la différence se note au niveau du mouvement du centre de masse du tronc. En effet, l'étendue du mouvement du centre de masse (Figure 4-6) d'un sujet assis sur la chaise standard était très supérieure à celle enregistrée sur le SPRV à deux degrés de liberté et était équivalente à l'étendue du mouvement de l'assise du SPRV

(Figure 4-12). Sur la chaise standard, nous avons constaté que le sujet déplace son centre de masse de part et d'autre de la colonne vertébrale (de L5), tandis que c'est le déplacement de l'assise du SPRV effectué par le membre inférieur qui permet principalement un mouvement du corps dans le plan frontal sur le SPRV à deux degrés de liberté. Ceci nous pousse à croire que le SPRV à deux degrés de liberté pourrait contribuer à diminuer les douleurs dorsales associées au déplacement du centre de masse de part et d'autre de la colonne vertébrale ainsi qu'à la pression sous les tubérosités ischiatiques.

La présente étude nous a aussi permis de déterminer que la lordose lombaire était favorisée et davantage maintenue sur le SPRV (Figure 4-13 et Figure 4-14). Même s'il était demandé au sujet de s'asseoir selon la consigne 1 (assis relaxé) sur le SPRV, sa courbure lombaire était beaucoup plus près de la courbure de référence que s'il était assis sur la chaise standard en effectuant la consigne 2 (assis droit). Nous avons déterminé que le SPRV, probablement à cause de sa hauteur ainsi que son inclinaison de l'assise, favorisait l'obtention de la courbure lombaire normale ainsi que le maintien de celle-ci, diminuant potentiellement la pression dans les disques intervertébraux ainsi que le risque de ressentir de la fatigue musculaire à long terme et par conséquent, les douleurs dorsales.

Nous nous sommes aussi intéressés à connaître la distribution des forces sous les tubérosités ischiatiques ainsi que sous les pieds pour les trois types de chaises et déterminé que le SPRV, une fois de plus à cause de sa hauteur ainsi que son inclinaison de l'assise, permettait une diminution de la force de l'ordre de 28 % par rapport à la chaise standard sous les tubérosités ischiatiques. Cette diminution favoriserait la diminution de la pression sous les fesses ainsi que sur les nerfs, veines et artères de cette région, améliorant le confort des sujets et de diminuant les risques de douleurs dorsales.

Cette recherche nous a aussi permis d'observer l'activité musculaire de la région lombaire ainsi que des cuisses et de conclure que la méthodologie employée ne permettait pas d'analyser les données convenablement. L'analyse de la fatigue ressentie chez les sujets au niveau du dos et des cuisses n'a pas été concluante.

Dans des études futures, il serait tout d'abord pertinent de pousser davantage la recherche d'un matériau pour la tige d'élastomère, afin qu'elle résiste aux grands amplitudes de mouvement sans risque de rupture. Il serait aussi intéressant d'étudier l'impact du niveau de

la rigidité du SPRV sur le comportement d'un sujet en position assise. Ensuite, il pourrait être approprié de déterminer le « vrai zéro » de la colonne vertébrale dans le plan frontal et d'évaluer ainsi plus adéquatement la position du centre de masse du tronc. Ces critères pourraient aussi être évalués selon d'autres méthodes. De plus, le choix des muscles pour l'analyse de l'activité musculaire, que ce soit pour le dos ou les cuisses, pourrait être repensé et un calibrage en fonction des contractions maximales volontaires devra être effectué. Finalement, nous pensons qu'augmenter le nombre de sujets pourrait améliorer la validité et qu'augmenter le temps de test pourrait donner des résultats davantage intéressants au niveau du mouvement du corps et du centre de masse, du maintien de la courbure lombaire ainsi que de l'activité musculaire de la région lombaire et des cuisses.

Les résultats et analyses de cette recherche sont préliminaires et pourraient servir de base à la réalisation d'une étude plus complète à la lumière des suggestions faites dans ce mémoire.

Chapitre 7.

ANNEXES

Annexe 1 : Dessins techniques et spécifications des pièces

Veillez noter que la majorité des pièces ont été remachinées une fois la chaise assemblée et que les dessins des pièces 7 et 8 ne sont pas disponibles.

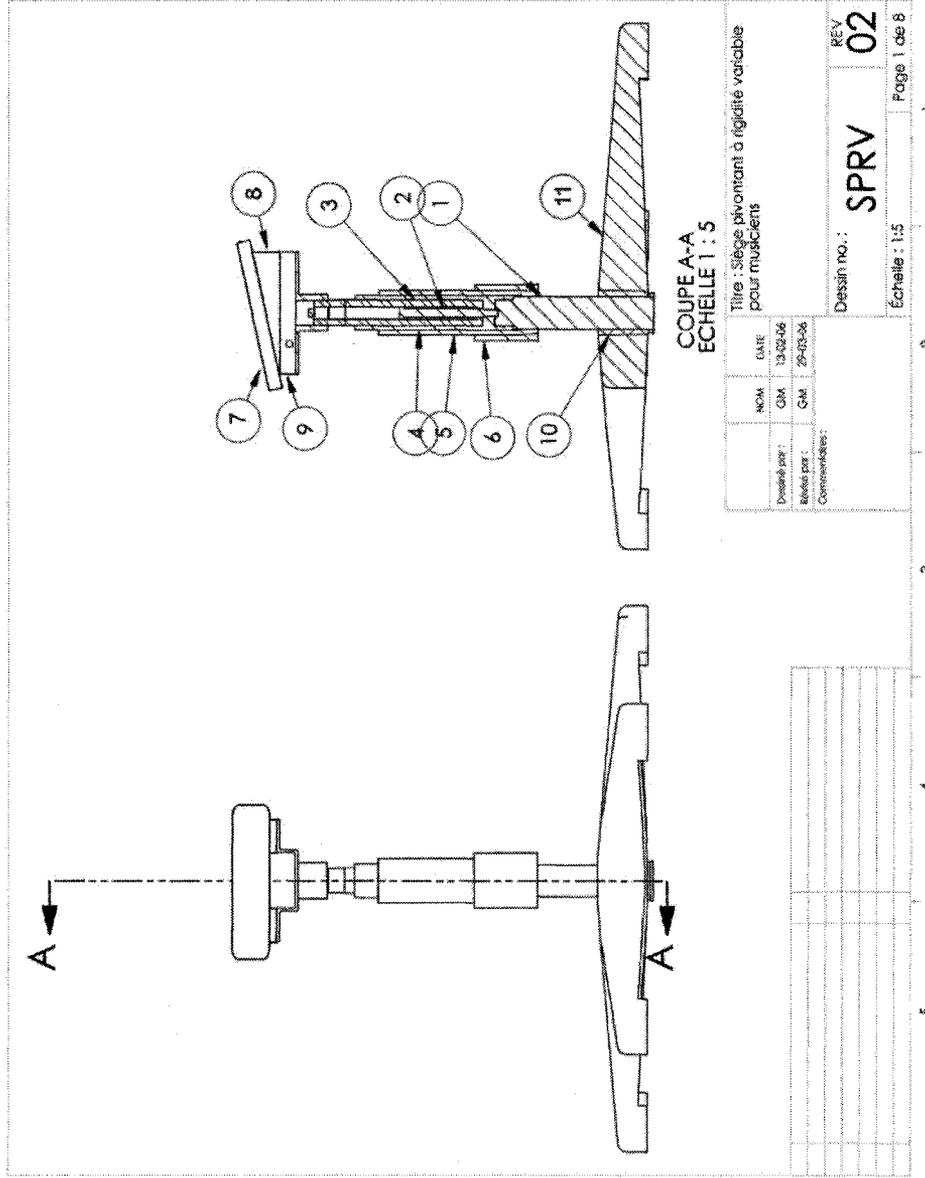


Figure 7-1 : Dessin d'assemblage des différentes composantes du SPRV.

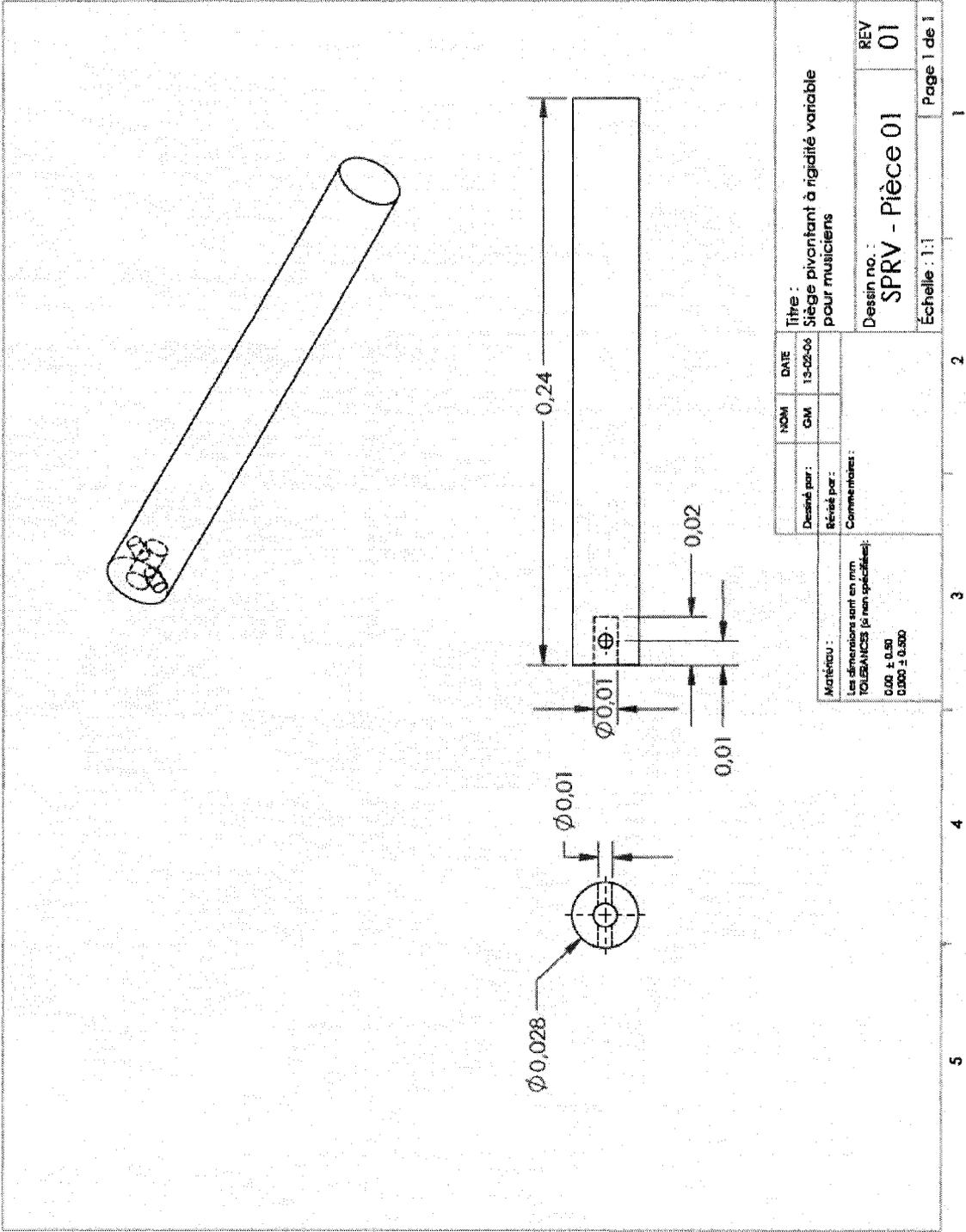


Figure 7-2 : Pièce 1 - Tige d'élastomère.

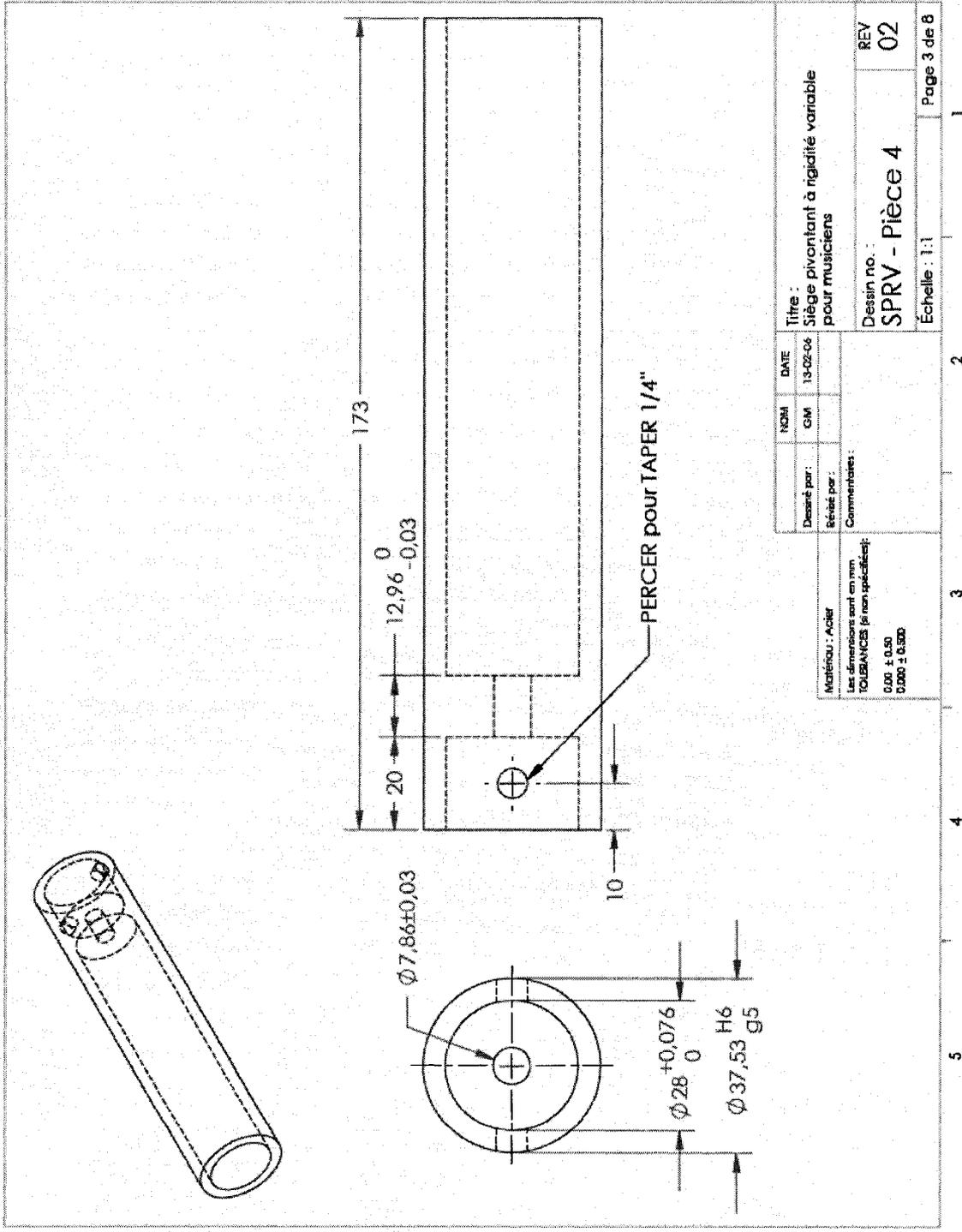


Figure 7-4 : Pièce 4 - Guide.

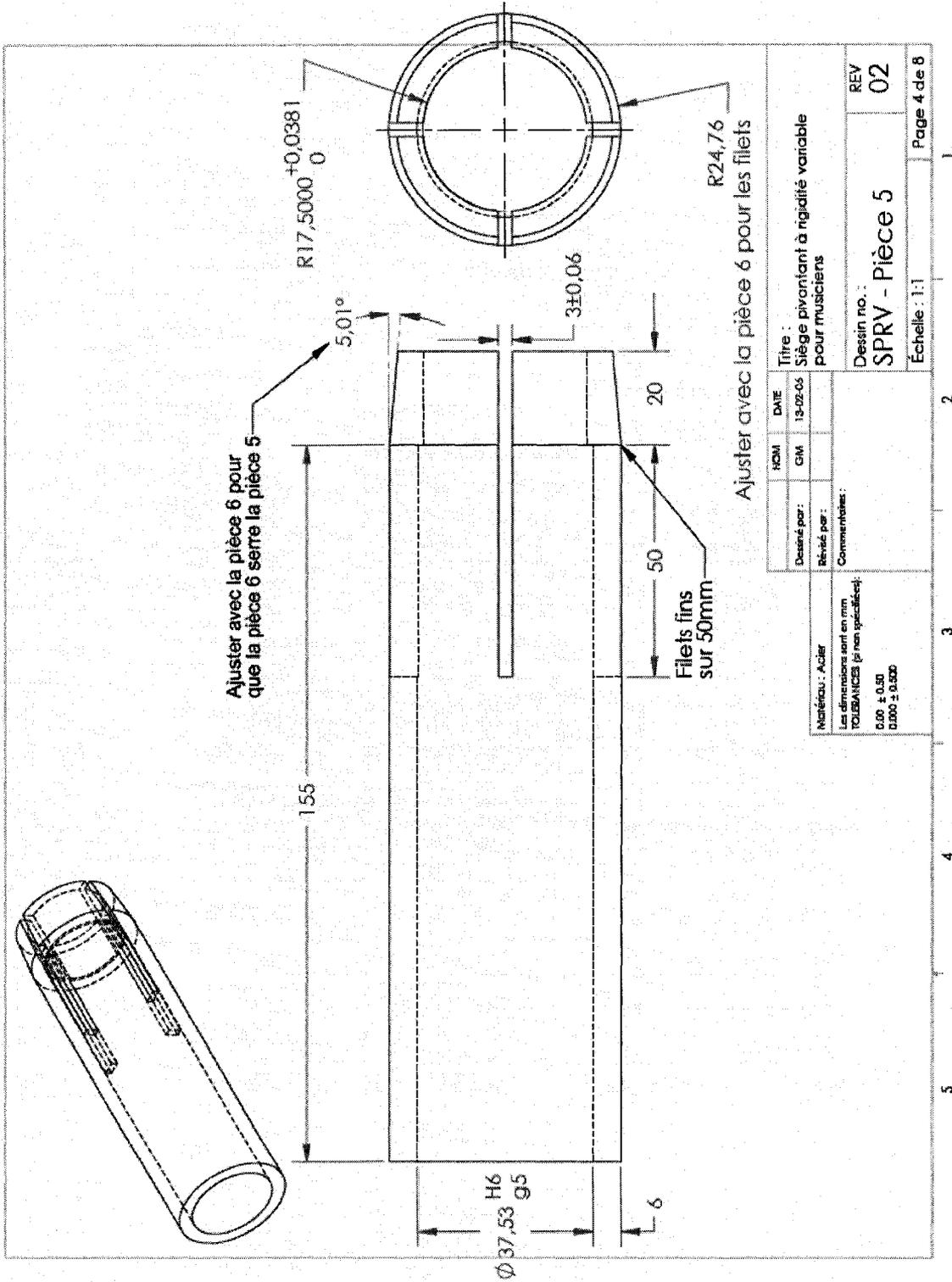


Figure 7-5 : Pièce 5 - Cylindre d'ajustement.

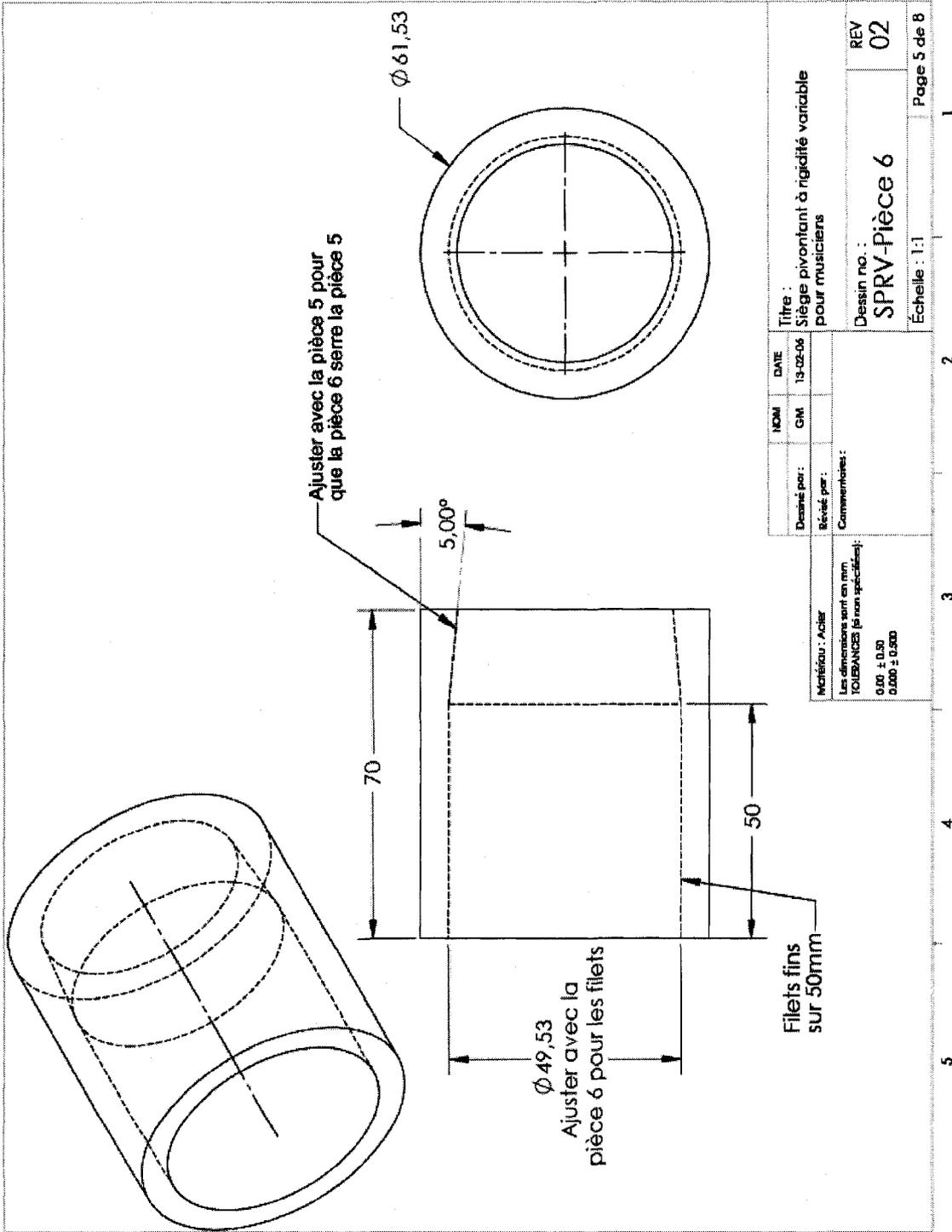


Figure 7-6 : Pièce 6 - Bague de serrage.

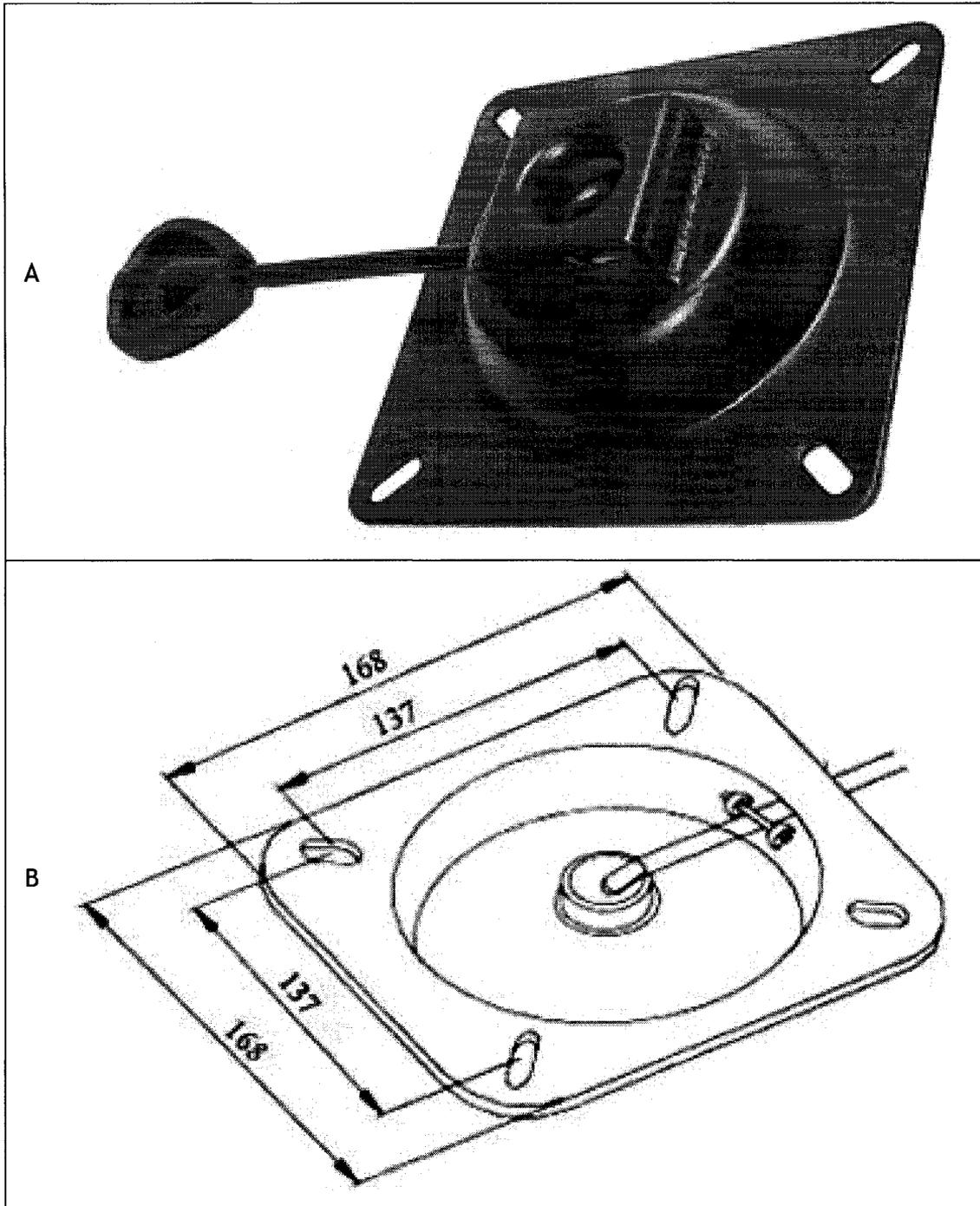


Figure 7-7 : Pièce 9 - (A) Système d'attache servant aussi à ajuster la hauteur du vérin et (B) dimensionnement (mm) (Suspa Holding, Altdorf, Allemagne).

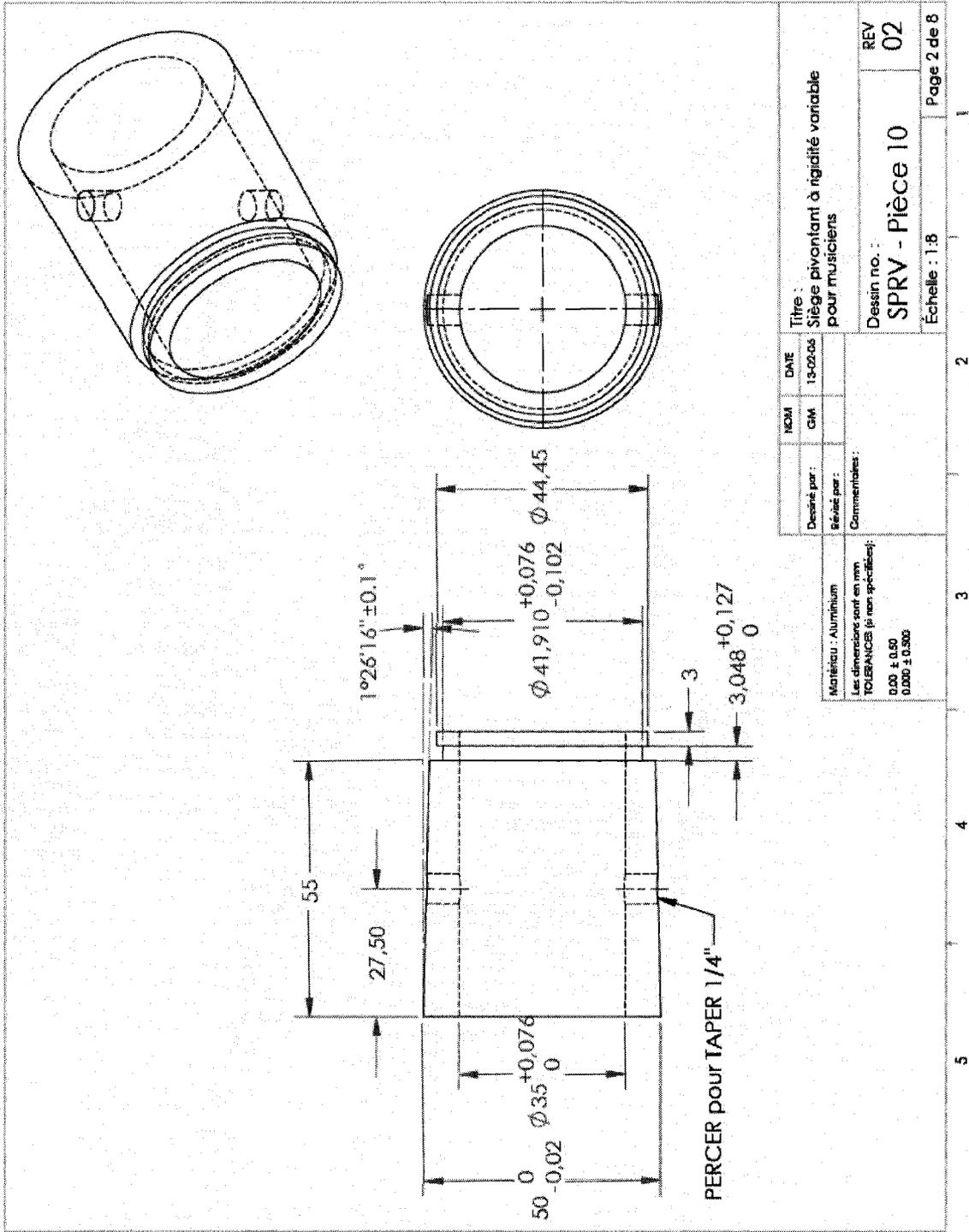


Figure 7-8 : Pièce 10 - Adaptateur base/tige.

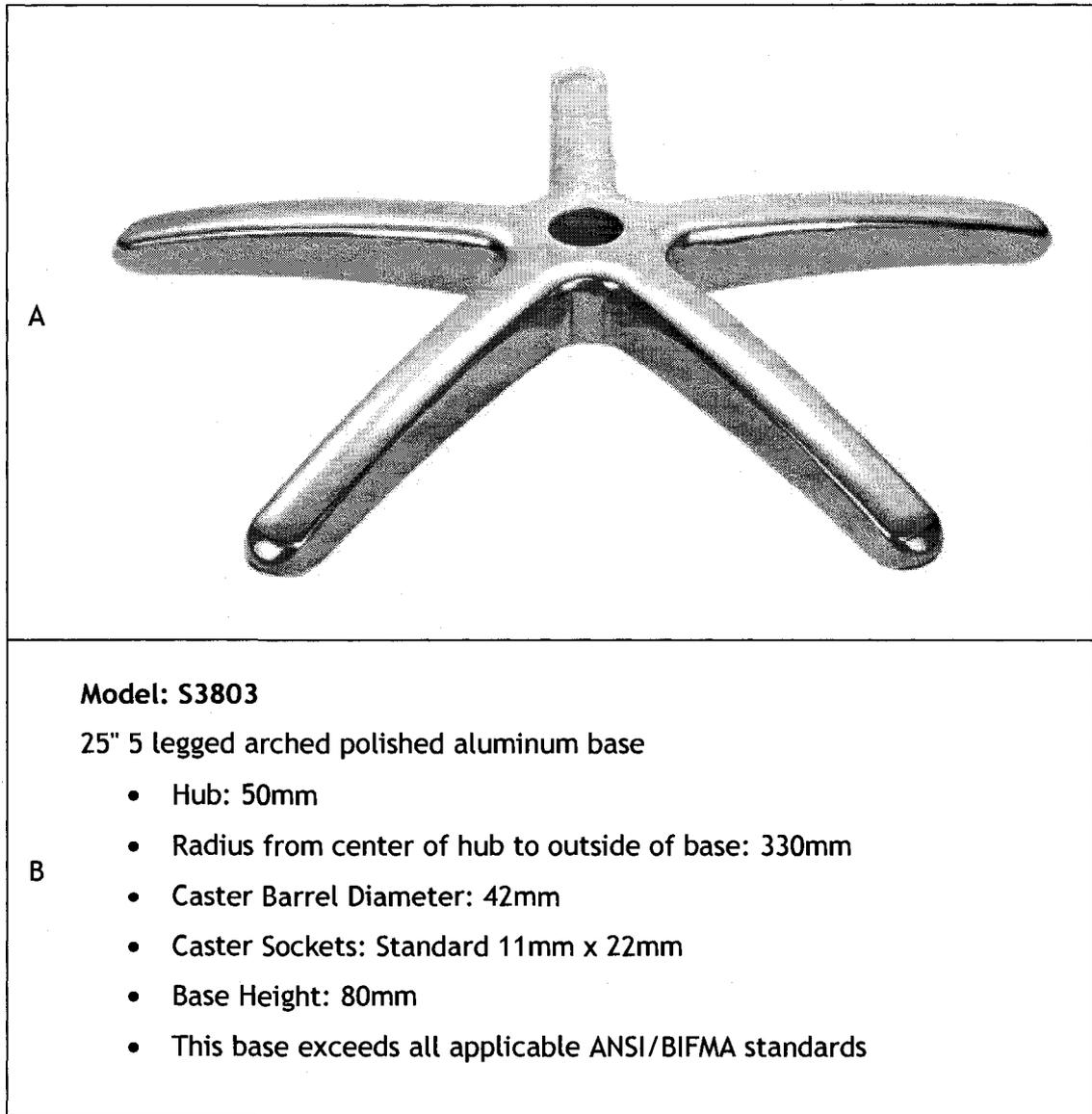


Figure 7-9 : Pièce 11 - (A) Base et (B) spécifications (Suspa Holding, Altdorf, Allemagne).

Annexe 2 : Calcul d'énergie potentielle

Afin de déterminer le matériau qui devrait entrer dans la fabrication de la tige, il a fallu considérer les contraintes de conception, soit la longueur de la tige ainsi que le diamètre, en plus de ne pas omettre que plusieurs gabarits de gens pouvaient en faire l'utilisation. En effet, la longueur de la tige peut faire varier la hauteur totale du siège et était donc limitée à 12 cm. Le diamètre de la tige doit être, quant à lui, semblable à celui du vérin puisque le guide s'insère autour de ses deux pièces et que la fabrication serait plus simple si les deux diamètres internes étaient semblables. Ensuite, on recherchait un module d'Young permettant à la fois d'avoir un système stable et instable en ne faisant que varier sa longueur. Plusieurs itérations faisant varier à la fois le diamètre de la tige et la longueur de la tige et considérant plusieurs types de sujets ont été nécessaires afin de déterminer le module d'Young. Celui-ci a été déterminé en se basant sur un calcul d'énergie potentielle du SPRV.

Le calcul d'énergie totale du système comprend l'énergie potentielle du siège et de la personne, ainsi que de l'énergie de déformation en flexion de l'élastomère. L'énergie de déformation en compression de l'élastomère a été négligée puisqu'elle est quasi nulle. Il n'y a pas d'effort en torsion appliqué sur le siège. Voici un résumé des calculs et des équations utilisées. La Figure 7-10 illustre toutes les variables utilisées dans le calcul de l'énergie potentielle du siège. Le programme *Matlab* (MathWorks, Natick, MA, USA) qui a servi à calculer l'énergie potentielle du système est disponible à l'Annexe 18.

L'équation de l'énergie potentielle gravitationnelle est :

$$\begin{aligned} V_g = g(m_t h_t + m_s h_s + m_c h_c + m_j h_j) \quad \text{où} \quad & m_t = \text{masse du tronc} \\ & h_t = L \cos \varphi + L_{CMt} \\ & m_s = \text{masse du siège} \\ & h_s = L_{CMs} \cos \varphi \\ & m_c = \text{masse des cuisses} \\ & h_c = L_m \cos \varphi + L_{CMc} \sin \theta \\ & m_j = \text{masse de la jambe} \\ & h_j = L_{CMj} \cos \varphi \end{aligned} \quad (7-1)$$

et ce, en considérant que la longueur L_e de l'élastomère ne varie que très peu ou pas du

tout pour de petits angles φ . Le choix de conserver le membre inférieur ainsi que l'angle d'inclinaison φ dans l'équation est expliqué plus loin (Annexe 3). L'équation de l'énergie de déformation de la tige d'élastomère est [Bazergui et coll., 1993] :

$$U_{flex} = \int_0^{L_e} \frac{M^2}{2EI} dy = \frac{M^2 L_e}{2EI} \quad \text{où } M = \text{moment créé par un déplacement}$$

L_e = longueur de la tige d'élastomère (7-2)

E = module d'Young du matériau

I = moment d'inertie

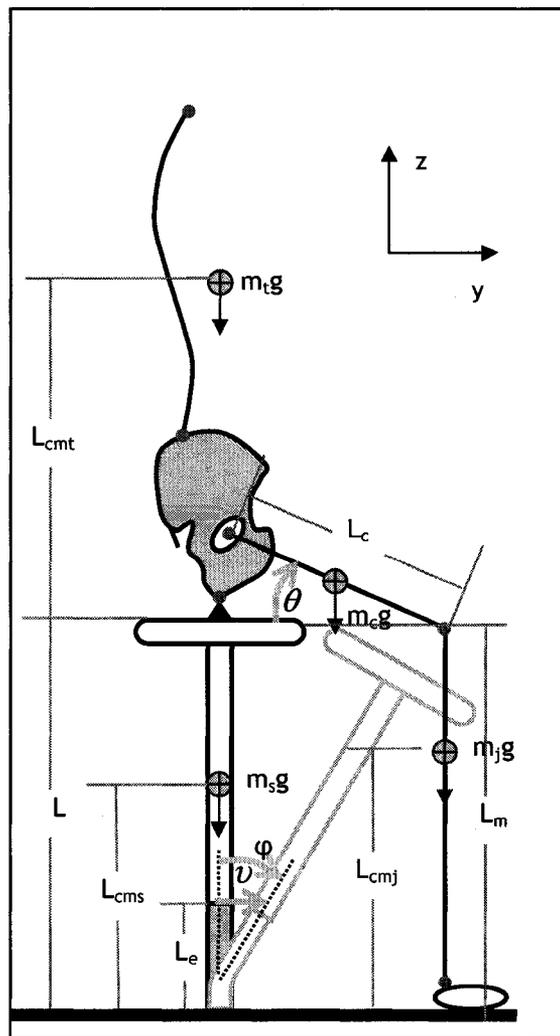


Figure 7-10 : Schéma du SPRV et ses variables.

et on sait que l'inertie d'une tige est égale à :

$$I = \frac{\pi r^4}{4} \quad \text{où } r = \text{rayon de la tige d'élastomère} \quad (7-3)$$

Afin d'obtenir la valeur du moment M , on impose un déplacement v de l'élastomère, qui est en fait la flèche. On connaît l'équation de la flèche v d'une poutre en flexion :

$$v = \frac{ML_e^2}{EI} \quad (7-4)$$

Donc si on isole le moment M et on obtient :

$$M = v \frac{EI}{L_e^2} \quad (7-5)$$

De plus, on trouve aussi la valeur de l'angle φ , qui nous est utile lors du calcul de la hauteur du centre de masse du tronc et du siège :

$$\varphi = \frac{ML_e}{EI} = v \frac{EI}{L_e^2} \cdot \frac{L_e}{EI} = \frac{v}{L_e} \quad (7-6)$$

Puisque les calculs sont faits en fonction d'une flèche v imposée, il est facile de calculer le moment M produit par un tel déplacement, puis l'énergie de déformation en flexion de l'élastomère, ainsi que l'énergie potentielle gravitationnelle. En faisant la somme des deux énergies, on trouve l'énergie totale du système, comme suit :

$$V_{\text{totale}} = V_g + U_{\text{flex}} [Nm] \quad (7-7)$$

Afin de déterminer si le système est stable ou non et d'ainsi s'assurer que la rigidité en flexion de la tige est suffisante, on calcule la dérivée seconde de V_{totale} . Une dérivée seconde positive signifie un système stable alors qu'une dérivée seconde négative indique un système instable [Bazergui et coll., 1993].

Afin de déterminer le diamètre ainsi que la longueur d'élastomère minimum et maximum nécessaire, on a calculé la dérivée seconde, évaluer le résultat ($d^2v/dx^2 > 0$ = stable et < 0 = instable) et refait les calculs jusqu'à ce qu'on obtienne des valeurs de diamètres et de longueurs qui permettent au système d'être à la fois stable et instable. On en est venu à la conclusion que le matériau devrait avoir un module d'Young compris entre 85 et 600 MPa, pour un diamètre de tige de 28 mm et une longueur variant entre 0 et 12 cm pour qu'un

sujet pesant entre 125 et 200 lbs puisse être assis selon un angle dos-cuisse de 115° sur un siège à la fois stable ou instable. Les spécifications du matériau choisi sont disponibles à l'0.

Les tableaux qui suivent (Tableau 7-1 et Tableau 7-2) contiennent un exemple de résultats de stabilité obtenus à partir du programme *Matlab* (MathWorks, Natick, MA, USA) (« SPRV.m », disponible à l'Annexe 18) pour deux configurations du siège différentes, pour des sujets types théoriques.

Tableau 7-1 : Spécifications des sujets de tests théoriques.

Sujet	Masse (lbs)	Grandeur (cm)
1	134	165
2	215	182

Tableau 7-2 : Valeur de la dérivée seconde de l'énergie potentielle totale du système pour deux configuration (Configuration 1 : $L_e = 4$ cm ; Configuration 2 : $L_e = 12$ cm. Dans les deux cas, l'angle dos-cuisse est de 115°). Un signe positif signifie que le système est stable tandis qu'un signe négatif signifie un système instable. Les résultats sont $\times 10^4$.

Sujet	Configuration 1	Configuration 2
1	$10,0 > 0 = \text{stable}$	$-0,6 < 0 = \text{instable}$
2	$1,1 > 0 = \text{stable}$	$-1,5 < 0 = \text{instable}$

On remarque alors qu'on peut obtenir à la fois un système stable et instable en ne faisant que varier la longueur de la tige d'élastomère et ce, peu importe le gabarit de l'utilisateur.

Un des critères de conception du siège est de se tenir droit sans aide alors qu'aucune charge ne lui est appliquée et ce, peu importe la hauteur du siège. En calculant la dérivée seconde de l'énergie potentielle du système alors qu'aucune charge n'est appliquée sur le siège, qu'il est à sa hauteur maximale et pour une longueur de la tige maximale, on obtient une valeur supérieure à 0. Ceci signifie que le SPRV est stable et qu'il peut se tenir debout par lui-même et ce, peu importe la hauteur du siège.

Annexe 3 : Influence du membre inférieur et de l'angle d'inclinaison de l'élastomère

La Figure 7-11 représente le schéma d'un sujet assis sur le SPRV sans (A) et avec (B) le membre inférieur. On peut se référer au schéma de la Figure 7-10 pour voir les variables en lien avec l'inclinaison de l'élastomère.

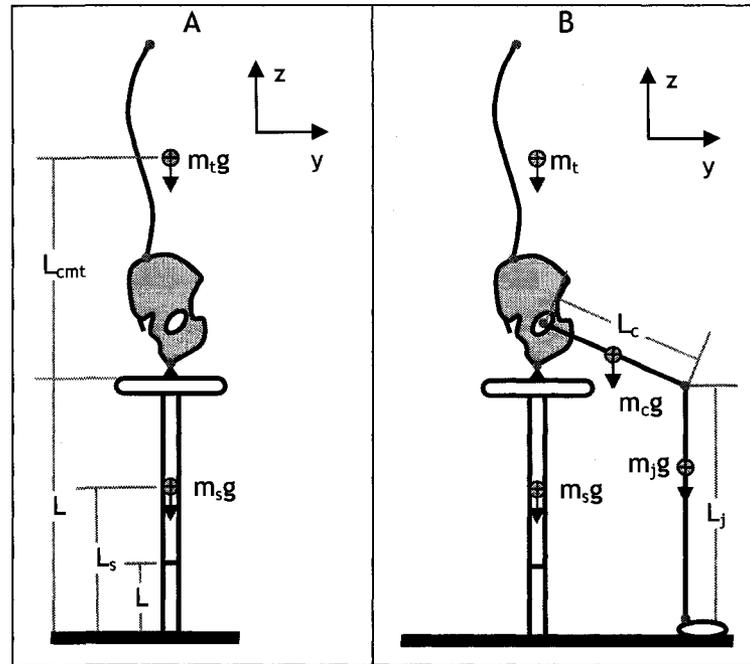


Figure 7-11 : Schéma du SPRV (A) sans et (B) avec le membre inférieur.

Afin de déterminer l'influence du membre inférieur et de l'angle (φ) d'inclinaison de l'élastomère, on calcule l'énergie potentielle du système, qui est composée de l'énergie potentielle gravitationnelle et de l'énergie de déformation en flexion de l'élastomère à l'aide des équations énoncées plus haut (équations 7-1 et 7-2) ainsi que l'équation 7-8 pour les différentes conditions ($m_c=m_j=0$ et $\varphi=0$, $m_c=m_j=0$ et $\varphi \neq 0$, $m_c \neq m_j \neq 0$ et $\varphi=0$; $m_c \neq m_j \neq 0$ et $\varphi \neq 0$).

$$\varphi = \frac{ML_e}{EI} \quad \text{où} \quad M = \text{moment créé par le déplacement}$$

$$L_e = \text{longueur de l'élastomère} \quad (7-8)$$

$$E = \text{module d'Young}$$

$$I = \text{moment d'inertie}$$

Pour connaître la stabilité du système, on effectue la dérivée seconde de l'énergie potentielle totale du système. Le tableau qui suit (Tableau 7-3) contient un exemple de

résultats de stabilité obtenus à partir du programme *Matlab* (MathWorks, Natick, MA, USA) (« SPRV.m », disponible à l'Annexe 18) pour deux configurations du siège différentes, pour un sujet type théorique ($M=134$ lbs et $H=165$ cm).

Tableau 7-3 : Valeur de la dérivée seconde de l'énergie potentielle totale du système pour deux configurations (Angle dos-cuisse de 115° dans les deux cas. Configuration 1 : L_e de 9 cm et Configuration 2 : L_e de 7 cm). Un signe positif signifie que le système est stable tandis qu'un signe négatif signifie un système instable. Les résultats sont $\times 10^3$.

Config.	Sans le membre inférieur		Avec le membre inférieur	
	Sans φ	Avec φ	Sans φ	Avec φ
1	19,7 > 0 = stable	-4,9 > 0 = instable	19,7 > 0 = stable	-9,3 > 0 = instable
2	41,8 > 0 = stable	1,1 > 0 = stable	41,8 > 0 = stable	-6,1 > 0 = instable

Avec ces données, on peut voir que l'ajout du membre inférieur dans le modèle ainsi que de φ est important. En effet, si on décide de les négliger, on obtient un système stable, alors que si on choisi de les inclure dans le modèle, le calcul de la dérivée seconde de l'énergie potentielle nous donne alors un système instable. Puisqu'on veut être certain d'obtenir un système instable dans le présent projet, on est d'avis que le membre inférieur et l'angle d'inclinaison de l'élastomère ne peuvent être négligés.

POURING

Pouring . . . For best results, pour your mixture in a single spot at the lowest point of the mold or container and let the mixture seek its level. If encapsulating an object, do not pour the mixture directly over the object. Let the mixture seek its own level around and over the object. This will help minimize air entrapment.

Performance . . . Cured castings are semi-rigid, impact resistant and exhibit negligible shrinkage. They also resist moisture, moderate heat, solvents and dilute acids. Mold release must be removed prior to painting or bonding the cured piece. Because no two applications are quite the same, a small test application to determine suitability is recommended if performance of this material is in question.

SAFETY FIRST!

SAFETY FIRST!

SAFETY FIRST!

The Material Safety Data Sheet for this or any Smooth-On product should be read before using and is available upon request. All Smooth-On products are safe to use if directions are read and followed carefully.

Be Careful . . . Part A (Yellow Label) contains methylene diisocyanate. Vapors, which can be significant if prepolymer is heated or sprayed, cause lung damage and sensitization. Use only with adequate ventilation. Contact with skin and eyes may cause severe irritation. Flush eyes with water for 15 minutes and seek immediate medical attention. Remove from skin with soap and water. Part B (Blue Label) is irritating to the eyes and skin. Avoid prolonged or repeated skin contact. If contaminated, flush eyes with water for 15 minutes and seek immediate medical attention. Remove from skin with soap and water. When mixing with Part A, follow precautions for handling isocyanates.

Important . . . The information contained in this bulletin is considered accurate. However, no warranty is expressed or implied regarding the accuracy of the data, the results to be obtained from the use thereof, or that any such use will not infringe a patent. User shall determine the suitability of the product for his/her intended application and assume all risk and liability whatsoever in connection therewith.

TECHNICAL HELP IS AVAILABLE - TOLL FREE!

NEED HELP? CALL US - WE'RE EASY TO TALK TO AND WE'RE HERE TO HELP!

Technical Help/General Offices (800) 762-0744
Outside the Continental U.S. (610) 252-5800
Our FAX Number (24 Hours A Day) (610) 252-6200

There's A lot To See & Learn At: www.smooth-on.com
Office Hours and Technical Assistance: 8:00 a.m. to 5:00 p.m. eastern standard time.

There's So Much More You Can Do . . .

SMOOTH-ON offers a complete line of *Urethane And Silicone rubber* products that are ideal for literally *hundreds* of industrial and art-related applications including:

Casting SMOOTH-ON Rigid Casting Resins & Epoxies
Prototype Molds
Prototype Rubber Models
Rubber Mechanical Parts

Special Effects
Art Bronze Wax Molds
Vertical Surface "Brush-On" Molds
Architectural Restoration Molds

SMOOTH-ON offers a complete line of *Rigid and Semi-Rigid Plastics* that are perfect for:

Prototype Models
Plastic Mechanical Parts
Ultra-Thin Wall Castings
Vacuum Forming Molds

Special Effects
High Impact Tooling
Durable Miniatures
Architectural Models

SMOOTH-ON offers a complete line of *Rigid and Flexible Foams* for casting, reinforcement and creating special effects.:

122303

Figure 7-13 : Spécifications du matériel - Tige d'élastomère, Page 2 (Smooth-on, Easton, PA, USA).

Annexe 5 : Spécifications des plateformes de force

OR6-7 FORCE PLATFORM

APPLICATIONS

The OR6-7 model Biomechanics Force Platform can be used for biomechanics, engineering, medical research, orthopedics, rehabilitation evaluation, prosthetics, and general industrial uses. Specific uses include gait analysis, "Romberg" testing or stability analysis, neurological analysis, prosthetics fitting, athletic performance, shoe design, and force, power, and work studies.

DESCRIPTION

The AMTI Biomechanics Force Platform model OR6-7 was specifically designed for the precise measurement of ground reaction forces. The platform measures the three orthogonal force components along the X, Y, and Z axes, and the moments about the three axes, producing a total of six outputs. The high sensitivity, low crosstalk, excellent repeatability and long term stability of this platform makes it ideal for research and clinical studies. The OR6-7 is easy to use and is available in either 1000, 2000, or 4000 pound (4450, 8900, or 17,800 Newton) vertical capacity.

AMPLIFICATION

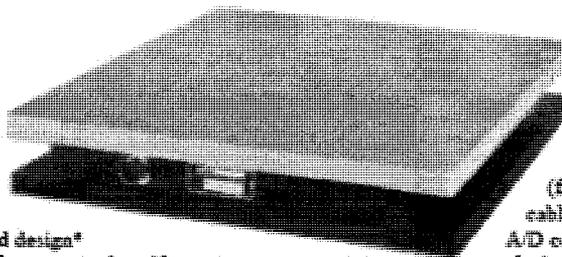
The OR6-7 Biomechanics Force Platform uses strain gages mounted on four precision strain elements in a patented design* to measure forces and moments. As with most conventional strain gage transducers, bridge excitation and signal amplification are required. AMTI's SGA or MCA amplifiers are high gain devices which provide excitation and amplification for multiple channels in one convenient package. The rack mountable MCA-6, or the desktop SGA6-4 provide the six channels of amplification required by the force platform. These amplifiers process the platform signals and provide outputs suitable for an A/D converter so that the data can be stored and processed by a computer.

CALIBRATION

Each platform is inspected and tested in AMTI's calibration facility. The calibration procedure provides a detailed sensitivity matrix and a complete test of all system components, including the amplifier and the connecting cable if ordered together.

SOFTWARE

Automated data collection and reduction requires a computer and software. BioAnalysis, AMTI's software package, is specifically designed for biomechanics applications. It provides quick and easy hardware setup and automated data acquisition and analysis. BioAnalysis allows the user to quickly begin testing rather than take on the tedious and lengthy process of writing data acquisition and reduction routines. The BioAnalysis software package is available separately or combined in one of AMTI's BIOVEC™ Systems.



BIOVEC™ SYSTEMS

AMTI's BIOVEC™ Systems are complete gait and balance analysis force platform systems. Each system consists of force platforms (from 1 to 4), amplifiers, cables, mounting hardware, A/D converter, and BioAnalysis analysis software, all sold at a special system price.

CUSTOM

AMTI also offers special multi-axis transducers to meet your specific needs. Units are available in water-proof versions and various sizes, load capacities, sensitivities, and materials. Units 1 inch (2.54 cm) in diameter, 3 inch (7.6 cm) square surfaces, glass-top surfaces, and platforms with capacities as high as 3,000,000 pounds (13,345,000 Newtons) have been made. Contact AMTI for any custom requirements.

ISO 9001 CERTIFIED

AMTI

ADVANCED MECHANICAL TECHNOLOGY, INC.
170 WALTHAM STREET WATERTOWN, MA 02472-4800
TEL: (017) 926-5700 • (800) 422-AMTI • FAX: (017) 926-5045
email: sales@amti.com • web: www.amtiweb.com

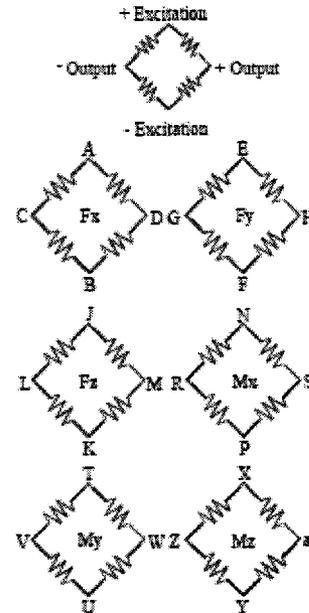
* U.S. Patent # 4483220

Figure 7-14 : Spécification des plateformes de force, Page 1 (AMTI, Watertown, MA, USA).

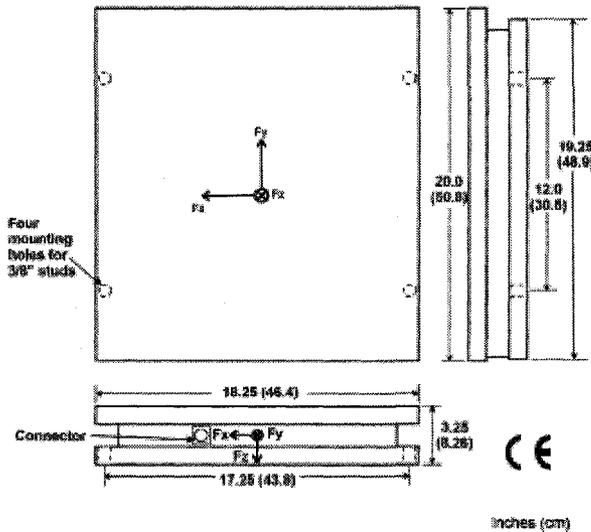
OR6-7 FORCE PLATFORM

OR6-7 SERIES SPECIFICATIONS	1000	2000	4000
Fx, Fy Capacity, lb, (N)	500 (2225)	1000 (4450)	2000 (8900)
Fz Capacity, lb, (N)	1000 (4450)	2000 (8900)	4000 (17800)
Mx, My Capacity, in*lb, (Nm)	10,000 (1100)	20,000 (2300)	40,000 (4500)
Mz Capacity, in*lb, (Nm)	5000 (600)	10,000 (1100)	20,000 (2300)
Fx, Fy Natural Frequency, Hz	300	370	470
Fz Natural Frequency, Hz	480	530	570
Fx, Fy Sensitivity, $\mu V/[V \cdot lb]$, ($\mu V/[V \cdot N]$)	3.0 (0.67)	1.5 (0.34)	0.75 (0.17)
Fz Sensitivity, $\mu V/[V \cdot lb]$, ($\mu V/[V \cdot N]$)	0.75 (0.17)	0.38 (0.08)	0.19 (0.04)
Mx, My Sensitivity, $\mu V/[V \cdot in \cdot lb]$, ($\mu V/[V \cdot Nm]$)	0.18 (1.59)	0.09 (0.79)	0.05 (0.39)
Mz Sensitivity, $\mu V/[V \cdot in \cdot lb]$, ($\mu V/[V \cdot Nm]$)	0.38 (3.38)	0.19 (1.69)	0.09 (0.84)

WIRING FOR OR6-7



Bridge Fz = 350 ohms
 Bridges Fx, Fy, Mx, My, Mz = 700 ohms
CONNECTOR TYPE:
 Souriau 851-02E16-26P50-44



GENERAL SPECIFICATIONS

Excitation: 10V
 Weight: 70 lb (32 Kg)
 Crosstalk: Less than 2% on all channels
 Temperature Range: 0 to 125°F,
 (-17 to 52°C)
 Sensitivity Change with Temperature:
 0.02%/°F (0.01%/°C)
 Fx, Fy, Fz hysteresis: $\pm 0.2\%$ Full Scale
 Output
 Fx, Fy, Fz non-linearity: $\pm 0.2\%$ Full Scale
 Output

ISO 9001 CERTIFIED

AMTI

ADVANCED MECHANICAL TECHNOLOGY, INC.
 176 WALTHAM STREET WATERTOWN, MA 02472-4800
 TEL: (017) 926-5700 • (800) 422-AMTI • FAX: (017) 926-5045
 email: sales@amtimail.com • web: www.amtiweb.com

Contents of this publication are subject to change without notice.

Figure 7-15 : Spécification des plateformes de force, Page 2 (AMTI, Watertown, MA, USA).

Annexe 6 : Spécifications des amplificateurs des plateformes de force

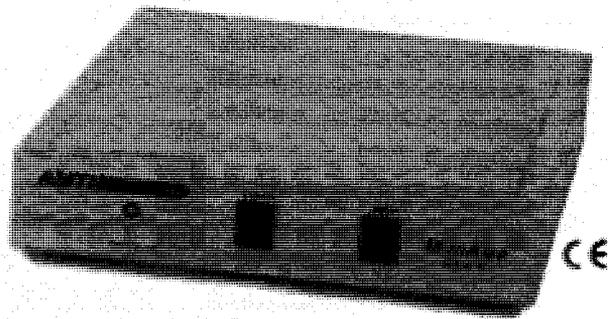
MSA-6 MINIAMP

Strain Gage Amplifier

DESCRIPTION

The AMTI MSA-6 instrument is a 6-channel strain gage amplifier designed for use with AMTI biomechanics force platforms, multi-component force/torque transducers or other strain gage devices. It is a low cost, compact instrument capable of high resolution measurements. The MSA-6 features easy bridge balancing with a single push button auto zero, a low-pass fixed filter, jumper-selectable precision bridge excitation voltages, and jumper-selectable gains for each channel.

The amplifier inputs and outputs are conveniently provided through single connectors. The output signal is rated to $\pm 10V$ and suitable for input into an A/D converter or other devices. The amplifier is designed



primarily for use with a computer aided data acquisition system and requires very little user interaction. Gain and voltage excitation are selectable via internal jumpers. Rack-mount hardware is also included.

TECHNICAL SPECIFICATIONS FOR MSA-6 SERIES AMPLIFIER

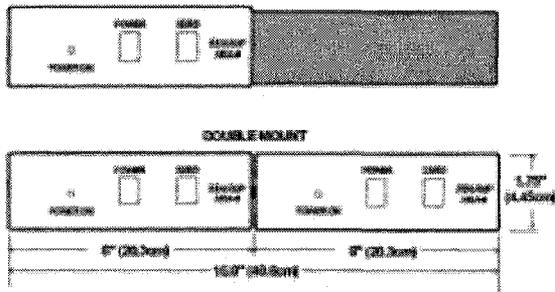
- **GAIN** - Jumper-selectable gains of 1000, 2000, or 4000 on each channel.
- **AUTO ZERO** - Single push button balance (software balance also available).
- **FILTER** - Each channel has an antialiasing low-pass filter with a 1000 Hz cutoff.
- **OUTPUT** - $\pm 10VDC$ into a minimum 10K ohm load.
- **BRIDGE EXCITATION** - Each channel is jumper-selectable, providing 2.5, 5, or 10VDC (350 Ω bridge min).
- **OPERATING TEMPERATURE** - 0°F to 125°F (-18°C to 52°C)
- **POWER SUPPLY SPECIFICATIONS** - Furnished with 15VDC external supply (CE available).
- **WEIGHT** - 5 lb (2.3 kg)

Figure 7-16 : Spécification des amplificateurs des plateformes de force, Page 1 (AMTI, Watertown, MA, USA).

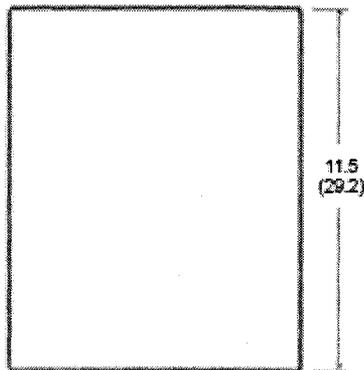
MSA-6 MINIAMP

Strain Gage Amplifier

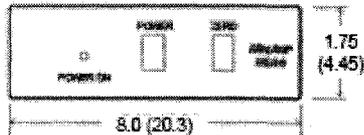
RACK MOUNT OPTIONS



REAR VIEW



FRONT VIEW



MSA-6 ENCLOSURE

Desktop instrument case: 8"W x 1.75"H x 11.5"D.

Rack mount 1 MSA-6 alone or 2 MSA-6's side by side with appropriate hardware. Rack mount hardware included.

Input/output and power cord connectors located on rear panel.

Power switch and auto zero push button balance located on front panel.

Gain and bridge excitation jumper selections are easily accessible under the screw-top cover.

Power Supply: 115/230 VAC @ 50/60 Hz

I/O CONNECTOR SPECIFICATIONS

- Amplifier input connector: Souriau 851-02E16-26S50-44
- Mating connector: Souriau 851-06JC16-26P50-44
- Analog output connector: Cinch DB25S or equivalent
- Mating connector: Cinch DB25P or equivalent
- Power connector: 2.1 mm power jack

RS232 interface is available with NetForce software.

Contents of this publication are subject to change without notice.

AMTI
ADVANCED MECHANICAL TECHNOLOGY, INC.
178 WALTHAM STREET WATERTOWN, MA 02472-4800
TEL: (017) 926-6700 • (800) 422-AMTI • FAX: (017) 926-5845
email: sales@amti.com • web: www.amtiweb.com

Figure 7-17 : Spécification des amplificateurs des plateformes de force, Page 2 (AMTI, Watertown, MA, USA).

Annexe 7 : Spécifications des capteurs de force

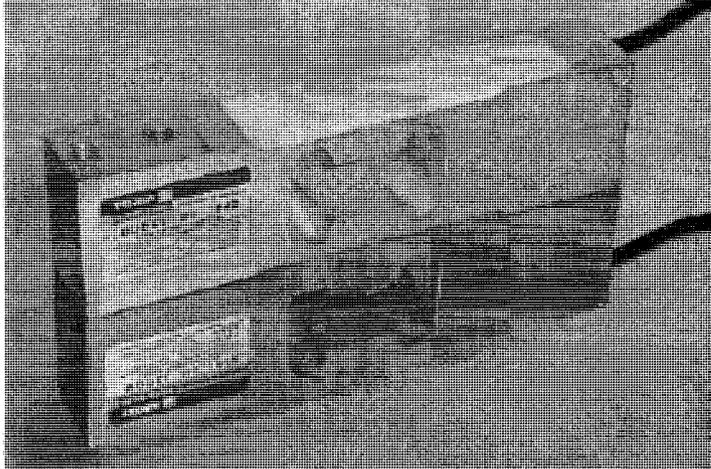
Model 1042	Single Point Load Cells	ENHANCED
	Features	
	<ul style="list-style-type: none">• Capacities: 1 - 100 kg (2.20 - 220.46 lbs)• Anodized aluminum construction• 6 wire (sense) circuit• Single point 16 inch x 16 inch platform• IP66 protection• NTEP approved 5000 divisions• OIML approved 6000 divisions	
<p>Models 1042 is a low profile, two -beam single point load cell designed for direct mounting of low cost weighing platforms, ideally suited for retail, bench and counting scales.</p>		
<p>Available in anodized aluminum, this high-accuracy load cell is approved to NTEP 5000 divisions and other stringent approval standards, including OIML R60 C4 and OIML R60 C3, 30% utilization.</p>		
<p>A special humidity - resistant, IP66, protective coating assures long term stability over the entire compensated temperature range. Interchangeable, replacement to industry standard models 1040, 1041, 1140 (stainless).</p>		
<p>Tedea-Huntleigh, with models ranging from 1 to 50,000 kg capacities, is the world's largest manufacturer of precision load cells.</p>		
<p>Also Available from Tedea-Huntleigh Also in this range, a stainless steel, bolt hole compatible version designated model 1140 is available for applications unsuitable for load cells of aluminum construction.</p>		
<p>For further details please contact the factory or your local distributor.</p>		
		TEDEA th HUNTLEIGH EXCELLENCE IN LOAD CELLS
INTERTECHNOLOGY INC.	1 Scarsdale Road, Don Mills, ON M3B 2R2 Tel: 416-445-5500, Fax: 416-445-1170 Toll Free: 1-800-465-1600 E-Mail: sales@intertechnology.ca	

Figure 7-18 : Spécification des capteurs de force, Page 1 (Intertechnology, Don Mills, ON, Canada).

Model 1042

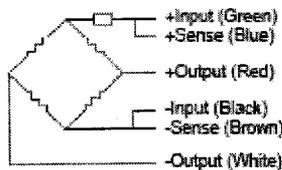
Single Point Load Cells

ACCURACY CLASS	Z	M	E	F	G	G5	G3	I*	I5**	UNITS
OIML ACCURACY CLASS			C1	C2	C3	C3/50	C3/30			
NTEP ACCURACY CLASS/NMAX			III / 1500	III / 2000	III / 3000				III / 5000	
Rated Capacity (R.C.)	1, 3, 5, 7, 10, 15, 20, 30, 50, 75, 100									kg
Rated Output (R.O.)	2									mV/V
Rated Output Tolerance	0.2									±mV/V
Zero Balance	0.2									±mV/V
Total Error Per OIML R60	0.075	0.05	0.03	0.02	0.02	0.02	0.02			± % of R.O.
Total Error Per NIST Handbook 44			0.03	0.02	0.02				0.02	± % of R.O.
Creep and Zero Return (30 min.)	0.07	0.07	0.05	0.025	0.017	0.017	0.017		0.033	± % of load
Temperature Effect: On Output	0.07	0.035	0.003	0.0014	0.001	0.001	0.001		0.001	± % of load / °C
On Zero	0.025	0.025	0.01	0.008	0.004	0.0023	0.0014	0.0023	0.0014	± % of R.O. / °C
Temperature Range: Safe	-30 to +70									°C
Temperature Range: Compensated	-10 to +40									°C
NTEP V min.					RC/3500			RC/6000	RC/10000	kg
Eccentric Loading Error	0.015	0.015	0.0074	0.0074	0.0049	0.0049	0.0049		0.0049	± % of load / cm
Maximum Recommended Platform Size	40 x 40									cm
Maximum Safe Static Overload (central loading)	150									% of R.C. % of R.C.
Ultimate Static Overload (central loading)	300									mm Volts AC or DC
Deflection	< 0.4									Volts AC or DC
Excitation: Recommended	10									Ohms
Excitation: Maximum	15									Ohms
Input Impedance	415 ± 15									MegaOhms
Output Impedance	350 ± 3									kg
Insulation Resistance	> 2000									
Weight (nominal)	0.30									
Cable Type	6 conductors, 26 AWG, shielded, PVC jacket, 1 meter									
Cable Code	+exc - green, +sig - red, +sen - blue -exc - black, -sig - white, -sen - brown									
Construction	anodized aluminum, except 1 and 3 kg capacities									
Environmental Protection	IP 68									
Approvals	NTEP (5000 divisions) and OIML (4000 divisions)									

NOTES: Balanced span temperature compensation optional. * 95% Utilization standard, other utilization available on request. ** 50% Utilization standard, other utilization available on request

Wiring Schematic Diagram

Unbalanced Bridge Configuration
(Balanced option available)



The two "sense" wires sample the bridge supply voltage at the load cell. Complete compensation of change in the lead wire resistance, due to temperature change and/or cable extension, is achieved by feeding this voltage into appropriate electronics.

4 Mounting holes
1/4 - 20 UNC - 2B
X.40 min. full thread

Outline Dimensions All Capacities (in inches)

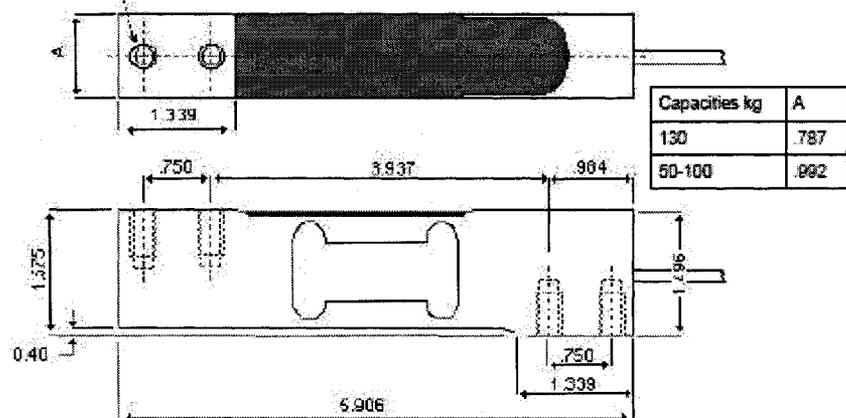


Figure 7-19 : Spécification des capteurs de force, Page 2 (Intertechnology, Don Mills, ON, Canada).

Annexe 8 : Spécifications des amplificateurs des capteurs de forces

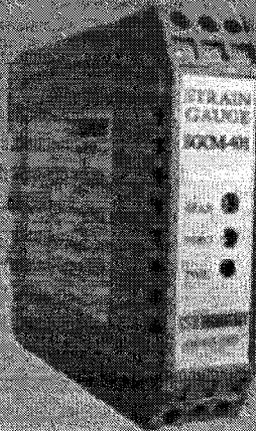
SGCM-401

Strain Gauge Conditioner Module

SGCM-401 Strain Gauge Conditioner Module

The Intertechnology SGCM-401 is a DIN rail mountable signal conditioner for use with full-bridge strain gauge based transducers. It can be used to condition the signal from any transducer with an output sensitivity between 0.2 to 15.0 mV/V. The SGCM-401 can be powered from an 8 to 48 VDC source and requires approximately 200 mA of current. The power supply inputs are internally isolated to eliminate any grounding or common mode problems thus eliminating the need to have a separate power supply for your signal conditioning.

The SGCM-401 provides a very precise excitation voltage to the transducer at 2.5, 5.0 or 10.0 VDC up to 100 mA. Outputs from the SGCM-401 are selectable as 0 to 10, ± 5 , ± 10 , 0-20 mA or 4-20 mA and are filtered at 1 kHz. Optional high frequency response up to 50 kHz is available. The SGCM-401 also has an externally activated shunt calibration circuit as well as provisions for bridge completion resistors.



FEATURES:

<ul style="list-style-type: none"> • Excellent linearity, high input impedance • Wide gain range, 0.2 mV/V to 15.0 mV/V • $\pm 20\%$ zero adjustment • Outputs: ± 10 VDC, 0 to 10 VDC, ± 5 VDC and simultaneous 0-20 mA or 4-20 mA • Selectable excitation of 2.5, 5.0 or 10.0 VDC • Externally activated shunt calibration • Provisions for bridge completion resistors • Standard DIN rail mount enclosure • Supply polarity and over voltage protection • Excitation short circuit protected • Input voltage spike protected 	<table border="0" style="width: 100%;"> <tr> <td style="padding: 2px;">Power Requirements:</td> <td style="padding: 2px;">8-48 VDC @ 0.2A</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Line Voltage Regulation:</td> <td style="padding: 2px;">$\pm 10\%$</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Transducer Excitation:</td> <td style="padding: 2px;">2.5, 5.0 or 10.00 VDC 100 mA (maximum)</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Shunt Calibration:</td> <td style="padding: 2px;">50 Kohn installed (other values optional)</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Input Impedance:</td> <td style="padding: 2px;">> 100 Mohms</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Sensitivity:</td> <td style="padding: 2px;">0.2 mV/V to 15.0 mV/V</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Full Span Output:</td> <td style="padding: 2px;">± 5, ± 10 or 0-10 VDC simultaneous 0-20 mA</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Nonlinearity & Hysteresis:</td> <td style="padding: 2px;">Less than 0.05% of full span output</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Zero Adjustment Range:</td> <td style="padding: 2px;">$\pm 20\%$ of full span output</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Operating Temperature Range:</td> <td style="padding: 2px;">30°F to 130°F (0°C to 55°C)</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Weight:</td> <td style="padding: 2px;"><250 grams</td> </tr> </table>	Power Requirements:	8-48 VDC @ 0.2A	Line Voltage Regulation:	$\pm 10\%$	Transducer Excitation:	2.5, 5.0 or 10.00 VDC 100 mA (maximum)	Shunt Calibration:	50 Kohn installed (other values optional)	Input Impedance:	> 100 Mohms	Sensitivity:	0.2 mV/V to 15.0 mV/V	Full Span Output:	± 5 , ± 10 or 0-10 VDC simultaneous 0-20 mA	Nonlinearity & Hysteresis:	Less than 0.05% of full span output	Zero Adjustment Range:	$\pm 20\%$ of full span output	Operating Temperature Range:	30°F to 130°F (0°C to 55°C)	Weight:	<250 grams
Power Requirements:	8-48 VDC @ 0.2A																						
Line Voltage Regulation:	$\pm 10\%$																						
Transducer Excitation:	2.5, 5.0 or 10.00 VDC 100 mA (maximum)																						
Shunt Calibration:	50 Kohn installed (other values optional)																						
Input Impedance:	> 100 Mohms																						
Sensitivity:	0.2 mV/V to 15.0 mV/V																						
Full Span Output:	± 5 , ± 10 or 0-10 VDC simultaneous 0-20 mA																						
Nonlinearity & Hysteresis:	Less than 0.05% of full span output																						
Zero Adjustment Range:	$\pm 20\%$ of full span output																						
Operating Temperature Range:	30°F to 130°F (0°C to 55°C)																						
Weight:	<250 grams																						

An ISO 9001:2000 Registered Company

INTERTECHNOLOGY

CANADA'S MAJOR DISTRIBUTOR FOR TESTING AND MEASUREMENT SOLUTIONS

SENSORS TRANSDUCERS SIGNAL CONDITIONERS DIGITAL INDICATORS DATA ACQUISITION

1 Scaradale Road, Don Mills, Ontario, M3B 2R2 - Toronto (416) 445-5500 - Fax (416) 445-1170
 Calgary 403-254-8995 - Montreal 514-333-9939 - Ottawa 613-723-1828 - Winnipeg 204-898-2937 - Vancouver 604-270-9338

Toll Free: 1-800-465-1600

www.intertechnology.com • E-Mail: sales@intertechnology.com

Figure 7-20 : Spécification des amplificateurs des capteurs de force, Page 1
(Intertechnology, Don Mills, ON, Canada).



SGCM-401

Strain Gauge Conditioner Module

SGCM-401 Set-Up

Excitation Settings: The excitation jumpers are located directly above the gain DIP switch and is labeled "JP2 EXCITATION", the settings are as follows:

- 2.5 VDC - Jumper pins 1 and 2.
- 5.0 VDC - Jumper pins 3 and 4.
- 10.0 VDC - Jumper pins 5 and 6.

Vout Jumpers: The Vout jumpers are located in the middle of the conditioner board and are labeled "JP3 VOUT", the settings are as follows:

- 0 to 10.0 VDC - Jumper pins 1 and 2.
- ±10.0 VDC - Jumper pins 3 and 4.
- ±5.0 VDC - Jumper pins 5 and 6.

Gain Selection DIP Switch Settings: The Gain DIP switch is located at the back of the conditioner board and is labeled "GAIN SELECTION". The settings for the gain ranges are as follows:

Transducer output in mV/V	DIP Switches set to "ON" position (Exc. 10 VDC)
0.15 to 0.25 mV/V	2
0.25 to 0.50 mV/V	3 and 4 and 5
0.50 to 0.75 mV/V	5
0.75 to 1.50 mV/V	5 and 7
1.50 to 2.50 mV/V	7
2.50 to 5.00 mV/V	8
5.00 to 10.00 mV/V	9
10.00 to 20.00 mV/V	10
250 to 550 mV/V (2.5 to 5.5 VDC @ 10 VDC Exc.)	NONE (all switches OFF)

Settings for analog output of ±10.0 VDC full scale.

Fine gain control is achieved through the "SPAN" control on the front of the module.

Zero Adjust: The zero control is located on the front of the module and is labeled "ZERO". With this control a ±20% (with a ±10.0 VDC full scale) zero off-set can be applied.

CONNECTIONS

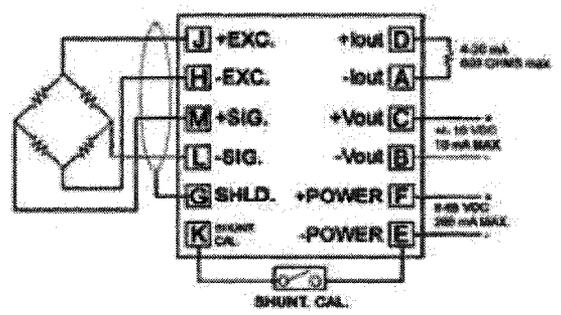


Figure 7-21 : Spécification des amplificateurs des capteurs de force, Page 2 (Intertechnology, Don Mills, ON, Canada).

Annexe 9 : Spécifications des électrodes électromyographiques

Tableau 7-4 : Spécification des électrodes électromyographiques Bagnoli DE-2.1 (Delsys, Boston, MA, USA).

EMG Sensors	DE-2.1	DE-3.1	DE-2.3
System	Bagnoli™	Bagnoli™	Myomonitor®
Type	Single Differential	Double Differential	Single Differential
Mechanical			
Number of Contacts	2	3	2
Contact Dimension	10.0 x 1.0 mm	10.0 x 1.0 mm	10.0 x 1.0 mm
Contact Spacing	10.0 mm	10.0 mm	10.0 mm
Contact Material	99.9% Ag	99.9% Ag	99.9% Ag
Detection Area	10 mm ²	200 mm ²	100 mm ²
Case Dimensions	41 x 20 x 5 mm	41 x 20 x 5 mm	41 x 20 x 5 mm
Case Material	Polycarbonate	Polycarbonate	Polycarbonate
Cable Length	1.67 m	1.67 m	1.67 m
Connector	Hypertronics D04	Hypertronics D04	Lemo 00
Temperature Range	0-40 °C	0-40 °C	0-40 °C
Electrical			
Preamplifier Gain	10 V/V ±1%	10 V/V ±1% (per diff. pair)	1000 V/V ±1%
Bandwidth	open	open	20-450 Hz ±10%
Noise	1.2µV (RMS, R.T.I.)	1.2µV (RMS, R.T.I.)	1.5µV (RMS, R.T.I.)
CMRR (60/10 Hz)	-92 dB (typical)	-92 dB (typical)	-92 dB (typical)
Power Consumption	20 mW (typical)	45 mW (typical)	40 mW (typical)
Input Impedance	>10 ¹⁵ Ω //0.2pF	>10 ¹⁵ Ω //0.2pF	>10 ¹⁵ Ω //0.2pF

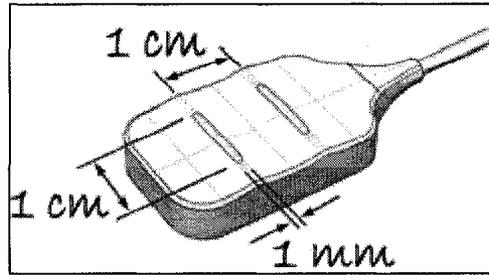


Figure 7-22 : Dimension de l'électrode électromyographique (Delsys, Boston, MA, USA).

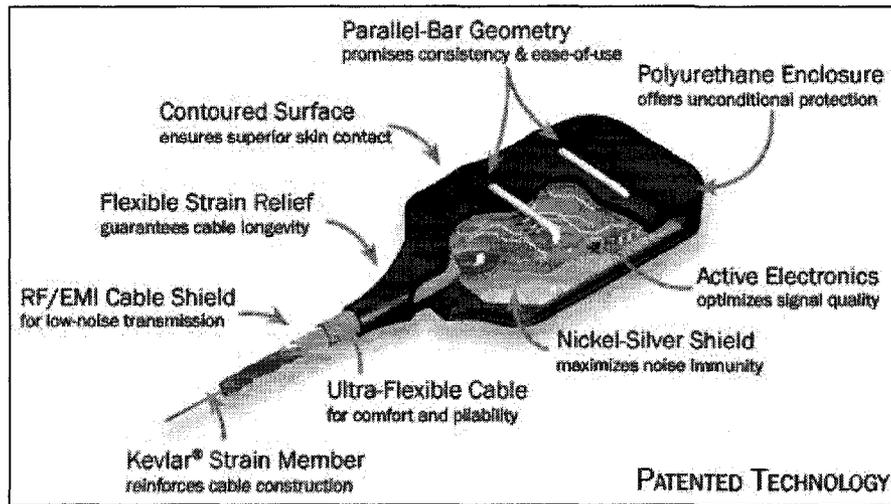


Figure 7-23 : Détails de l'électrode électromyographique (Delsys, Boston, MA, USA).

Annexe 10 : Spécification du système d'amplification des électrodes électromyographiques

Tableau 7-5 : Spécifications du système d'amplification des électrodes EMG Bagnoli 8 Chanels (Delsys, Boston, MA, USA).

System	Bagnoli™ 16 Ch.	Bagnoli™ 8 Ch.	Bagnoli™ 4 Ch.
Mechanical			
Main Amplifier			
Dimensions	406 x 152 x 70 mm	205 x 108 x 57 mm	100 x 65 x 40 mm
Mass	2.1 kg	0.8 kg	0.5 kg
Enclosure Material	ABS Plastic	ABS Plastic	ABS Plastic
Temperature Range	0-40° C	0-40° C	0-40° C
Output Connector	(16) BNC, SCSI-68	(8) BNC, SCSI-68	(4) BNC, SCSI-68
Input Module			
Dimensions	89 x 83 x 32 mm	89 x 83 x 32 mm	61 x 58 x 25 mm
Mass	100 g	100 g	64 g
Enclosure Material	FR-ABS Plastic	FR-ABS Plastic	FR-ABS Plastic
No. of Inputs	16 EMG/Auxiliary	8 EMG/Auxiliary	4 EMG/Auxiliary
Input Module Cable			
Length	7.5 m (up to 15 m)	7.5 m (up to 15 m)	7.5 m (up to 15 m)
Ultralight - Diameter	4 mm	4 mm	4.5 mm
Rugged - Diameter	6.5 mm	6.5 mm	-
Jacket Material	PVC	PVC	PVC
Electrical			
Overall EMG Amplification	100, 1000, 10000 custom±1%	100, 1000, 10000 custom±1%	100, 1000, 10000 custom±1%
AUX Amplification	1 custom ±1%	1 custom ±1%	1 custom ±1%
EMG Bandwith	20-450 Hz ±10%	20-450 Hz ±10%	20-450 Hz ±10%
AUX Bandwidth	DC/20 - 450/2000 Hz ±10%	DC/20 - 450/2000 Hz ±10%	DC/20 - 450/2000 Hz ±10%
Bandwidth Rolloff	80 dB/decade	80 dB/decade	80 dB/decade
Overall Noise	≤1.2 uV (RMS, R.T.I)	≤1.2 uV (RMS, R.T.I)	≤1.2 uV (RMS, R.T.I)
Power Consumption	5.8 W (typical)	4.2 W (typical)	2.9 W (typical)
Leakage Current	<100 uA	<100 uA	<100 uA
Voltage Isolation	6000 VDC, 4200 VAC (RMS)	6000 VDC, 4200 VAC (RMS)	6000 VDC, 4200 VAC (RMS)
Line Error Range	50, 60 Hz	50, 60 Hz	50, 60 Hz
Saturation Error Threshold	± 4.8V (output)	± 4.8V (output)	± 4.8V (output)
Medical Device Conformity	IEC 601-1, CE mark, 510K	IEC 601-1, CE mark, 510K	IEC 601-1, CE mark, 510K
Classification	Class I (93/42/EEC), TypeBF	Class I (93/42/EEC), TypeBF	Class I (93/42/EEC), TypeBF

Annexe 11 : Spécifications d'Optotrak 3020

Tableau 7-6 : Spécification du système Optotrak 3020 (NDI, Waterloo, ON, Canada).

Optotrak 3020 Position Sensor	
Dimensions	1110 mm x 315 mm x 215 mm
Weight	40 kg
Bracket Weight	5 kg
Power Requirements	100/120 VAC, 60 Hz or 220/240 VAC, 50 Hz
Maximum Marker Rate	3500 Hz
Frame Rate	(raw) 750 Hz ¹ (3D) 450 Hz ¹ (3D with optional hardware) 750 Hz ¹ (6D with optional hardware) 145 Hz ¹
RMS Accuracy at 2.25 m distance	0.1 mm for x, y coordinates 0.15 mm for z coordinate
3D Resolution at 2.25 m distance	0.01 mm
Sensor Resolution:	1:200,000
System Control Unit	
Dimensions	483 mm x 373 mm x 138 mm
Weight	11 kg
Power Requirements	100/120 VAC, 60 Hz or 220/240 VAC, 50 Hz
Supported Platforms	
Pentium Class PC:	MS Windows 95/98/NT/2000®
SGI (requires SCSI):	Irix 5.x or higher (o32-bit), Irix 6.x (n32-bit, n64-bit)
HP (requires SCSI):	HP-UX 9.x or higher
SUN (requires SCSI):	Solaris 2.x or higher
Linux support also available for linux 2.x or higher.	
ODAU II	
<p>The ODAU II enables a synchronized collection of analog and digital data with the OPTOTRAK position data. Preconditioned signals from devices such as EMG sensors, force plates, accelerometers, and strain gauges may be viewed in real-time and stored to data files for post hoc analysis. The ODAU II utilizes a 16 bit converter to collect up to 16 single-ended input channels or 8 differential input channels. Feedback control to the subject/object of study may be achieved through the 8 digital I/O channels or 2 analog output channels.</p>	

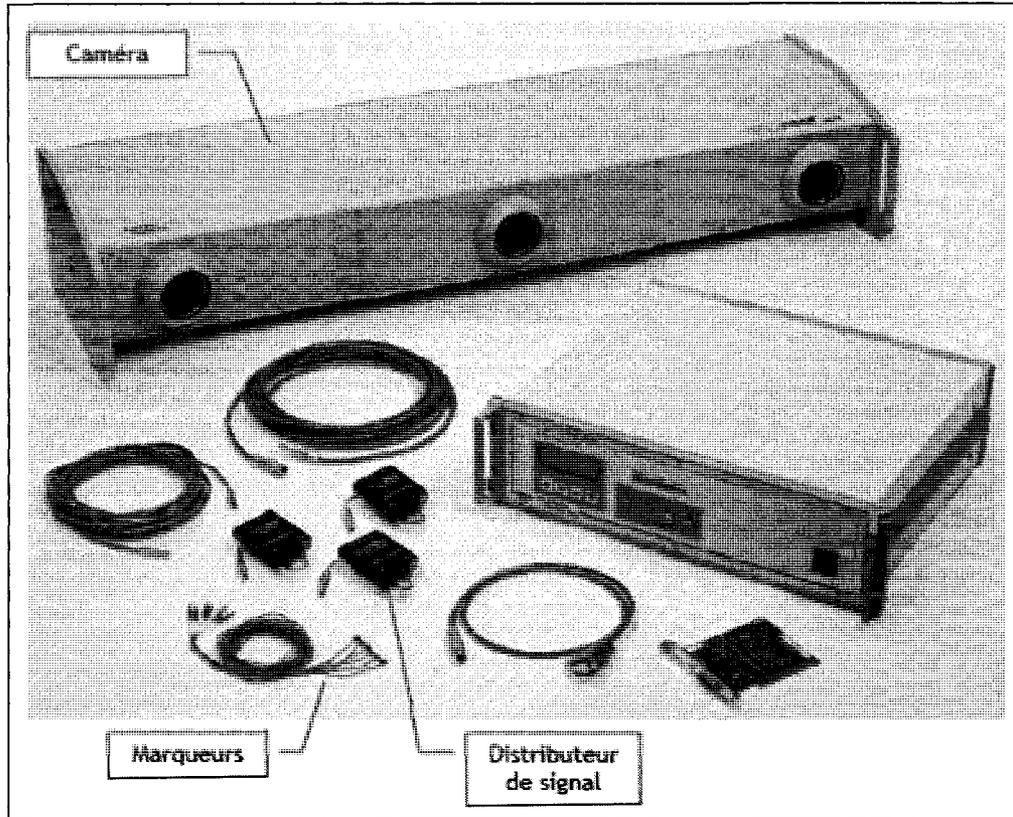


Figure 7-24 : Représentation des composantes du système Optotrak 3020 (NDI, Waterloo, ON, Canada).

Annexe 12 : Chaîne d'acquisition

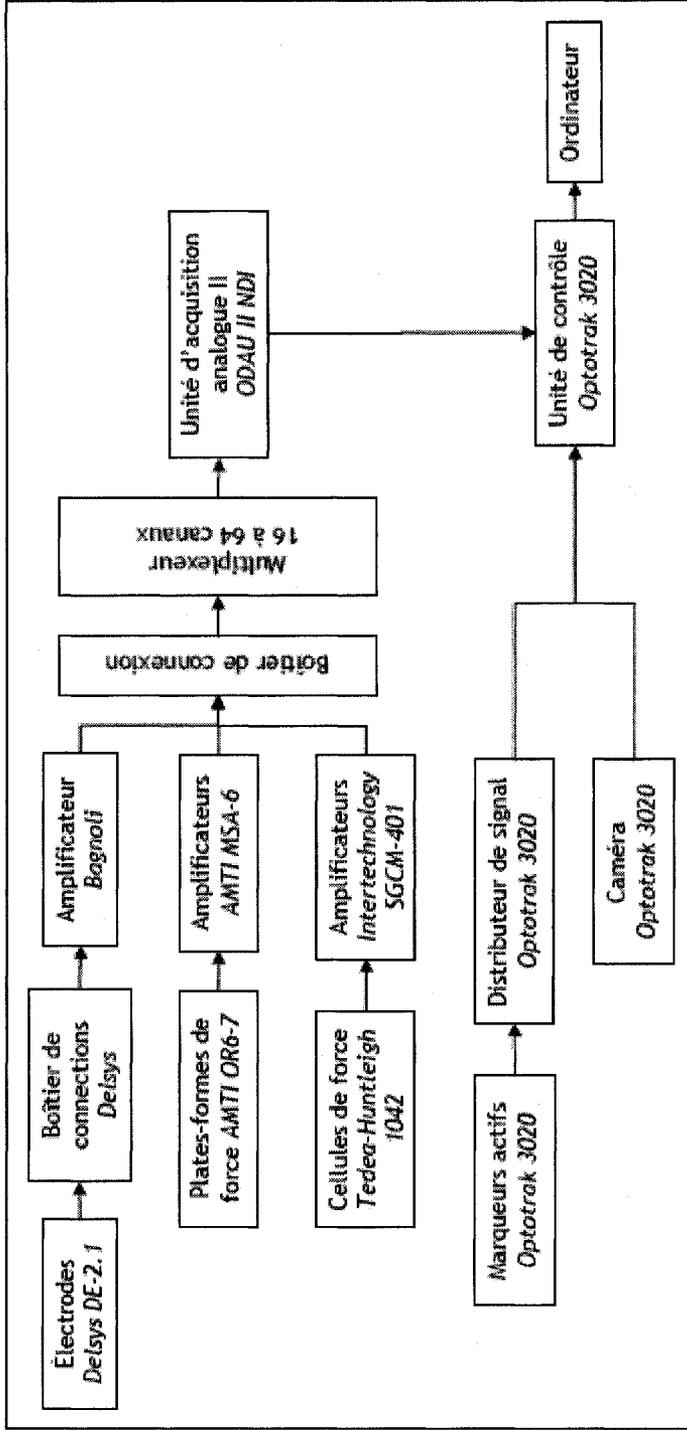


Figure 7-25 : Chaîne d'acquisition du montage expérimental.

Annexe 13 : Calibrage des capteurs de force

Les capteurs de forces ont dues être calibrés avant l'utilisation afin de déterminer le gain propre à chacune d'elle. Le montage suivant fut utilisé (Figure 7-26).

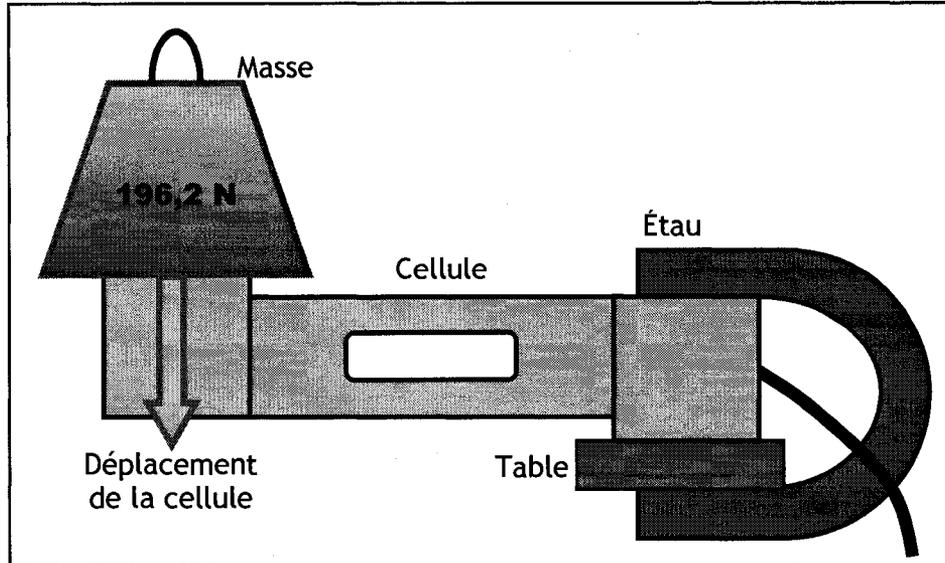


Figure 7-26 : Illustration de l'installation du montage servant à calibrer les capteurs de force (l'installation d'un seul capteur est démontrée).

Tableau 7-7 : Prise de mesures pour le calibrage des capteurs de force.

Poids ajouté (N)	Poids totale (N)	Valeurs mesurées Capteur de force 1 (V)	Valeurs mesurées Capteur de force 2 (V)
0,000	0,000	-0,001	-0,002
1,197	1,197	0,01	0,016
24,469	25,666	0,216	0,244
24,449	50,115	0,419	0,479
24,823	74,938	0,627	0,715
25,302	100,240	0,84	0,968
24,823	74,938	0,628	0,713
24,449	50,115	0,419	0,476
24,469	25,666	0,216	0,246
1,197	1,197	0,01	0,012
0,000	1,197	-0,002	-0,003

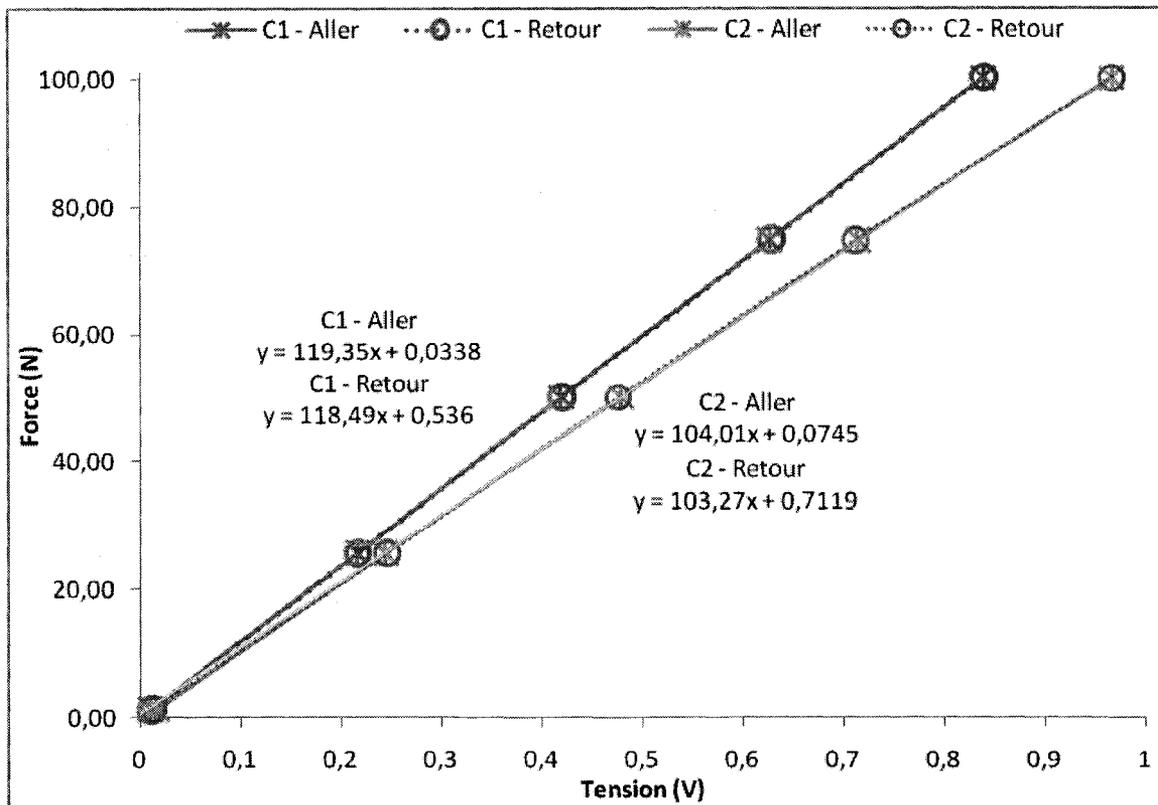


Figure 7-27 : Calibrage des capteurs de force. Régression linéaire de premier ordre.

Tableau 7-8 : Calcul de l'erreur mesurée par les capteurs de force.

	Force (N)	Tension (V)	Force mesurée (N)				Erreur (%)
			Équation	Gain	Offset	Résultat	
Capteur 1	100,2396	0,84	Aller	119,35	0,0338	100,2878	0,0481
		0,84	Retour	118,49	0,536	100,0676	0,1716
Capteur 2	100,2396	0,968	Aller	104,01	0,0745	100,7562	0,5154
		0,968	Retour	103,27	0,7119	100,6772	0,4367

Annexe 14 : Formulaire de consentement

Vous êtes invité(e) à participer à un projet de recherche. Le présent document vous renseigne sur les modalités de ce projet de recherche. S'il y a des mots ou certaines informations que vous ne comprenez pas, n'hésitez pas à poser des questions.

Pour participer à ce projet de recherche, vous devrez signer le consentement à la fin de ce document et une copie signée et datée vous sera remise pour vos dossiers.

TITRE DU PROJET : Conception et validation d'une chaise dynamique

CHERCHEUR PRINCIPAL : Denis Rancourt

CHERCHEUR(S) ASSOCIÉ(S) : Geneviève Masson

OBJECTIF DU PROJET

Cette étude de recherche vise à déterminer si l'ajout de deux degrés de liberté sur une chaise a un impact sur la biomécanique de la position assise, comparativement à une chaise qui n'a qu'un seul degré de liberté, ou qui n'en a pas.

MOTIF DU RECRUTEMENT

Vous avez été invité à participer à ce projet de recherche parce que vous avez répondu à l'annonce et ne présentez aucun problème neuro-musculo-squelettique au dos ou aux jambes.

NATURE DE LA PARTICIPATION

Tout au long des tests, vous devrez maintenir une position assise donnée. Une seule visite de 3 heures maximum est prévue pour la réalisation de ces étapes. Une pause de 15 minutes aura lieu après deux heures de test et des pauses vous seront allouées entre chaque test. Des photos ainsi que des vidéos pourraient être prises de vous (votre visage sera caché).

Si vous avez une blessure au dos ou aux jambes connues et/ou si vous avez un déficit neuro-musculo-squelettique pouvant affecter les tests, vous ne serez pas éligible à la présente étude.

Vous devez revêtir un chandail permettant l'accès au haut ainsi qu'au bas du dos et un short moulant qui permet l'accès aux cuisses et au bas du dos.

Cette étude sera réalisée au Centre de recherche sur le vieillissement (CRV) et se déroulera en trois étapes :

Initiale du participant : _____

Partie I - Mesure des segments du corps

Cette section comprend la prise des mesures anthropométriques suivantes : grandeur, poids, longueur de la jambe et de la cuisse. Nous marquerons de plus à l'aide d'un crayon lavable certains repères sur votre dos et votre jambe droite.

Partie II - Installation des instruments de mesures**Installation des électrodes :**

Cette partie consiste à installer des capteurs électromyographiques sur le grand droit du fémur (dessus de la cuisse) ainsi qu'aux abords de la colonne vertébrale dans la région lombaire (bas du dos). Ces capteurs permettront de mesurer l'activité musculaire de vos muscles. Avant l'installation, votre peau devra être nettoyée avec de l'alcool et un gel conducteur sera appliqué sur l'électrode. Il vous sera demandé ensuite de vous coucher à plat ventre au sol et de maintenir cette position pour 10 secondes. Par la suite, vous devrez faire deux flexions du dos de 10 secondes, entrecoupé d'une minute de repos. Il vous sera demandé ensuite de vous asseoir sur une chaise, détendu, et de conserver cette position pour 10 secondes. À la suite de cela, vous devrez performer à deux reprise « la chaise au mur », entrecoupé encore une fois d'une pause d'une minute. Les valeurs ainsi mesurées serviront à établir vos niveaux d'efforts maximaux en % CMV (« maximum voluntary contraction ») de la position assise.

Installation des capteurs :

Afin de connaître le mouvement de votre corps et du siège ainsi que de mesurer la courbe lombaire de votre dos, des capteurs seront positionnés à différents endroits du corps : sur la tête et sur la vertèbre C7 (mouvement du tronc), sur les vertèbres L1, L3 et L5 (courbure de la colonne vertébrale), sur le grand trochanter droit, le condyle externe du fémur droit ainsi que sur la malléole externe droite. Les signaux émis par les capteurs seront transmis aux caméras optoélectroniques et permettront de connaître la courbure lombaire ainsi que l'amplitude des mouvements de votre tronc tout au long des tests.

Partie III - Prise de mesures

Dans cette partie, 6 tests seront faits et répétés 3 fois chacun. Selon les instructions, vous devrez maintenir une position assise sur une chaise standard ou le SPRV pour un maximum de 3 minutes. Sur la chaise standard, l'angle au genou sera d'environ 90° et l'angle d'inclinaison de l'assise sera de 5° postérieurement. Sur le SPRV, la hauteur du siège permettra d'obtenir un angle au genou de 115° et l'inclinaison de l'assise sera de 7,5° antérieurement. Pour tous ces tests, différentes mesures provenant des capteurs et des électrodes seront enregistrées. Entre chaque test, un repos de 30 secondes vous sera accordé. Entre chacun des tests, des questions concernant votre fatigue musculaire vous seront demandées.

AVANTAGES

Votre participation à ce projet de recherche permettra aux chercheurs de comparer l'utilisation d'un SPRV celle des chaises conventionnelles.

INCONVENIENTS

La durée des tests ne devrait pas dépasser 5 heures (durée estimée : 3h30). Des pauses de 3 minutes vous seront accordées entre chaque test et une pause de 15 minutes sera prise après 2 heures de tests. En tout temps, vous pouvez demander un temps de repos au

Initiale du participant : _____

chercheur ou cesser les tests si vous n'êtes pas confortable pour les réaliser.

RISQUES

Les risques potentiels sont une fatigue du membre inférieur et du dos, car les tests peuvent durer environ 5 heures, en ayant toutefois plusieurs périodes de repos. Tous les appareils de mesure sont des technologies bien connues qui présentent des risques négligeables. Les électrodes pourraient causer des rougeurs au niveau des pôles. Celles-ci disparaissent assez rapidement au courant de la journée. Certains sujets peuvent être allergiques au métal des électrodes (Nickel).

RETRAIT VOTRE PARTICIPATION PAR LE CHERCHEUR

Les chercheurs pourraient mettre fin à votre participation si, pour quelques raisons que ce soit, ils estiment qu'il y a un risque de blessures pour vous. Si ceci se produit, vous ne serez pas pénalisé(e) et vous ne perdrez aucun des bénéfices auxquels vous avez droit.

COMPENSATIONS FINANCIÈRES

Vous recevrez un montant de 10\$/heure pour compenser les pertes et contraintes subies. Une collation vous sera également offerte si les tests se poursuivent au-delà de 3 heures.

INFORMATION ET CONFIDENTIALITÉ

Durant votre participation à ce projet de recherche, le chercheur responsable du projet ainsi que son personnel recueilleront et consigneront dans un dossier de recherche les renseignements vous concernant. Seuls les renseignements nécessaires à la bonne conduite du projet de recherche seront recueillis.

Ces renseignements peuvent comprendre les résultats de vos tests et procédures que vous aurez à subir lors de ce projet de recherche. Votre dossier pourrait comprendre aussi d'autres renseignements tels que votre nom, votre sexe, votre âge, votre origine ethnique, des photographies ou des enregistrements vidéo.

Tous les renseignements recueillis au cours du projet de recherche demeureront strictement confidentiels dans les limites prévues par la loi. Afin de préserver votre identité et la confidentialité de ces renseignements, vous ne serez identifié(e) que par un numéro de code. La clé de code reliant votre nom à votre dossier de recherche sera conservée par le chercheur responsable du projet de recherche.

PARTAGE, SURVEILLANCE ET PUBLICATIONS

Les données du projet seront conservées pendant 5 ans par le chercheur responsable du projet de recherche. Après cette période, le dossier de recherche vous concernant sera détruit.

À des fins de surveillance et de contrôle, votre dossier de recherche pourrait être consultés par une personne mandatée par le Comité d'éthique de la recherche du CSSS-IUGS, par une personne mandatée par le ministre de la Santé et des Services sociaux ou par une personne mandatée par la loi, par des organismes gouvernementaux tels que Santé Canada et le Food

Initiale du participant : _____

and Drug Administration (FDA) des États-Unis. Toutes ces personnes adhèrent à une politique de confidentialité.

Les données du projet de recherche pourront être publiées dans des revues médicales ou partagées avec d'autres personnes lors de discussion scientifique. Aucune publication ou communication scientifique ne renfermera quoi que ce soit qui puisse permettre de vous identifier.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER DE RECHERCHE

Vous avez le droit de consulter votre dossier de recherche pour vérifier l'exactitude des renseignements recueillis, de faire rectifier ou supprimer des renseignements périmés ou non justifiés et de faire des copies, et ce, aussi longtemps que le chercheur responsable du projet de recherche, l'établissement ou l'institution de recherche détiennent ces informations. Cependant, afin de préserver l'intégrité scientifique du projet de recherche, vous n'aurez accès à certaines informations qu'une fois le projet terminé.

PERSONNES RESSOURCES

Pour des informations supplémentaires :

Si vous avez des questions supplémentaires, quelles qu'elles soient, concernant cette étude, vous pouvez rejoindre le chercheur Denis Rancourt, au 819.821.8000 poste 61346, ou son étudiante Geneviève Masson, au poste 62818.

Pour vos droits à titre de participant :

Si vous avez des questions ou commentaires concernant vos droits en tant qu'utilisateur du CSSS-IUGS, vous pouvez contacter la direction de la qualité, au numéro 819.562.9121 poste 40202.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET DROIT DE RETRAIT

Il est entendu que votre participation au présent projet de recherche est tout à fait volontaire et que vous restez, à tout moment, libre de mettre fin à votre participation, pour quelque raison que ce soit, sans avoir à motiver votre décision, ni à subir de préjudice de quelque nature que ce soit.

DROIT DU PARTICIPANT

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs ou l'établissement où se déroule ce projet de recherche de leur responsabilité civile et professionnelle.

DÉCLARATION DE RESPONSABILITÉ DES CHERCHEURS DE L'ÉTUDE

Le chercheur principal, ainsi que les chercheurs collaborateurs de l'étude sont responsables du déroulement du présent projet de recherche et s'engagent à respecter les obligations énoncées dans ce document. Nous nous engageons également à vous informer de tout élément qui serait susceptible de modifier la nature de votre consentement.

Signature du chercheur : _____

Initiale du participant : _____

DÉCLARATION DU PARTICIPANT

Je déclare avoir eu suffisamment d'explications sur la nature et le motif de ma participation au projet de recherche. J'ai lu et compris les termes du présent formulaire de consentement et j'en ai reçu un exemplaire. J'ai eu l'occasion de poser des questions auxquelles on a répondu, à ma satisfaction. J'accepte de participer à cette étude.

Signature du sujet : _____

Signature du témoin : _____

DÉCLARATION DU RESPONSABLE DE L'OBTENTION DU CONSENTEMENT

Je soussigné(e) _____ certifie avoir expliqué au signataire intéressé les termes du présent formulaire, avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard ; lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus.

Signature du responsable : _____

Signature du témoin : _____

Fait à Sherbrooke, le _____ 2007.

Initiale du participant : _____

Annexe 15 : Caractéristiques des participants

Tableau 7-9 : Caractéristiques des participants. M : masculin, F : féminin. M : masse, H : hauteur. Lc : longueur de la cuisse, Lj : longueur de la jambe et Ls : hauteur du siège.

No.	Sexe	Âge (ans)	M (kg)	G (cm)	L _c (cm)	α _o (°)	L _j (cm)	L _s (cm)
1	M	25	66,06	180,0	40,6	0,33		
2	F	22	59,91	157,5	40,6	10,76	43,2	60,5
3	M	22	74,67	175,0	45,7	2,60	53,3	72,6
4	M	21	89,79	182,8	43,2	12,84	57,2	75,4
5	M	22	73,84	172,0	40,6	-5,04	48,3	65,5
6	F	20	63,99	167,6	44,5	22,56	47,0	65,8
7	M	23	85,99	188,0	48,3	6,05	55,9	76,2
8	F	26	66,12	174,0	45,7	-1,73	50,8	70,1
$\bar{x} \pm s$		22,63 ± 2,00	72,55 ± 10,69	174,6 ± 9,5	43,7 ± 2,9	6,05 ± 9,02	50,8 ± 4,7	69,3 ± 5,4

La longueur de la cuisse (L_c) est mesurée du condyle externe du fémur au grand trochanter. La mesure de la jambe (L_j) inclus le pied et va du sol au condyle externe du fémur.

Annexe 16 : Protocole détaillé

I. Installation et calibrage préliminaire

- 1) Prendre en note le setup du montage précédent
- 2) Monter le SPRV
- 3) Brancher :
 - Fils des capteurs de force du SPRV dans les amplificateurs
 - Amplificateurs des capteurs de force dans la source de tension
 - Fils des amplificateurs sur le panneau de contrôle du système d'acquisition ODAU (canaux 19 et 20)
 - Fils des EMG sur le panneau de contrôle du système d'acquisition ODAU (canaux 21 à 24)
 - Plateformes de force dans le panneau de contrôle du système d'acquisition ODAU tel que PF 4606 : 1 à 6, PF 4382 : 7 à 12 et PF 4381 : 13 à 18
- 4) Ouvrir :
 - Caméra Optotrak
 - Carte d'acquisition ODAU
 - Unité de contrôle d'Optotrak
 - Ouvrir le système d'EMG
 - Amplificateurs de plateformes de force
 - Source de tension les capteurs de force
- 5) Ouvrir la fausse et déplacer les plateformes de force selon l'installation requise (schéma 1)
- 6) Créer un nouveau dossier pour le sujet
- 7) Ouvrir le Pipeline du sujet 1 (sujet1.ndp)
- 8) Dans le NDI Optotrak, choisir Fichier, Copier l'expérimentation, et le copier dans le répertoire du sujet
- 9) Dans le Pipeline, choisir Enregistrer sous et enregistrer dans le répertoire du sujet sous sujetX.ndp
- 10) Dans le NDI Optotrak, faire Optotrak, puis Build Network Information File :
- 11) Brancher le cube dans le port 1 de l'unité de contrôle d'Optotrak
- 12) Afin d'enregistrer l'espace de travail, dans le NDI Optotrak, choisir Utilities puis Registration and Alignment Wizard (voir aussi le fichier Alignement.doc)
- 13) Choisir l'option Alignment et faire Suivant

- 14) Choisir ensuite l'option Align to digitized points et faire Suivant
- 15) Changer le Output Camera Files par le fichier caméra du sujet en cours et faire Suivant
- 16) Cocher les deux cases et faire Connect to Optotrak System. Faire Suivant
- 17) Puisque le cube sera utilisé afin de configurer l'espace, choisir 16 marqueurs dans le port où le cube est connecté (généralement le port 1) et faire Suivant
- 18) Dans la page suivante, appuyer sur le répertoire du Probe File dans la case Select Options, et choisir Cube.rig et faire Ouvrir, puis Suivant
- 19) On est ensuite prêt à numériser l'espace de travail. Placer le coin noir du cube sur les trous au sol selon A, B et C du schéma 1 :
 - L'origine de l'espace de travail [A]
 - Un point dans l'axe des positifs des y [B]
 - Un point dans le plan XY positif [C]
- 20) Appuyer sur F5 afin de numériser chacun des points et faire Suivant
- 21) Dans la fenêtre suivante, choisir pour le point :
 - 1 Use in Origin ...
 - 2, Y-Axis (positive only)
 - 3, XY-Plane X(+)Y(+) Quadrant et faire Suivant
- 22) Pour les deux autres fenêtres, faire Suivant. Faire Oui dans la fenêtre qui apparaît.
- 23) Fermer le Pipeline en cours
- 24) Brancher le stylet dans le port 1 de l'unité de contrôle d'Optotrak
- 25) Copier le fichier sujetX.cam dans le dossier Digitized du sujet0.
- 26) Dans le dossier du sujet0, ouvrir le dossier DIGITIZED et ouvrir le fichier digitized.ndp
- 27) Dans les options, Optotrak Settings s'assurer que le fichier caméra du sujet est cours est sélectionné Faire Ok, Ok.
- 28) Dans le NDI, faire Connected, Active, et Start Evaluation.
- 29) Partir l'enregistrement et numériser les points des plateformes de force à l'aide du stylet selon le schéma 1 (# 1 à 9)
- 30) À la fin de la digitalisation, ENREGISTRER SOUS (6D ASCII) les données dans le dossier du sujet
- 31) Fermer le PIPELINE en cours et ouvrir le PIPELINE sujetX.ndp
- 32) Faire le zéro des plateformes de force
- 33) Préparer les 2 strobers ainsi que les 10 marqueurs OPTOTRAK à installer

34) Préparer le rubans, les 4 électrodes EMG, la mise à terre ainsi que le boîtier de connections

35) Préparer la chaise qui sera testée

36) Préparer le film

II. Installation et calibrage

1) Demander au sujet de se changer et placer le bandeau Under Armor sur la tête du sujet de façon à ce que la protubérance derrière la tête soit recouverte

2) Demander les sports et le nombre d'heures que pratique le sujet et l'inscrire au tableau

3) Demander la masse du sujet et l'inscrire au tableau

4) Marquer la position de C7, L3, L5, GT, CE et M à l'aide d'un crayon non-toxique lavable

5) Mesurer la longueur de la cuisse (du grand trochanter au condyle externe du fémur) et l'inscrire au tableau

6) Mesurer la longueur de la jambe (du condyle externe du fémur au sol) et l'inscrire au tableau

7) Calculer la hauteur du SPRV requise et l'inscrire au tableau

8) Calculer la position des pieds pour le calibrage des EMG des cuisses et l'inscrire au tableau

9) Placer un repère au sol à cette mesure à l'aide d'un ruban adhésif

10) Positionner l'électrode EMG sur le côté gauche (canal 21) et droit du dos (canal 22)

11) Positionner l'électrode EMG sur la cuisse gauche (canal 23) et droite (canal 24)

12) Positionner la mise à terre EMG sur le tibia (avant de la jambe)

13) Brancher les électrodes dans le boîtier de connections

14) Brancher le câble de transfère au boîtier de connections

15) Demander au sujet de se coucher à plat ventre sur la couverture au sol, les bras le long du corps, les pieds relâchés (sur les côtés ou pointés), la tête sur le côté et enregistrer les données pendant 5 secondes. Inscrive le numéro du fichier au tableau

16) Demander au sujet de performer une extension maximale du dos et enregistrer les données pendant 5 secondes. Inscrive le numéro du fichier au tableau

17) Après 3 minutes de repos, répéter une seconde fois. Inscrive le numéro du fichier au tableau Demander au sujet de s'asseoir au fond d'une chaise de façon relaxé et enregistrer les données pendant 5 secondes. Inscrive le numéro du fichier au

tableau

- 18) Demander au sujet de performer la chaise à 90°, accoté au mur, les bras croisés, la malléole enlignée avec le repère au sol et enregistrer les données pendant 5 secondes. Incrire le numéro du fichier au tableau
- 19) Après 3 minutes de repos, répéter une seconde fois. Incrire le numéro du fichier au tableau
- 20) Installer les 10 marqueurs Optotrak tel que :

M1 : Tête (bosse)	M6 : Capteur de force 2
M2 : Vertèbre cervicale C7	M7 : Capteur de force 1
M3 : Vertèbre lombaire L3	M8 : Grand trochanter de la cuisse droite
M4 : Milieu des vertèbres lombaires L3 et L5	M9 : Condyle externe du fémur droit
M5 : Vertèbre lombaire L5	M10 : Malléole externe droite

- 21) Brancher les fils des marqueurs dans les strobers dans le bon ordre (1 à 6 sur le 1re strober, 7 à 10 sur le 2e strober)
- 22) Brancher le fils de l'unité de contrôle dans le 1re strober (marqueurs 1 à 6) et brancher le fils du 2e strober dans le OUT du 1re strober
- 23) S'assurer de voir tous les marqueurs Optotrak à l'aide du 3D TEXT VIEWER
- 24) Faire un enregistrement des plateformes et des capteurs de force à vide. Incrire le numéro du fichier au tableau (devrait être le 7)
- 25) Demander au sujet de se positionner sur la plateforme de force 2 (PF2) selon la consigne suivante : les mains sur les cuisses, les genoux fléchis mais non barrés, le regard droit devant, le poids bien réparti sur les deux pieds et enregistrer les données pendant 10 secondes (masse et courbure de référence). Incrire le numéro du fichier au tableau

26) Partir le film

III. Prise de données

Selon la randomisation (annexe suivante), un ordre de chaise et des consignes à tester a été déterminé préalablement au test. Les deux consignes étaient les suivantes :

Consigne 1 (co1) : Sans instruction

Il est demandé au sujet de s'asseoir confortablement sur la chaise test, comme il le ferait normalement. Il doit placer ses pieds à plat au sol, à la largeur de ses épaules, placer ses mains entre les cuisses (de manière à ne pas toucher aux électrodes EMG) et regarder le film à l'écran.

Consigne 2 (co2) : Lordose lombaire

Il est demandé au sujet de s'asseoir confortablement sur la chaise test, mais en maintenant une courbure lombaire en lordose, dans la mesure du possible. Il doit placer ses pieds à plat au sol, à la largeur de ses épaules, placer ses mains entre les cuisses (de manière à ne pas toucher aux électrodes EMG) et regarder le film à l'écran.

- 1) QUESTION : Sur une échelle de 1 à 10 (10 étant plus élevé), quel est le niveau de fatigue de votre région lombaire et de vos cuisses ? On appellera ce niveau de fatigue : État initial dos et cuisses. (1 min). Inscrire le résultat dans le tableau.
- 2) Placer la 1^{re} chaise à tester sur la PF1
- 3) Demander au sujet de s'asseoir sur la chaise et lire la 1^{re} consigne
- 4) Entre chaque test, demandé au sujet de se lever et poser la question.
- 5) Prendre 3 x (3 minutes de mesure + 30 secs de pauses)
- 6) Demander au sujet de s'asseoir sur la chaise et lire la 2^e consigne
- 7) Entre chaque test, demandé au sujet de se lever et poser la question.
- 8) Prendre 3 x (3 minutes de mesure + 30 secs de pauses)
- 9) Placer la 2^e chaise à tester sur la PF1
- 10) Demander au sujet de s'asseoir sur la chaise et lire la 1^{re} consigne
- 11) Entre chaque test, demandé au sujet de se lever et poser la question.
- 12) Prendre 3 x (3 minutes de mesure + 30 secs de pauses)
- 13) Question. Inscrire le résultat dans le tableau.
- 14) Demander au sujet de s'asseoir sur la chaise et lire la 2^e consigne
- 15) Entre chaque test, demandé au sujet de se lever et poser la question.
- 16) Prendre 3 x (3 minutes de mesure + 30 secs de pauses)
- 17) Placer la 3^e chaise à tester sur la PF1
- 18) Question. Inscrire le résultat dans le tableau.
- 19) Demander au sujet de s'asseoir sur la chaise et lire la 1^{re} consigne
- 20) Entre chaque test, demandé au sujet de se lever et poser la question.
- 21) Prendre 3 x (3 minutes de mesure + 30 secs de pauses)
- 22) Débrancher le sujet.

Annexe 17 : Randomisation des tests

L'ordre des tests a été randomisé dans le but d'augmenter la validité statistique en évitant de voir apparaître l'effet de consigne ainsi que de la chaise. Une contrainte qu'on a dû poser pour la randomisation était que tous les tests associés à une chaise devaient être faits les uns après les autres. En effet, il était fastidieux de changer d'installation de chaises (qui aurait pu arriver au maximum 6 fois si la randomisation n'avait pas tenu compte de la contrainte). Avec cette contrainte, une chaise n'est installée qu'une seule fois dans l'aire de test.

L'ordre de randomisation des tests a été déterminé à l'aide de la fonction de randomisation *randperm(n)* de *Matlab (MathWorks, Natick, MA, USA)* (où $n = 48$). On obtient la randomisation de tests suivant, en fonction des sujets.

Tableau 7-10 : Ordre de randomisation des tests.

Sujet #	Pré-tests										Tests									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
1	Chaise	SPRV1	CS	SPRV2																
	Consigne	co2	co1	co2	co1	co1	co2	co1	co1	co1	co2	co2	co1	co1	co2	co2	co1	co2	co2	
2	Chaise	SPRV1	CS	SPRV2																
	Consigne	co1	co1	co2	co1	co2	co1	co1	co1	co2	co1	co1	co2	co2	co1	co2	co1	co2	co1	
3	Chaise	CS	SPRV1																	
	Consigne	co2	co2	co1	co1	co1	co1	co1	co1	co2	co2	co1	co1	co1	co1	co2	co2	co2	co2	
4	Chaise	CS	SPRV1																	
	Consigne	co1	co1	co2	co2	co2	co2	co2	co2	co1	co1	co1	co1	co2	co1	co1	co1	co1	co1	
5	Chaise	SPRV2																		
	Consigne	co2	co1	co2	co2	co2	co2	co1												
6	Chaise	SPRV2																		
	Consigne	co1	co2	co1	co1	co1	co2	co1	co1	co2	co2	co2	co1	co2	co2	co1	co2	co1	co2	

Annexe 18 : Programmes

SPRV.m

```
% Comparaison et calcul de l'énergie potentielle du système
% Avec vs sans le membre inférieur (M.I.) et en tenant compte ou non de
% l'angle d'inclinaison psi de l'élastomère pour un sujet
%
% Geneviève Masson
% Université de Sherbrooke
% Laboratoire PERSEUS
% Créé le : 5 septembre 2006
% Mise à jour le : 14 septembre 2007

clear all ; clc ; home ; close all ;
alpha=115;
syms fleche
g=9.81;
n=25; % Nb de calculs

%%%----- ÉLASTOMÈRE -----%%
Materiel='Task 7' ;
E=475e6;
K=2 ;
compressive_yield_strength=31.03e6; % Compressive strength, ? si yield ou ultimate !!!
tensile_strength=21.85e6; % MPa
r=0.028/2; I=pi/4*r^4; A=pi*r^2;
Le=0.07; % m
fleche_initiale=0; % m
fleche_max=0.008; % m

%%%----- SUJET -----%%
sujet='Geneviève'; M=134/2.2; H=1.65;

ms=6.93 ; mt=0.497*M ; mc=0.100*M ; mm=0.0465*M ;
Lt=0.333*H ; Lcmt=0.5*Lt ;
Lc=0.2*H ; Lcmc=0.567*Lc ;
Lm=0.285*H ; Lcmm=0.567*Lm ;
L=Lm+Lc*sin((alpha-90)/180*pi); Lcms=0.4473*L; % m Estimé (CMDuSPRV.m)

%--- Énergie du moment de flexion dans l'élastomère et calcul de psi ---%
Moment=fleche*E*I/Le^2;
Uflex=Moment^2*Le/(2*E*I);
```

```

psi=Moment*Le/E/I;
%##### SANS TENIR COMPTE DE PSI -----#####
%--- Hauteurs des CM sans psi ---%
hs=Lcms;
ht=L+Lcmt;
hc=Lm+Lcmc*sin((alpha-90)/180*pi);
hm=Lcmm;

%--- Énergie gravitationnelle sans M.I. et sans psi ---%
Vg=(mt*ht+ms*hs)*g;
%--- Énergie gravitationnelle avec M.I. et sans psi ---%
Vg_mi=(mt*ht+ms*hs+mc*hc+mm*hm)*g;

%##### EN TENANT COMPTE DE PSI -----#####
%--- Hauteurs des CM avec psi ---%
hs_p=Lcms*cos(psi);
ht_p=L*cos(psi)+Lcmt;
hc_p=Lm*cos(psi)+Lcmc*sin((alpha-90)/180*pi);
hm_p=Lcmm*cos(psi);

%--- Énergie gravitationnelle sans M.I. et psi ---%
Vg_p=(mt*ht_p+ms*hs_p)*g;
%--- Énergie gravitationnelle avec M.I. et avec psi ---%
Vg_p_mi=(mt*ht_p+ms*hs_p+mc*hc_p+mm*hm_p)*g;

%##### SANS TENIR COMPTE DE PSI -----#####
%--- Énergie totale sans M.I. et psi
Vtot=Vg+Uflex;
dV=diff(Vtot,fleche);
ddV=diff(dV,fleche);

%--- Énergie gravitationnelle avec M.I. et sans psi ---%
Vtot_mi=Vg_mi+Uflex;
dV_mi=diff(Vtot_mi,fleche);
ddV_mi=diff(dV_mi,fleche);

%##### EN TENANT COMPTE DE PSI -----#####
%--- Énergie totale sans M.I. et psi
Vtot_p=Vg_p+Uflex;
dV_p=diff(Vtot_p,fleche);
ddV_p=diff(dV_p,fleche);

%--- Énergie gravitationnelle avec M.I. et avec psi ---%

```

```

Vtot_p_mi=Vg_p_mi+Uflex;
dV_p_mi=diff(Vtot_p_mi, fleche);
ddV_p_mi=diff(dV_p_mi, fleche);
dfleche=(fleche_max-fleche_initiale)/n;
fleche=fleche_initiale;

for i=1:n
    U(i)=eval(Uflex);
    Eg(i)=Vg;
    Eg_mi(i)=Vg_mi;
    Eg_p(i)=eval(Vg_p);
    Eg_p_mi(i)=eval(Vg_p_mi);
    ddV_tot(i)=eval(ddV);
    ddV_mi_tot(i)=eval(ddV_mi);
    ddV_p_tot(i)=eval(ddV_p);
    ddV_p_mi_tot(i)=eval(ddV_p_mi);
    fleche=fleche+dfleche;
end

K=mean(ddV_tot);
K_mi=mean(ddV_mi_tot);
K_p=mean(ddV_p_tot);
K_p_mi=mean(ddV_p_mi_tot);

disp(['Dérivée seconde SANS membre inférieur et SANS psi : ', num2str(K)])
disp(['Dérivée seconde AVEC membre inférieur et SANS psi : ', num2str(K_mi)])
disp(['Dérivée seconde SANS membre inférieur et AVEC psi : ', num2str(K_p)])
disp(['Dérivée seconde AVEC membre inférieur et AVEC psi : ', num2str(K_p_mi)])

```

Donnees.m

```
% Geneviève Masson
% PROJET R007 - Conception et validation d'une chaise dynamique
% Programme d'analyse des données
% Dernière mise à jour : 23 aout 2007

clear all; close all; home; clc;
addpath c:\MATLAB6\toolbox\emg % Ajoute le dossier EMG
z=xlsread('test.xls'); % Numéros des tests pour chacune des conditions
G=9.81;
a=1;

for sujet=10:17 % Calcul pour tous les sujets
    cd ('sujet' num2str(sujet)) % Répertoire
    OG=csvread(['sujet' num2str(sujet)]); % Position des plateformes de force
    pos=(sujet)*2;

    nz= [num2str(z(2,pos-19)) num2str(z(2,pos-18))]; % Fichier de mise à zéro
    nm= [num2str(z(9,pos-19)) num2str(z(9,pos-18))]; % Fichier masse du sujet
    nc= [num2str(z(9,pos-19)) num2str(z(9,pos-18))]; % Fichier courbure lombaire

    NomNDO=['sujet' num2str(sujet),'.ndo']; % Fichier NDO
    NomVz=['v1#0' nz, '.dat']; % Fichier MISE À ZÉRO PLATES-FORMES DE FORCE
    NomVm=['v1#0' nm, '.dat']; % Fichier MASSE DU SUJET ET COURBURE LOMBAIRE RÉFÉRENCE
    NomCc=['C#0' nm, '.dat']; % Fichier COURBURE LOMBAIRE RÉFÉRENCE

    nEMGd0= [num2str(z(3,pos-19)) num2str(z(3,pos-18))]; % Fichier EMG dos min
    nEMGd= [num2str(z(4,pos-19)) num2str(z(4,pos-18))]; % Fichier EMG dos max
    nEMGc0= [num2str(z(6,pos-19)) num2str(z(6,pos-18))]; % Fichier EMG cuisse min
    nEMGc= [num2str(z(7,pos-19)) num2str(z(7,pos-18))]; % Fichier EMG cuisse max

    NomEMGd0=['v1#0' nEMGd0, '.dat']; % Fichier 0 CONTRACTION DOS
    NomEMGd=['v1#0' nEMGd, '.dat']; % Fichier 100% CONTRACTION DOS
    NomEMGc0=['v1#0' nEMGc0, '.dat']; % Fichier 0 CONTRACTION CUISSES
    NomEMGc=['v1#0' nEMGc, '.dat']; % Fichier 100% CONTRACTION CUISSES

    % ... Mise à zéro des plateformes de force (PF1, PF2 et PF3) et des cellules de force (C1 et C2) ... %
    [FrequenceZ, DureeZ, TempsZ, DonneesZ] = Clecture3(NomVz,2,NomNDO,5); % Fichier de mise à zéro
    Zero_1=mean(DonneesZ(:,1:6)); Zero_2=mean(DonneesZ(:,7:12)); Zero_3=mean(DonneesZ(:,13:18)); % Zero de PF
    Zero_C1=mean(DonneesZ(:,19)); Zero_C2=mean(DonneesZ(:,20)); % Zero des cellules
    % ... %

    % ... Masse ... %
    [FrequenceMS, DureeMS, TempsMS, DonneesMS]=Clecture3(NomVm,2,NomNDO,5); % Fichier de la masse du sujet
```

```

if sujet==11      % La masse du sujet 11 a été enregistrée sur une autre plateforme qu'habituellement
  [DonneesP]=CForce3(TempsMS,DonneesMS(:,7:12),4382,1000,Zero_2,2,'PF2');
  MasseS=mean(DonneesP(:,3))/G;
else
  [DonneesP]=CForce3(TempsMS,DonneesMS(:,1:6),4606,1000,Zero_1,2,'PF1');
  MasseS=mean(DonneesP(:,3))/G;
end
% ... %

% ... Courbure de référence ... %
[FrequenceCL, DureeCL, TempsCL, DonneesCL]=CLecture3(NomCc,2,NomNDO,5); % Fichier de la courbure lombaire de
référence
if sujet==16      % Les données du sujet 16 sont inversées, on doit donc les replacer.
  DCL=DonneesCL(:,2);
  DCL(:,2)=DonneesCL(:,1);
  DCL(:,3)=-DonneesCL(:,3);
  DonneesCL=DCL;
end

for i = 3:5      % On doit interpoler les données des marqueurs manquantes, s'il y a lieu.
  [DonneesCL(:,i,:),Accept,InterPol,PPTemps(i,:)]=CInterPol4(TempsCL,DonneesCL(:,i,:),2,num2str(i));
  close
end

M3o=[DonneesCL(:,3,1) DonneesCL(:,3,2) DonneesCL(:,3,3)]; % Position du marqueur sur L3
M4o=[DonneesCL(:,4,1) DonneesCL(:,4,2) DonneesCL(:,4,3)]; % Position du marqueur entre L3 et L5
M5o=[DonneesCL(:,5,1) DonneesCL(:,5,2) DonneesCL(:,5,3)]; % Position du marqueur sur L5

for i=1:length(DonneesCL) % Calcul selon l'équation de Frey [1989].
  Lo=norm(M5o(i,:)-M3o(i,:));
  ho=norm(cross(M4o(i,:)-M3o(i,:),M3o(i,:)-M5o(i,:)))/norm(M5o(i,:)-M3o(i,:));
  ao=norm(M5o(i,:)-M4o(i,:));
  bo=norm(M4o(i,:)-M3o(i,:));
  alphao(i)=4*atan(2*ho/Lo)*180/pi;

  CouLo=cross(M4o(i,:)-M5o(i,:),M3o(i,:)-M5o(i,:)); % Équation pour déterminer si la courbure lombaire ...
  if CouLo(1)<0      % si < 0 --> Cyphose et alpha devient négatif (-).
    alphao(i)=-alphao(i);
  end
end

[alpha_ref, sd_alpha_ref] = moy_sd (alphao); % [Moyenne, Écart-type] de la courbure lombaire de référence
% ... %

```

```

% ... Début des calculs pour les différents critères expérimentaux ...%
for chaise=1:3      % Chaise testée
  for consigne=1:2  % Consigne testée

% Cette section détermine le numéro des tests pour chacune des conditions à partir d'un fichier Excel "z" : les tests
étaient randomisés.
    if chaise==1 & consigne==1
      n1 = [num2str(z(10,pos-19)) num2str(z(10,pos-18))]; n2 = [num2str(z(11,pos-19)) num2str(z(11,pos-18))];
      n3 = [num2str(z(12,pos-19)) num2str(z(12,pos-18))];
    elseif chaise==1 & consigne==2
      n1 = [num2str(z(13,pos-19)) num2str(z(13,pos-18))]; n2 = [num2str(z(14,pos-19)) num2str(z(14,pos-18))];
      n3 = [num2str(z(15,pos-19)) num2str(z(15,pos-18))];
    elseif chaise==2 & consigne==1
      n1 = [num2str(z(16,pos-19)) num2str(z(16,pos-18))]; n2 = [num2str(z(17,pos-19)) num2str(z(17,pos-18))];
      n3 = [num2str(z(18,pos-19)) num2str(z(18,pos-18))];
    elseif chaise==2 & consigne==2
      n1 = [num2str(z(19,pos-19)) num2str(z(19,pos-18))]; n2 = [num2str(z(20,pos-19)) num2str(z(20,pos-18))];
      n3 = [num2str(z(21,pos-19)) num2str(z(21,pos-18))];
    elseif chaise==3 & consigne==1
      n1 = [num2str(z(22,pos-19)) num2str(z(22,pos-18))]; n2 = [num2str(z(23,pos-19)) num2str(z(23,pos-18))];
      n3 = [num2str(z(24,pos-19)) num2str(z(24,pos-18))];
    else
      n1 = [num2str(z(25,pos-19)) num2str(z(25,pos-18))]; n2 = [num2str(z(26,pos-19)) num2str(z(26,pos-18))];
      n3 = [num2str(z(27,pos-19)) num2str(z(27,pos-18))];
    end

    n=[n1 n2 n3];

    if sujet==12 & chaise ==2 & consigne==2
      Matrice_donnees(1:36,a)=0; % Il n'y a pas de données pour le sujet 12, on annule donc les calculs.
    else
      for i=1:3 % Nombre d'essais
        NomO(i,:)=['C#0' [n(2*i-1) n(2*i)],'.dat']; % FICHIER À TRAITER : OPTOTRAK (C#000.dat)
        [FrequenceO, DureeO, TempsO, DonneesO]=Clecture3(NomO(i,:),2,NomNDO,5); % Transforme les données
        binaires en données de positions (m)

        if sujet==16 % Les données du sujet 16 sont inversées, on doit donc les replacer.
          D=DonneesO(:,2);
          D(:,2)=DonneesO(:,1);
          D(:,3)=-DonneesO(:,3);
          DonneesO=D;
        end
      end
    end

```

```

% FICHER DE POSITION *
[alpha(i,:), theta(i,:), L1(i,:), L2(i,:), m2(i,:), m5(i,:), m6(i,:), m7(i,:), m8(i,:), m9(i,:),:)] = ...
    courbure_angle(TempsO, DonnessO, FrequenceO, 8, chaise);

[moy_alpha(i), sd_alpha(i)] = moy_sd(alpha(i,:)); % Valeurs de la courbure lombaire (moyenne et
écart-type).
CHNalpha=alpha(i,:)-alpha_ref; % Valeur du changement de la courbure lombaire par rapport à la
courbure de référence.
[moy_CHNalpha(i), sd_CHNalpha(i)] = moy_sd(CHNalpha); % Valeurs du changement de la courbure lombaire
(moyenne et écart-type).

Mo_x(i,:) = (m6(i,:), 1) + m7(i,:, 1))/2; % Position en X du centre de la droite formée par M5 et M6
Mo_y(i,:) = (m6(i,:, 2) + m7(i,:, 2))/2; % Position en Y du centre de la droite formée par M5 et M6
Mo_z(i,:) = (m6(i,:, 3) + m7(i,:, 3))/2; % Position en Z du centre de la droite formée par M5 et M6

theta_F(i,:) = atan(Mo_x(i,:)/Mo_z(i,:)); % Angle d'inclinaison du SPRV dans le plan frontal p/r
à Olabo
moy_theta_F(i,:) = mean(theta_F(i,:)); % Moyenne de l'angle d'inclinaison du SPRV dans le plan
frontal p/r à Olabo
T_F(i,:) = theta_F(i,:) - moy_theta_F(i,:); % Variation de l'inclinaison autour de la moyenne dans
le plan frontal

theta_S(i,:) = atan(Mo_y(i,:)/Mo_z(i,:)); % Angle d'inclinaison du SPRV dans le plan sagittal p/r
à Olabo
moy_theta_S(i,:) = mean(theta_S(i,:)); % Moyenne de l'angle d'inclinaison du SPRV dans le plan
sagittal p/r à Olabo
T_S(i,:) = theta_S(i,:) - moy_theta_S(i,:); % Variation de l'inclinaison autour de la moyenne dans
le plan sagittal
end

% ... Courbure lombaire ... %
alpha3 = (alpha(1,:) + alpha(2,:) + alpha(3,:))/3; % Somme des trois essais pour la courbure lombaire
[moy_alpha3, sd_alpha3] = moy_sd(alpha3); % Moyenne et écart-type
% ... %

% ... Changement de la courbure lombaire ... %
CHNalpha3 = (CHNalpha(1,:) + CHNalpha(2,:) + CHNalpha(3,:))/3; % Somme des trois essais pour le changement
de la courbure lombaire
[moy_CHNalpha3, sd_CHNalpha3] = moy_sd(CHNalpha3); % Moyenne et écart-type
% ... %

% ... Calcul de la pente - courbe de régression linéaire pour alpha (Auteur : Marc Denninger) ... %
X = TempsO/60;

```

```

Y=alpha3';
phi=[X ones(size(X))];
A=(phi'*phi)^(-1)*phi'*Y;
% ... %

% ... Mouvement du tronç ... %
m2x=(m2(1,:,1)+m2(2,:,1)+m2(3,:,1))/3; % Moyenne des 3 essais.
ecartX=max(m2x)-min(m2x); % Étendue du mouvement en X.
moyM2x=mean(m2x); % Moyenne du mouvement pour connaître le centre, puis calculer la variation autour de
ce point.
[moy_M2x, sd_M2x]=moy_sd(m2x-moyM2x); % Moyenne et écart-type de la variation du mvt autour de la
moyenne.

m2y=(m2(1,:,2)+m2(2,:,2)+m2(3,:,2))/3; % Somme des 3 essais, en Y.
ecartY=max(m2y)-min(m2y); % Étendue du mouvement en Y.
moyM2y=mean(m2y); % Moyenne du mouvement pour connaître le centre, puis calculer la variation autour de
ce point.
[moy_M2y, sd_M2y]=moy_sd(m2y-moyM2y); % Moyenne et écart-type de la variation du mvt autour de la
moyenne.

% ... %

% ... Angle dos-cuisse ... %
theta3=(theta(1,:)+theta(2,:)+theta(3,:))/3;
[moy_theta3, sd_theta3]=moy_sd(theta3); % Moyenne et écart-type.

% ... %

% FICHIER DE VOLTAGE %
[fEMGdos0, dureeEMGdos0, tEMGdos0, dEMGdos0]=Clecture3(NomEMGd0, 2, NomNDO); % Mise
à 0 (dos)
(dos)
[fEMGdos, dureeEMGdos, tEMGdos, dEMGdos]=Clecture3(NomEMGd, 2, NomNDO); % Max
à 0 (cuisses)
(cuisse 90°)
[fEMGcuisse, dureeEMGcuisse0, tEMGcuisse0, dEMGcuisse0]=Clecture3(NomEMGc0, 2, NomNDO); % Mise
à 0 (cuisses)
(cuisse 90°)
[fEMGcuisse, dureeEMGcuisse, tEMGcuisse, dEMGcuisse]=Clecture3(NomEMGc, 2, NomNDO); % Max

if sujet==10 % Les données du sujet 10 sont inversés.
dEMGdos0G=[dEMGdos0(:,22)]; dEMGdos0D=[dEMGdos0(:,21)];
dEMGdos0MAXG=[dEMGdos(:,22)]; dEMGdos0MAXD=[dEMGdos(:,21)];
else
dEMGdos0G=[dEMGdos0(:,21)]; dEMGdos0D=[dEMGdos0(:,22)];
dEMGdos0MAXG=[dEMGdos(:,21)]; dEMGdos0MAXD=[dEMGdos(:,22)];
end
dEMGcuisse0G=[dEMGcuisse0(:,23)]; dEMGcuisse0D=[dEMGcuisse0(:,24)];

```

```

dEMGcuissseMAXG=[dEMGcuissse(:,23)]; dEMGcuissseMAXD=[dEMGcuissse(:,24)];

% EMG Fichier de calibration %
EMGinfodosG=e_cal(dEMGdosMAXG,1,dEMGdos0G,1000,'SmoothFixWin',2000);
EMGinfodosD=e_cal(dEMGdosMAXD,1,dEMGdos0D,1000,'SmoothFixWin',2000);
EMGinfocuisseG=e_cal(dEMGcuissseMAXG,1,dEMGcuissse0G,1000,'SmoothFixWin',2000);
EMGinfocuisseD=e_cal(dEMGcuissseMAXD,1,dEMGcuissse0D,1000,'SmoothFixWin',2000);

for d=1:3
    NomV(d,:)=['v1#0' [n(2*d-1) n(2*d)],'.dat']; % FICHER À TRAITER : VOLTAGE (v1#000.dat)
    [FrequenceV, DureeV, TempsV, DonneesV]=Clecture3(NomV(d,:),2,NomNDO,5);
    [R, COPX(:,d), DonneesPF1(:,d), DonneesPF2(:,d), DonneesPF3(:,d), DonneesC1(:,d),
DonneesC2(:,d)]=...
        dist_copx(TempsV, DonneesV, chaise, Zero_1, Zero_2, Zero_3, Zero_C1, Zero_C2, num2str(sujet),
MasseS, L1(d,:), L2(d,:));

% ... Position du centre de masse et distribution de la masse ... %
if chaise==1 % Sur la chaise standard
    COPX_m5(:,d)=COPX(:,d)-0.118/1000+OG(1,1)/1000-m5(d,:,1); % en mètres
    [moy_COPX_abs(d), sd_COPX_abs(d)]=moy_sd(abs(COPX_m5(:,d)));
    [moy_COPX(d), sd_COPX(d)]=moy_sd(COPX_m5(:,d));
    COPX_etendue(d)=max(COPX_m5(:,d))-min(COPX_m5(:,d)); % en mètres
    [moy_PT(d), sd_PT(d)]=moy_sd(DonneesPF3(:,3,d));
    sous les tubérosités ischiatiques
end

if chaise==2 | chaise==3 % Sur le SPRV
    [moy_COPX_abs(d), sd_COPX_abs(d)]=moy_sd(abs(COPX(:,d)));
    [moy_COPX(d), sd_COPX(d)]=moy_sd(COPX(:,d));
    COPX_etendue(d)=max(COPX(:,d))-min(COPX(:,d));
    [moy_PT(d), sd_PT(d)]=moy_sd(DonneesC1(:,1,d)+DonneesC2(:,1,d)); % Moyenne et écart-type
    de la masse sous les tubérosités ischiatiques
end

[moy_PMIg(d), sd_PMIg(d)]=moy_sd(DonneesPF1(:,3,d)); % Moyenne et écart-type de la masse sous le
pied gauche

[moy_PMIId(d), sd_PMIId(d)]=moy_sd(DonneesPF2(:,3,d)); % Moyenne et écart-type de la masse sous le
pied droit

P_PT(d)=moy_PT(d)/(moy_PT(d)+moy_PMIg(d)+moy_PMIId(d))*100;
P_PMI(d)=(moy_PMIg(d)+moy_PMIId(d))/(moy_PT(d)+moy_PMIg(d)+moy_PMIId(d))*100;
EMGdosG(:,d)=e_amp(DonneesV(:,22), EMGinfodosG);

```

```

EMGdosD(:,d)=e_amp(DonneesV(:,21), EMGinfodosD);
EMGcuisseG(:,d)=e_amp(DonneesV(:,23), EMGinfocuisseG);
EMGcuissed(:,d)=e_amp(DonneesV(:,24), EMGinfocuisseD);

for u=1:length(EMGdosG) % Saturation des données si mauvais résultats (ie. > 100 % CVS)
    if EMGdosG(u,d)>=1
        EMGdosG(u,d)=1;
    end
    if EMGdosD(u,d)>=1
        EMGdosD(u,d)=1;
    end
    if EMGcuisseG(u,d)>=1
        EMGcuisseG(u,d)=1;
    end
    if EMGcuissed(u,d)>=1
        EMGcuissed(u,d)=1;
    end
end

[moy_EMGdosG(d), sd_EMGdosG(d)]=moy_sd(EMGdosG(:,d)); % Moyenne et écart-type des EMG des
muscles gauches du dos pour l'essai "d"
[moy_EMGdosD(d), sd_EMGdosD(d)]=moy_sd(EMGdosD(:,d)); % Moyenne et écart-type des EMG des
muscles droits du dos pour l'essai "d"
[moy_EMGcuisseG(d), sd_EMGcuisseG(d)]=moy_sd(EMGcuisseG(:,d)); % Moyenne et écart-type des EMG des
muscles gauches de la cuisse pour l'essai "d"
[moy_EMGcuissed(d), sd_EMGcuissed(d)]=moy_sd(EMGcuissed(:,d)); % Moyenne et écart-type des EMG des
muscles droits de la cuisse pour l'essai "d"

end

if chaise==1 % Sur la chaise standard
    [moy_COPX3, sd_COPX3]=moy_sd(abs(COPX_m5(:,1))+abs(COPX_m5(:,2))+abs(COPX_m5(:,3)))/3;
    PT3=(DonneesPF3(:,3,1)+DonneesPF3(:,3,2)+DonneesPF3(:,3,3))/3;
end

if chaise==2 | chaise==3 % Sur le SPRV
    [moy_COPX3, sd_COPX3]=moy_sd(abs(COPX(:,1))+abs(COPX(:,2))+abs(COPX(:,3)))/3;
    PT3=(DonneesC1(:,1)+DonneesC2(:,1)+DonneesC1(:,2)+DonneesC2(:,2)+DonneesC1(:,3)+DonneesC2(:,3))/3;
end

COPX3_etendue=(COPX_etendue(1)+COPX_etendue(2)+COPX_etendue(3))/3; % Moyenne de l'étendue pour les 3
essais

PMig3=(DonneesPF1(:,3,1)+DonneesPF1(:,3,2)+DonneesPF1(:,3,3))/3;
PMId3=(DonneesPF2(:,3,1)+DonneesPF2(:,3,2)+DonneesPF2(:,3,3))/3;

```

```

[moy_PT3, sd_PT3] = moy_sd (PT3) ;
[moy_PMIg3, sd_PMIg3] = moy_sd (PMIg3) ;
[moy_PMId3, sd_PMId3] = moy_sd (PMId3) ;
P_PT3=moy_PT3/(moy_PT3+moy_PMIg3+moy_PMId3)*100;
P_PMI3=(moy_PMIg3+moy_PMId3)/(moy_PT3+moy_PMIg3+moy_PMId3)*100;

EMGdosG3=(EMGdosG(:,1)+EMGdosG(:,2)+EMGdosG(:,3))/3;
EMGdosD3=(EMGdosD(:,1)+EMGdosD(:,2)+EMGdosD(:,3))/3;
EMGcuisseG3=(EMGcuisseG(:,1)+EMGcuisseG(:,2)+EMGcuisseG(:,3))/3;
EMGcuisseD3=(EMGcuisseD(:,1)+EMGcuisseD(:,2)+EMGcuisseD(:,3))/3;

EMGdosG3_min1=(EMGdosG(1:59000,1)+EMGdosG(1:59000,2)+EMGdosG(1:59000,3))/3;
EMGdosD3_min1=(EMGdosD(1:59000,1)+EMGdosD(1:59000,2)+EMGdosD(1:59000,3))/3;
EMGcuisseG3_min1=(EMGcuisseG(1:59000,1)+EMGcuisseG(1:59000,2)+EMGcuisseG(1:59000,3))/3;
EMGcuisseD3_min1=(EMGcuisseD(1:59000,1)+EMGcuisseD(1:59000,2)+EMGcuisseD(1:59000,3))/3;

EMGdosG3_min2=(EMGdosG(59000:119000,1)+EMGdosG(59000:119000,2)+EMGdosG(59000:119000,3))/3;
EMGdosD3_min2=(EMGdosD(59000:119000,1)+EMGdosD(59000:119000,2)+EMGdosD(59000:119000,3))/3;
EMGcuisseG3_min2=(EMGcuisseG(59000:119000,1)+EMGcuisseG(59000:119000,2)+EMGcuisseG(59000:119000,3))/3;
EMGcuisseD3_min2=(EMGcuisseD(59000:119000,1)+EMGcuisseD(59000:119000,2)+EMGcuisseD(59000:119000,3))/3;

EMGdosG3_min3=(EMGdosG(119000:180000,1)+EMGdosG(119000:180000,2)+EMGdosG(119000:180000,3))/3;
EMGdosD3_min3=(EMGdosD(119000:180000,1)+EMGdosD(119000:180000,2)+EMGdosD(119000:180000,3))/3;
EMGcuisseG3_min3=(EMGcuisseG(119000:180000,1)+EMGcuisseG(119000:180000,2)+EMGcuisseG(119000:180000,3))/3;
EMGcuisseD3_min3=(EMGcuisseD(119000:180000,1)+EMGcuisseD(119000:180000,2)+EMGcuisseD(119000:180000,3))/3;

[moy_EMGdosG3, sd_EMGdosG3]=moy_sd (EMGdosG3) ;
[moy_EMGdosD3, sd_EMGdosD3]=moy_sd (EMGdosD3) ;
[moy_EMGcuisseG3, sd_EMGcuisseG3]=moy_sd (EMGcuisseG3) ;
[moy_EMGcuisseD3, sd_EMGcuisseD3]=moy_sd (EMGcuisseD3) ;

[moy_EMGdosG3_min1, sd_EMGdosG3_min1]=moy_sd (EMGdosG3_min1) ;
[moy_EMGdosD3_min1, sd_EMGdosD3_min1]=moy_sd (EMGdosD3_min1) ;
[moy_EMGcuisseG3_min1, sd_EMGcuisseG3_min1]=moy_sd (EMGcuisseG3_min1) ;
[moy_EMGcuisseD3_min1, sd_EMGcuisseD3_min1]=moy_sd (EMGcuisseD3_min1) ;

[moy_EMGdosG3_min2, sd_EMGdosG3_min2]=moy_sd (EMGdosG3_min2) ;
[moy_EMGdosD3_min2, sd_EMGdosD3_min2]=moy_sd (EMGdosD3_min2) ;
[moy_EMGcuisseG3_min2, sd_EMGcuisseG3_min2]=moy_sd (EMGcuisseG3_min2) ;
[moy_EMGcuisseD3_min2, sd_EMGcuisseD3_min2]=moy_sd (EMGcuisseD3_min2) ;

```

```

[moy_EMGdosG3_min3, sd_EMGdosG3_min3]=moy_sd(EMGdosG3_min3);
[moy_EMGdosD3_min3, sd_EMGdosD3_min3]=moy_sd(EMGdosD3_min3);
[moy_EMGcuisseG3_min3, sd_EMGcuisseG3_min3]=moy_sd(EMGcuisseG3_min3);
[moy_EMGcuisseD3_min3, sd_EMGcuisseD3_min3]=moy_sd(EMGcuisseD3_min3);

Matrice_donnees(:,a)=[sujet; chaise; consigne; MasseS; ...
alpha_ref; sd_alpha_ref; ...
moy_alpha3; sd_alpha3; moy_CHNalpha3; sd_CHNalpha3; ...
moy_theta3; sd_theta3; ...
moy_PT3; sd_PT3; moy_PMIg3; sd_PMIg3; moy_PMId3; sd_PMId3; P_PT3; P_PMI3; ...
moy_COPX3*1000; sd_COPX3*1000; COPX3_etendue*1000; A; ...
moy_M2x; sd_M2x; moy_M2Y; sd_M2Y;
moy_EMGdosG3*100; sd_EMGdosG3*100; ...
moy_EMGdosD3*100; sd_EMGdosD3*100; ...
moy_EMGcuisseG3*100; sd_EMGcuisseG3*100; ...
moy_EMGcuisseD3*100; sd_EMGcuisseD3*100; ...
moy_EMGdosG3_min1*100; sd_EMGdosG3_min1*100; ...
moy_EMGdosD3_min1*100; sd_EMGdosD3_min1*100; ...
moy_EMGcuisseG3_min1*100; sd_EMGcuisseG3_min1*100; ...
moy_EMGcuisseD3_min1*100; sd_EMGcuisseD3_min1*100; ...
moy_EMGdosG3_min2*100; sd_EMGdosG3_min2*100; ...
moy_EMGdosD3_min2*100; sd_EMGdosD3_min2*100; ...
moy_EMGcuisseG3_min2*100; sd_EMGcuisseG3_min2*100; ...
moy_EMGcuisseD3_min2*100; sd_EMGcuisseD3_min2*100; ...
moy_EMGdosG3_min3*100; sd_EMGdosG3_min3*100; ...
moy_EMGdosD3_min3*100; sd_EMGdosD3_min3*100; ...
moy_EMGcuisseG3_min3*100; sd_EMGcuisseG3_min3*100; ...
moy_EMGcuisseD3_min3*100; sd_EMGcuisseD3_min3*100; ...
];
a=a+1;
close all,
clear PT_moyen PMI_moyen R DonneesPF1 DonneesPF2 DonneesPF3 DonneesC1 DonneesC2 alpha theta L1 L2 A

COPX
end
end
end
cd ..
end
csvwrite('Donnees.txt',Matrice_donnees); % Enregistre la matrice de données Matrice_donnees(:,a) dans le fichier
Donnees.txt

```

CMduSPRV.m

```
% Geneviève Masson
% Laboratoire PERSEUS - Udes
% Créé le : 29 juin 2006
% Dernière mise à jour le : 29 juin 2006

clear all ; close all ; format compact;

b=input('Le siège est-il muni du petit cylindre(0) ou du grand (1) ? ');
a=input('Le siège est-il au plus bas (0) ou au plus haut (1) ? ');

disp(' ')

if b==0
    Grand=0; disp(' Petit cylindre ...')
    if a==0
        Course=0; disp(' ... au plus bas.')
    elseif a==1
        Course=60; disp(' ... au plus haut.')
    end
elseif b==1
    Grand=187; disp(' Grand cylindre ...')
    if a==0
        Course=0; disp(' ... au plus bas.')
    elseif a==1
        Course=247; disp(' ... au plus haut.')
    end
end

g=9.81;

m_assise=2.17;
m_cylindre=1.41;
m_elasto=0.99;
m_base=1.64;
M=6.93;
h_total_min_Task7=560;
diminution_elasto=70; % DIMINUTION DE L'AJUSTEMENT DE LA LONGUEUR DE L'ÉLASTOMÈRE ... Le VARIERA ENTRE 0 ET 6.5 cm

h_total=h_total_min_Task7-diminution_elasto+Grand+Course; % mm
l_assise=60; % mm
h_base=50/2;
l_elasto=245-diminution_elasto;
```

```

l_cylindre=h_total-l_elasto-h_base;
h_assise=h_total-l_assise/2;
h_elasto=h_base+l_elasto/2;
h_cylindre=h_base+h_elasto+l_cylindre/2;
H=1/M*(m_assise*h_assise+m_cylindre*h_cylindre+m_elasto*h_elasto+m_base*h_base);
disp(' '); disp([' Hauteur du CM du SPRV : ',num2str(H), ' mm'])
disp([' Hauteur du SPRV : ',num2str(h_total), ' mm'])
disp([' Fraction de la hauteur totale : ',num2str(H/h_total)]) ; disp(' ')

```

Clecture3.m

```
% LECTURE
%
%
% Lecture des fichiers binaires de données générées par NDI
% ToolBench.
%
% Créé par: Mathieu Hamel Date: 15 novembre 2004
% Modifié par: Cécile Smeesters Date: 30 novembre 2004
%
% INPUTS:
% Nom Nom complet, incluant l'extension, du fichier de données
% NDI ToolBench à lire (ex: 'c#001.dat' ou 'v1#001.dat')
% Ecran Afficher à l'écran les informations sur le fichier lu si
% Ecran = 1 - optionel ( 1 x 1 )
% NomNDO Nom complet, incluant l'extension, du fichier NDI ToolBench
% experiment (ex: Test.ndo) - optionel
% NbPFCC Nombre total de plateformes et capteurs de force -
% optionel ( 1 x 1 )
%
% OUTPUTS:
% Frequence Fréquence (Hz) d'acquisition des données ( 1 x 1 )
% Duree Durée (s) d'acquisition des données ( 1 x 1 )
% Temps Temps (s) d'acquisition de chaque données
% ( Frequence * Duree x 1 )
% Donnees Données de positions (m) de marqueurs obtenues à l'aide de
% caméras ( Frequence * Duree x nombre de marqueurs x 3
% coordonnées (x,y,z) ) ou données de voltages (V) obtenues à
% l'aide de plateformes, capteurs de force, électrodes
% électromyographiques, etc... ( Frequence * Duree x nombre
% de canaux )
% Serie Numéros de série des NbPFCC plateformes et capteurs de
% charge - optionel ( 1 x NbPFCC )
% Gain Gains des NbPFCC plateformes et capteurs de force -
% optionel ( 1 x NbPFCC )
%
% NOTE: S'assurer que les fichiers ne sont pas en "Lecture seule".

function [Frequence, Duree, Temps, Donnees, Serie, Gain] = Lecture(Nom, Ecran, NomNDO, NbPFCC)

% Lecture de Frequence. Calcul de Durée.
fid = fopen(Nom, 'r');
fseek(fid,1,-1);
items = fread(fid,1,'int16');
subitems = fread(fid,1,'int16');
frames = fread(fid,1,'int32');
Frequence = fread(fid,1,'single');
```

```

Duree = frames/Frequence;
UserComment = char(fread(fid,60,'char'));
SysComment = char(fread(fid,60,'char'));
DescFile = char(fread(fid,30,'char'));

% Lecture des Données. Calcul de Temps.
fseek(fid,256,-1);
m = fread(fid,[items*subitems,inf],'single');
Temps = [ (0:frames-1) / Frequence ]';
LNom = length(Nom);
% Données de positions (m) de marqueurs obtenues à l'aide de caméras.
if Nom(LNom-8) == 'C'
    for i = 1:items
        Donnees(:,i,1:subitems) = m(:,(subitems*i-2):(subitems*i))/1000;
        % Remplacement des données manquantes (-3.697314e+028) par NaN.
        [row column] = find(Donnees(:,i,1:subitems)<=-3.697314e+025);
        Donnees(row,i,column) = NaN;
    end
end

% Données de voltages (V) obtenues à l'aide de plateformes, capteurs de
% charge, électrodes électromyographiques, etc...
if Nom(LNom-8) == '1'
    if Nom(LNom-9) == 'y'
        Donnees = m;
    end
end
fclose(fid);

% Lecture de Serie et Gain.
if ( nargin > 2 ) & ( nargin > 4 ) & ~isempty(NbPFCC)
    fid = fopen(NomNDO, 'r');
    m = fscanf(fid, '%s', 2);
    for i = 1:NbPFCC
        Serie(i) = fscanf(fid, '%d', 1);
        m = fscanf(fid, '%s', 1);
        Gain(i) = fscanf(fid, '%d', 1);
        m = fscanf(fid, '%s', 1);
    end
    fclose(fid);
end

% Afficher à l'écran les informations sur le fichier lu si Ecran = 1.
if ( nargin > 1 ) & ( Ecran == 1 )
    fprintf('\nFichier:\t\t%s',Nom)

```

```

if Nom(LNom-8) == 'c'
    fprintf('\nCommentaire:\t%s', UserComment)
    fprintf('\nDonnées:\t\tPosition (m)\nMarqueurs:\t\t\t%i', items)
end
if Nom(LNom-8) == 'l'
    if Nom(LNom-9) == 'v'
        fprintf('\nDonnées:\t\tVoltage (V)\nCanaux:\t\t\t%i', subitems)
    end
end
fprintf('\nFréquence:\t\t%i Hz\nDurée:\t\t\t%i s\nFrames:\t\t\t%i', Frequence, Duree, frames)
if ( nargin > 2 ) & ( nargin > 4 ) & ~isempty(NbPFCC)
    fprintf('\nSérie:\t\t')
    for i = 1:NbPFCC
        fprintf('\t%i', Serie(i))
    end
    fprintf('\nGain:\t\t')
    for i = 1:NbPFCC
        fprintf('\t%i', Gain(i))
    end
end
end
fprintf('\n\n')
end

```

CForce3.m

% FORCE
% Transformation des données de voltages (V) obtenues à
% l'aide d'une plateforme ou d'un capteur de force à six
% degrés de liberté en forces (N) et moments (Nm) ou d'un
% capteur de force à un degré de liberté en forces (N).
%

% Créé par: Kodjo E. Moglo Date: 19 janvier 2004
% Modifié par: Cécile Smeesters Date: 1 décembre 2004
%

% INPUTS:

% Temps Temps (s) d'acquisition de chaque donnée
% (Frequence * Duree x 1)
% DonneesIn Données de voltages (V) obtenues à l'aide d'une plateforme
% ou d'un capteur de force à six degrés de liberté
% (Frequence * Duree x 6 canaux) ou d'un capteur de force
% à un degré de liberté (Frequence * Duree)
% Serie Numéro de série de la plateforme ou capteur de force
% (1 x 1)
% Gain Gain de la plateforme ou capteur de force à six degrés de
% liberté ou gain (N/V) d'un capteur de force à un degré
% de liberté (1 x 1)
% Zero Zéros (V) de la plateforme ou capteur de force à six
% degrés de liberté (1 x 6) ou zéro (V) d'un capteur de
% charge à un degré de liberté (1 x 1)
% Ecran Afficher à l'écran les données transformées sous formes
% graphiques si Ecran = 1 - optionel (1 x 1)
% Capteur Numéro ou nom de la plateforme, du capteur de force à
% six degrés de liberté ou du capteur de force à un
% degré de liberté - optionel (ex: '4606' ou 'Harnais')
%

% OUTPUTS:

% DonneesOut Données transformées d'une plateforme ou d'un capteurs de
% charge à six degrés de liberté en forces (N) et moments
% (Nm) (Frequence * Duree x 6 canaux) ou d'un capteur de
% charge à un degré de liberté en forces (N)
% (Frequence * Duree)
%

% NOTE: Voir aussi LECTURE.

function [DonneesOut] = Force(Temps, DonneesIn, Serie, Gain, Zero, Ecran, Capteur)

% Transformer les données de voltages (V) obtenues à l'aide d'une
% plateforme ou d'un capteur de force à six degrés de liberté en forces
% (N) et moments (Nm)

```

if Serie > 999
% Lecture du fichier contenant la matrice de sensibilité.
m = csvread(['S' int2str(Serie) '.csv']);
% Voltatge (V) d'excitation.
vo = 10;
for i = 1:6
    DonneesIn(:,i) = DonneesIn(:,i) - Zero(i);
end
DonneesOut = 1000000 / Gain / vo * DonneesIn * m';
% Transformer les données de voltages (V) obtenues à l'aide d'un capteur
% de charge à un degré de liberté en forces (N)
else
    DonneesOut = Gain * ( DonneesIn - Zero );
end

% Afficher à l'écran les donnees transformées sous formes graphiques.
if ( nargin > 5 ) & ( Ecran == 1 )
    if Serie > 999
        set(0,'Units','pixels')
        screen = get(0, 'ScreenSize');
        label = ['Force en X (N)'; 'Force en Y (N)'; 'Force en Z (N)'];
        vmin = min(min(DonneesOut(:,1:3)));
        vmax = max(max(DonneesOut(:,1:3)));
        dv = ( vmax - vmin ) * 0.1;
        figure('Position', [screen(3)*0.1+5 35 screen(3)*0.4-2*5 screen(4)*1.0-70-35])
        for i = 1:3
            subplot(3,1,i)
            plot(Temps, DonneesOut(:,i), 'b-');
            if ( nargin > 6 ) & ( i == 1 )
                title(['Capteur: ' Capteur])
            end
            if i == 3
                xlabel('Temps (s)');
            end
            ylabel(label(i,:));
            axis([min(Temps) max(Temps) vmin-dv vmax+dv])
        end
        label = ['Moment en X (Nm)'; 'Moment en Y (Nm)'; 'Moment en Z (Nm)'];
        vmin = min(min(DonneesOut(:,4:6)));
        vmax = max(max(DonneesOut(:,4:6)));
        dv = ( vmax - vmin ) * 0.1;
        figure('Position', [screen(3)*0.6+5 35 screen(3)*0.4-2*5 screen(4)*1.0-70-35])
        for i = 1:3
            subplot(3,1,i)

```

```

plot(Temps, DonneesOut(:,i+3), 'b-');
if ( nargin > 6 ) & ( i == 1 )
    title(['Capteur: ' Capteur])
end
if i == 3
    xlabel('Temps (s)');
end
ylabel(label(i,:));
axis([min(Temps) max(Temps) vmin-dv vmax+dv])
end
else
    vmin = min(DonneesOut);
    vmax = max(DonneesOut);
    dv = ( vmax - vmin ) * 0.1;
    plot(Temps, DonneesOut, 'b-');
    if ( nargin > 6 )
        title(['Capteur: ' Capteur])
    end
    xlabel('Temps (s)');
    ylabel('Force (N)');
    axis([min(Temps) max(Temps) vmin-dv vmax+dv])
end
end
end

```

CInerPol4.m

```
% Fonction ftransform.m (Kodjo Moglo, 14 Mai 2004)
% Programme de détermination de la matrice de transformation des forces et moments
% obtenus du référentiel des plate formes dans le référentiel global du plancher en vue
% d'effectuer plus tard la dynamique inverse. Pour chaque plate forme, numériser le centre
% de la plate forme ainsi que les deux points identifiant les axes locaux,
% x et y ce qui fait au total 3 points par plate forme.
function [ROT,CPF,CPFL] = fmatrot(nbpreplat,fichier)

CPFM=csvread(fichier);
CPF=0.001*CPFM;
for j=1:nbpreplat
    % MATRICE DE ROTATION
    % cosinus directeur de l'axe x de la plateforme j par rapport au
    % référentiel global
    norme12=sqrt((CPF(3*j-1,1)-CPF(3*j-2,1))^2 + (CPF(3*j-1,2)-CPF(3*j-2,2))^2 + (CPF(3*j-1,3)-CPF(3*j-2,3))^2);
    ROT(j,1,1)=(CPF(3*j-1,1)-CPF(3*j-2,1))/norme12;
    ROT(j,1,2)=(CPF(3*j-1,2)-CPF(3*j-2,2))/norme12;
    ROT(j,1,3)=(CPF(3*j-1,3)-CPF(3*j-2,3))/norme12;
    % cosinus directeur de l'axe y de la plateforme j par rapport au
    % référentiel global
    norme13=sqrt((CPF(3*j,1)-CPF(3*j-2,1))^2 + (CPF(3*j,2)-CPF(3*j-2,2))^2 + (CPF(3*j,3)-CPF(3*j-2,3))^2);
    ROT(j,2,1)=(CPF(3*j,1)-CPF(3*j-2,1))/norme13;
    ROT(j,2,2)=(CPF(3*j,2)-CPF(3*j-2,2))/norme13;
    ROT(j,2,3)=(CPF(3*j,3)-CPF(3*j-2,3))/norme13;
    % cosinus directeur de l'axe z de la plateforme j par rapport au
    % référentiel global obtenu par produit vectoriel des 2 premiers
    ROT(j,3,1)=ROT(j,1,2)*ROT(j,2,3)-ROT(j,2,2)*ROT(j,1,3);
    ROT(j,3,2)=ROT(j,2,1)*ROT(j,1,3)-ROT(j,1,1)*ROT(j,2,3);
    ROT(j,3,3)=ROT(j,1,1)*ROT(j,2,2)-ROT(j,2,1)*ROT(j,1,2);
    % Centre des plates forcées dans les coordonnées locales propre aux plates formes
    CPFL(j,1)=ROT(j,1,1)*CPF(3*j-2,1)+ROT(j,1,2)*CPF(3*j-2,2)+ROT(j,1,3)*CPF(3*j-2,3);
    CPFL(j,2)=ROT(j,2,1)*CPF(3*j-2,1)+ROT(j,2,2)*CPF(3*j-2,2)+ROT(j,2,3)*CPF(3*j-2,3);
    CPFL(j,3)=ROT(j,3,1)*CPF(3*j-2,1)+ROT(j,3,2)*CPF(3*j-2,2)+ROT(j,3,3)*CPF(3*j-2,3);
end
```

CFiltrage2.m

```
% FILTRAGE
%
% Filtrage des données interpolées de positions (m) d'une des
% coordonnées d'un marqueur ou des données transformées de
% forces (N) ou moments (Nm)
%
% Créé par:      Kodjo E. Moglo      Date: 20 novembre 2003
% Modifié par:  Cécile Smeesters    Date: 1 décembre 2004
%
% INPUTS:
% Temps
%   ( Frequence * Duree x 1 )
% DonneesIn
%   Données interpolées de positions (m) d'une des coordonnées
%   d'un marqueur obtenues à l'aide de caméras ou données
%   transformées de forces (N) ou de moments (Nm) obtenues à
%   l'aide d'une plateforme ou d'un capteur de force
%   ( Frequence * Duree x 1 )
% Frequence
%   Fréquence (Hz) d'acquisition des données ( 1 x 1 )
% FCoupure
%   Fréquence (Hz) de coupure des données ( 1 x 1 )
% Ecran
%   Afficher à l'écran les données filtrées sous forme
%   graphique et offrir la possibilité d'accepter ou de rejeter
%   la filtration si Ecran = 1 - optionel ( 1 x 1 )
% Etiquette
%   Numéro ou nom des données - optionel (ex: 'Marqueur3Z' ou
%   'HarnaisFZ')
%
% OUTPUTS:
% DonneesOut
%   Données filtrées (m, N ou Nm) si le filtrage est acceptée,
%   données originales si le filtrage est rejetée
%   ( Frequence * Duree x 1 )
% Accept
%   Accept = 1 si le filtrage est acceptée, Accept = 2 si le
%   filtrage est rejetée - optionel ( 1 x 1 )
%
% NOTE: Voir aussi LECTURE, INTERPOL et FORCE.

function [DonneesOut, Accept] = Filtrage(Temps, DonneesIn, Frequence, FCoupure, Ecran, Etiquette)

% Filtrage des données avec un filtre Butterworth passebas d'ordre 2
Nyquist = Frequence / 2;
wn = FCoupure / Nyquist;
[b, a] = butter(2, wn);
DonneesOut = filtfilt(b, a, DonneesIn);

% Afficher à l'écran les données filtrées sous forme graphique.
if ( nargin > 4 ) & ( Ecran == 1 )
    vmin = min(DonneesIn);
```

```

vmax = max(DonneesIn);
dv = ( vmax - vmin ) * 0.1;
plot(Temps, DonneesIn, 'b-', 'LineWidth', 3);
hold on
plot(Temps, DonneesOut, 'r-');
hold off
if ( nargin > 5 )
    title(Etiquette)
end
xlabel('Temps (s)');
ylabel('Données filtrées');
text( ( ( max(Temps) - min(Temps) ) * 0.025 + min(Temps) ), vmax, 'Originales', 'Color', 'b');
text( ( ( max(Temps) - min(Temps) ) * 0.025 + min(Temps) ), vmax-dv, 'Filtrées', 'Color', 'r');
axis([min(Temps) max(Temps) vmin-dv vmax+dv])
% Accepter ou rejeter le filtrage.
Accept = menu('Accepter le filtrage?', 'OUI', 'NON');
if Accept == 2
    DonneesOut = DonneesIn;
end
else
    Accept = 1;
end
end

```

fmatrot.m

```
% Fonction ftransform.m (Kodjo Moglo, 14 Mai 2004)
% Programme de détermination de la matrice de transformation des forces et moments
% obtenus du référentiel des plate formes dans le référentiel global du plancher en vue
% d'effectuer plus tard la dynamique inverse. Pour chaque plate forme, numériser le centre
% de la plate forme ainsi que les deux points identifiant les axes locaux,
% x et y ce qui fait au total 3 points par plate forme.
function [ROT,CPF,CPFL] = fmatrot(nbreplat,fichier)

CPFM=csvread(fichier);
CPF=0.001*CPFM;
for j=1:nbreplat
    % MATRICE DE ROTATION
    % cosinus directeur de l'axe x de la plateforme j par rapport au
    % référentiel global
    norme12=sqrt((CPF(3*j-1,1)-CPF(3*j-2,1))^2 + (CPF(3*j-1,2)-CPF(3*j-2,2))^2 + (CPF(3*j-1,3)-CPF(3*j-2,3))^2);
    ROT(j,1,1)=(CPF(3*j-1,1)-CPF(3*j-2,1))/norme12;
    ROT(j,1,2)=(CPF(3*j-1,2)-CPF(3*j-2,2))/norme12;
    ROT(j,1,3)=(CPF(3*j-1,3)-CPF(3*j-2,3))/norme12;
    % cosinus directeur de l'axe y de la plateforme j par rapport au
    % référentiel global
    norme13=sqrt((CPF(3*j,1)-CPF(3*j-2,1))^2 + (CPF(3*j,2)-CPF(3*j-2,2))^2 + (CPF(3*j,3)-CPF(3*j-2,3))^2);
    ROT(j,2,1)=(CPF(3*j,1)-CPF(3*j-2,1))/norme13;
    ROT(j,2,2)=(CPF(3*j,2)-CPF(3*j-2,2))/norme13;
    ROT(j,2,3)=(CPF(3*j,3)-CPF(3*j-2,3))/norme13;
    % cosinus directeur de l'axe z de la plateforme j par rapport au
    % référentiel global obtenu par produit vectoriel des 2 premiers
    ROT(j,3,1)=ROT(j,1,2)*ROT(j,2,3)-ROT(j,2,2)*ROT(j,1,3);
    ROT(j,3,2)=ROT(j,2,1)*ROT(j,1,3)-ROT(j,1,1)*ROT(j,2,3);
    ROT(j,3,3)=ROT(j,1,1)*ROT(j,2,2)-ROT(j,2,1)*ROT(j,1,2);
    % Centre des plates forces dans les coordonnées locales propre aux plates formes
    CPFL(j,1)=ROT(j,1,1)*CPF(3*j-2,1)+ROT(j,1,2)*CPF(3*j-2,2)+ROT(j,1,3)*CPF(3*j-2,3);
    CPFL(j,2)=ROT(j,2,1)*CPF(3*j-2,1)+ROT(j,2,2)*CPF(3*j-2,2)+ROT(j,2,3)*CPF(3*j-2,3);
    CPFL(j,3)=ROT(j,3,1)*CPF(3*j-2,1)+ROT(j,3,2)*CPF(3*j-2,2)+ROT(j,3,3)*CPF(3*j-2,3);
end
```



```

dist_copx.m
function [R, COPX, Donnees_PF1, Donnees_PF2, Donnees_PF3, Donnees_C1, Donnees_C2]= ...
    dist_copx(Temps, Donnees, chaise, Zero_1, Zero_2, Zero_3, Zero_C1, Zero_C2, sujet, Masses, L1, L2)
for m=1:24
    [DonneesF(:,m)]=CFiltrage2(Temps,Donnees(:,m),1000,2);
end
g=9.81;
[DPF1]=CForce3(Temps,DonneesF(:,1:6),4606,1000,Zero_1,0,'PF1')/g;
[DPF2]=CForce3(Temps,DonneesF(:,7:12),4382,1000,Zero_2,0,'PF2')/g;
[DPF3]=CForce3(Temps,DonneesF(:,13:18),4381,1000,Zero_3,0,'PF3')/g;
R=10;
for k=1:6
    [Donnees_PF1(:,k)]=decimate(DPF1(:,k),R,'FIR');
    [Donnees_PF2(:,k)]=decimate(DPF2(:,k),R,'FIR');
    [Donnees_PF3(:,k)]=decimate(DPF3(:,k),R,'FIR');
end
if chaise==1
    Donnees_C1=0; Donnees_C2=0;
end
if chaise==2 | chaise==3
    Donnees_C1=((decimate(DonneesF(:,19),R,'FIR')-Zero_C1)*10.892+0.0095);
    Donnees_C2=((decimate(DonneesF(:,20),R,'FIR')-Zero_C2)*14.342+0.0472);
end
% CoP Plates-formes ..... %
if chaise==1
    [ROT,CPF,CPFL] = fmatrot_v2(1,['sujet' sujet]);
    COPX = fcop(Masses,1,4381,Donnees_PF3,Temp,ROT,CPF,CPFL);
end
% CoP Capteurs ..... %
if chaise==2 | chaise==3
    PtotC=Donnees_C1+Donnees_C2;
    COPX=(L1'.*Donnees_C1-L2'.*Donnees_C2)./PtotC;
end

```

courbure_angle.m

```
function [alpha, theta, L1, L2, M2, M5, M6, M7, M8, M9]= courbure_angle(Temps, Donnees, f, FC, chaise)

for jj = 1:10 % INTERPOLATION
    [DonneesI(:,jj,:),Accept, InterPol, PDTemps(jj,:)] = CInterPol4(Temps, Donnees(:,jj,:), 0, num2str(jj));
    %close
end

for k=1:10 % FILTRAGE
    for r=1:3
        [DonneesF(:,k,r)] = CFiltrage2(Temps, DonneesI(:,k,r), f, FC);
    end
end

M1=[DonneesF(:,1,1) DonneesF(:,1,2) DonneesF(:,1,3)];
M2=[DonneesF(:,2,1) DonneesF(:,2,2) DonneesF(:,2,3)];
M3=[DonneesF(:,3,1) DonneesF(:,3,2) DonneesF(:,3,3)];
M4=[DonneesF(:,4,1) DonneesF(:,4,2) DonneesF(:,4,3)];
M5=[DonneesF(:,5,1) DonneesF(:,5,2) DonneesF(:,5,3)];
M6=[DonneesF(:,6,1) DonneesF(:,6,2) DonneesF(:,6,3)];
M7=[DonneesF(:,7,1) DonneesF(:,7,2) DonneesF(:,7,3)];
M8=[DonneesF(:,8,1) DonneesF(:,8,2) DonneesF(:,8,3)];
M9=[DonneesF(:,9,1) DonneesF(:,9,2) DonneesF(:,9,3)];
M10=[DonneesF(:,10,1) DonneesF(:,10,2) DonneesF(:,10,3)];

Ls=norm(M6(1,:)-M7(1,:));

for m=1:length(DonneesF)
    L=norm(M5(m,:)-M3(m,:));
    h=norm(cross(M4(m,:),M3(m,:)-M3(m,:)))/norm(M5(m,:)-M3(m,:));
    % a(m)=norm(M5(m,:)-M4(m,:));
    % b(m)=norm(M4(m,:)-M3(m,:));
    alpha(m)=4*atan(2*h/L)*180/pi;
    CouL=cross(M4(m,:)-M5(m,:),M3(m,:)-M5(m,:));
    if CouL(1)<0
        alpha(m)=-alpha(m);
    end
    if chaise==1
        L1(m)=0; L2(m)=0;
    end
    if chaise==2 | chaise==3
        L2(m)=dot(M5(m,:)-M6(m,:),M7(m,:)-M6(m,:))/norm(M7(m,:)-M6(m,:));
        L1(m)=Ls-L2(m);
    end
end
```

```

end
% Angle entre le dos et la cuisse (dos -> segment M2-M5 ; cuisse -> segment M8-M9) &
for w=1:length(M5)
    Lc=norm(M8(w,:)-M9(w,:));
    Lj=norm(M10(w,:)-M9(w,:))+M10(w,3);
    M25=[M2(w,1) M2(w,2) M5(w,3)];
    M89=[M9(w,1) M9(w,2) M8(w,3)];
    theta1=acos(norm(M5(w,:)-M25)/norm(M2(w,:)-M5(w,:)))/pi*180;
    theta2=(acos(norm(M8(w,:)-M89)/norm(M8(w,:)-M9(w,:)))/pi*180);
    theta(w)=theta1+theta2;
end

```

moy_sd.m

```
% Calcul la moyenne et l'écart-type pour le vecteur de donnees  
function [Moyenne, ecart_type] = moy_sd (donnees)  
Moyenne = mean (donnees) ;  
ecart_type = std (donnees) ;
```

ORIGINE-PLATEFORCE.CSV

```
4381, 0.118, 0.118, -46.194  
4382, 0.677, -0.651, -47.328  
4604, -0.071, 0.036, -47.631  
4606, 1.200, 0.152, -48.59  
3528, -1.000, -0.300, -41.30  
3529, -0.510, -0.780, -38.300  
4271, -0.094, 0.929, -34.435  
4272, 0.235, 0.744, -34.015
```

S4606.csv

```
2.9767, 0.0096, -0.0629, -0.0031, -0.0008, 0.0015  
0.0096, 2.9831, -0.0043, -0.0112, -0.0194, -0.0182  
0.0117, 0.0223, 11.6448, -0.0177, 0.0201, -0.0034  
-0.0005, 0.0005, -0.0019, 1.2812, -0.0145, -0.0086  
0.0005, -0.0008, 0.0139, 0.0180, 1.2682, -0.0008  
-0.0044, 0.0031, -0.0042, 0.0034, -0.0037, 0.5957
```

S4382.csv

```
1.5191, 0.0235, 0.0201, -0.0056, -0.006, 0.0026  
-0.0101, 1.5210, -0.0160, 0.0142, -0.0024, 0.0071  
0.0225, -0.0055, 5.9466, -0.0049, -0.0020, 0.0014  
-0.0007, 0.0014, 0.0038, 0.6119, -0.0022, 0.0003  
0.0015, -0.0011, 0.0041, 0.0015, 0.6126, -0.0028  
-0.0026, 0.0025, -0.0030, -0.0010, 0.0048, 0.3040
```

S4381.csv

```
1.5112, -0.0063, 0.0163, -0.0031, 0.0011, 0.0034  
0.0078, 1.5147, -0.0036, -0.0028, -0.0015, 0.0045  
0.0019, 0.0093, 5.9345, -0.0194, -0.0212, -0.0041  
0.000, -0.0003, -0.0007, 0.6078, -0.0033, -0.0016  
-0.0003, 0.0012, 0.0007, 0.0017, 0.6098, -0.0036  
-0.0006, -0.0003, 0.0006, -0.0001, -0.0013, 0.3060
```

```

e_cal.m
function EMGinfo = e_cal(SandNmat, sCal, NoiseMat, SampFreq, varargin)
%E_CAL Perform a complete calibrage for EMG amplitude estimation.
% EMGinfo = e_cal(SandNmat, sCal, NoiseMat, SampFreq, ...
% 'PropertyName', PropertyValue, ...)
% 'PropertyName', PropertyValue which can be set by the user:
% Causality Causality of the EMG processing. Must be set to one of the
% values 'Noncausal' or 'Causal'.
% DemodFlag 'On' or 'Off'. Used to turn off demodulation and
% relinearization. Used when e_amp does
% not perform a complete amplitude estimate.
% DemodM Demodulate/relinearize order.
% HpassFlag 'Filter', 'Off' or 'Offset'. ('Filter' ==> Filter,
% 'Offset' ==> Offset only, 'Off' ==> None.)
% HpassOrder Scalar high pass filter order.
% HpassWn Scalar high pass filter cut-off (0--1).
% SmoothEdges Smoothing filter edges option ('MAV' usage).
% SmoothFilt Smoothing filter usage specification.
% 'MAV', 'butter', 'ellip', 'cheby1' or 'cheby2'.
% SmoothFixWin Fixed smoothing window for the smoothing stage ('MAV' usage).
% SmoothOrder Smoothing filter order (linear filter usage).
% SmoothSum Smoothing filter summing option ('MAV' usage).
% SmoothWn Smoothing filter cut-off (linear filter usage).
% UncorrFlag 'On' ==> uncorrelate, 'Off' ==> none,
% 'GainOnly' ==> 'GainOnly' option in e_cal_sp().
% WhiteEdges Whitening filter 'Edges' option.
% WhiteFlag 'On' or 'Off'. Used to turn off whitening.
% WhiteMaxGain Whitening calibrage 'MaxGain' option.
% WhiteNfft Whitening calibrage 'Nfft' option.
% WhiteOrder Whitening calibrage order.
% White_sSpec Whitening sSpec vector.
% WhiteSmFilt Specifies the "SmoothFilt" for the first-pass amplitude
% estimate used in whitening. Must be specified as
% "SmoothFilt".
% WhiteSmFixWin Specifies the "SmoothFixWin" for the first-pass amplitude
% estimate used in whitening. Must be specified as
% "SmoothFixWin".
% WhiteSmOrder Specifies the "SmoothOrder" for the first-pass amplitude
% estimate used in whitening. Must be specified as
% "SmoothOrder".
% WhiteSmWn Specifies the "SmoothWn" for the first-pass amplitude
% estimate used in whitening. Must be specified as
% "SmoothWn".
% WhiteSum Whitening filter 'Sum' option.

```

```

% 'PropertyName', PropertyValue which are set internally:
% Channels      Scalar number of EMG channels.
% HpassOffset  Vector offsets for high pass filter, 'Offset' option.
%              One offset per EMG channel.
% sCal         MVE level corresponding to Sandkmat (scalar).
%              (Typically 0.5 for 50% CMV.)
% UncorrHspace Hspace matrix set by e_cal_sp().
% WhiteB       Cell array of matrices of adaptive whitening filter
%              coefficients. One cell per channel.
% White_sCalVec Cell array of vectors of adaptive whitening calibrage
%              vectors. One cell per channel.
% EMG Amplitude Estimation Toolbox - Ted Clancy - WPI
% April 26, 1999
%*****%*****%*****% Check Command Line Length (Only). %*****%*****%*****%
if nargin<4, error(['Bogus argument count (' int2str(nargin) '), expected 4+']); end

ArgsIn = length(varargin);
if floor(ArgsIn/2)*2 ~= ArgsIn, error('Expected even number of optional arguments.');
```

```

%*****%*****%*****% Process Command Line Options. %*****%*****%*****%
EMGInfo = []; % Initialize.

for i = 1:2:ArgsIn
    switch varargin{i}
        case 'Causality'
            if isfield(EMGInfo, 'Causality'), error('Repeat "Causality" specification.');
```

```

            end
            EMGInfo.Causality = varargin{i+1};
            if strcmp(varargin{i+1}, 'Noncausal')==0 & strcmp(varargin{i+1}, 'Causal')==0
                error(['Bogus PropertyName (' varargin{i+1} ') for "Causality".']);
            end
        case 'Noise Rejection/Filtering.'
            case 'HpassFlag'
                if isfield(EMGInfo, 'HpassFlag'), error('Repeat "HpassFlag" specification.');
```

```

                end
                EMGInfo.HpassFlag = varargin{i+1};
            case 'HpassOrder'
                if isfield(EMGInfo, 'HpassOrder'), error('Repeat "HpassOrder" specification.');
```

```

                end
                EMGInfo.HpassOrder = varargin{i+1};
            case 'HpassWn'
                if isfield(EMGInfo, 'HpassWn'), error('Repeat "HpassWn" specification.');
```

```

                end
                EMGInfo.HpassWn = varargin{i+1};
    end
end

```

```

% Whitening.
case 'WhiteFlag'
    if isfield(EMGinfo, 'WhiteFlag'), error('Repeat "WhiteFlag" specification.');
```

EMGinfo.WhiteFlag = varargin{i+1};

```

case 'WhiteEdges'
    if isfield(EMGinfo, 'WhiteEdges'), error('Repeat "WhiteEdges" specification.');
```

EMGinfo.WhiteEdges = varargin{i+1};

```

case 'WhiteMaxGain'
    if isfield(EMGinfo, 'WhiteMaxGain'), error('Repeat "WhiteMaxGain" specification.');
```

EMGinfo.WhiteMaxGain = varargin{i+1};

```

case 'WhiteNfft'
    if isfield(EMGinfo, 'WhiteNfft'), error('Repeat "WhiteNfft" specification.');
```

EMGinfo.WhiteNfft = varargin{i+1};

```

case 'WhiteOrder'
    if isfield(EMGinfo, 'WhiteOrder'), error('Repeat "WhiteOrder" specification.');
```

EMGinfo.WhiteOrder = varargin{i+1};

```

case 'White_sSpec'
    if isfield(EMGinfo, 'White_sSpec'), error('Repeat "White_sSpec" specification.');
```

EMGinfo.White_sSpec = varargin{i+1};

```

case 'WhiteSmFilt'
    if isfield(EMGinfo, 'WhiteSmFilt'), error('Repeat "WhiteSmFilt" specification.');
```

EMGinfo.WhiteSmFilt = varargin{i+1};

```

case 'WhiteSmFixWin'
    if isfield(EMGinfo, 'WhiteSmFixWin'), error('Repeat "WhiteSmFixWin" specification.');
```

EMGinfo.WhiteSmFixWin = varargin{i+1};

```

case 'WhiteSmOrder'
    if isfield(EMGinfo, 'WhiteSmOrder'), error('Repeat "WhiteSmOrder" specification.');
```

EMGinfo.WhiteSmOrder = varargin{i+1};

```

case 'WhiteSmWn'
    if isfield(EMGinfo, 'WhiteSmWn'), error('Repeat "WhiteSmWn" specification.');
```

EMGinfo.WhiteSmWn = varargin{i+1};

```

case 'WhiteSum'
    if isfield(EMGinfo, 'WhiteSum'), error('Repeat "WhiteSum" specification.');
```

EMGinfo.WhiteSum = varargin{i+1};

```

% Multiple-Channel Combination (Including Gain Scaling).
case 'UncorrFlag'
    if isfield(EMGinfo, 'UncorrFlag'), error('Repeat "UncorrFlag" specification.');
```

EMGinfo.UncorrFlag = varargin{i+1};

```

% Demodulate and relinearize.
case 'DemodFlag'
    if isfield(EMGinfo, 'DemodFlag'), error('Repeat "DemodFlag" specification.');
```

EMGinfo.DemodFlag = varargin{i+1};

```

case 'DemodM'
    if isfield(EMGinfo, 'DemodM'), error('Repeat "DemodM" specification.');
```

end

```

EMGinfo.DemodM = varargin{i+1};

% Smooth.
case 'SmoothEdges'
    if isfield(EMGinfo, 'SmoothEdges'), error('Repeat "SmoothEdges" specification.');
```

end

```

    if isfield(EMGinfo, 'SmoothFilt') & strcmp(EMGinfo.SmoothFilt, 'MAV')==0
        error('"SmoothFilt" must be "MAV" if "SmoothEdges" is specified.');
```

end

```

    if isfield(EMGinfo, 'SmoothOrder'), error('Can not specify "SmoothOrder" and "SmoothEdges".');
```

end

```

    if isfield(EMGinfo, 'SmoothWn'), error('Can not specify "SmoothWn" and "SmoothEdges".');
```

end

```

    EMGinfo.SmoothEdges = varargin{i+1};
    case 'SmoothFilt'
        if isfield(EMGinfo, 'SmoothFilt'), error('Repeat "SmoothFilt" specification.');
```

end

```

        switch varargin{i+1}
            case 'MAV'
                if isfield(EMGinfo, 'SmoothOrder'), error('Can not specify "SmoothOrder" when "SmoothFilt" = "MAV".');
```

end

```

                if isfield(EMGinfo, 'SmoothWn'), error('Can not specify "SmoothWn" when "SmoothFilt" = "MAV".');
```

end

```

                otherwise % Assume linear filter specification.
                    if isfield(EMGinfo, 'SmoothEdges'), error('Can not specify "SmoothFilt" when "SmoothEdges" is specified.');
```

end

```

                    if isfield(EMGinfo, 'SmoothSum'), error('Can not specify "SmoothFilt" when "SmoothSum" is specified.');
```

end

end

```

EMGinfo.SmoothFilt = varargin{i+1};
case 'SmoothFixWin'
    if isfield(EMGinfo, 'SmoothFixWin'), error('Repeat "SmoothFixWin" specification.');
```

end

```

    if isfield(EMGinfo, 'SmoothFilt') & strcmp(EMGinfo.SmoothFilt, 'MAV')==0
        error('"SmoothFilt" must be "MAV" if "SmoothFixWin" is specified.');
```

end

```

    if isfield(EMGinfo, 'SmoothOrder'), error('Can not specify "SmoothOrder" and "SmoothFixWin".');
```

end

```

    if isfield(EMGinfo, 'SmoothWn'), error('Can not specify "SmoothWn" and "SmoothFixWin".');
```

end

```

    EMGinfo.SmoothFixWin = varargin{i+1};
    case 'SmoothSum'
        if isfield(EMGinfo, 'SmoothSum'), error('Repeat "SmoothSum" specification.');
```

end

```

        if isfield(EMGinfo, 'SmoothFilt') & strcmp(EMGinfo.SmoothFilt, 'MAV')==0
            error('"SmoothFilt" must be "MAV" if "SmoothSum" is specified.');
```

end

```

        if isfield(EMGinfo, 'SmoothOrder'), error('Can not specify "SmoothOrder" and "SmoothSum".');
```

end

```

        if isfield(EMGinfo, 'SmoothWn'), error('Can not specify "SmoothWn" and "SmoothSum".');
```

end

```

        EMGinfo.SmoothSum = varargin{i+1};
    case 'SmoothOrder'
        if isfield(EMGinfo, 'SmoothOrder'), error('Repeat "SmoothOrder" specification.');
```

end

```

        if isfield(EMGinfo, 'SmoothFilt') & strcmp(EMGinfo.SmoothFilt, 'MAV')==1
            error('"SmoothFilt" must NOT be "MAV" if "SmoothOrder" is specified.');
```

```

end
if isfield(EMGinfo, 'SmoothEdges'), error('Can not specify "SmoothEdges" and "SmoothOrder".'); end
if isfield(EMGinfo, 'SmoothSum'), error('Can not specify "SmoothSum" and "SmoothOrder".'); end
EMGinfo.SmoothOrder = varargin{i+1};
case 'SmoothWn'
if isfield(EMGinfo, 'SmoothWn'), error('Repeat "SmoothWn" specification. '); end
if isfield(EMGinfo, 'SmoothFilt') & strcmp(EMGinfo.SmoothFilt, 'MAV')==1
error('"SmoothFilt" must NOT be "MAV" if "SmoothWn" is specified. ');
end
if isfield(EMGinfo, 'SmoothEdges'), error('Can not specify "SmoothEdges" and "SmoothWn".'); end
if isfield(EMGinfo, 'SmoothSum'), error('Can not specify "SmoothSum" and "SmoothWn".'); end
EMGinfo.SmoothWn = varargin{i+1};
otherwise, error(['Bogus PropertyName "' varargin{i} '".'])
end % switch
end % for
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Check Required Command Line Arguments. %%%%%%%%%%%%%%%
% Set no errors (yet) if an argument is null.
[SNrow, SNcol] = size(SandNmat);
if SNrow==SNcol & SNrow~=0, error('Argument 1 must not be a square matrix. '); end
% Coerce one EMG channel per COLUMN.
if SNcol>SNrow, SandNmat = SandNmat'; [SNrow, SNcol] = size(SandNmat); end
EMGinfo.Channels = min( size(SandNmat) );
if sum(size(sCal))>2, error('Argument 2 must be a scalar. '); end
EMGinfo.sCal = sCal;
[Nrow, Ncol] = size(NoiseMat);
if Nrow==Ncol & Nrow~=0, error('Argument 3 must not be a square matrix. '); end
% Coerce one EMG channel per COLUMN.
if Ncol>Nrow, NoiseMat = NoiseMat'; [Nrow, Ncol] = size(NoiseMat); end
if SNcol~=Ncol, error('Args 1 and 3 must have same number of EMG channels. '); end
if ischar(SampFreq)==1, error('Argument 4 must be numeric. '); end
if length(SampFreq)>1, error('Argument 4 must be a scalar. '); end
if SampFreq<=0, error('Argument 4 must be > 0. '); end
EMGinfo.SampFreq = SampFreq;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Set Global Defaults. %%%%%%%%%%%%%%%

```

```

if ~isfield(EMGinfo, 'Causality'), EMGinfo.Causality = 'Noncausal'; end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Calibrate. %%%%%%%%%%
% Demodulation and relinearization.
% Set defaults now, so available for first-pass whitening, etc.
if ~isfield(EMGinfo, 'DemodFlag'), EMGinfo.DemodFlag = 'On'; end
if ~isfield(EMGinfo, 'DemodM'), EMGinfo.DemodM = []; end

% Smoothing.
% Set defaults now, so available for first-pass whitening, etc.
if ~isfield(EMGinfo, 'SmoothFilt'), EMGinfo.SmoothFilt = 'MAV'; end
if ~isfield(EMGinfo, 'SmoothEdges'), EMGinfo.SmoothEdges = []; end
if ~isfield(EMGinfo, 'SmoothFixWin'), EMGinfo.SmoothFixWin = round(EMGinfo.SampFreq./10); end
if ~isfield(EMGinfo, 'SmoothOrder'), EMGinfo.SmoothOrder = 5; end
if ~isfield(EMGinfo, 'SmoothSum'), EMGinfo.SmoothSum = []; end
if ~isfield(EMGinfo, 'SmoothWn'), EMGinfo.SmoothWn = (5*2)./EMGinfo.SampFreq; end

% Calibrate for noise rejection/filtering.
% Set defaults.
if ~isfield(EMGinfo, 'HpassFlag'), EMGinfo.HpassFlag = 'Filter'; end
if ~isfield(EMGinfo, 'HpassOrder'), EMGinfo.HpassOrder = []; end
if ~isfield(EMGinfo, 'HpassWn'), EMGinfo.HpassWn = (15*2)./EMGinfo.SampFreq; end
% Calibrate only needed if HpassFlag = 'Offset'.
EMGinfo.HpassOffset = [];
if strcmp(EMGinfo.HpassFlag, 'Offset')==1
    if isempty(NoiseMat), error('Arg 3 can not be null if "HpassFlag" = "Offset".'); end
    EMGinfo.HpassOffset = mean(NoiseMat);
end

% Calibrate for whitening.
% Set defaults.
if ~isfield(EMGinfo, 'WhiteFlag'), EMGinfo.WhiteFlag = 'On'; end
if ~isfield(EMGinfo, 'WhiteEdges'), EMGinfo.WhiteEdges = []; end
if ~isfield(EMGinfo, 'WhiteMaxGain'), EMGinfo.WhiteMaxGain = []; end
if ~isfield(EMGinfo, 'WhiteNfft'), EMGinfo.WhiteNfft = []; end
if ~isfield(EMGinfo, 'WhiteOrder'), EMGinfo.WhiteOrder = []; end
if ~isfield(EMGinfo, 'White_sSpec'), EMGinfo.White_sSpec = EMGinfo.SmoothFilt; end
if ~isfield(EMGinfo, 'WhiteSmFilt'), EMGinfo.WhiteSmFilt = EMGinfo.SmoothFixWin; end
if ~isfield(EMGinfo, 'WhiteSmFixWin'), EMGinfo.WhiteSmFixWin = EMGinfo.SmoothFixWin; end
if ~isfield(EMGinfo, 'WhiteSmOrder'), EMGinfo.WhiteSmOrder = EMGinfo.SmoothOrder; end

```

```

if ~isempty(EMGinfo, 'WhiteSmWn'), EMGinfo.WhiteSmWn = EMGinfo.SmoothWn; end
if ~isempty(EMGinfo, 'WhiteSum'), EMGinfo.WhiteSum = []; end
% Calibrate whitening filters, if desired.
if strcmp(EMGinfo.WhiteFlag, 'On') == 1
% Error check required arguments.
if isempty(SandNmat), error('Arg1 can not be null if "WhiteFlag" = "On".'); end
if isempty(sCal), error('Arg2 can not be null if "WhiteFlag" = "On".'); end
if isempty(NoiseMat), error('Arg3 can not be null if "WhiteFlag" = "On".'); end
% Noise reject/filter the calibrage data before whitening calibrage.
SandN2 = e_amp_nj(SandNmat, EMGinfo);
Noise2 = e_amp_nj(NoiseMat, EMGinfo);
% Create whitening filters.
for i = 1:EMGinfo.Channels
[EMGinfo.WhiteB{i}, EMGinfo.White_sCalVec{i}] = ...
e_cal_wh(SandN2(:,i), sCal, Noise2(:,i), EMGinfo.WhiteOrder, EMGinfo.White_sSpec, ...
'Nfft', EMGinfo.WhiteNfft, 'MaxGain', EMGinfo.WhiteMaxGain);
end
end
% Calibrage for multiple-channel combination (including gain scaling).
% Set defaults.
if ~isempty(EMGinfo, 'UncorrFlag'), EMGinfo.UncorrFlag = 'GainOnly'; end
% Calibrate, if desired.
switch EMGinfo.UncorrFlag
case {'GainOnly', 'On'}
% Error check required arguments.
if isempty(SandNmat), error('Arg1 can not be null if "WhiteFlag" = "On".'); end
if isempty(sCal), error('Arg2 can not be null if "WhiteFlag" = "On".'); end
% Noise reject/filter before combination.
SandN2 = e_amp_nj(SandNmat, EMGinfo);
% Create spatial uncorrelation matrix.
if strcmp(EMGinfo.UncorrFlag, 'GainOnly')==1
% NOTE: Need not whiten first, since whitening does not change signal variance.
EMGinfo.UncorrHspace = e_cal_sp(SandN2, sCal, 'GainOnly');
else
% Must whiten first, since whitening changes correlation (without changing
% variance). But, whitening requires a first-pass estimation, which
% requires an Hspace. So, bootstrap using 'GainOnly'.
EMGinfo.UncorrHspace = e_cal_sp(SandN2, sCal, 'GainOnly');
EMGinfo.UncorrHspace = EMGinfo.UncorrHspace * ...
sCal / mean0(e_amp(SandNmat, EMGinfo)); % Adjust gain for demodulator M.
SandN3 = e_amp_wh(SandN2, EMGinfo);
EMGinfo.UncorrHspace = e_cal_sp(SandN3, sCal); % Actual Hspace estimate.

```

```

clear SandN3;
end
% Adjust gain for demodulator M. (Avoid NaN and Zero head and tail, if present.)
EMGinfo.UncorrHspace = EMGinfo.UncorrHspace * ...
    sCal / meanN0( e_amp(SandNmat, EMGinfo) );
case 'Off'
    EMGinfo.UncorrHspace = [];
    if EMGinfo.Channels>1
        error(['EMG channels > 1 (' int2str(EMGinfo.Channels) '), but "UncorrFlag" = "Off".']);
    end
    otherwise, error(['Bogus PropertyName (' EMGinfo.UncorrFlag ') for "UncorrFlag".']);
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% meanN0() %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
function Output = meanN0(Input)
%MEANN0 Find mean of non-NaN, non-zero entries.

IndexZero = find(Input==0);
IndexNaN = find(isnan(Input)==1);
IndexSum = find(isnan(Input)==0);
GrandSum = sum( Input(IndexSum) );
Output = GrandSum ./ ( length(IndexSum) - length(IndexZero) );

```

```

e_amp.m
function EMGamp = e_amp(EMGin, EMGinfo)
%E_AMP Perform a complete EMG amplitude estimate.
% EMGamp = e_amp(EMGin, EMGinfo)
% EMG Amplitude Estimation Toolbox - Ted Clancy - WPI
% April 23, 1999.
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Process Command Line %%%%%%%%%%
if nargin~2, error(['Bogus argument count (' int2str(nargin) '), expected 2']); end
if ischar(EMGin) == 1, error('Argument 1 must be numeric.');
```

```

end
if ndims(EMGin)>2, error('Argument 1 must be a matrix or vector.');
```

```

end
% Check that EMGin has the number of channels specified within EMGinfo.
[Erow, Ecol] = size(EMGin);
if Erow==Ecol, error('Argument 1 must not be a square matrix');
```

```

end
if Erow>Ecol, Channels=Ecol; else Channels=Erow; end
if Channels~=EMGinfo.Channels
    error('Channels in arg 1 must match channels in structure arg 2.');
```

```

end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Process %%%%%%%%%%
% Noise Rejection/Filtering.
EMGamp = e_amp_nj(EMGin, EMGinfo);

% Whiten (in place).
EMGamp = e_amp_wh(EMGamp, EMGinfo);

% Multiple-Channel Combination (Including Gain Scaling).
EMGamp = e_amp_un(EMGamp, EMGinfo);

% Demodulation.
EMGamp = e_amp_dm(EMGamp, EMGinfo);

% Smoothing.
EMGamp = e_amp_sm(EMGamp, EMGinfo);

% Relinearization.
EMGamp = e_amp_rl(EMGamp, EMGinfo);

```

ValidationCOPxSPRV.m

```
clc; clear all; close all; home;

sujet='98';
nz='14'; % Fichier de mise à zéro
nm='14'; % Fichier masse du sujet et de courbure lombaire
g=9.81;
n='21'; % Fichier à traiter

NomNDO=['sujet' sujet, '.ndo']; % FICHIER NDO
NomO=['C#0' n, '.dat']; % FICHIER À TRAITER : OPTOTRAK (C#000.dat)
NomV=['v1#0' n, '.dat']; % FICHIER À TRAITER : VOLTAGE (v1#000.dat)
NomVz=['v1#0' nz, '.dat']; % FICHIER MISE À ZÉRO PLATES-FORMES DE FORCE
NomVm=['v1#0' nm, '.dat']; % FICHIER MASSE DU SUJET

% -----%
% MISE À ZÉRO %
% -----%
[FrequenceZ, DureeZ, TempsZ, DonneesZ] = CLecture3(NomVz,2, NomNDO,5);
Zero_1=mean(DonneesZ(:,1:6)); Zero_2=mean(DonneesZ(:,7:12)); Zero_3=mean(DonneesZ(:,13:18));
Zero_C1=mean(DonneesZ(:,19)); Zero_C2=mean(DonneesZ(:,20));

% -----%
% MASSE DU SUJET %
% -----%
[FrequenceMS, DureeMS, TempsMS, DonneesMS]=CLecture3(NomVm,2, NomNDO,5);
[DonneesPS]=CForce3(TempsMS, DonneesMS(:,13:18),4381,1000, Zero_3,2,'PF3');
MasseS=mean(DonneesPS(:,3))/g;

% -----%
% PF1, PF2, PF3, C1 et C2 %
% -----%
[FrequenceC, DureeC, TempsC, DonneesC]=CLecture3(NomV,2, NomNDO,5);

% FILTRAGE DES DONNÉES .....%
for i=1:20
    [DonneesCF(:,i)]=CFiltrage2(TempsC,DonneesC(:,i),FrequenceC,2);
end

% DECIMATE pour diminuer le nombre de données à traiter %
R=10;
[DPF3]=CForce3(TempsC,DonneesCF(:,13:18),4381,1000,Zero_3,0,'PF3');
for k=1:6
```

```

DonneesPF3(:,k)=decimate(DPF3(:,k),R,'FIR');
end

DonneesC1=((decimate(DonneesCF(:,19),R,'FIR')-Zero_C1)*10.892+0.0095)*g;
DonneesC2=((decimate(DonneesCF(:,20),R,'FIR')-Zero_C2)*14.342+0.0472)*g;
DonneesPF=[DonneesPF3];

t=linspace(0,length(TempsC)/1000,length(TempsC)/R);

%-----%
% OPTOTRAK %
%-----%
[FrequenceO, DureeO, TempsO, DonneesO]=CLecture3(NomO,2,NomNDO,5);

% Interpolation .....%
for i = 1:4
    [DonneesOI(:,i,:),Accept,InterPol,PDTemps(i,:)] = CInterPol4(TempsO,DonneesO(:,i,:),0,num2str(i));
close
end

% Filtrage .....%
for i=1:4
    for j=1:3
        [DonneesOF(:,i,j)] = CFiltrage2(TempsO,DonneesOI(:,i,j),FrequenceO,2);
    end
end

M5=[DonneesOF(:,1,1) DonneesOF(:,1,2) DonneesOF(:,1,3)];
M6=[DonneesOF(:,2,1) DonneesOF(:,2,2) DonneesOF(:,2,3)];
M7=[DonneesOF(:,3,1) DonneesOF(:,3,2) DonneesOF(:,3,3)];
M8=[DonneesOF(:,4,1) DonneesOF(:,4,2) DonneesOF(:,4,3)];

% CoP Capteurs ..
Ls=norm(M6(1,:)-M7(1,:));

for i=1:length(DonneesO)
    L1(i)=dot(M5(i,:),M6(i,:)-M7(i,:))/norm(M6(i,:)-M7(i,:));
    L2(i)=Ls-L1(i);
end

PtotC=DonneesC1+DonneesC2;
xC=(L1.*DonneesC1-L2.*DonneesC2)./PtotC;

% CoP Plates-formes ..

```

```

nbreplat=1;
[ROT,CPF,CPFL] = fmatrot_v2(nbreplat,['sujet' sujet]);
for i=1:1
    S2=[4381 4382 4606]; % Ordre dans lequel les PF ont été digitalisés
    Serie=S2(i);
    Donnees=DonneesPF(:,6*i-5:6*i);
    [COPX(i,:)] = fcop(Masses,i,Serie,Donnees,t,ROT,CPF,CPFL);
end
figure, plot(t,(COPX(1,:))'-M5(:,1))*100,'b-', 'linewidth',3);hold on; plot(t,xC*100,'r--', 'linewidth',3); plot(t,
(M8(:,1))-M5(:,1))*100,'g:', 'linewidth',3)
xlabel('Temps (secondes)'); ylabel('Position en X (cm)');
legend('Position calculée a l'aide de la PF', 'Position calculée a l'aide des capteurs', 'Position approx. du CM');

```

Annexe 19 : Calcul de la position du centre de masse sur une plateforme de force

Afin de valider la position du centre de masse calculée à partir des données brutes de forces ainsi que des moments de la plateforme de force et traitées à l'aide du programme « fcop.m » de *Matlab* (disponible à l'Annexe 18) et par le fait même de déterminer si affirmer que le $CoP = CoM$ est plausible, on a positionné la chaise sur la plateforme de force, puis déposé une masse de forme cylindrique d'une vingtaine de kilogrammes sur celle-ci. Afin de déterminer la position réelle du centre de masse de l'objet, on a placé, du mieux possible, un marqueur optoélectronique au centre du poids. On obtient les résultats présentés dans les graphiques qui suivent, pour deux emplacements différents sur la chaise (Figure 7-28 et Figure 7-29).

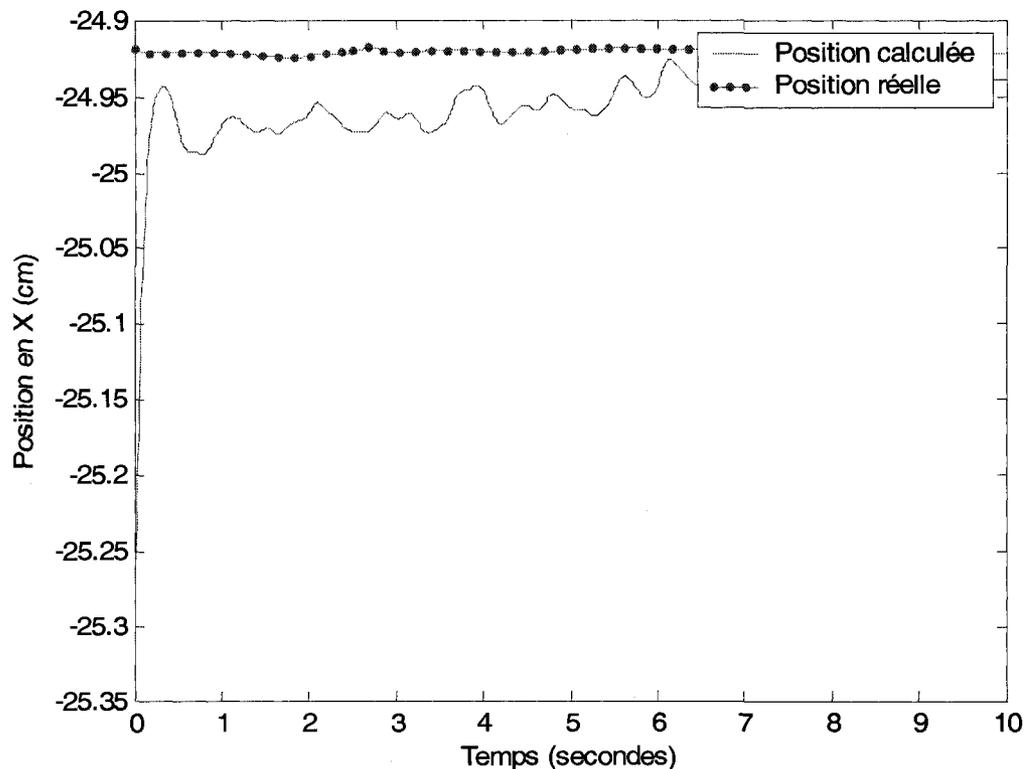


Figure 7-28 : Position du centre de masse (par rapport à l'origine du laboratoire) réelle (en rouge) et calculée à l'aide de la plateforme de force (en bleu) alors que la masse est positionnée au centre de la chaise. On constate une différence d'environ 0.5 mm entre la position réelle et la position calculée.

La faible différence entre la position obtenue à l'aide du calcul du programme Matlab et celle obtenue à l'aide de l'enregistrement de la position d'un marqueur installé au centre de la masse (erreur d'environ 2.20 % pour la Figure 7-28) peut être considéré comme très

faible et pourra par conséquent être négligée. De plus, il est possible que l'erreur soit attribuée au mauvais positionnement du marqueur sur le centre de la masse. En effet, on ne sait pas si la masse utilisée est homogène et si son centre de masse est exactement situé en son centre.

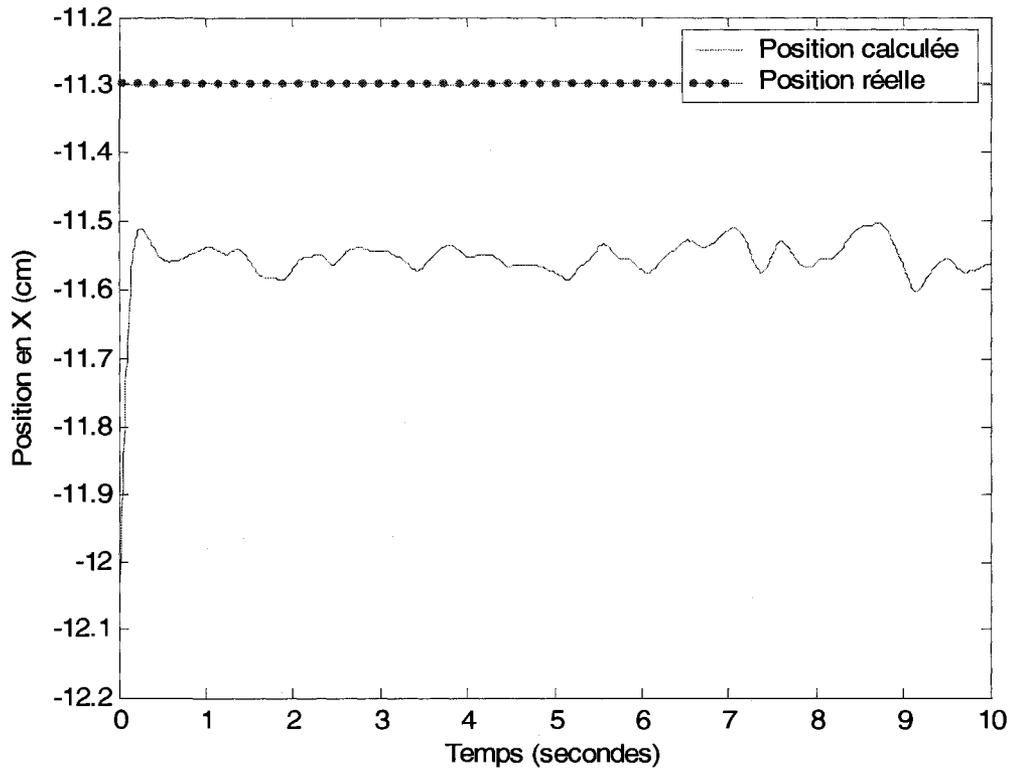


Figure 7-29 : Position du centre de masse (par rapport à l'origine du laboratoire) réelle (en rouge) et calculée à l'aide de la plateforme de force (en bleu) alors que la masse est complètement décentrée à droite de la chaise. On constate une différence d'environ 2 mm entre la position réelle et la position calculée.

Annexe 20 : Validation de la position du centre de masse sur les capteurs de force

Afin de valider la position du centre de masse calculé à partir des données brutes de forces en z des capteurs de force et traitées à l'aide du programme « dist_copx.m » de *Matlab* (disponible à l'Annexe 18) selon les équations élaborées à la section 3.5.1 de ce document, on a positionné le SPRV sur une plateforme de force, barrés tous les degrés de liberté, puis déposé une masse de forme cylindrique d'une vingtaine de kilogrammes sur celui-ci (Figure 7-30).

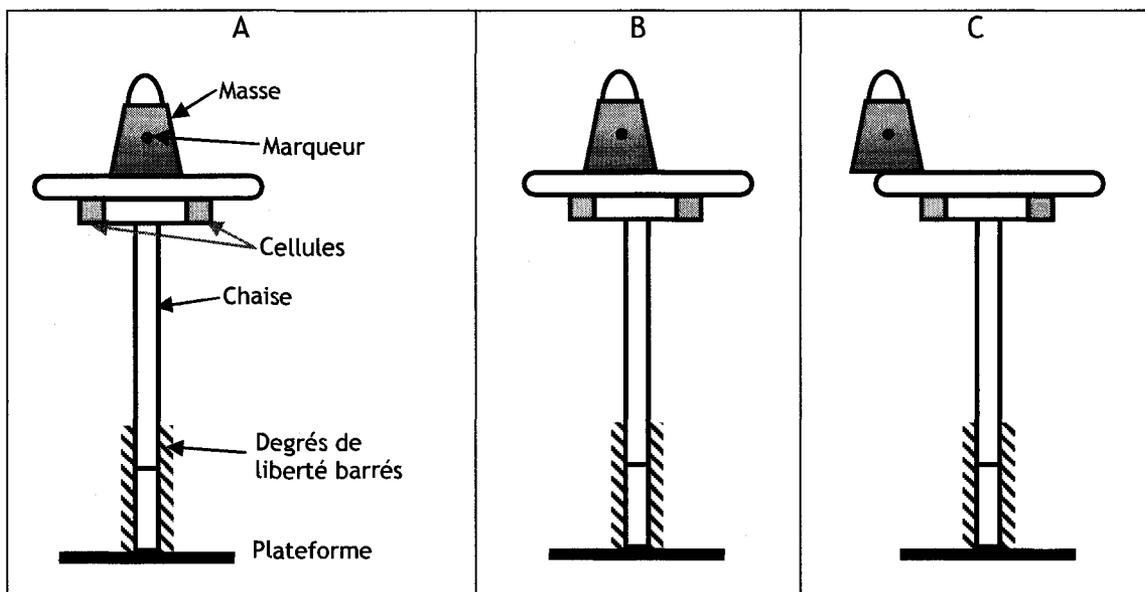


Figure 7-30 : Chaise dynamique dont les deux degrés de liberté sont barrés. Une masse de 20 kg est placée (A) au centre, (B) décentrée à gauche, mais est entre les deux capteurs de force et (C) très décentrée à gauche.

Afin de déterminer la position réelle du centre de masse de l'objet, on a placé, du mieux possible, un marqueur optoélectronique au centre du poids. On obtient les résultats présentés dans les graphiques qui suivent, pour cinq emplacements différents sur le SPRV (Figure 7-31, Figure 7-32, Figure 7-33, Figure 7-34 et Figure 7-35).

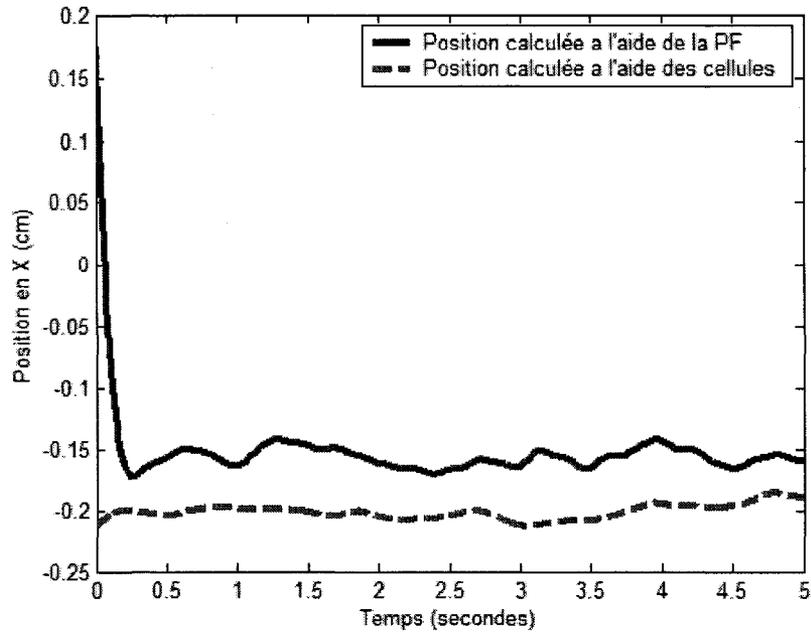


Figure 7-31 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors que la masse est placée au centre du SPRV (Figure 7-30 A). On constate une différence d'environ 0,5 mm entre les deux positions.

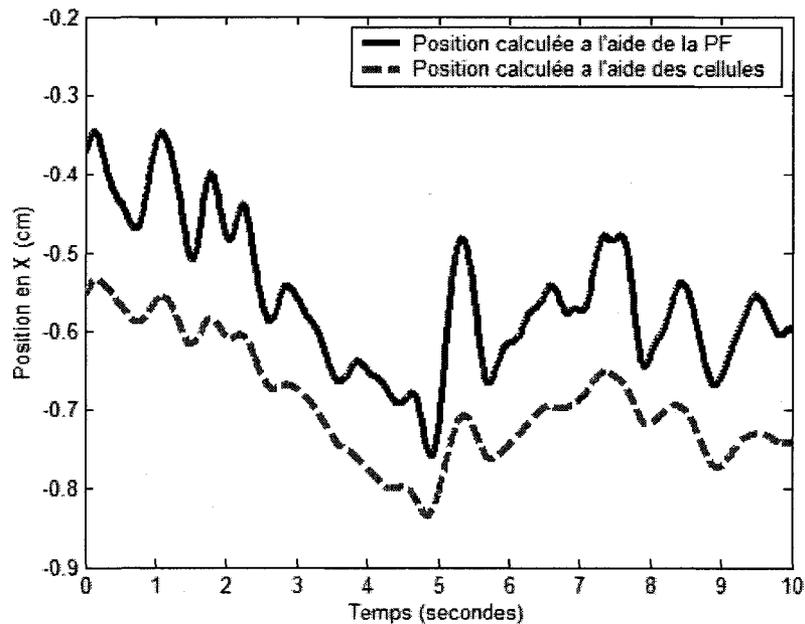


Figure 7-32 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'un sujet est assis au centre du SPRV. On constate une différence d'environ 2 mm entre les deux positions.

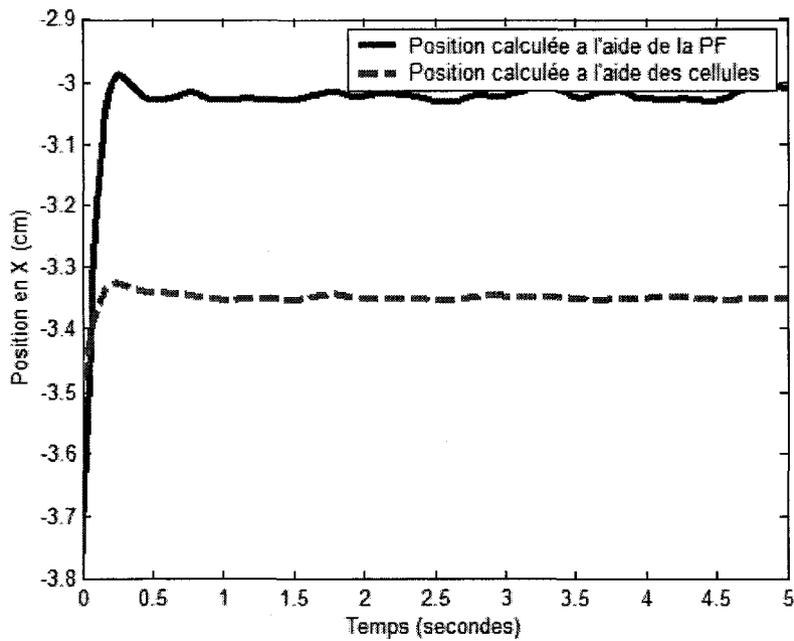


Figure 7-33 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'une masse est placée à gauche sur le SPRV, mais entre les deux capteurs de force (Figure 7-30 B). On constate une différence d'environ 3 mm entre les deux positions.

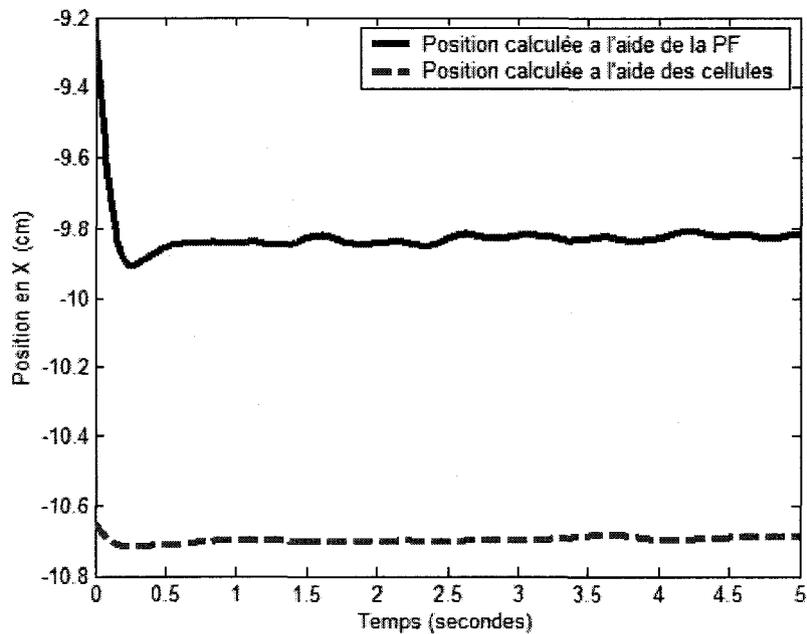


Figure 7-34 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'une masse est placée à gauche sur le SPRV, au-delà du capteur de force (Figure 7-30 C). On constate une différence d'environ 8 mm entre les deux positions.

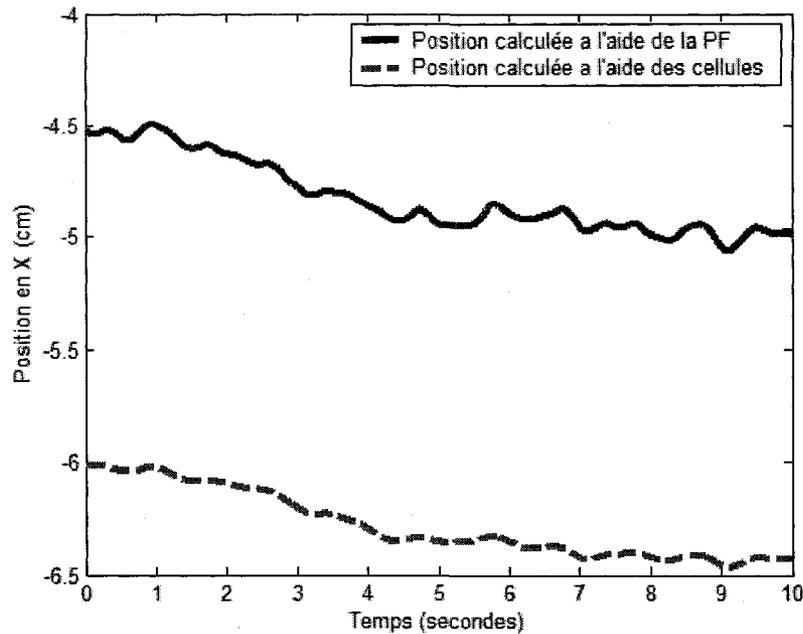


Figure 7-35 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'un sujet est très décentré vers la gauche. On constate une différence d'environ 15 mm entre les deux positions.

On constate une différence plus grande entre la position du centre de masse (CM) calculé à l'aide des plateformes de force (PF) et des capteurs de force alors que le poids ou le sujet est décentré sur l'assise, et davantage alors que son CM est positionné au-delà des capteurs de force.

Source de l'erreur possible :

1. Les moments ne sont plus nuls aux capteurs de force lorsque le CM est positionné au-delà des capteurs de force et ne sont pas tenus compte dans le calcul puisque les capteurs de force sont uniaxiales ;
2. Le CM calculé avec la PF inclut le CM de la chaise, ce qui expliquerait pourquoi le CM calculé à l'aide des PF est plus petit. En effet, puisque le centre de masse de la chaise est davantage centré (il se déplace moins que la masse décentrée déposée au sommet de la chaise), le centre de masse total du système (qui inclut la chaise ainsi que la masse décentrée) se retrouve plus près de 0 que si on ne considérait que la masse décentrée.

Afin de vérifier la deuxième source d'erreur énoncée ci-haut, on a démonté le SPRV (Figure

7-36) et installé les capteurs de forces avec l'assise directement sur la PF.

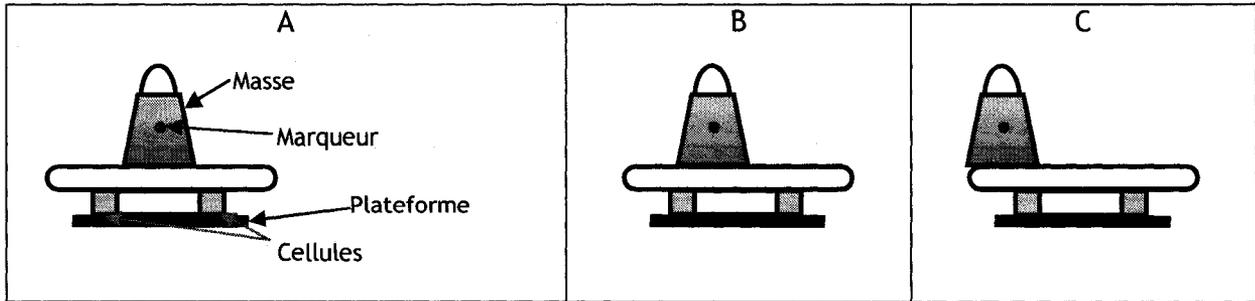


Figure 7-36 : Capteurs de force du SPRV directement installés sur la plateforme de force. Une masse de 20 kg est placée (A) au centre, (B) décentrée à gauche, mais est entre les deux capteurs de force et (C) très décentrée à gauche.

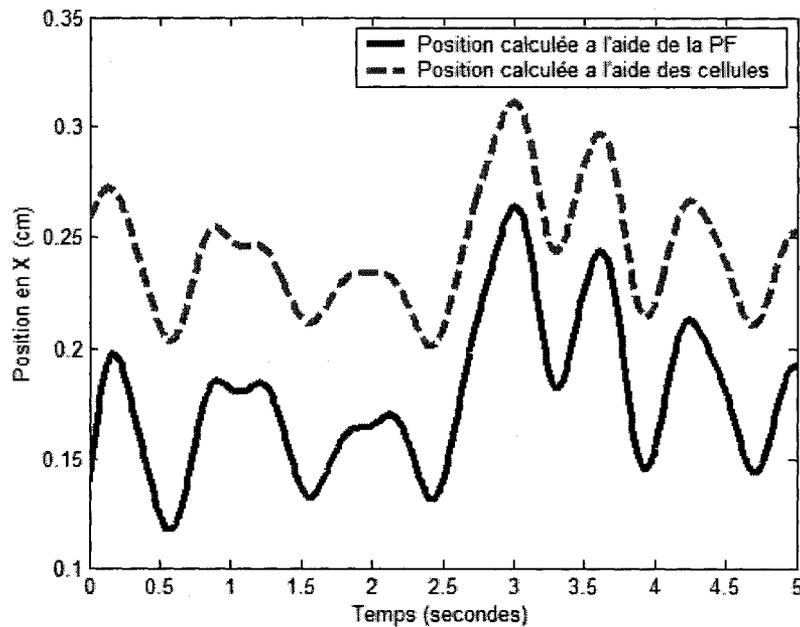


Figure 7-37 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'un sujet assis au centre. On constate une différence d'environ 0,5 mm entre les deux positions.

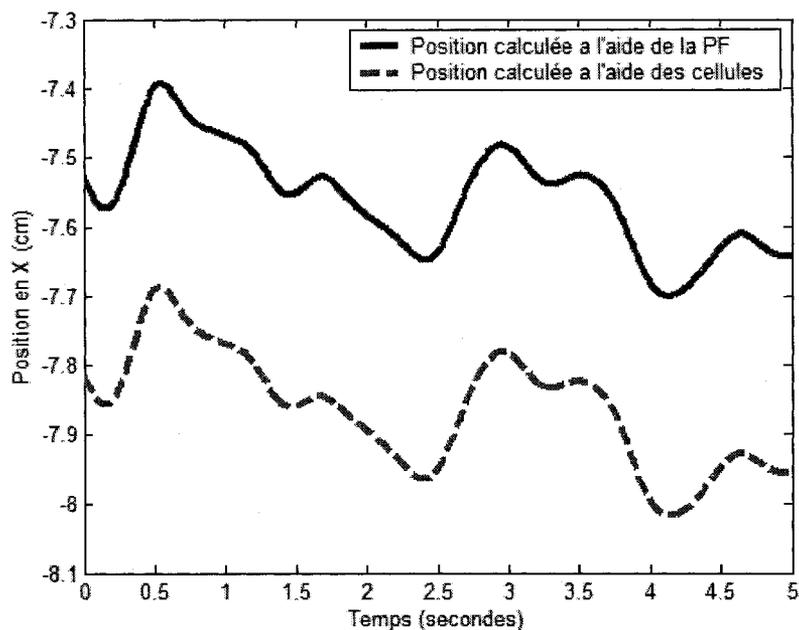


Figure 7-38 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'un sujet est décentré vers la gauche. On constate une différence d'environ 3 mm entre les deux positions.

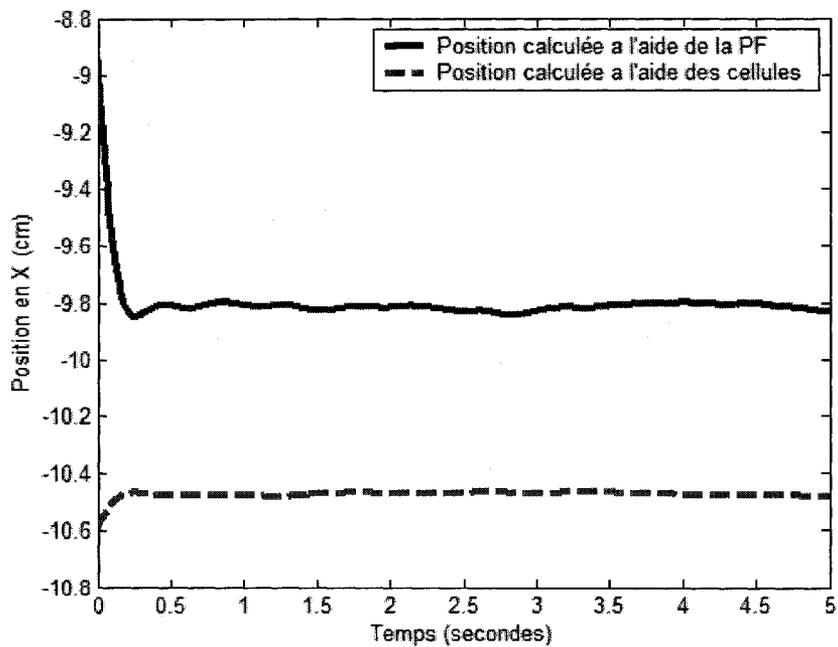


Figure 7-39 : Position du centre de masse calculée à partir de la plateforme de force (en rouge) et des capteurs de force (en bleu) alors qu'un sujet est très décentré vers la gauche. On constate une différence d'environ 6,5 mm entre les deux positions.

On constate une fois de plus que lorsque le CM du poids/sujet est déplacé au-delà des

capteurs, que le CM calculé à l'aide des capteurs de force n'est plus aussi près de la valeur « réelle » du CM (différence d'environ 6,5 mm). Ceci peut être dû au fait qu'on néglige dans le calcul du CM à l'aide des capteurs de force les moments que peuvent engendrer des déplacements extrêmes du CM. Plus le CM du poids/sujet s'éloigne du centre de l'assise (centre des deux capteurs de force), plus l'erreur sur la mesure est grande (passe d'environ 0,5 mm à 6,5 mm).

Cependant, puisque le sujet reste assis majoritairement au centre de l'assise, donc entre les deux capteurs de force, et que son CM ne variera pas beaucoup de part et d'autre de ces capteurs, on peut considérer que le calcul ainsi que le montage des capteurs de force est valable.

Annexe 21 : Démonstration de l'équation de Frey et Tecklin [1986]

Selon Frey et Tecklin [1986], il serait possible de calculer l'angle de la courbure lombaire (α) tel qu'illustré à la Figure 7-40.

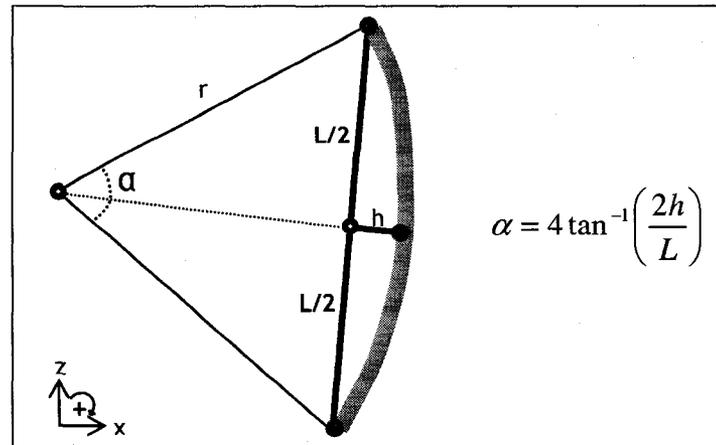


Figure 7-40 : À gauche, vue de l'angle de la courbure lombaire dans le plan sagittal. Une lordose est illustrée. À droite, équation de Frey et Tecklin [1986].

On peut démontrer cette équation de la manière suivante. D'après la trigonométrie ainsi que la formule d'angle moitié, on a :

$$\tan\left(\frac{\alpha}{4}\right) = \frac{\sin\left(\frac{\alpha}{2}\right)}{\cos\left(\frac{\alpha}{2}\right) + 1} = \frac{\frac{L}{2r}}{\frac{r-h}{r} + 1} = \frac{\frac{L}{2}}{2r-h} \quad (1)$$

Avec Pythagore, on sait que :

$$r^2 = \left(\frac{L}{2}\right)^2 + (r-h)^2 \quad (2)$$

De (2), on extrait r :

$$r = \frac{\left(\frac{L}{2}\right)^2 + h^2}{2h} \quad (3)$$

Et on le substitue dans l'équation (3) dans l'équation (1) :

$$\tan\left(\frac{\alpha}{4}\right) = \frac{\frac{L}{2}}{2\frac{\left(\frac{L}{2}\right)^2 + h^2}{2h} - h} \quad (4)$$

En simplifiant l'équation (4), on arrive à :

$$\tan\left(\frac{\alpha}{4}\right) = \frac{2h}{L} \quad \Rightarrow \quad \alpha = 4 \tan^{-1}\left(\frac{2h}{L}\right) \quad (5)$$

CQFD.

Annexe 22 : Résultats obtenus

Tableau 7-11 : Résultats des tests.

Données analysées		co 1 - assis relaxé	co 2 - assis droit
Moyenne de la position absolue du centre de masse (mm) par rapport au centre de la colonne vertébrale dans le plan frontal pour un sujet typique	CS	2,16 ± 0,61	3,94 ± 0,74
	SPRV1	12,61 ± 4,64	5,45 ± 2,24
	SPRV2	5,80 ± 1,43	5,71 ± 1,82
Moyenne de l'étendue du mouvement (mm) du centre de masse dans le plan frontal pour tous les sujets	CS	8,66 ± 3,37	10,57 ± 5,32
	SPRV1	7,92 ± 1,81	7,31 ± 1,46
	SPRV2	5,15 ± 1,15	4,95 ± 1,13
Moyenne de l'étendue du mouvement (mm) du tronc pour tous les sujets dans le plan frontal	CS	6,53 ± 2,60	7,48 ± 2,84
	SPRV1	6,71 ± 1,70	6,30 ± 1,70
	SPRV2	8,36 ± 3,60	7,91 ± 1,58
Moyenne de l'étendue du mouvement (mm) du tronc pour tous les sujets dans le plan sagittal	CS	13,17 ± 5,55	17,65 ± 10,27
	SPRV1	13,03 ± 5,68	15,64 ± 8,77
	SPRV2	14,99 ± 6,81	17,76 ± 10,82
Moyenne de l'étendue du mouvement (mm) du SPRV pour tous les sujets dans le plan frontal	CS	-	-
	SPRV1	6,31 ± 1,93	6,14 ± 1,81
	SPRV2	13,64 ± 3,90	11,09 ± 2,59
Moyenne de l'étendue du mouvement (mm) du SPRV pour tous les sujets dans le plan sagittal	CS	-	-
	SPRV1	8,86 ± 2,85	11,42 ± 3,34
	SPRV2	11,79 ± 4,77	10,85 ± 3,87
Moyenne du changement de l'angle de la courbure lombaire (°) pour tous les sujets	CS	- 13,16 ± 3,03	- 10,14 ± 4,11
	SPRV1	- 9,60 ± 3,33	- 8,86 ± 3,22
	SPRV2	- 8,78 ± 3,44	- 7,98 ± 4,29
Moyenne de la pente de la droite de tendance de l'angle de la courbure lombaire pour tous les sujets	CS	-0,15 ± 0,40	-0,20 ± 0,31
	SPRV1	-0,07 ± 0,28	0,05 ± 0,34
	SPRV2	-0,03 ± 0,21	0,17 ± 0,36
Moyennes des forces (% de la force totale) sous les tubérosités ischiatiques pour tous les sujets	CS	84,62 ± 3,34	85,86 ± 3,71
	SPRV1	73,42 ± 6,11	71,74 ± 5,95
	SPRV2	73,98 ± 6,14	71,08 ± 6,48
Moyennes des forces (% de la force totale) sous les pieds pour tous les sujets	CS	15,39 ± 3,34	14,14 ± 3,71
	SPRV1	26,58 ± 6,11	28,26 ± 5,95
	SPRV2	26,02 ± 6,14	28,92 ± 6,48
Moyenne des EMG du dos gauche (% CSV) pour tous les sujets	CS	9,56 ± 2,83	9,43 ± 2,80
	SPRV1	9,93 ± 2,81	10,76 ± 2,97

Données analysées		co 1 : assis relaxé	co 2 : assis droit
	SPRV2	10,88 ± 3,29	11,02 ± 3,52
Moyenne des EMG du dos droit (% CSV) pour tous les sujets	CS	10,55 ± 5,67	10,06 ± 5,16
	SPRV1	9,75 ± 3,24	13,46 ± 4,77
	SPRV2	12,77 ± 6,38	11,93 ± 6,32
Moyenne des EMG des cuisses gauches (% CSV) pour tous les sujets	CS	14,89 ± 4,79	15,13 ± 4,05
	SPRV1	13,83 ± 3,10	12,42 ± 2,56
	SPRV2	13,84 ± 3,13	14,27 ± 3,38
Moyenne des EMG des cuisses droites (% CSV) pour tous les sujets	CS	14,00 ± 5,93	13,57 ± 4,82
	SPRV1	12,61 ± 4,40	13,78 ± 4,89
	SPRV2	13,70 ± 5,98	14,02 ± 6,26
Moyenne de la perception de la fatigue du dos enregistrée pendant les tests, pour tous les sujets	CS	1,46 ± 0,75	1,90 ± 1,25
	SPRV1	1,58 ± 0,96	1,77 ± 1,23
	SPRV2	1,33 ± 0,78	2,02 ± 1,32
Moyenne de la perception de la fatigue des cuisses enregistrée pendant les tests, pour tous les sujets	CS	2,08 ± 1,78	0,80 ± 0,75
	SPRV1	1,58 ± 1,61	0,60 ± 0,80
	SPRV2	1,71 ± 1,55	0,73 ± 0,62

Annexe 23 : Calcul du nombre de sujets requis

Le nombre de sujet devant participer aux tests afin que les résultats soient statistiquement significatifs a été déterminé à l'aide de méthode d'estimation de l'intervalle de confiance proposé dans le livre de statistique de Montgomery [2005]. L'équation est la suivante :

$$\pm t_{\alpha/2, N-a} \sqrt{\frac{2MS_E}{n}} = \text{précision escomptée} \quad \text{avec} \quad MS_E \approx \sigma^2 = \text{variance} \quad \alpha = 1 - \text{intervalle de confiance}$$

$$t_{\alpha/2, N-a} = \text{distribution } t \quad N = n \cdot a$$

On veut s'assurer à 90 % que notre intervalle de confiance serait inférieur à la précision désirée et ce, pour toutes les mesures. On s'assure de cette manière de pouvoir justifier statistiquement toute différence supérieure à la valeur de la précision désirée dans la performance de chaque sujet en fonction de la contrainte (a=6 : Chaise1-consigne1, Chaise1-consigne2, Chaise2-consigne1, Chaise2-consigne2, Chaise3-consigne1, Chaise3-consigne2). Les valeurs estimées versus les valeurs réelles sont disponibles dans le tableau qui suit.

Tableau 7-12 : Calcul du nombre de sujet requis ; valeurs théoriques versus valeurs réelles pour tous les types de mesure.

	Changement CL (°)		Centre de masse (mm)		EMG (% SCV)			
	Théorique	Réel	Théorique	Réel	EMG % SCV	Réel CG	Réel DG	Réel DD
Intervalle de confiance ¹	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900
écart-type ²	5,000	1,962	3,000	3,122	2,000	0,765	0,198	0,363
N	7,000	8,000	7,000	8,000	7,000	8,000	8,000	8,000
A	6,000	6,000	3,000	3,000	2,000	2,000	2,000	2,000
Alpha	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100
N	42,000	48,000	21,000	24,000	14,000	16,000	16,000	16,000
MSE	5,000	3,851	9,000	9,749	4,000	0,584	0,039	0,132
N-a	36,000	42,000	18,000	21,000	12,000	14,000	14,000	14,000

	0,050		0,050		0,050		0,050		0,050			
	Théorique	Réel X	Réel Y	Réel Z	Théorique	Réel	Théorique	Réel	Théorique	Réel		
alpha/2	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050		
t_alpha/2,N-a ³	1,691	1,684	1,734	1,721	1,782	1,746	1,746	1,746	1,746	1,746		
Précision désirée	5,000	5,000	3,000	3,000	2,000	2,000	2,000	2,000	2,000	2,000		
Précision calculée	4,518	1,652	2,781	2,687	1,905	0,667	0,485	0,173	0,317	0,317		
	Mouvement du tronc (mm)											
	Théorique		Réel X		Réel Y		Réel Z		Théorique		Réel	
Intervalle de confiance ¹	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900
écart-type ²	1,000	0,605	0,595	0,380	0,380	0,380	0,380	0,380	0,380	0,380	0,380	0,380
N	7,000	8,000	8,000	8,000	8,000	8,000	8,000	8,000	8,000	8,000	8,000	8,000
A	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000
Alpha	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100
N	42,000	48,000	48,000	48,000	48,000	48,000	48,000	48,000	48,000	48,000	48,000	48,000
MSE	1,000	0,365	0,354	0,145	0,145	0,145	0,145	0,145	0,145	0,145	0,145	0,145
N-a	36,000	42,000	42,000	42,000	42,000	42,000	42,000	42,000	42,000	42,000	42,000	42,000
alpha/2	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050
t_alpha/2,N-a ³	1,691	1,684	1,684	1,684	1,684	1,684	1,684	1,684	1,691	1,684	1,684	1,684
Précision désirée	1,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000
Précision calculée	0,904	0,509	0,501	0,320	0,320	0,320	0,320	0,320	4,518	5,596	5,596	5,596
	Forces sous les TI (%)											
	Théorique		Réel		Théorique		Réel		Théorique		Réel	
Forces sous les pieds (%)	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900	0,900
	5,000	5,000	5,000	6,646	6,646	6,646	6,646	6,646	5,000	6,646	6,646	6,646
	7,000	7,000	7,000	8,000	8,000	8,000	8,000	8,000	7,000	8,000	8,000	8,000
	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000	6,000
	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100
	42,000	48,000	48,000	48,000	48,000	48,000	48,000	48,000	42,000	48,000	48,000	48,000
	25,000	25,000	25,000	44,169	44,169	44,169	44,169	44,169	25,000	44,169	44,169	44,169
	36,000	36,000	36,000	42,000	42,000	42,000	42,000	42,000	36,000	42,000	42,000	42,000
	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050	0,050
	1,691	1,691	1,691	1,684	1,684	1,684	1,684	1,684	1,691	1,684	1,684	1,684
	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000	5,000
	4,518	4,518	4,518	5,596	5,596	5,596	5,596	5,596	4,518	5,596	5,596	5,596

¹ Les chercheurs ont tendances à accepter un intervalle de confiance de 90 % en kinésiologie [Vincent, 1999].

² Valeurs estimées.

³ [Montgomery, 2005].

On constate que l'estimé proposait dans tous les cas l'utilisation de sept sujets. On a demandé huit sujets pour l'expérimentation afin d'augmenter la validité statistique et au cas où des données d'un sujet ne seraient pas utilisées. On constate que dans tous les cas, huit sujet s'est avéré suffisant (précision calculée < précision désirée) à l'exception du calcul de la masse sous les pieds et sous les tubérosités ischiatiques, dont la précision calculée est légèrement supérieure à celle estimée. Cela pourra être une cause d'erreur et est discuté au chapitre 5.

Annexe 24 : Analyse statistique

Les données de la position du centre de masse par rapport au centre de la colonne vertébrale (représentée par l'apophyse épineuse de L5) dans le plan frontal a été fait par Monsieur Gaétan Daigle, statisticien au Département de mathématiques et de statistique de l'Université Laval. Il a utilisé une analyse de variance (ANOVA) à bloc aléatoire complet afin de comparer les moyennes des centres de masse entre les conditions. Dans cette analyse, les blocs sont les différents sujets et les traitements sont les différentes conditions expérimentales (condition 1 = CS-co1, condition 2 = CS-co2, condition 3 = SPRV1-co1, condition 4 = SPRV1-co2, condition 5 = SPRV2-co1 et condition 6 = SPRV2-co2). Les résultats complets obtenus pour cette donnée sont les suivants :

Tableau 7-13 : Résultat de l'analyse statistique fait sur les données de position de centre de masse par rapport au centre de la colonne vertébrale (représenté par l'apophyse épineuse de la vertèbre lombaire L5) dans le plan frontal.

The Mixed Procedure		
Model Information		
Data Set	WORK.DATA1	
Dependent Variable	moyenne	
Covariance Structure	Variance Components	
Subject Effect	Sujet	
Estimation Method	REML	
Residual Variance Method	Profile	
Fixed Effects SE Method	Model-Based	
Degrees of Freedom Method	Containment	
Class Level Information		
Class	Levels	Values
Sujet	8	1 2 3 4 5 6 7 8
Condition	6	1 2 3 4 5 6
Dimensions		
Covariance Parameters	2	
Columns in X	7	
Columns in Z Per Subject	1	
Subjects	8	
Max Obs Per Subject	6	
Number of Observations		
Number of Observations Read	48	
Number of Observations Used	41	
Number of Observations Not Used	7	
Convergence criteria met.		
Covariance Parameter Estimates		
Cov Parm	Subject	Estimate
Intercept	Sujet	70.4905
Residual		20.4014
Fit Statistics		
-2 Res Log Likelihood	234.7	
AIC (smaller is better)	238.7	
AICC (smaller is better)	239.1	
BIC (smaller is better)	238.9	

Type 3 Tests of Fixed Effects								
Effect	DF	Num Den	F Value	Pr > F				
Condition	5	29	4.44	0.0040				
Least Squares Means								
Effect	Condition	Estimate	Error Standard	DF	t Value	Pr > t		
Condition	1	2.7553	3.6034	29	0.76	0.4507		
Condition	2	1.1903	3.6034	29	0.33	0.7435		
Condition	3	-7.5480	3.6034	29	-2.09	0.0450		
Condition	4	-2.9065	3.6827	29	-0.79	0.4364		
Condition	5	-2.7780	3.6034	29	-0.77	0.4470		
Condition	6	-1.8772	3.6034	29	-0.52	0.6064		
Differences of Least Squares Means								
Effect	Condition	Condition	Estimate	Error Standard	DF	t Value	Pr > t	Scheffe adjusted pvalue
Condition	1	3	10.3032	2.4143	29	4.27	0.0002	0.0112
Condition	1	4	5.6618	2.5311	29	2.24	0.0331	0.4348
Condition	1	5	5.5332	2.4143	29	2.29	0.0294	0.4075
Condition	1	6	4.6324	2.4143	29	1.92	0.0649	0.6023
Condition	2	3	8.7383	2.4143	29	3.62	0.0011	0.0450
Condition	2	4	4.0968	2.5311	29	1.62	0.1164	0.7561
Condition	2	5	3.9683	2.4143	29	1.64	0.1111	0.7441
Condition	2	6	3.0675	2.4143	29	1.27	0.2140	0.8951
Condition	3	4	-4.6415	2.5311	29	-1.83	0.0770	0.6475
Condition	3	5	-4.7700	2.4143	29	-1.98	0.0578	0.5718
Condition	3	6	-5.6708	2.4143	29	-2.35	0.0259	0.3800
Condition	4	5	-0.1285	2.5311	29	-0.05	0.9599	1.0000
Condition	4	6	-1.0293	2.5311	29	-0.41	0.6872	0.9994
Condition	5	6	-0.9008	2.4143	29	-0.37	0.7118	0.9996

En résumé, l'analyse montre qu'il existe une différence significative entre les conditions (F=4,44 et p=0,0040). Les comparaisons multiples effectuées (LSD) nous indiquent quelles sont les conditions qui diffèrent les unes des autres. Voici le résultat à ces comparaisons en classant les conditions de la plus faible valeur moyenne à la plus forte valeur moyenne.

Condition	3	4	5	6	2	1
	a	ab	ab	bc	bc	c

Les conditions identifiées par une même lettre ne sont pas statistiquement différentes. Si nous appliquons maintenant une correction afin de maintenir l'erreur de type 1 au niveau de 5 % (correction de Scheffe), voici ce que nous obtenons :

Condition	3	4	5	6	2	1
	a	ab	ab	ab	b	b

Encore une fois, les conditions reliées entre elles par une même lettre ne sont pas statistiquement différentes. Les conditions 3 et 1, ainsi que les conditions 3 et 2 sont donc statistiquement différentes.

Toutes les autres données ont été analysées statistiquement à l'aide d'une ANOVA

factorielle (3 x 2) à mesures répétées. La section qui suit est un exemple d'une analyse complète. Toutes les ANOVA factorielle à mesures répétées ont été réalisées selon cette méthode à l'aide du programme *DesignExpert 7.3.1*.

Le Tableau 7-14 montre une feuille de données qui a été utilisée pour faire l'ANOVA de l'étendue du déplacement du centre de masse par rapport au centre de la colonne vertébrale dans le plan frontal des sujets. Le # ID indique le sujet, le *Facteur 1* représente la chaise (Ch) et le *Facteur 2*, la consigne (co). Les valeurs qu'on entre dans la colonne *Réponse* sont les moyennes des trois essais que chaque sujet a effectués pour une même combinaison de chaise-consigne.

Tableau 7-14 : Exemple de la feuille de données d'une ANOVA dans Design-Expert.

# ID	Facteur 1 Ch : Chaise	Facteur 2 co : Consigne	Réponse	# ID	Facteur 1 Ch : Chaise	Facteur 2 co : Consigne	Réponse
10	CS	co1	11.64
11	CS	co1	8.66	10	SPRV2	co1	3.06
12	CS	co1	4.98	11	SPRV2	co1	20.09
13	CS	co1	10.92	12	SPRV2	co1	4.04
14	CS	co1	6.98	13	SPRV2	co1	6.33
15	CS	co1	6.44	14	SPRV2	co1	4.85
16	CS	co1	14.38	15	SPRV2	co1	5.46
17	CS	co1	5.29	16	SPRV2	co1	6.04
10	CS	co2	8.97	17	SPRV2	co1	6.29
11	CS	co2	10.57	10	SPRV2	co2	4.25
12	CS	co2	7.20	11	SPRV2	co2	4.69
13	CS	co2	20.67	12	SPRV2	co2	3.78
14	CS	co2	7.63	13	SPRV2	co2	4.34
15	CS	co2	7.05	14	SPRV2	co2	5.59
16	CS	co2	16.71	15	SPRV2	co2	4.86
17	CS	co2	5.76	16	SPRV2	co2	4.69
10	SPRV1	co1	9.29	17	SPRV2	co2	7.42
11	SPRV1	co1	7.92				
12	SPRV1	co1	6.55				
13	SPRV1	co1	10.00				
14	SPRV1	co1	4.45				
15	SPRV1	co1	8.93				
16	SPRV1	co1	7.20				
17	SPRV1	co1	9.00				
10	SPRV1	co2	9.22				
11	SPRV1	co2	7.72				
12	SPRV1	co2	7.31				
13	SPRV1	co2	9.23				
14	SPRV1	co2	7.23				
15	SPRV1	co2	5.47				
16	SPRV1	co2	6.93				
17	SPRV1	co2	5.34				

Sur le graphique des résidus en fonction du % normal de probabilité (Figure 7-41 A), on

note que la distribution de l'erreur est disposée de part et d'autre de la droite de distribution normale, principalement près du centre. On observe aussi sur la Figure 7-41 B que les résidus de la chaise 1 ont une plus grande variance que les chaises 2 et 3, ce qui rend les variances inégales entres-elles. Ces observations indiquent que les données sont hétérogènes et qu'une action doit être posée, sans quoi les données statistiques n'auront aucune signification. Pour obtenir des résultats plus homogènes, on doit appliquer une transformation. Pour cet exemple, *Design-Expert* propose (Figure 7-42 A) une transformation logarithmique ($\lambda=0$) (Figure 7-42 B).

Suite à cette transformation (Figure 7-43 A), on constate que les données sont beaucoup plus près de la droite de distribution et ce, principalement au centre, ce qui est le plus important [Montgomery, 2005]. On observe également sur la Figure 7-43 B que la variance de la chaise 1 est beaucoup plus faible qu'initialement. Malgré le fait que les variances des trois chaises soient toujours inégales, la différence entre celle-ci est moins importante qu'au début.

Finalement, on peut remarquer dans la première rangée du Tableau 7-15 que les valeurs de F et p des deux facteurs sont aussi touchés par cette transformation, principalement les valeurs de la chaise (C), puisque c'était principalement pour ces valeurs qu'on a appliqué la transformation. Ce changement a un impact dramatique sur les valeurs de F et de p, ce qui confirme que la transformation était de mise.

Les résultats des ANOVAs factorielles à mesures répétées effectuées sont résumés dans le Tableau 7-15.

Tableau 7-15 : Résumé des valeurs de F et p avant et après la transformation décrite.

Données analysées	Facteur	Transformation	F	p
Étendue du mouvement du centre de masse dans le plan frontal pour tous les sujets	Chaise (Ch)	Racine carrée inverse	9,32	0,0004
	Consigne (co)		0,10	0,7501
	Interaction		0,91	0,4093
Étendue du mouvement du tronc pour tous les sujets dans le plan frontal	Chaise (Ch)	Logarithmique	1,29	0,0807
	Consigne (co)		2,67	0,9434
	Interaction		5,10x10 ⁻³	0,5803
Étendue du mouvement du tronc pour tous les sujets dans le plan sagittal	Chaise (Ch)	Racine carrée inverse	0,18	0,8328
	Consigne (co)		1,61	0,2112
	Interaction		0,068	0,9343
Étendue du mouvement du SPRV pour tous les sujets dans le plan frontal	Chaise (Ch)	Racine carrée	43,75	< 0,0001
	Consigne (co)		1,46	0,2366
	Interaction		1,10	0,3028
Étendue du mouvement du SPRV pour tous les sujets dans le plan sagittal	Chaise (Ch)	Aucune	0,78	0,3834
	Consigne (co)		0,37	0,5495
	Interaction		1,72	0,2008
Changement de l'angle de la courbure lombaire pour tous les sujets	Chaise (Ch)	Aucune	3,56	0,0374
	Consigne (co)		2,13	0,1517
	Interaction		0,52	0,5967
Pente de la droite de tendance de l'angle de la courbure lombaire pour tous les sujets	Chaise (Ch)	Aucune	2,39	0,1044
	Consigne (co)		1,02	0,3178
	Interaction		0,68	0,5127
Forces sous les tubérosités ischiatiques pour tous les sujets	Chaise (Ch)	Aucune	29,05	< 0,0001
	Consigne (co)		0,50	0,4816
	Interaction		0,61	0,5460
Forces sous les pieds pour tous les sujets	Chaise (Ch)	Racine carrée	33,66	< 0,0001
	Consigne (co)		0,33	0,5599
	Interaction		0,70	0,5032
EMG du dos gauche pour tous les sujets	Chaise (Ch)	Aucune	0,92	0,4074
	Consigne (co)		0,10	0,7523
	Interaction		0,11	0,8990
EMG du dos droit pour tous les sujets	Chaise (Ch)	Logarithmique	0,63	0,5363
	Consigne (co)		0,30	0,5878
	Interaction		0,73	0,4881

Données analysées	Facteur	Transformation	F	p
EMG des cuisses gauches pour tous les sujets	Chaise (Ch)	Aucune	1,21	0,3091
	Consigne (co)		0,016	0,9005
	Interaction		0,67	0,5153
EMG des cuisses droites pour tous les sujets	Chaise (Ch)	Aucune	0,12	0,8887
	Consigne (co)		0,12	0,7359
	Interaction		0,097	0,9079
Perception de la fatigue du dos enregistrée pendant les tests, pour tous les sujets	Chaise (Ch)	Racine carrée	0,027	0,9735
	Consigne (co)		1,00	0,3219
	Interaction		0,21	0,8090
Perception de la fatigue des cuisses enregistrée pendant les tests, pour tous les sujets	Chaise (Ch)	Racine carrée	0,32	0,7254
	Consigne (co)		5,91	0,0194
	Interaction		0,036	0,9642

Ensuite, afin de déterminer quelles conditions sont statistiquement différentes, ont a utilisé la méthode des moindre carrés (« Difference of least means squares » ou LSD), dont l'équation est :

$$LSD = t_{\alpha/2, N-a} \sqrt{\frac{2MS_E}{n}}$$

où MS_E varie selon la valeur et calculée dans Design-Expert
 $n = 8$
 $t_{\alpha/2, N-a} = 1.682$
 $\alpha = 0.10$
 $a = 6$
 $N = 48$

Quand la différence entre deux moyennes est supérieure à la valeur calculée LSD, il existe une différence statistiquement significative entre les conditions (CS-co1 - SPRV2-co2 > LSD). Voici un exemple de calcul (Tableau 7-16) obtenu pour l'étendue du déplacement du CoM par rapport à L5 dans le plan frontal. Toutes les autres données ont été traitées de la même manière et les résultats sont disponibles dans les tableaux qui suivent.

Tableau 7-16 : LSD pour les données de position du CoM par rapport au centre de la colonne vertébrale dans le plan frontal, pour tous les sujets. Les différences en gras qui sont plus grande (>) que la valeur de LSD sont statistiquement significatives.

Valeurs	Moyenne		Différence entre les conditions
	co1	co2	
$t_{\alpha/2, N-a} = 1,682$			C1c1 - C1c2 = -1,91 < LSD
MSE = 12,58	CS	8,66 10,57	C1c1 - C2c2 = 1,35 < LSD
n = 8	SPRV1	7,92 7,31	C1c1 - C3c2 = 3,71 > LSD
LSD = 2,9829	SPRV2	5,15 4,95	C1c1 - C2c1 = 0,74 < LSD
			C1c1 - C3c1 = 3,51 > LSD
			C1c2 - C2c2 = 3,26 > LSD
			C1c2 - C3c2 = 5,62 > LSD
			C1c2 - C2c1 = 2,65 < LSD
			C1c2 - C3c1 = 5,42 > LSD
			C2c1 - C2c2 = 0,61 < LSD
			C2c1 - C3c2 = 2,97 < LSD
			C2c1 - C3c1 = 2,77 < LSD
			C2c2 - C3c2 = 2,36 < LSD
			C2c2 - C3c1 = 2,16 < LSD
			C3c1 - C3c2 = 0,2 < LSD

Tableau 7-17 : LSD pour les données d'étendue du CoM par rapport au centre de la colonne vertébrale dans le plan frontal pour tous les sujets. Les différences en gras qui sont plus grande (>) que la valeur de LSD sont statistiquement significatives.

Valeurs	Moyenne		Différence entre les conditions
	co1	co2	
$t_{\alpha/2, N-a} = 1,682$			C1c1 - C1c2 = -0,95 < LSD
MSE = 4,78	CS	6,53 7,48	C1c1 - C2c2 = 0,23 < LSD
n = 8	SPRV1	6,71 6,3	C1c1 - C3c2 = -1,38 < LSD
LSD = 1,8387	SPRV2	8,36 7,91	C1c1 - C2c1 = -0,18 < LSD
			C1c1 - C3c1 = -1,83 < LSD
			C1c2 - C2c2 = 1,18 < LSD
			C1c2 - C3c2 = -0,43 < LSD
			C1c2 - C2c1 = 0,77 < LSD
			C1c2 - C3c1 = -0,88 < LSD
			C2c1 - C2c2 = 0,41 < LSD
			C2c1 - C3c2 = -1,2 < LSD
			C2c1 - C3c1 = -1,65 < LSD
			C2c2 - C3c2 = -1,61 < LSD
			C2c2 - C3c1 = -2,06 > LSD
			C3c1 - C3c2 = 0,45 < LSD

Tableau 7-18 : LSD pour les données d'étendue du mouvement du SPRV dans le plan frontal pour tous les sujets. Les différences en gras qui sont plus grande (>) que la valeur de LSD sont statistiquement significatives.

Valeurs	Moyenne		Différence entre les conditions
	co1	co2	
$t_{\alpha/2, N-a} = 1,682$			C2c1 - C2c2 = 0,17 < LSD
MSE = 7,22	CS	0 0	C2c1 - C3c2 = -4,78 > LSD
n = 8	SPRV1	6,31 6,14	C2c1 - C3c1 = -7,33 > LSD
LSD = 2,2598	SPRV2	13,64 11,09	C2c2 - C3c2 = -4,95 > LSD
			C2c2 - C3c1 = -7,5 > LSD
			C3c1 - C3c2 = 2,55 > LSD

Tableau 7-19 : LSD pour les données de changement de la courbure lombaire pour tous les sujets. Les différences en gras qui sont plus grande (>) que la valeur de LSD sont statistiquement significatives.

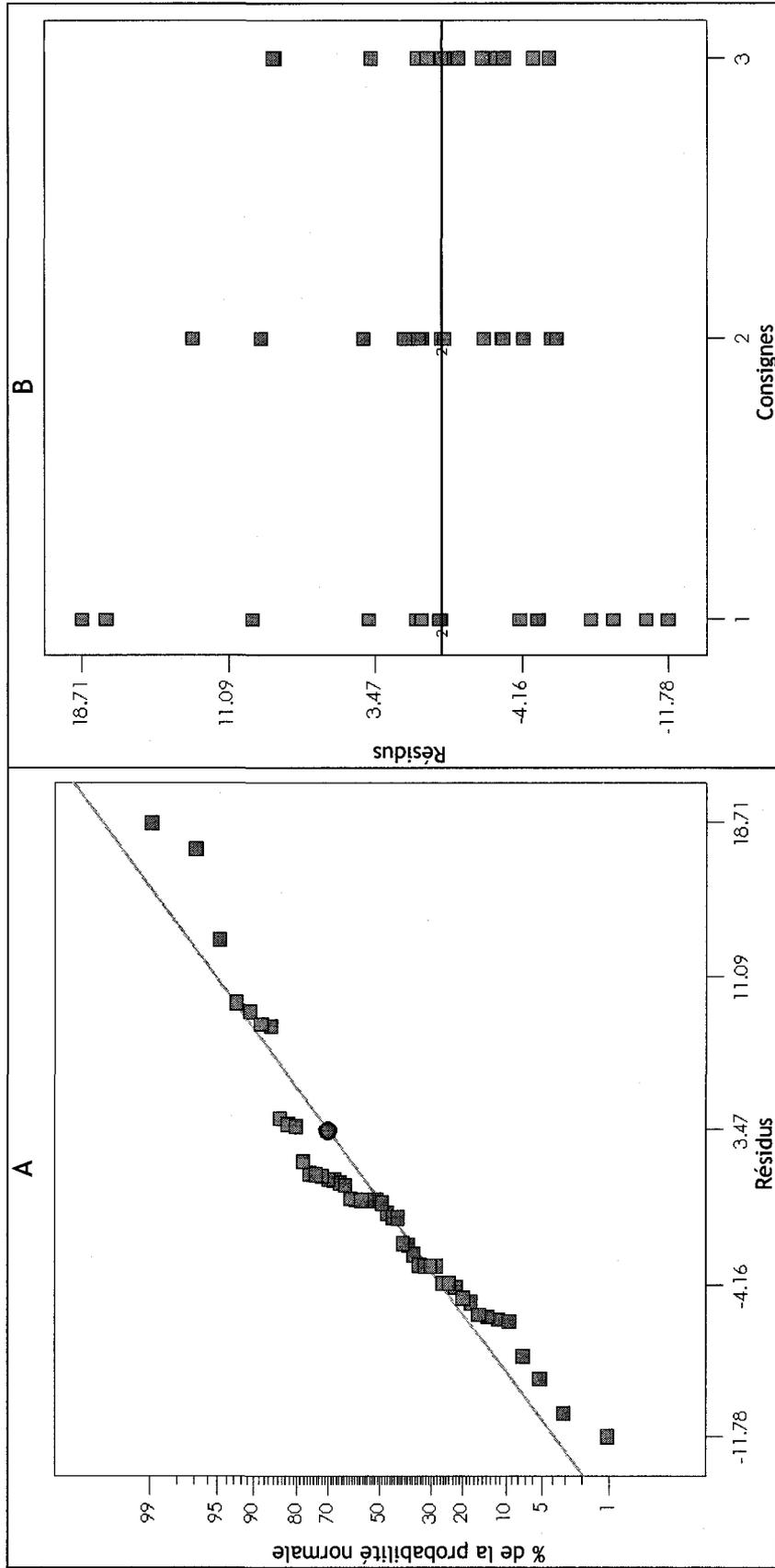
Valeurs	Moyenne		Différence entre les conditions
	co1	co2	
$t_{\alpha/2, N-a} = 1,682$			C1c1 - C1c2 = -3,02 < LSD
MSE = 12,95	CS	- -	C1c1 - C2c2 = -4,3 > LSD
n = 8	SPRV1	-9,6 -8,86	C1c1 - C3c2 = -5,18 > LSD
LSD = 3,0264	SPRV2	-8,78 -7,98	C1c1 - C2c1 = -3,56 > LSD
			C1c1 - C3c1 = -4,38 > LSD
			C1c2 - C2c2 = -1,28 < LSD
			C1c2 - C3c2 = -2,16 < LSD
			C1c2 - C2c1 = -0,54 < LSD
			C1c2 - C3c1 = -1,36 < LSD
			C2c1 - C2c2 = -0,74 < LSD
			C2c1 - C3c2 = -1,62 < LSD
			C2c1 - C3c1 = -0,82 < LSD
			C2c2 - C3c2 = -0,88 < LSD
			C2c2 - C3c1 = -0,08 < LSD
			C3c1 - C3c2 = -0,8 < LSD

Tableau 7-20 : LSD pour les données de la pente de la courbure lombaire pour tous les sujets. Les différences en gras qui sont plus grande (>) que la valeur de LSD sont statistiquement significatives.

Valeurs	Moyenne		Différence entre les conditions	
	co1	co2	C1c1 - C1c2	= 0,05 < LSD
$t_{\alpha/2, N-a}$ = 1,682			C1c1 - C2c2	= -0,2 < LSD
MSE = 0,1	CS	-0,15 -0,2	C1c1 - C3c2	= -0,32 > LSD
n = 8	SPRV1	-0,07 0,05	C1c1 - C2c1	= -0,08 < LSD
LSD = 0,2659	SPRV2	-0,03 0,17	C1c1 - C3c1	= -0,12 < LSD
			C1c2 - C2c2	= -0,25 < LSD
			C1c2 - C3c2	= -0,37 > LSD
			C1c2 - C2c1	= -0,13 < LSD
			C1c2 - C3c1	= -0,17 < LSD
			C2c1 - C2c2	= -0,12 < LSD
			C2c1 - C3c2	= -0,24 < LSD
			C2c1 - C3c1	= -0,04 < LSD
			C2c2 - C3c2	= -0,12 < LSD
			C2c2 - C3c1	= 0,08 < LSD
			C3c1 - C3c2	= -0,2 < LSD

Tableau 7-21 : LSD pour les données de forces sous les tubérosités ischiatiques pour tous les sujets. Les différences en gras qui sont plus grande (>) que la valeur de LSD sont statistiquement significatives.

Valeurs	Moyenne		Différence entre les conditions	
	co1	co2	C1c1 - C1c2	= -1,24 < LSD
$t_{\alpha/2, N-a}$ = 1,682			C1c1 - C2c2	= 12,9 > LSD
MSE = 29,53	CS	84,62 85,86	C1c1 - C3c2	= 13,5 > LSD
n = 8	SPRV1	73,42 71,74	C1c1 - C2c1	= 11,2 > LSD
LSD = 4,5701	SPRV2	73,98 71,08	C1c1 - C3c1	= 10,6 > LSD
			C1c2 - C2c2	= 14,12 > LSD
			C1c2 - C3c2	= 14,8 > LSD
			C1c2 - C2c1	= 12,4 > LSD
			C1c2 - C3c1	= 11,9 > LSD
			C2c1 - C2c2	= 1,68 < LSD
			C2c1 - C3c2	= 2,34 < LSD
			C2c1 - C3c1	= -0,56 < LSD
			C2c2 - C3c2	= 0,66 < LSD
			C2c2 - C3c1	= -2,24 < LSD
			C3c1 - C3c2	= 2,9 < LSD



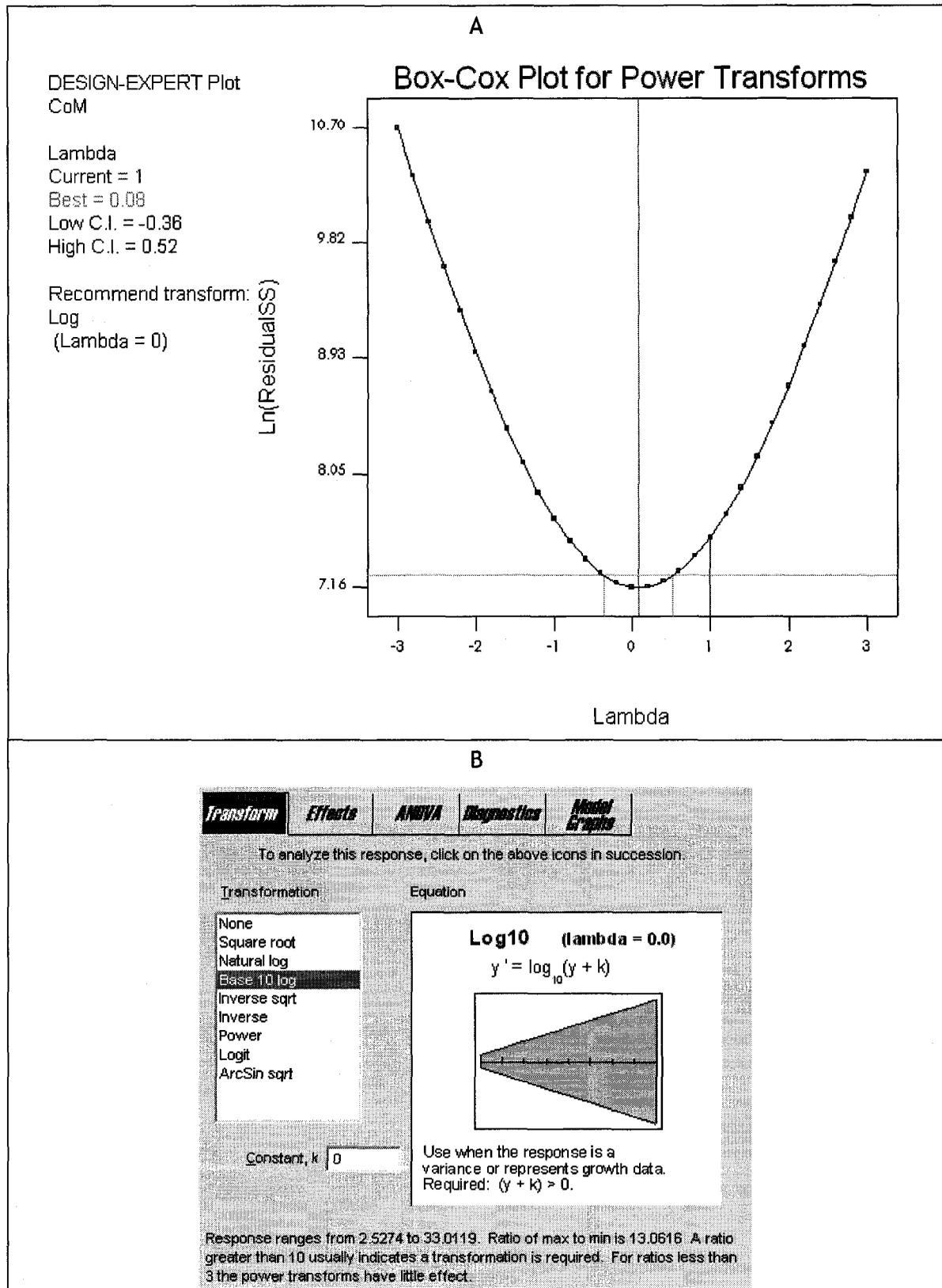


Figure 7-42 : (A) Exemple de transformation proposée par Design-Expert et (B) exemple de transformation racine carrée dans Design-Expert.

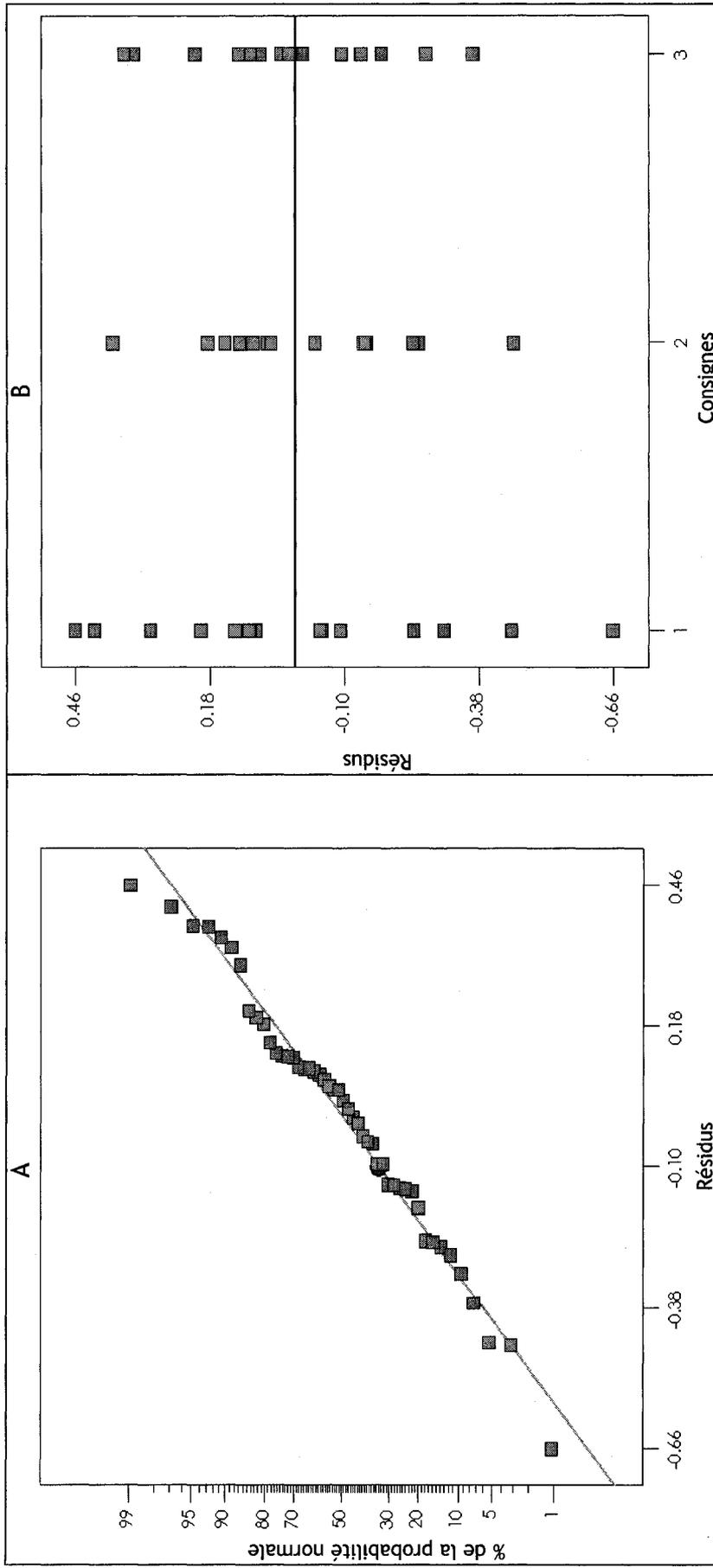
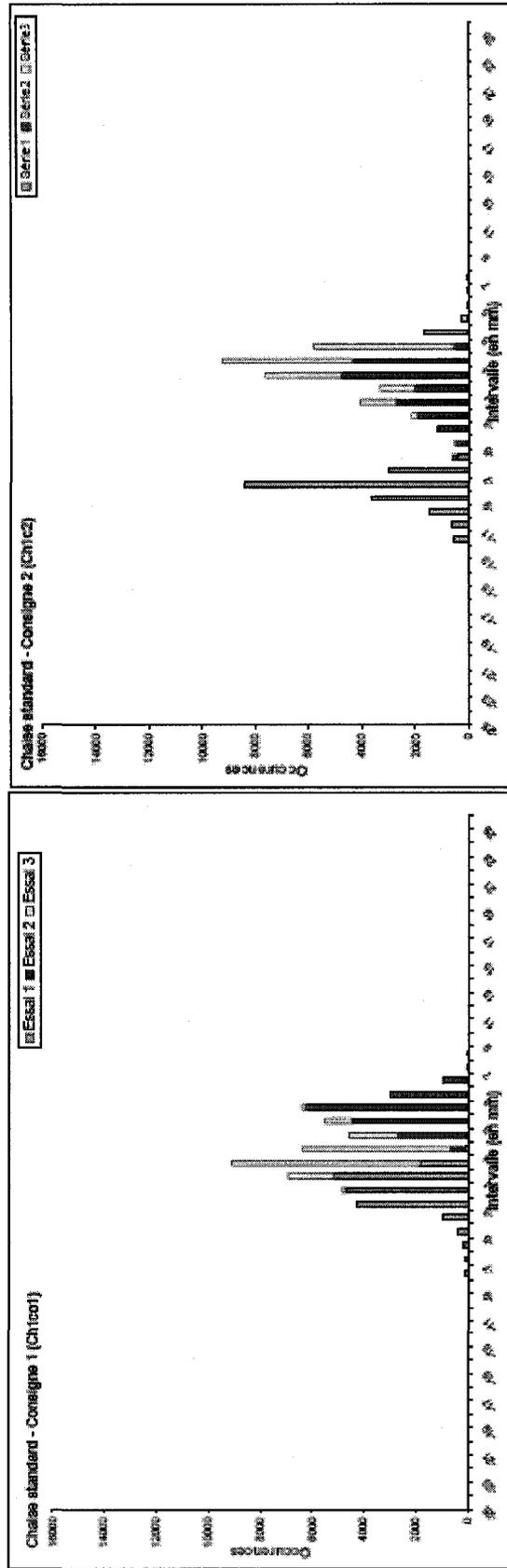


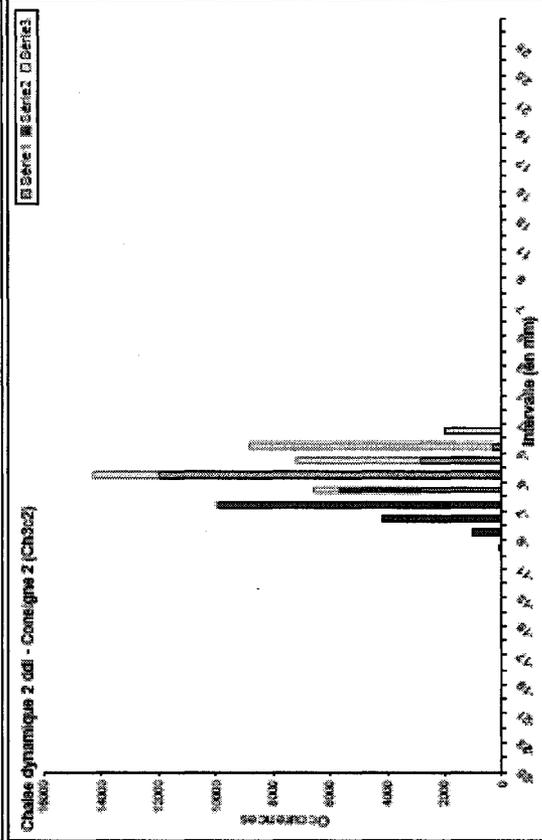
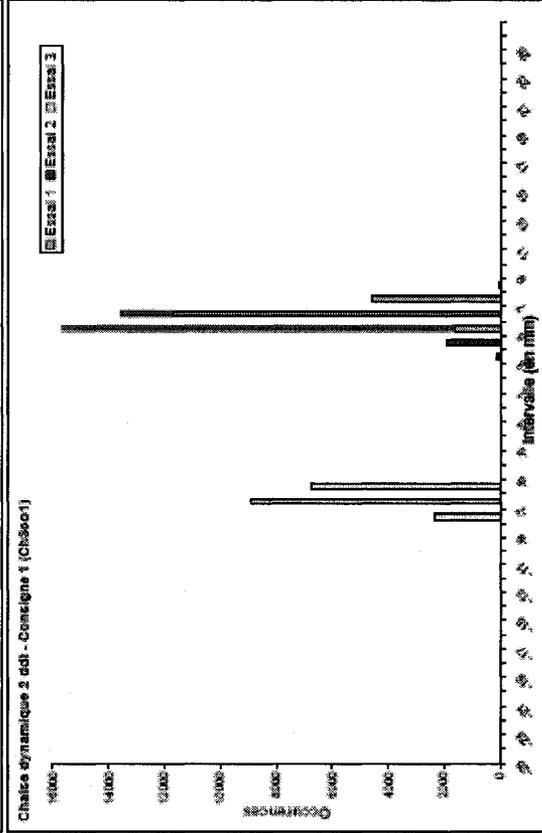
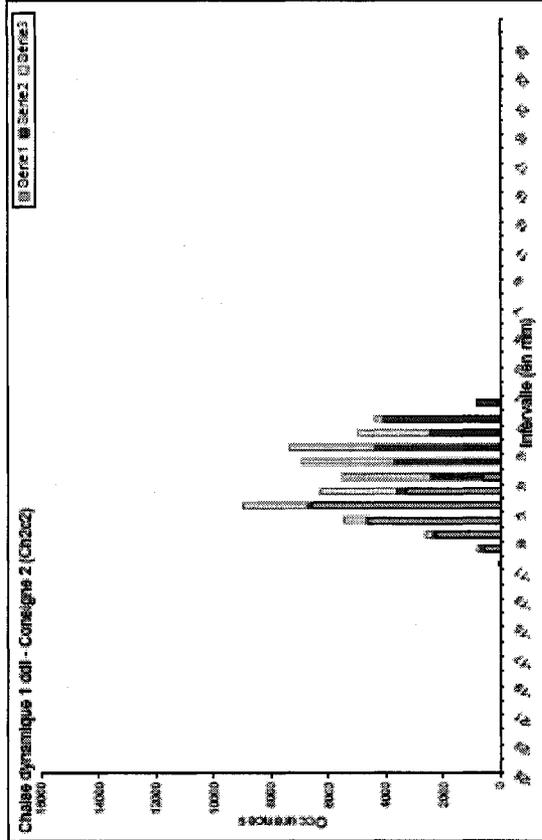
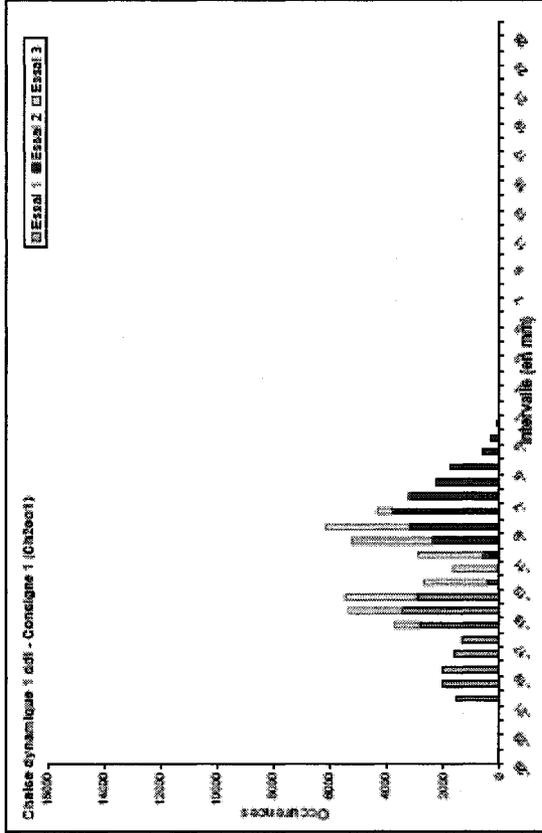
Figure 7-43 : (A) Graphique des résidus en fonction de la probabilité et (B) graphique de la consigne en fonction des résidus. Après la transformation.

Annexe 25 : Distribution de la position du centre de masse pour tous les sujets

Sujet 10

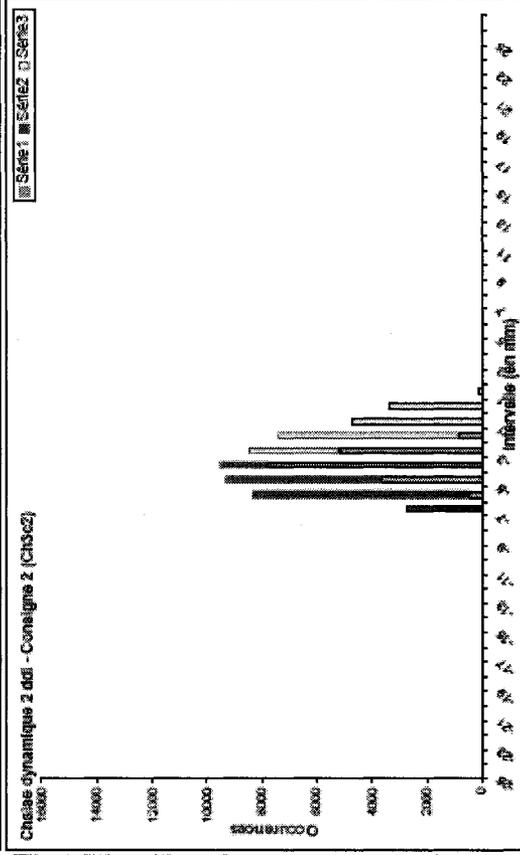
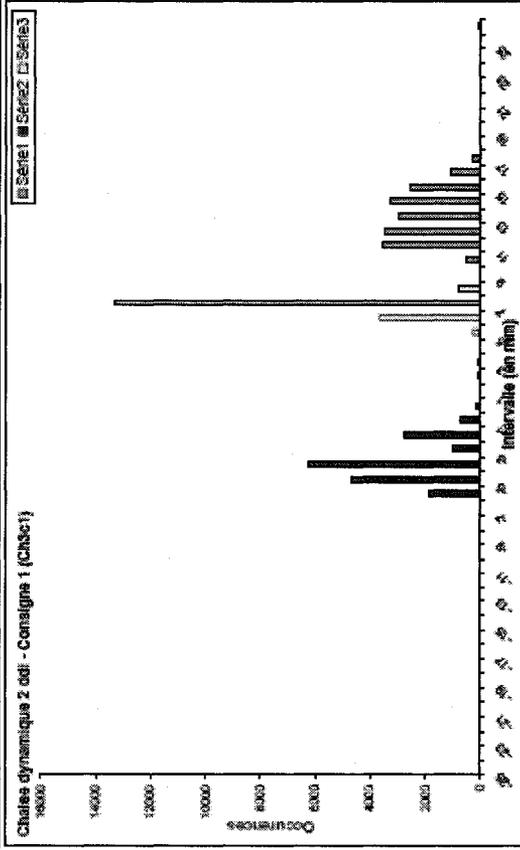
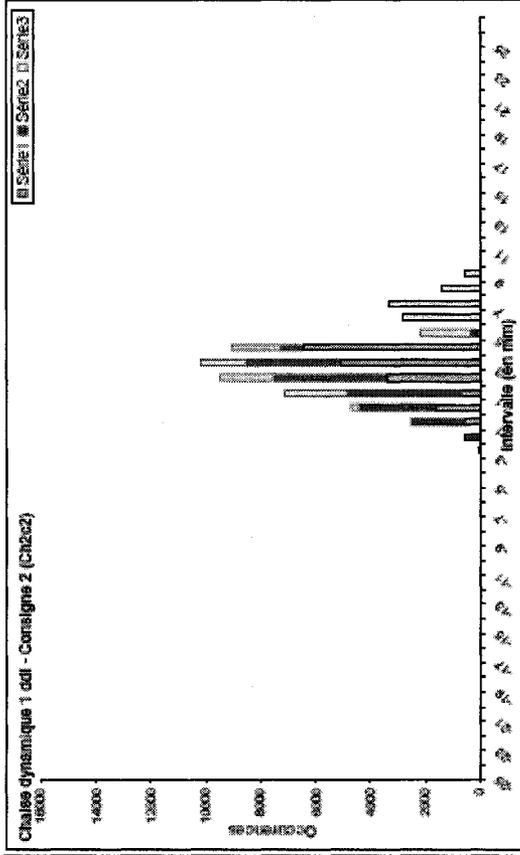
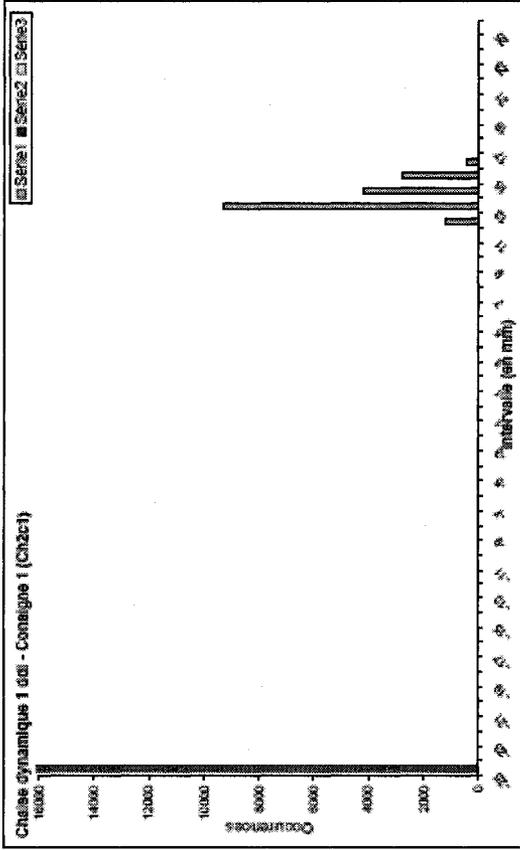


Sujet 10 (suite)

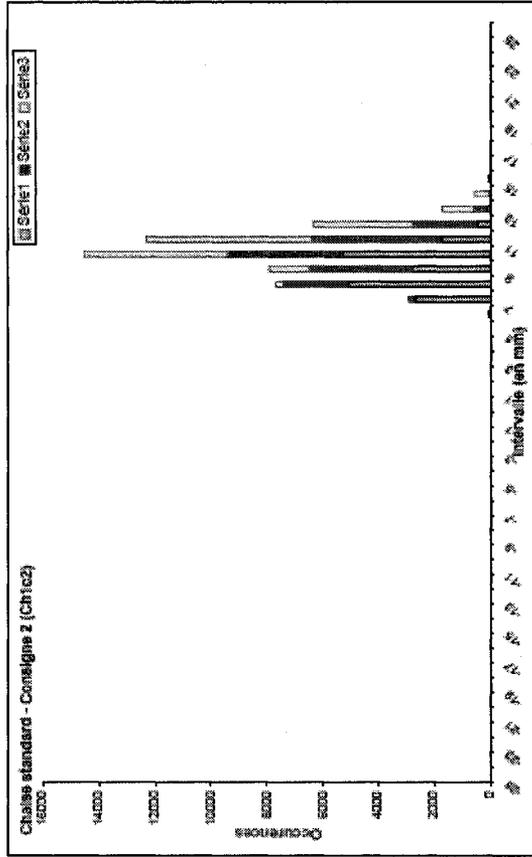
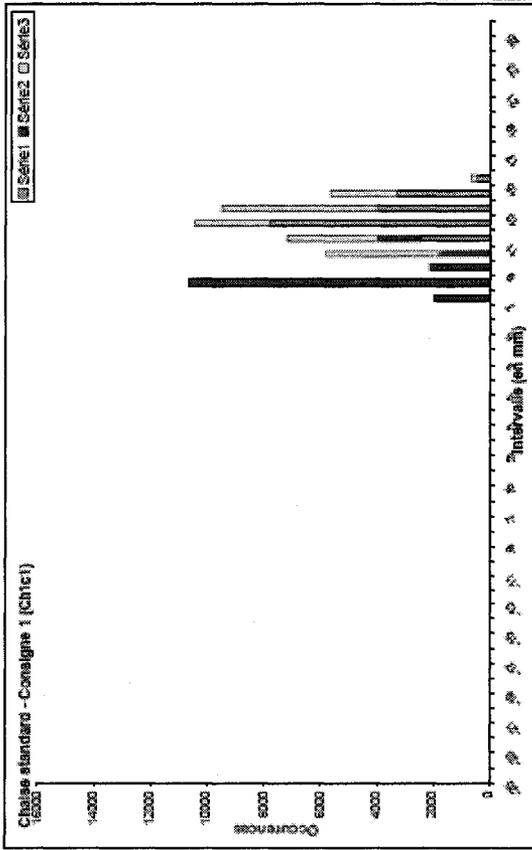


Sujet 11

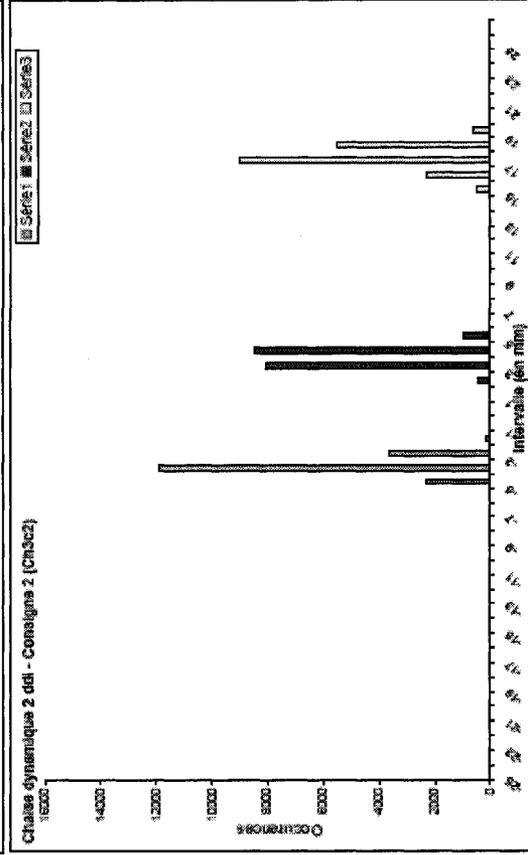
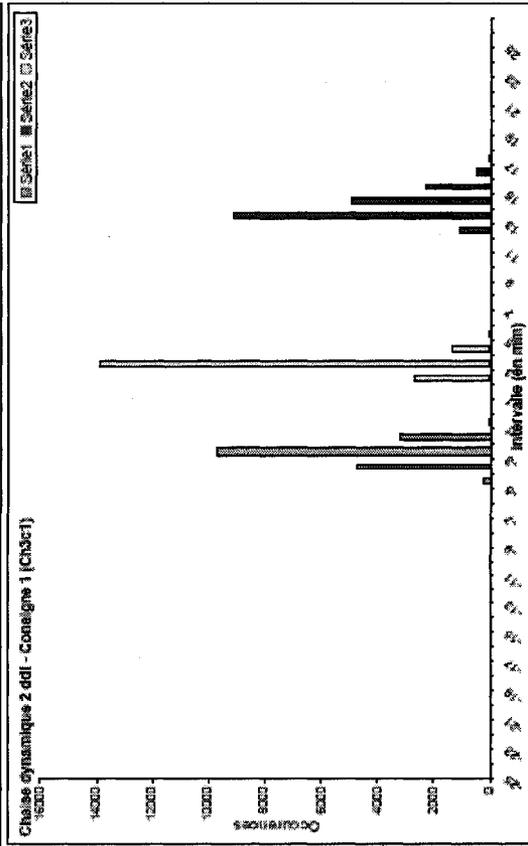
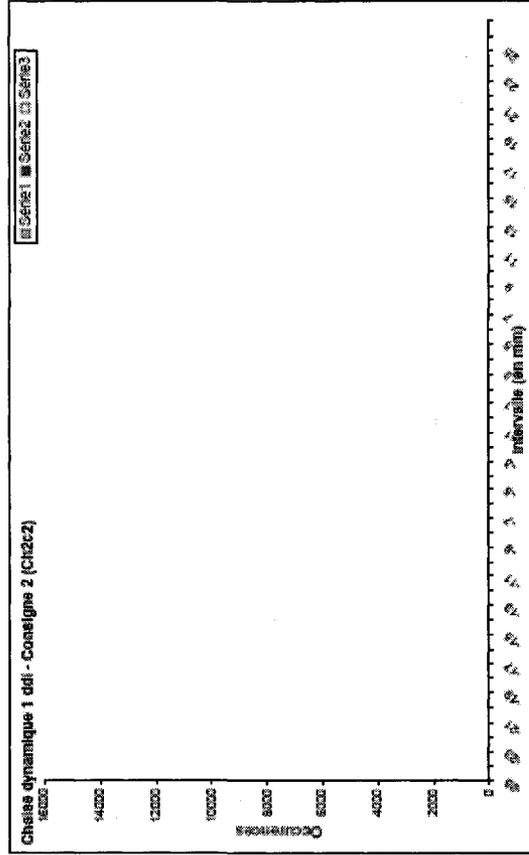
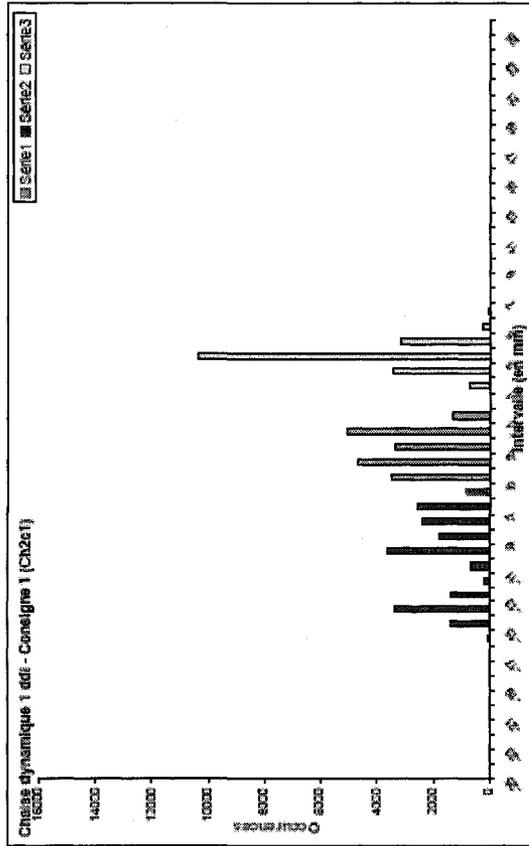
Il n'y a pas de données pour la chaise standard.



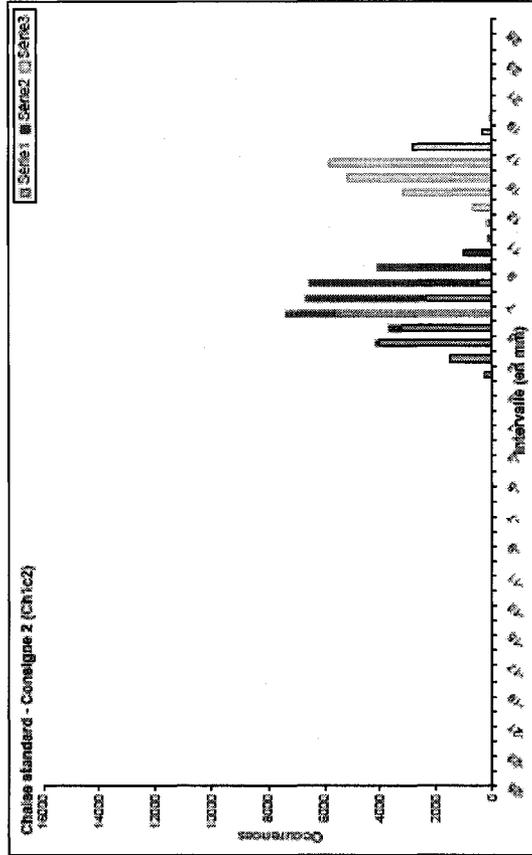
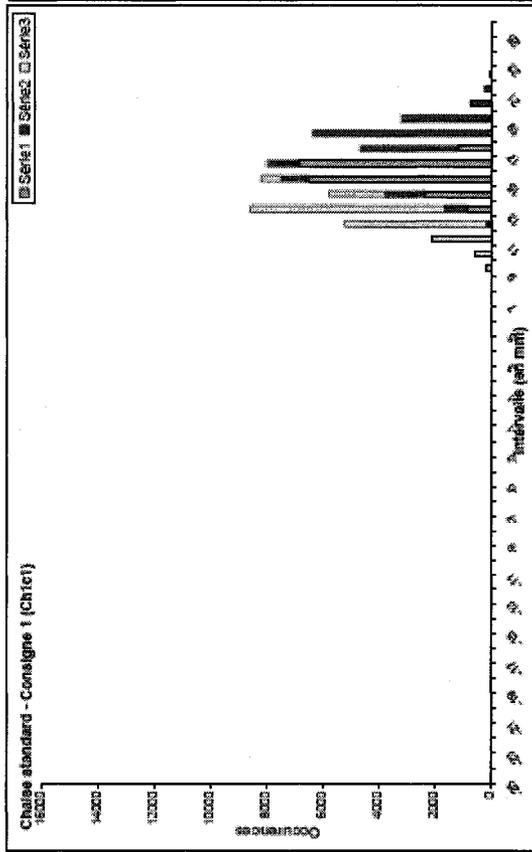
Sujet 12



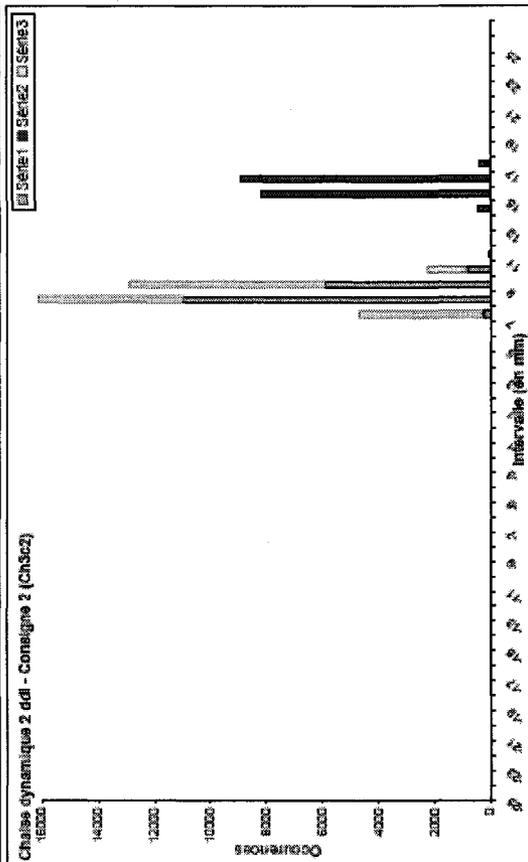
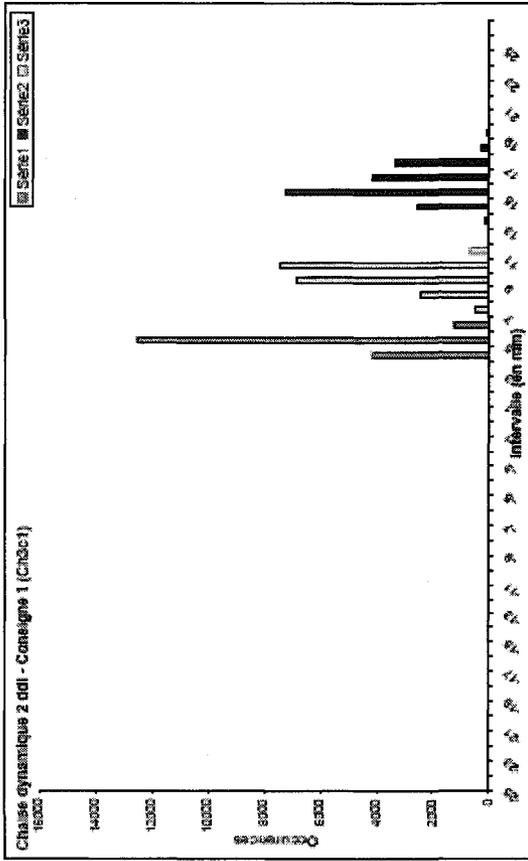
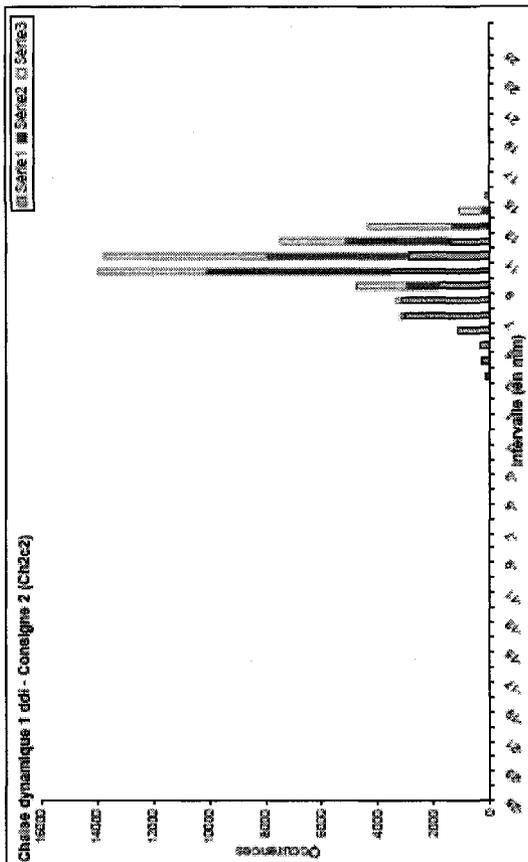
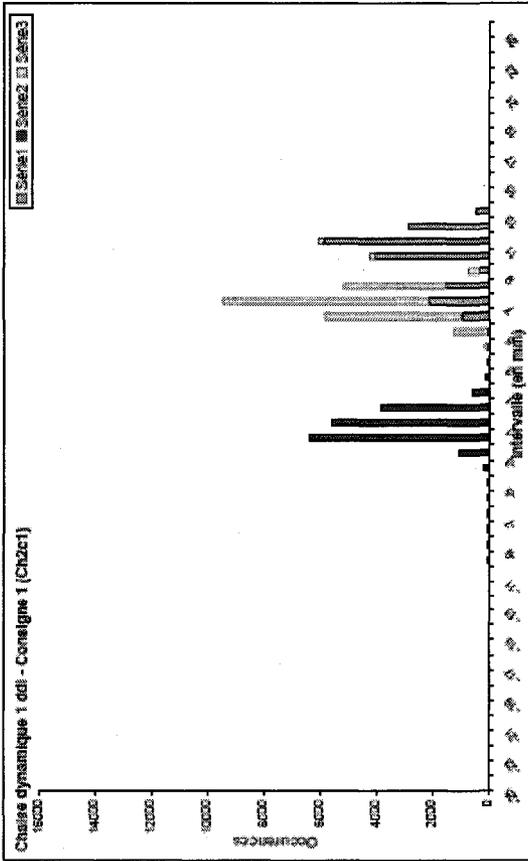
Sujet 12 (suite)



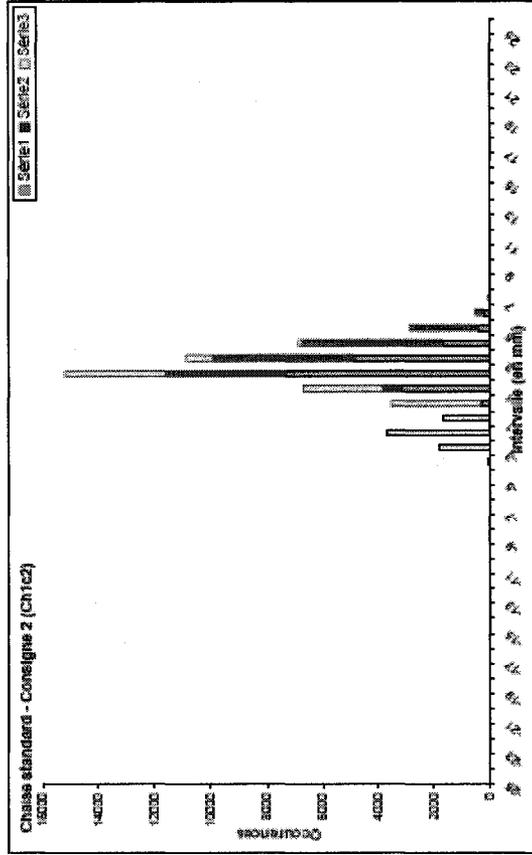
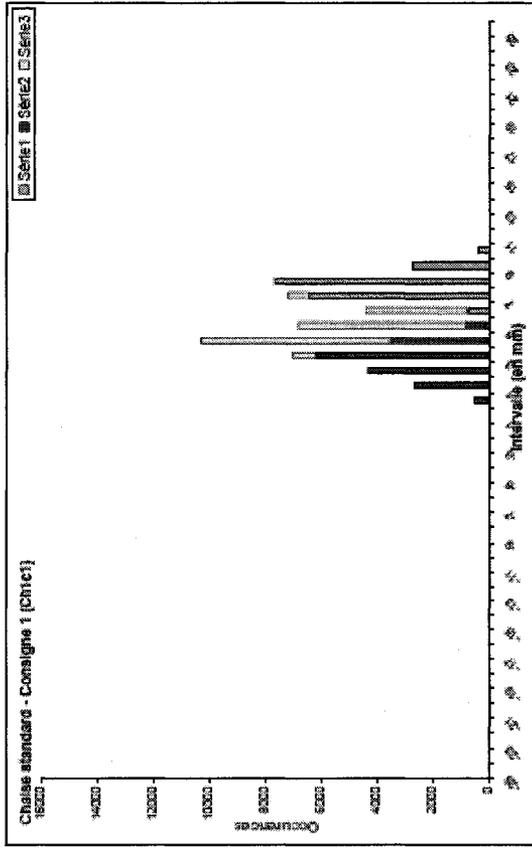
Sujet 13



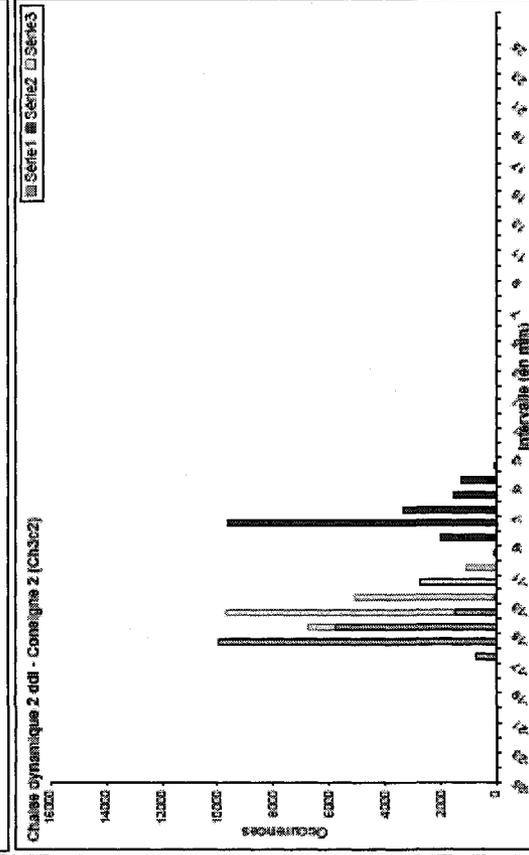
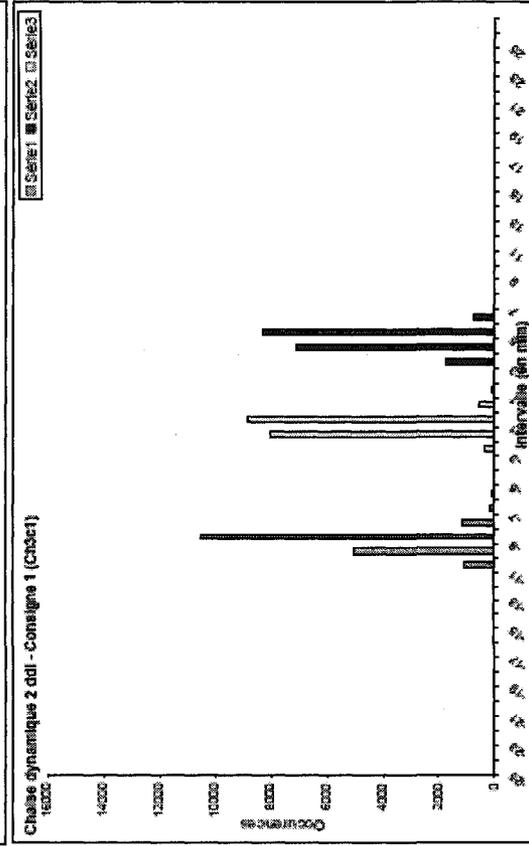
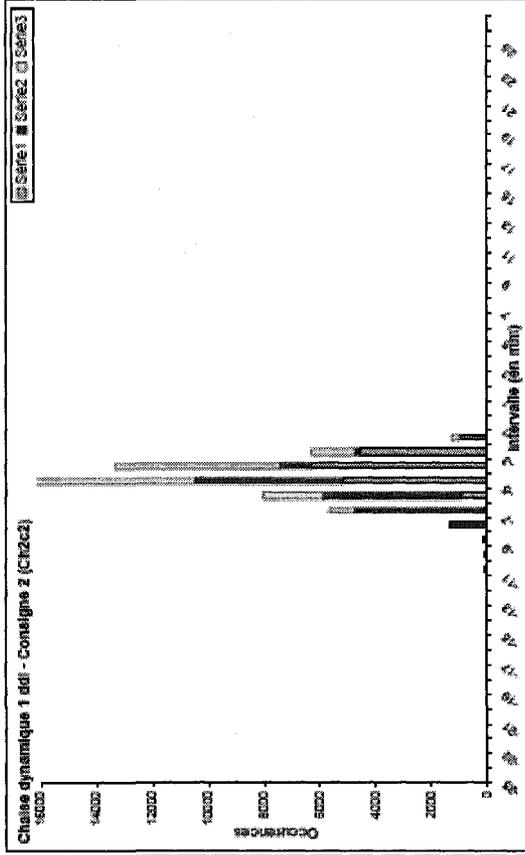
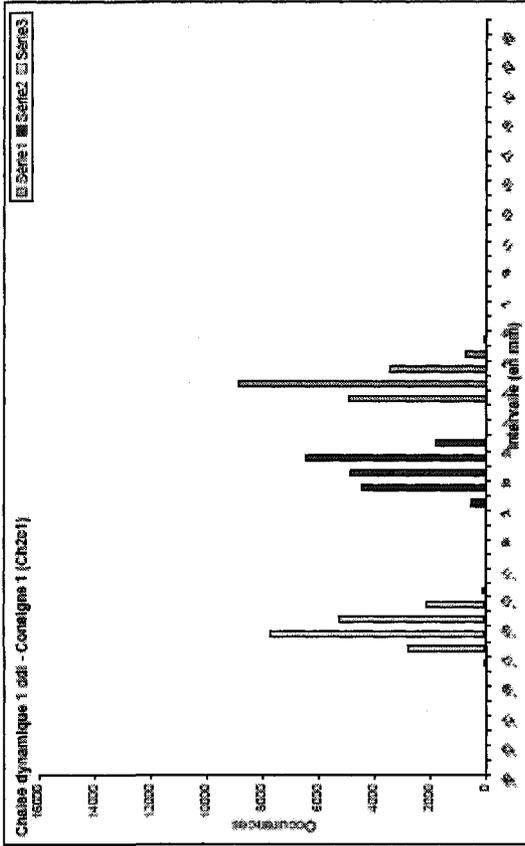
Sujet 13 (suite)



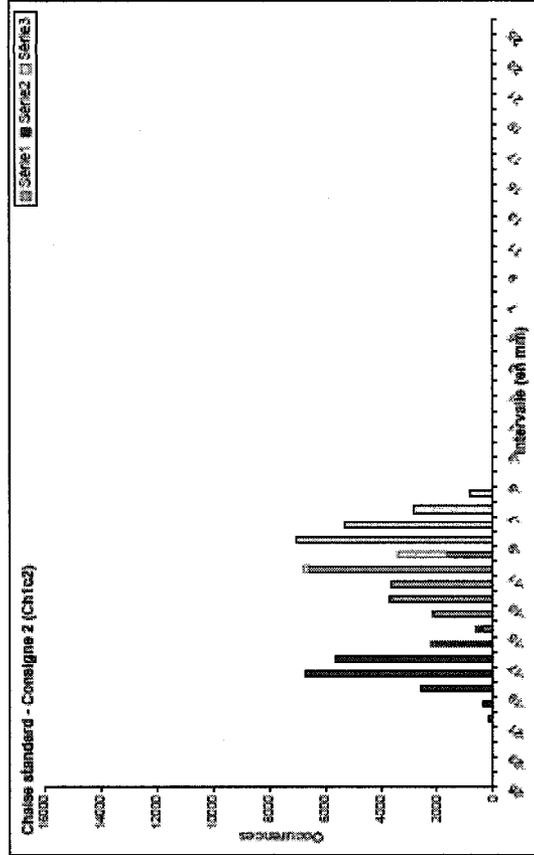
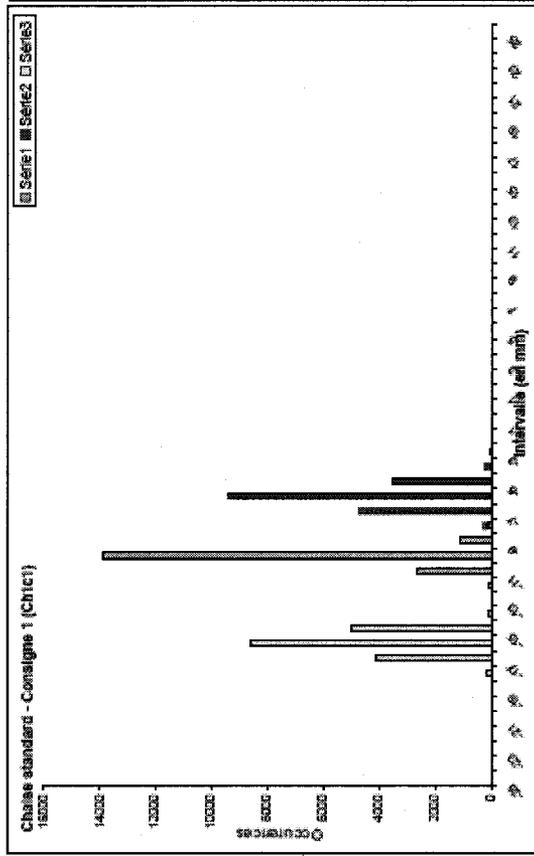
Sujet 14



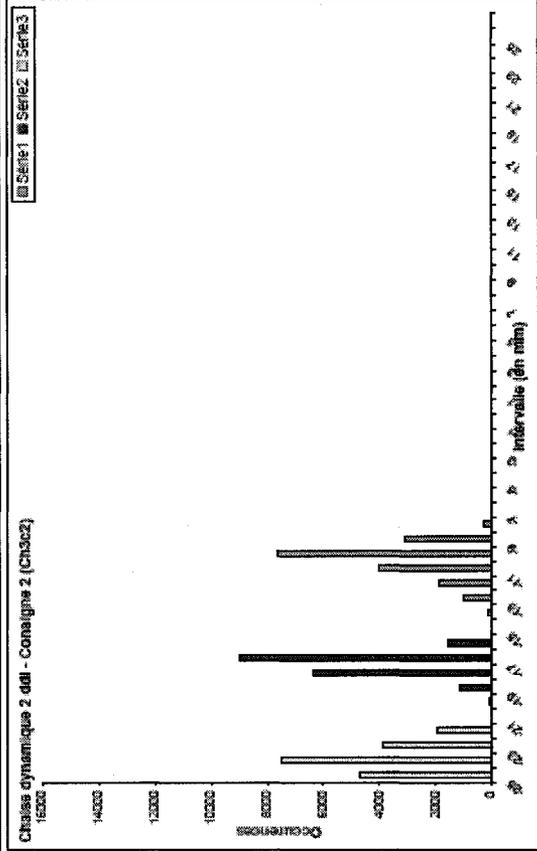
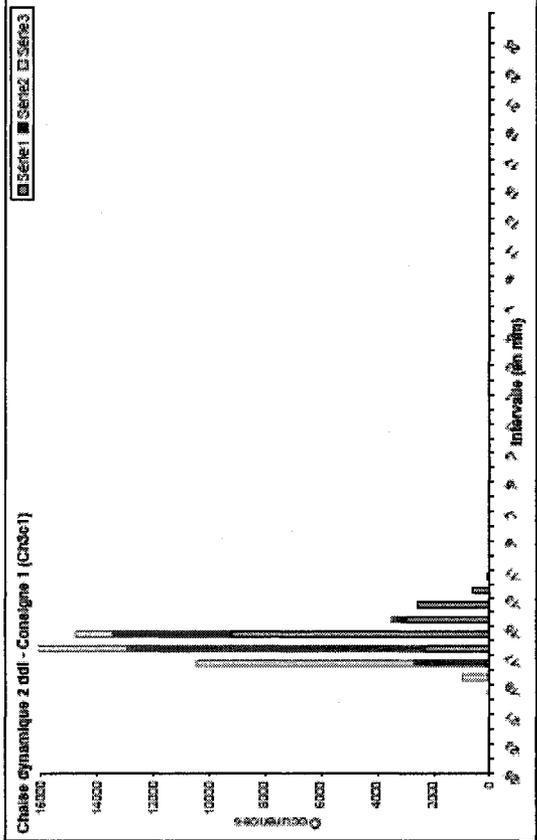
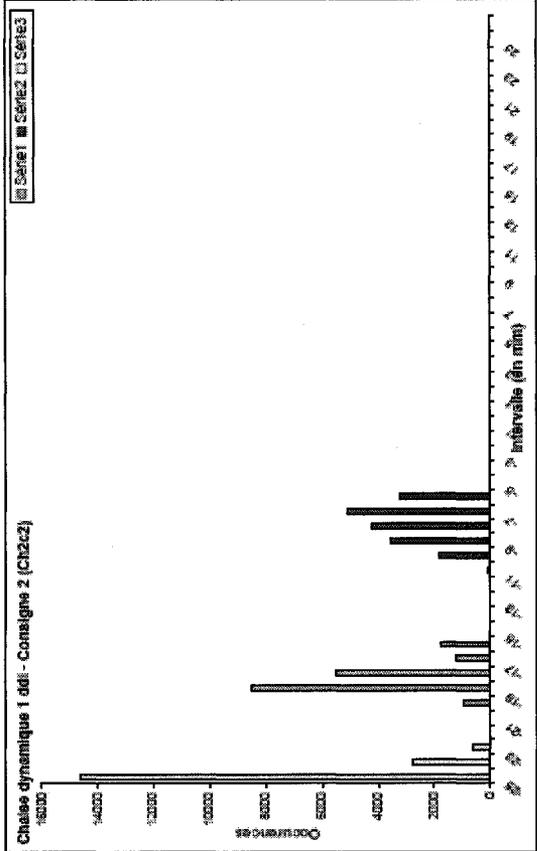
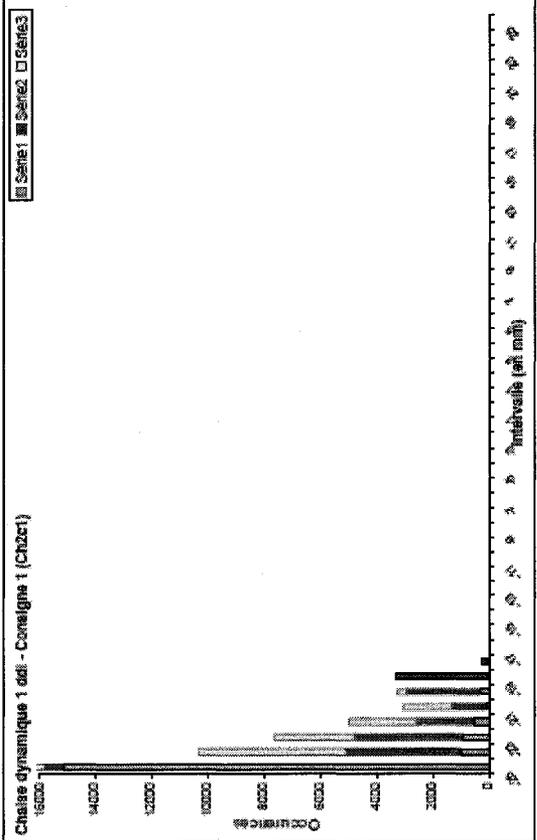
Sujet 14 (suite)



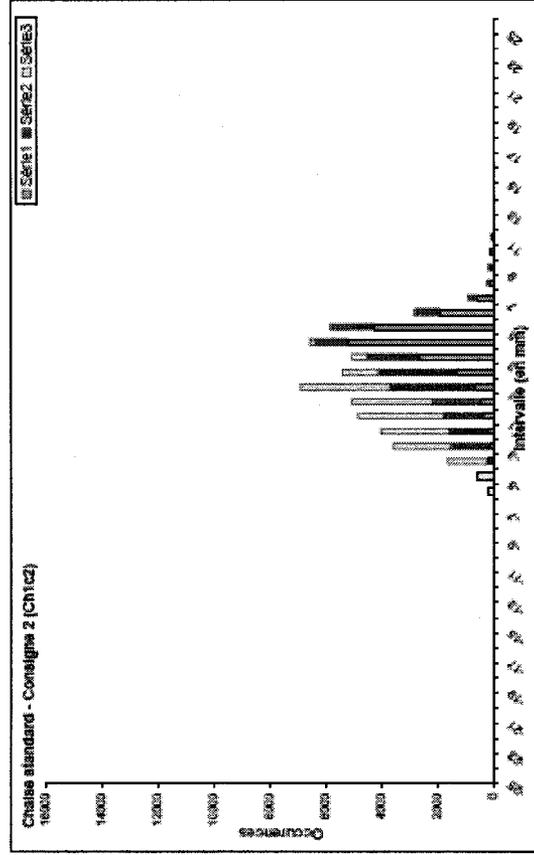
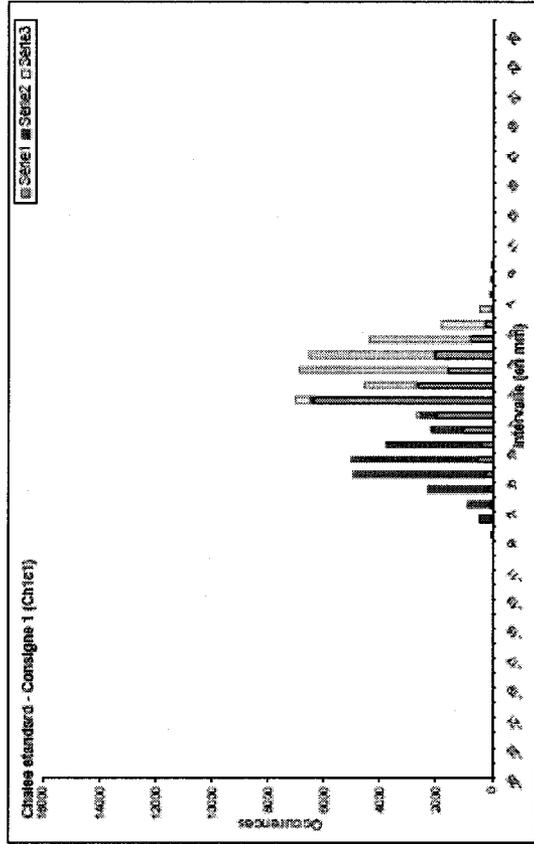
Sujet 15



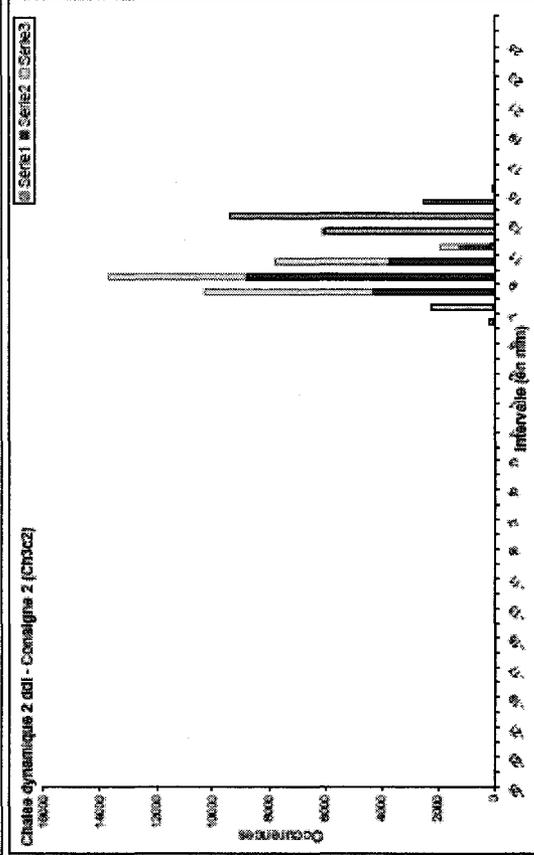
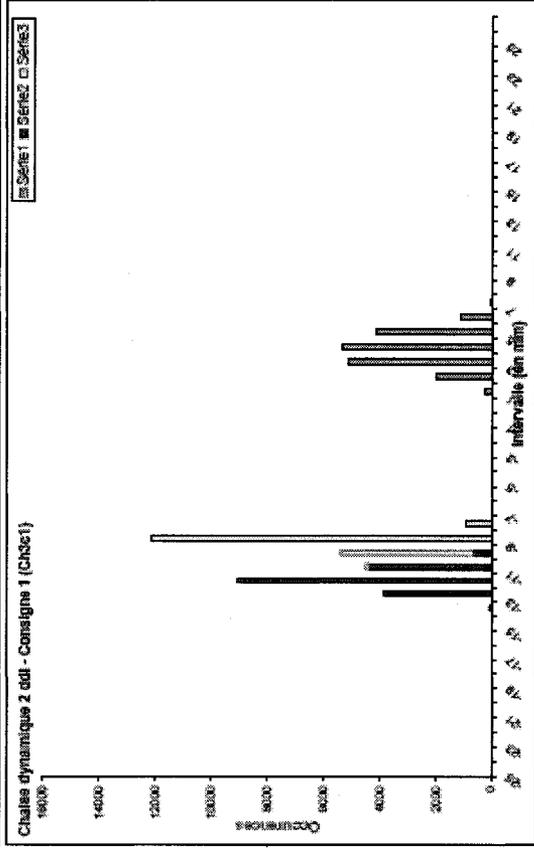
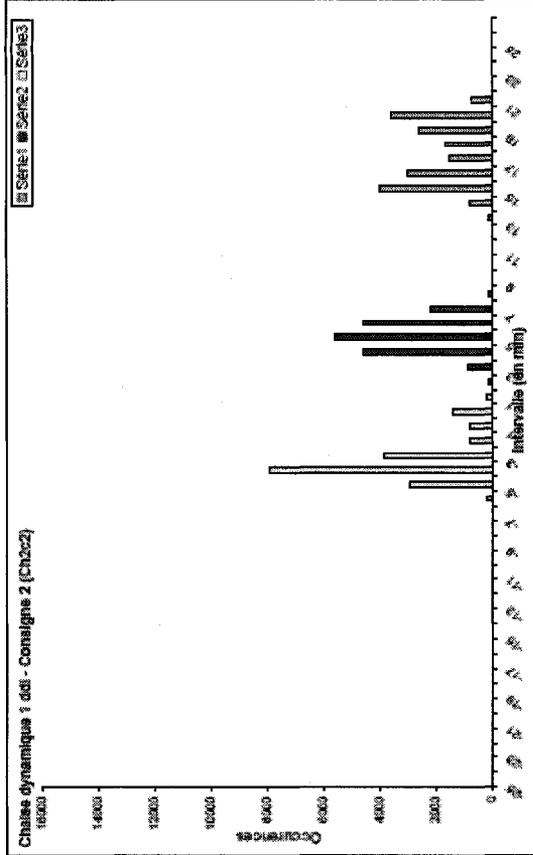
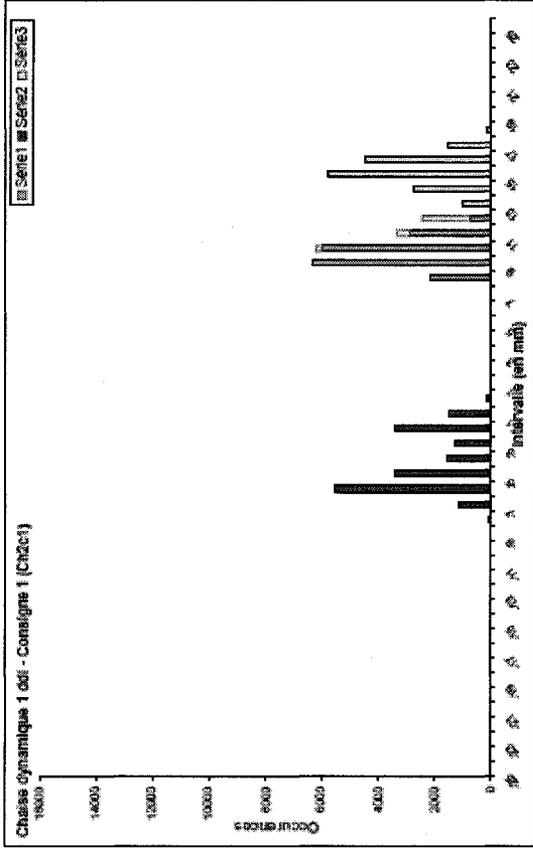
Sujet 15 (suite)



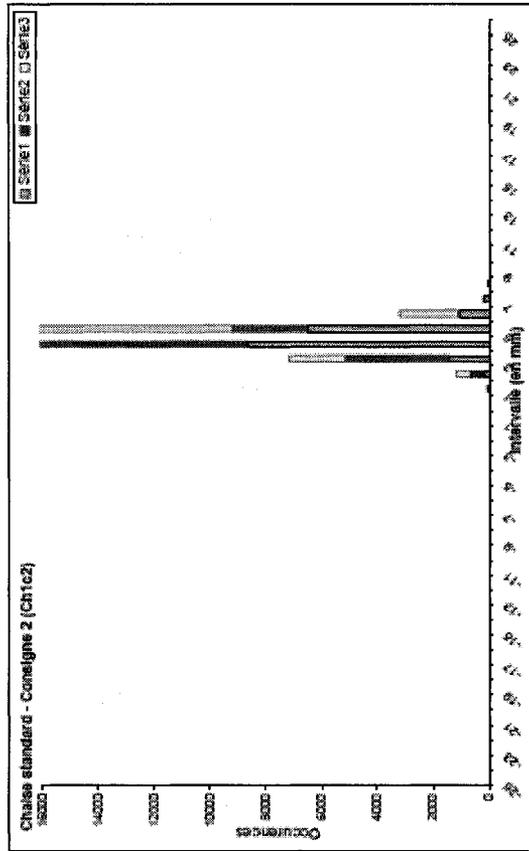
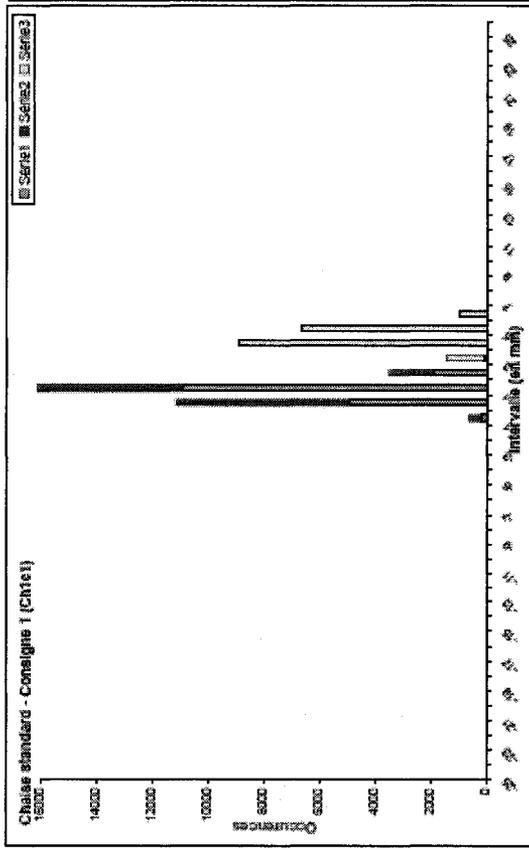
Sujet 16



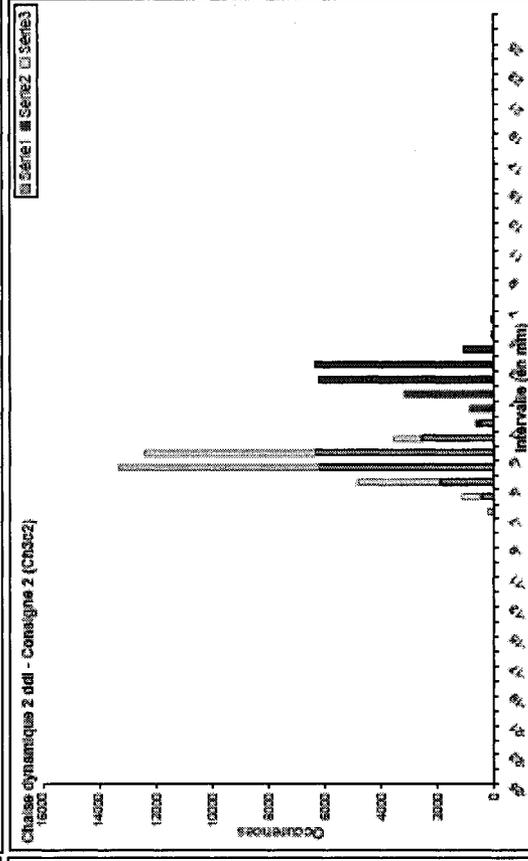
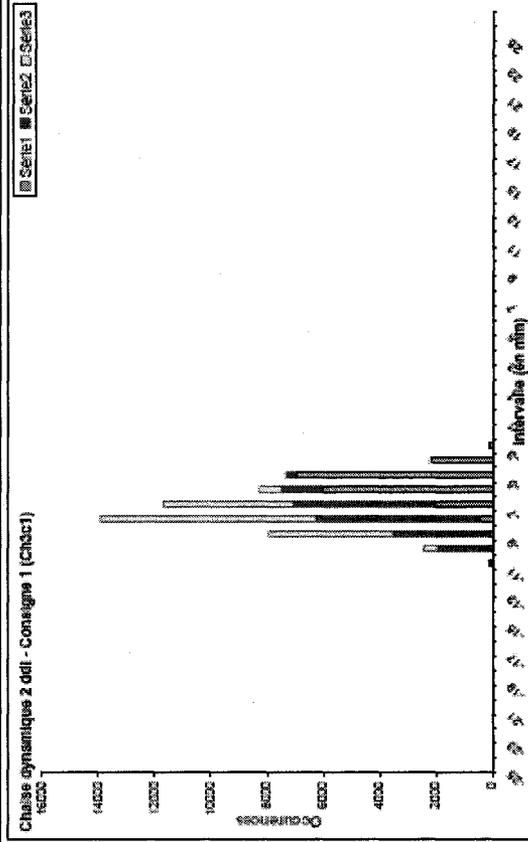
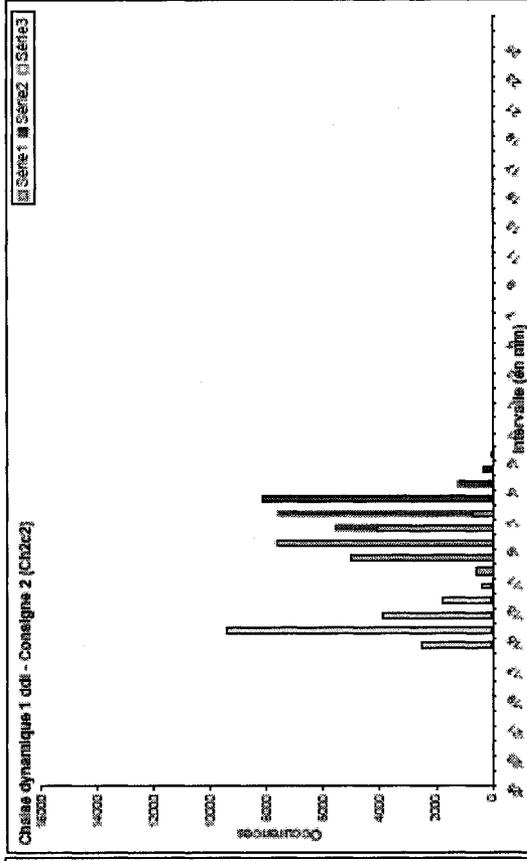
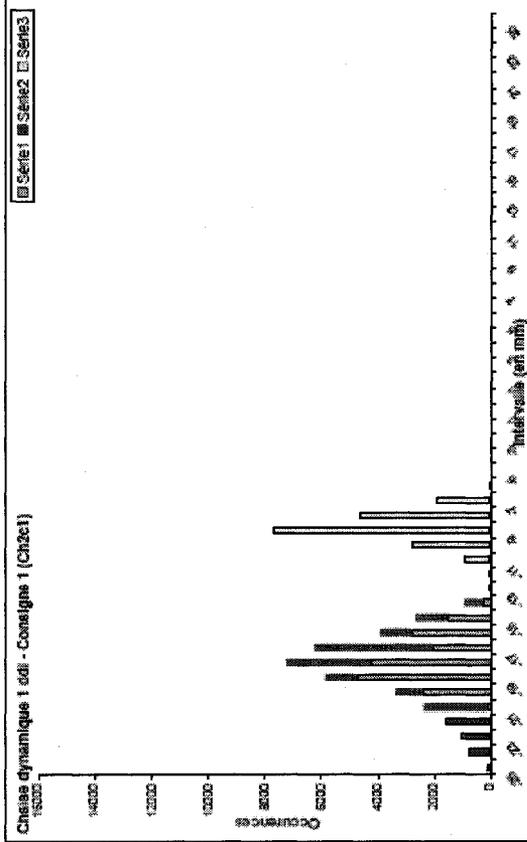
Sujet 16 (suite)



Sujet 17



Sujet 17 (suite)



Chapitre 8.

Bibliographie

ADAMS, M.A., DOLAN, P., (1995) *Recent Advances in Lumbar Spinal Mechanics and their Clinical Significance*, Clinical Biomechanics, vol.10, n° 1, p.3-19.

ANDERSSON, B.J.G., ÖRTENGREN, R., NACHMSON, A., ELFSTRÖM, G., (1974) *Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. I. Studies on an experimental chair*, Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, vol.6, n° 3, p.104-114.

ADVANCED MECHANICAL TECHNOLOGY, INC. (2007a), *AMTI Calculations*, www.amtiweb.com/calculations.htm.

ADVANCED MECHANICAL TECHNOLOGY, INC. (2007b), *Biomechanics and Industrial Force Measurement System*, www.amtiweb.com.

BAMBACH SADDLE (2006), *Bambach Saddle*, www.gammadis.fr.

BASHIR, W., TORIO, T., SMITH, F., TAKAHASHI, K., POPE, M., (Nov 26 - Dec 1, 2006a) *Alterations of Lumbosacral Curvature and Intervertebral Disc Morphology in Normal Subjects in Variable Sitting Positions Using Whole-body Positional MRI*, RSNA 92nd scientific assembly and annual meeting, McCormick Place, Chicago.

BASHIR, W., TORIO, T., SMITH, F., TAKAHASHI, K., POPE, M., (Nov 26 - Dec 1, 2006b) *Alteration of Water Content in Lumbar Intervertebral Discs Related to Variable Sitting Postures Using Whole-body Positional MR Imaging*, RSNA 92nd scientific assembly and annual meeting, McCormick Place, Chicago.

BAZERGUI, A., BUI-QUOC, t., BIRON, A., McINTYRE, G., LABERGE, C., (1993) *Résistance des matériaux*, Éditions de l'École Polytechnique de Montréal, 2^e Édition, 595p.

BEHM, D.G., ANDERSON, K., CURNEW, R.S., (2002) *Muscle Force and Activation Under Stable and Unstable Conditions*, Journal of Strength and Conditioning Research, vol.16, n° 3, p.416-422.

BENDIX, T., (1984) *Seated Trunk Posture at Various Seat Inclination, Seat Heights, and Table Heights*, Human Factors, vol.26, n°6, p.695-703.

BENDIX, T., POULSEN, V., KLAUSEN, K., JENSEN, C.V., (1996) *What does a Backrest Actually do to the Lumbar Spine?*, Ergonomics, vol.39, n°4, p.533-542.

BOTSFORD, D.J., ESSES, S.I., OGILVIE-HARRIS, D.J., (1994) *In Vivo Diurnal Variation in Intervertebral Disc Volume and Morphology*, Spine, vol.19, n°19, p.935-940.

BRIDGER, R.S., KLOOTE, C., ROWLANS, B., FOURIE, G., (2000) *Palliative Interventions for Sedentary Low Back Pain: the Physiotherapy Ball, the Keeling Chair and Conventional Ergonomics Compared*, Proceedings of the IEA 2000/HFES 2000 Congress.

BRIDGER, R.S., VON EISENHART-ROTHER, C., HEENEBERG, M., (1989) *Effects of Seat Slope and Hip Flexion on Spinal Angles in Sitting*, Human Factor, vol.31, n°6, p.679-688.

CALLAGHAN, J.P., MCGILL, S.M., (2001) *Low Back Joint Loading and Kinematics During Standing and Unsupported Sitting*, Ergonomics, vol.44, n°3, p.280-294.

CENTRE CANADIEN DE L'HYGIÈNE ET DE LA SÉCURITÉ AU TRAVAIL, (2003) *Guide santé sécurité de l'ergonomie au bureau*, CCHST, 5^e Édition, p.27-34.

CHOLEWICKI, J., PANJABI, M.M., KHACHATRYAN, A., (1997) *Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture*, Spine, vol.22, n°19, p.2207-2212.

CLANCY, T., (2007) Communication personnelle.

CONGLETON, J.J., AYOUB, M.M., SMITH, J.L., (1985) *The Design and Evaluation of the Neutral Posture Chair for Surgeons*, Human Factors, vol.27, n°5, p.589-600.

CORLETT, E.N., Nottingham (England), *Adjustable chair*, United States Patent, n°5390979, Feb. 21, 1995.

DELSYS (2007), *EMG sensors and Bagnoli system*, www.delsys.com.

EKLUND, J.A.E, CORLETT, E.N., (March 1984) *Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine*, Spine, vol.9, n°2, p.189-194.

FREY, J.K., TECKLIN, J.S., (September 1986) *Comparison of lumbar curves when sitting on the Westnofa Balans Multi-Chair, sitting on a conventional chair, and standing*, Physical Therapy, vol.6, n°9, p.1365-1369.

GRAY, H., (1918) *Anatomy of the human body*, www.bartleby.com/107/

HAG (2006), *Hag Balans Vital*, www.hag.no.

HALES, T.R., BERNARD, B.P., (October 1996) *Epidemiology of work-related musculoskeletal disorders*, Orthopedic Clinics of North America, vol.27, n°4, p.679-709.

HERMANS, V., HAUTEKIET, M., HAEX, B., SJAEPEN, A.J., van der PERRE, G., (1999) *Lipoatrophia semicircularis and the relation with office work*, Applied Ergonomics, vol.30, p.319-324.

INTERTECHNOLOGY (2007), *Load cells and stain gauge conditioner module*, www.intertechnology.com.

KEEGAN, J.J., (July 1953) *Alteration of the Lumbar Curve*, Journal of bones and joints surgery, vol.35-A, n° 3, p.589-603.

LANDER, C., KORBON, G.A., DEGOOD, D.E., ROWLINGSON, J.C., (April 1987) *The Balans chair and its semi-kneeling position: an ergonomic comparison with the conventional sitting position*, Spine, vol.12, n° 3, p.269-272.

LENGFELD, M., FRANK, A., VAN DEURSEN, D.L., GRISS, P., (November 2000) *Lumbar spine curvature during office chair sitting*, Medical Engineering & Physics, vol.22, n° 9, p.665-669.

LORD, M.J., SMALL, J.M., DINSAY, J.M., WATKINS, R.G., (November 1997) *Lumbar lordosis: Effects of sitting and standing*, Spine, vol.22, n° 21, p.2571-2574.

O'SULLIVAN, P.B., GRAHAMSLAW, K.M., KENDELL, M., LAPENSKIE, S.C., MÖLLER, N.E., RICHARDS, K.V., (2002) *The Effect of Different Standing and Sitting Posture on Trunk Muscles Activity in a Pain-Free Population*, Spine, vol.27, n° 11, p.1238-1244.

O'SULLIVAN, P., DANKAERTS, W., BURNETT, A., STRAKETR, L., BARGON, G., MOLONEY, N., PERRY, M., TSANG, S., (2006) *Lumbopelvic Kinematics and Trunk Muscle Activity During Sitting on Stable and Unstable Surfaces*, Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, vol.36, p.19-25.

OFFICE QUÉBÉCOISE DE LA LANGUE FRANÇAISE (2006), *Le grand dictionnaire terminologique*, www.granddictionnaire.com.

MAKHSOUS, M., LIN, F., HENDRIX, R.W., HEPLER, M., ZHANG, L-Q., (November 2003) *Sitting with adjustable ischial and back supports: biomechanical changes*, Spine, vol.28, n° 11, p.1113-1122.

MANDAL, A.C., (2005) *Balanced Sitting Posture on Foward Sloping Seat*, Copenhagen, w1.1396.telia.com/~u139600392.

MANDAL, A.C., (1976) *Work-chair with Tilting Seat*, Ergonomics, vol.19, n° 2, p.157-164.

MARTEL, S., (2007) *Estimation de l'impédance mécanique au coude à l'aide de signaux électromyographiques*, Université de Sherbrooke, 128p.

MCGILL, S.M., HUGHSON, R.L., PARKS, K., (2000) *Lumbar Erector Spinae Oxygenation During Prolonged Contractions : Implications for Prolonged Work*, Ergonomics, vol.43, n° 4, p.486-493.

MERIAM, J.L., KRAIGE, L.G., (1997) *Engineering Mechanics - Statics*, John Wiley & Sons, Inc., 4^e Édition, 524p.

MOIZI (2006), *Dynamic chairs*, www.moizi.de/english/produkte/bewegen/index.html.

MONTGOMERY, D.C., (2005) *Design and analysis of experiments*, John Wiley & Sons, Inc., 6^e Édition, 642p.

NORTHEN DIGITAL Inc. (2007), *Optotrak 3020*, www.ndigital.com.

O'SULLIVAN, P.B., GRAHAMSLAW, K.M., KENDELL, M., LAPENSKIE, S.C., MÖLLER, N.E., RICHARDS, K.V., (2002) *The Effect of Different Standing and Sitting Postures on Trunk Muscles Activity in a Pain-Free Population*, vol.27, n° 11, p.1238-1244.

PARÉ, D., (2007) *Facteurs biomécaniques influençant l'utilisation du flottement angulaire offert par des pédales automatiques en cyclisme de route*, Université de Sherbrooke, 85p.

PLATZER, W., (2004) *Atlas de poche d'anatomie : 1. Appareil locomoteur*, Médecine-Sciences, Flammarion, 3^e Édition, 461p.

SMOOTH-ON (2007), *Liquid rubber and plastics*, www.smooth-on.com.

SNIJDERS, C.J., HERMANS, P.F.G., NIESING, R., SPOOR, C.W., STOECKART, R., (2004) *The influence of slouching and lumbar support on iliolumbar ligaments, intervertebral discs and sacroiliac joints*, *Clinical Biomechanics*, vol.19, p.323-329

SPINALIS (2006), *Spinalis - Healthy Sitting through Ergonomic Design*, www.spinalis.co.uk/index.html.

TEASDALE, N., SIMONEAU, M., LECLERC, N., STUBER, U., BERRIGAN, F., (août 2006) *Évaluation de l'efficacité d'un tabouret ergonomique chez les instrumentistes à cordes - Analyse de la stabilité et de l'activité de muscles posturaux du bassin et du tronc*, Institut de recherche Robert-Sauvé (IRSST), R-465.

TECNO FURNITURE (2006), *Tempo musical chairs*, www.tecno.com.au/tempo_index.php.

TORTORA, G.J., GRABOWSKI, S.R., (2001) *Principes d'anatomie et de physiologie*, ERPI, 1121p.

VAN DEURSEN, L.L., PATIJN, J., DURINCK, J.R., BROUWER, R., VAN ERVEN-SOMMERS, J.R., VORTMAN, B.J., (June 1999) *Sitting and low back pain : the positive effect of rotatory dynamic stimuli during prolonged sitting*, *Euro Spine Journal*, vol.8, n°3, p.187-193.

VAN DEURSEN, D.L., LENGSELD, M., SNIJDERS, C.J., EVERS, J.J.M., GOOSSENS, R.H.M., (June 2000) *Mechanical effects of continuous passive motion on the lumbar spine in seating*, *Journal of Biomechanics*, vol.33, n°6, p.695-699.

VAN DIEËN, J.H., DE LOOZE, M.P., HERMANS, V., (2001) *Effects of Dynamics Office*

Chairs on Trunk Kinematics, Trunk Extensor EMG and Spinal Shrinkage, Ergonomics, vol.44, n° 7, p.739-750.

VINCENT, W.L., (1999) *Statistics in kinesiology*, Human Kinetics, 2^e Édition, 292p.

WILLIAMS, M.M., HAWLEY, J.A., MCKENZIE, R.A., van WIJMEN, P.M., (1991) *A comparison of the effects of two sitting postures on back and referred pain*, Spine, vol.16, p.1185-119.

WINTER, D.A., (2005) *Biomechanics and motor control of human movement*, John Wiley & Sons, Inc., 3^e Édition, 352p.

YU, C.Y., KEYSERLING, W. M., CHAFFIN, D.B., (1988) *Development of a Work Seat for Industrial Operations: Results of a Laboratory Study*, Ergonomics, vol.31, n° 12, p.1765-1786.

ZIMMERMAN, J., AKIN, D.L., (2002) *Subject Effects Exhibited in Human Posture in Neutral Buoyancy and Parabolic Flight*, Society of Automotive Engineers, 2002-01-2538.