



Université
de Toulouse

THÈSE

En vue de l'obtention du

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par :

Université Toulouse 3 Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier)

Présentée et soutenue par :

Vaconsin Myriam

Le 26 Novembre 2014

Titre :

Mobilier ergonomique et contraintes biomécaniques subies par le système musculo-squelettique en posture assise

École doctorale et discipline ou spécialité :

ED CLESCO : Performance motrice, adaptation et sports

Unité de recherche :

PoM, Champollion, Albi ; PRISSMH, Toulouse III Paul Sabatier

Directeur(s) de Thèse :

Alain Hamaoui (PhD, MCF, HDR)

Pier-Giorgio Zanone (PhD, PR)

Rapporteurs :

Manh-Cuong DO (PhD, PR)

Thierry Paillard (PhD, PR)

Autre(s) membre(s) du jury :

Philippe Marque (MD, PhD, PUPH ; Président du jury)

Phillipe Thoumie (MD, PhD, PUPH ; Examineur)

Remerciements

Mes premiers remerciements s'adressent à mon directeur de thèse Alain Hamaoui. Merci de m'avoir guidée tout au long de ce travail et de m'avoir fait confiance. Vos remarques, vos conseils et vos appréciations m'ont été bénéfiques. Vous avez toujours été attentif et j'en suis grandement reconnaissante.

J'aimerais adresser mes sincères remerciements à Pier-Giorgio Zanone, le directeur de ces travaux de recherche. Ses critiques, toujours constructives, ainsi que ses conseils m'ont été précieux pour fournir ce travail. Merci pour sa bonne humeur.

Merci à Bruno Watier, enseignant-chercheur, d'avoir créé un modèle biomécanique sur mesure pour répondre à nos interrogations. Merci pour son investissement dans ce travail.

Merci à la région Midi-Pyrénées d'avoir financé ce projet de recherche et de m'avoir permis de réaliser cette thèse. Merci à Héphaïstos de nous avoir prêté et confectionné un mobilier ergonomique.

Je voudrais remercier mes collègues et amis : Karen, Naïma, Caroline et les Fadoux. Sans vous, ces années n'auraient pas été les mêmes. Merci d'avoir garni mon quotidien de sport, de fous rires, de plan d'action, de soirées et de « Tea-Time ». Merci pour vos conseils si précieux.

Un grand merci à ma bande de meufettes !! Vaness, So, Flo, ma papao, les NinNins et Laeti merci à vous pour nos soirées, nos rigolades, nos papotages. Merci de m'avoir si bien et si vite intégrée, moi, petite parisienne banlieusarde ! J'adore passer des moments avec vous, vous êtes nos repères dans cette nouvelle vie.

Un énorme remerciement à mes deux plus chères amies Anaïs et Maëlle. Merci d'avoir partagé mes plaintes, mes joies, mes pleurs. Même à des centaines de kilomètres, vous êtes les plus importantes à mes yeux. Merci d'être à mes côtés au quotidien.

Quelle fierté d'avoir une famille comme ça ! Papa, Maman et Nana je vais sûrement être docteur, ça n'était pas gagné hein ? Merci d'avoir été présents pour moi, merci de m'avoir chérie depuis ma naissance. Vous êtes tout simplement indispensables dans ma vie, MERCI. Je vous aime.

Mes derniers remerciements s'adressent à mes deux nouttes d'amour Matthieu et Leyna.

Matthieu, merci de nous avoir amenés vers ce projet. Sans toi, nous n'en serions pas là et il faut le reconnaître. Merci de m'avoir soutenue pendant ces années et de m'avoir apporté tout le réconfort dont j'avais besoin. Je sais que tu aurais aimé faire une thèse alors celle ci je te la dois. Tu es simplement parfait. Et dire que certaines personnes pensent que l'homme parfait n'existe pas. Je t'aime.

Leyna, grâce à toi j'ai pu prouver que l'on pouvait allier thèse & maternité. Sacré challenge ! Je suis fière de toi ma petite puce. Merci d'avoir fait tes nuits en 15 jours, de faire des grasses matinées le week-end et d'être si adorable et si drôle. La vie est facile avec toi, nous t'aimons fort, nous savons la chance que nous avons de t'avoir. Tu es une source de motivation, je t'aime.

Table des matières

AVANT PROPOS.....	20
CADRE THEORIQUE.....	21
I Introduction générale.....	21
II La colonne vertébrale.....	22
II.A Généralités.....	22
II.A.1 Le système ligamentaire.....	23
II.A.2 Le disque intervertébral et l'amplitude globale de la colonne vertébrale.....	24
II.B La colonne lombaire.....	29
II.B.1 Les vertèbres lombaires.....	29
II.B.2 Les muscles du tronc.....	29
II.C La colonne thoracique.....	32
II.D La colonne cervicale	32
II.D.1 Les muscles de la colonne cervicale.....	34
D'après Schuenke et col. (2010),	34
III Le développement psychomoteur de l'enfant.....	37
III.A Croissance osseuse et développement de la colonne vertébrale.....	37
III.B Développement postural de l'enfant.....	38
IV Approches conceptuelles du contrôle de la posture et du mouvement.....	40
IV.A L'approche biomécanique.....	40
IV.A.1 Les constantes en biomécanique :.....	41

IV.A.2 Les lois de la mécanique newtonienne.....	43
IV.A.3 Les forces extérieures et les forces intérieures.....	43
IV.A.4 Les forces musculaires et les forces de réaction.....	44
IV.B L'approche contrôle moteur.....	44
V La posture assise.....	50
V.A Colonne vertébrale et posture assise.....	50
V.B Niveau d'activité musculaire et posture assise.....	55
VI Le mobilier scolaire.....	57
VI.A Le mobilier scolaire à travers le temps.....	57
VII Ajustabilité du mobilier ergonomique.....	59
VII.A.1 Dimension du mobilier ergonomique et mesures anthropométriques.....	59
VII.A.2 Adaptation du mobilier aux caractéristiques physiques des enfants.....	63
VIII Inclinaison de l'assise et du plan de travail.....	64
IX Problématique et hypothèses.....	69
MÉTHODOLOGIE.....	72
I Organisation des séries expérimentales.....	72
II Sujets.....	72
III Dispositif expérimental.....	73
III.A Électromyographie de surface	73
III.B Centrale inertielle.....	74
III.C Mobilier ergonomique.....	75

IV Paramètres mesurés.....	77
IV.A Mesures anthropométriques.....	77
IV.B Variables EMG	78
IV.C Position angulaire de la chaîne articulée	79
IV.D Évaluation du confort.....	79
V Protocole.....	80
V.A Modalités communes aux trois séries expérimentales.....	80
V.B PREMIÈRE SÉRIE EXPÉRIMENTALE : Effet de l'inclinaison et de la hauteur du plan de travail sur la posture et l'activité des muscles posturaux.....	81
V.C DEUXIEME SÉRIE EXPÉRIMENTALE: Effet de l'inclinaison et de la hauteur de l'assise sur la posture et l'activité des muscles posturaux.....	83
V.D TROISIEME SÉRIE EXPÉRIMENTALE: Effet de l'interaction entre les paramètres d'inclinaison du plan de travail et de l'assise sur la posture et l'activité des muscles posturaux	85
VI Acquisition et analyse des données.....	87
RÉSULTATS.....	89
I PREMIERE ETUDE : Effet de l'inclinaison et de la hauteur du plan de travail sur les contraintes biomécaniques de la colonne vertébrale en posture assise.....	89
I.A Mesures électromyographiques.....	89
I.B Mesures angulaires	91
I.C Évaluation du confort.....	94
II DEUXIEME ETUDE : Effet de l'inclinaison et de la hauteur de l'assise sur les contraintes biomécaniques subies par la colonne vertébrale en posture assise.....	95

II.A Mesures électromyographiques.....	95
II.B Mesures angulaires.....	97
II.C Évaluation du confort.....	99
III TROISIEME ETUDE : Effet de l'interaction de l'inclinaison du plan de travail et de l'assise sur les contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée en posture assise.....	101
III.A Mesures électromyographiques.....	101
III.B Mesures angulaires.....	103
III.C Évaluation du confort.....	105
DISCUSSION GÉNÉRALE.....	107
I Effet de la hauteur de la table et de la chaise sur la posture et le niveau d'activité musculaire.....	107
I.A Hauteur de la table.....	107
I.B Hauteur de la chaise.....	108
II Effet de l'inclinaison du plan de travail et de l'assise sur les contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée.....	110
II.A Inclinaison du plan de travail.....	110
II.B Inclinaison de l'assise.....	112
II.C Interaction entre l'inclinaison du plan de travail et de l'assise.....	114
PERSPECTIVES.....	117
BIBLIOGRAPHIE.....	119
PUBLICATION ET COMMUNICATION.....	128
I Article publié dans une revue internationale à comité de lecture :	128
II Communication dans des congrès scientifiques :	128

ANNEXES.....	129
Annexe 1 :	129
Annexe 2 :	130
Annexe 3 :	131
Annexe 4 :	132
Annexe 5 :	133
Annexe 6 :	134
Annexe 7 :	135
Annexe 8: Fiche protocolaire de la première série expérimentale.....	136
Annexe 9 : Fiche protocolaire de la deuxième série expérimentale.....	140
Annexe 10 : Fiche protocolaire de la troisième série expérimentale.....	144

Table des figures

Figure 1: Vertèbre type. Adaptation de Ouellet et Arlet, 2004.....	22
Figure 2: Courbures de la colonne vertébrale. Kapandji, 1986.....	23
Figure 3: Système ligamentaire de la colonne vertébrale. Adaptée de Panjabi et White, 1980.....	24
Figure 4: A.Composition du disque intervertébral. B. Orientation des fibres de l'anneau. Panjabi et White, 1978.....	24
Figure 5: Enregistrement des charges compressives sur le disque intervertébral L3-L4 en fonction de la position du tronc. Panjabi et White, 1980.....	25
Figure 6: Amplitude de la colonne vertébrale en fonction des mouvements du tronc. White et Panjabi, 1978.....	26
Figure 7: Comportement du disque intervertébral en fonction des mouvements élémentaires. A : extension ; B : rotation axiale ; C : flexion ; D : inclinaison. Kapandji, 1986.....	27
Figure 8: Muscles postérieurs du tronc (plan superficiel). Schuenke et col., 2010.....	29
Figure 9: Muscles latéro-vertébraux et muscles de la paroi abdominale. Schuenke et col., 2010.....	30
Figure 10: Augmentation de la force produite par les muscles du cou avec la flexion de la tête. Snijders, 1984.....	31
Figure 11: L'Atlas (A) et l'Axis (B). Schuenke et col., 2010.....	32
Figure 12: Vertèbre cervicale type. Shuencke et col., 2010.....	32
Figure 13: Muscles pré-vertébraux et scalènes, vue antérieure. Schuenke et col., 2010.....	34
Figure 14: Muscles suboccipitaux. Schuenke et col., 2010.....	34
Figure 15: Muscles superficiels du cou. Schuenke et col., 2010.....	35
Figure 16: Étapes de développement des incurvations de la colonne vertébrale. Waugh et Grant, 2007.....	36

Figure 17: Composition d'un os irrégulier : la vertèbre. Waugh et Grant, 2007.....	37
Figure 18: Développement postural de 0 à 15 mois. Shirley, 1931.....	38
Figure 19: Représentations morphologiques simplifiées du membre inférieur. Adaptée de Bouisset, 2002.....	39
Figure 20: Niveau d'activité musculaire en fonction de la position assise. Okada, 1972.....	45
Figure 21: Représentation schématique de l'interaction entre les trois systèmes permettant le mouvement. Adaptée de Massion, 1992.....	46
Figure 22: Représentation schématique du traitement hiérarchisé (sensorimoteur (SM) et cognitif). Paillard, 1985.....	47
Figure 23: Position du pelvis et de la lordose lombaire. Bendix, 1987.....	50
Figure 24: Schématisation de la lordose lombaire en fonction de la position adoptée par le sujet. Keegan, 1953.....	50
Figure 25: Études des courbures vertébrales en fonction de quatre positions assises. Claus et col., 2009.....	51
Figure 26: 1 : « Vari-Kneeler » ; 2 : « Swopper » ; 3 : « Standard Office » ; 4 : « Saddle ». Annetts et col. 2012.....	52
Figure 27: Pression intra-discale en fonction des positions. Andersson et col., 1974.....	52
Figure 28: Géométrie de moindre contrainte. Verriest, 1986.....	53
Figure 29: Électromyogramme des muscles posturaux du tronc en fonction de la position. Lundervold, 1951.....	54
Figure 30: Mobilier scolaire du XIXème siècle.....	56
Figure 31: Position assise avec les angles des chevilles, genoux et hanches à 90° d'après Staffel, 1884.....	57

Figure 32: Mobilier ergonomique avec assise et plan de travail incliné. Proposé par Mandal, 1981.	57
Figure 33: Mesures anthropométriques utilisées pour régler le mobilier ergonomique Adaptation de Castellucci et col., 2010.....	58
Figure 34: Mesures du mobilier. Adaptation de Castellucci et col., 2010.....	59
Figure 35: Photo d'un écolier utilisant une chaise et une table trop hautes. Panagiotopoulou et col., 2004.....	62
Figure 36: Photo d'une écolière utilisant une chaise trop basse. Saarni et col., 2007.....	62
Figure 37: Photo d'une écolier utilisant une table trop haute. Panagiotopoulou et col., 2004.....	63
Figure 38: Photographie du mobilier testé. A : mobilier traditionnel; B : mobilier ergonomique. Marshall et col., 1995	66
Figure 39: EMG moyen du GD (bleu), des ES (rouge) et du Tr (vert) en fonction mobilier. Adaptée de Marshall et col., 1995.....	66
Figure 40: Flexion moyenne de la tête (bleu) et des hanches (vert) en fonction du mobilier. Adaptée de Marshall et col., 1995.....	66
Figure 41: Position des EMG de surface, face antérieure.....	73
Figure 42: Position des EMG de surface, face postérieure.....	73
Figure 43: Position des trackers IC1, 2 et 3.....	74
Figure 44: Mobilier ergonomique, gamme Hergon, Héphaïstos.....	75
Figure 45: Mesures anthropométriques mesurées. Adaptée de Castellucci et col., 2010.....	77
Figure 46: Conditions expérimentales de la première étude (I0Hbi ; I0Hbs ; I0Hbs+10 ; I20Hbi ; I20Hbs ; I20Hbs+10).....	81
Figure 47: Conditions expérimentales de la deuxième étude : I0Hci-10 ; I0Hci ; I0Hcs ; I15Hci-10 ; I15Hci ; I15Hcs.....	83

Figure 48: Conditions expérimentales de la troisième étude : BI0CI0 ; BI0CI15 ; BI20CI0 ; BI20CI15.....	85
Figure 49: EMG normalisé du trapèze supérieur dans différentes conditions de hauteur du plan de travail (Hbi, Hbs, Hbs+10) ; *p<0,05.....	88
Figure 50: Tracé brut du trapèze supérieur en condition I0Hbi (à droite) et en condition I0Hbs+10 (à gauche).....	88
Figure 51: EMG normalisé des érecteurs spinaux EST4-11 et des extenseurs du cou dans différentes conditions de hauteur du plan de travail (Hbi, Hbs, Hbs+10).....	89
Figure 52: EMG normalisé du deltoïde antérieur dans différentes conditions d'inclinaison du plan de travail (I0, I20); **p<0,01.....	89
Figure 53: Tracé brut de l'activité du deltoïde antérieur en condition I0Hbs (en haut) et en condition I20Hbs (en bas).....	89
Figure 54: Flexion de la tête dans différentes conditions de hauteur du plan de travail (Hbi, Hbs, Hbs+10); *p<0,05 ; ***p<0,001.....	91
Figure 55: Flexion de T1 dans différentes conditions de hauteur du plan de travail (Hbi, Hbs, Hbs+10); *p<0,05 ; **p<0,01.....	91
Figure 56: Flexion de la tête dans différentes conditions d'inclinaison du plan de travail (I0, I20); *p<0,05.....	91
Figure 57: Flexion de T1 dans différentes conditions d'inclinaison du plan de travail (I0, I20).....	91
Figure 58: Évaluation du confort dans différentes conditions d'inclinaison (I0, I20) et de hauteur du plan de travail (Hbi, Hbs, Hbs+10); *p<0,05, **p<0,01.....	92
Figure 59: EMG normalisé des ESL3 dans différentes conditions de hauteur de l'assise (Hci-10, Hci, Hcs); *p<0,05.....	94
Figure 60: EMG normalisé du vaste médial dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (I0, I15); *p<0,05.....	95

Figure 61: EMG normalisé du vaste latéral dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (I0, I15); *p<0,05.....	95
Figure 62: EMG normalisé du soléaire dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (I0, I15); ***p<0,001.....	95
Figure 63: EMG normalisé du grand droit dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (I0, I15); *p<0,05.....	95
Figure 64: EMG normalisé des ESL3 dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (I0, I15); *p<0,05.....	95
Figure 65: Flexion de la tête dans différentes conditions de hauteur de l'assise (Hci-10, Hci, Hcs); *p<0,05.....	96
Figure 66: Flexion de la cuisse dans différentes conditions de hauteur de l'assise (Hci-10, Hci, Hcs); **p<0,01, ***p<0,001.....	96
Figure 67: Flexion de S1 dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (I0, I15) : les valeurs négatives représentent un mouvement d'extension.....	97
Figure 68: Flexion de la cuisse dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (I0, I15); *p<0,05.....	97
Figure 69: Évaluation du confort dans différentes conditions d'inclinaison (I0, I15) et de hauteur (Hci-10, Hci, Hcs) de l'assise; **p<0,01.....	98
Figure 70: EMG normalisé des extenseurs du cou dans différentes conditions d'inclinaison du plan de travail (BI0, BI20); *p<0,05.....	100
Figure 71: EMG normalisé du deltoïde antérieur dans différentes conditions d'inclinaison du plan de travail (BI0, BI20); **p<0,01.....	100
Figure 72: EMG normalisé des EST11 dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); *p<0,05.....	101

Figure 73: EMG normalisé des ESL3 dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); *p<0,05.....	101
Figure 74: EMG normalisé du vaste médial dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); *p<0,05.....	101
Figure 75: EMG normalisé du vaste latéral dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); *p<0,05.....	101
Figure 76: EMG normalisé du grand droit de l'abdomen dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); *p<0,05.....	102
Figure 77: EMG normalisé du soléaire dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); ***p<0,001.....	102
Figure 78: Flexion de la tête dans différentes condition d'inclinaison du plan de travail (BI0, BI20); ***p<0,001.....	103
Figure 79: Flexion de T1 dans différentes condition d'inclinaison du plan de travail (BI0, BI20); *p<0,05.....	103
Figure 80: Flexion de S1 dans différentes condition d'inclinaison du plan de travail (BI0, BI20); **p<0,01.....	103
Figure 81: Flexion de S1 dans différentes condition d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); *p<0,05.....	104
Figure 82: Évaluation du confort dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0,CI15) et du plan de travail (BI0, BI20).....	105
Figure 83: Programme Labview -IC3 EMG Testing ;1 : N° voie EMG et nom du muscle ; 2 : temps d'enregistrement ; 3 : Initiales du sujet, nom du fichier et menu déroulant avec toutes les conditions ; 4 : choix de la durée d'enregistrement et retard ; 5 : localisation de la sauvegarde du fichier ; 6 : Valeurs EMG en temps réel ; 7 : temps (s).....	131
Figure 84: Programme Labview -IC3 EMG Acq- (onglet EMG) ;1 : N° voie EMG et nom du muscle ; 2 : temps d'enregistrement ; 3 : initiales du sujet + nom du fichier + menu déroulant avec	

toutes les conditions ; 4 : choix de la durée d'enregistrement+ retard ; 5 : localisation de la sauvegarde du fichier ; 6 : valeurs EMG en temps réel ; 7 : temps (s)..... 132

Figure 85: Programme Labview -IC3 EMG Acq- (onglet IC3) ;1 : Tangage ; 2 : Roulis ; 3 : Lacet ; 4 : Position IC-1- ; 5 : Position IC -2- ; 6 : Position IC -3- ; 7 : Position des trackers dans l'espace ; 8 : Nb de trackers connectés/déconnectés..... 133

Figure 86: Programme Labview -IC3 EMG Trt- ; 1 : Localisation du répertoire ; 2 : fichiers de données brutes ; 3 : nom du muscle ; 4 : EMG moyen ; 5 : MVC ; 6 : % de MVC ; 7 : mouvement du tronc ; 8 : position moyenne IC3 ; 9 : conditions ; 10 : % de MVC de chaque muscle pour chaque condition ; 11 : position moyenne pour chaque condition..... 134

Index des tableaux

- Tableau 1: Les moyennes \pm écart types des EMG redressés, moyennés et normalisés des extenseurs du cou (Ext. Du cou), du trapèze supérieur (trapèze sup.), du deltoïde antérieur (deltoïde ant.), du trapèze inférieur (trapèze inf.), des érecteurs spinaux thoraciques (EST4 et EST11), des érecteurs spinaux lombaires (ESL3), du grand dorsal et du grand droit sont représentés en fonction des conditions de hauteur (Hbi ; Hbs ; Hbs+10) et d'inclinaison (I0 ; I20) du plan de travail. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, NS (non significatif), ND (non disponible)..... 90
- Tableau 2: Les flexions moyennes \pm écart types de la tête, de la colonne thoracique (flexion T1) et du pelvis (flexion S1) sont représentées en fonction des conditions de hauteur (Hbi; Hbs; Hbs+10) et d'inclinaison (I0, I20) du plan de travail. Les valeurs négatives représentent une extension de l'articulation * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, NS (non significatif) et ND (non disponible)..... 92
- Tableau 3: Les EMG redressés, moyennés et normalisés \pm écart types des extenseurs du cou (ext. du cou), du trapèze supérieur (trapèze sup.), du deltoïde antérieur (deltoïde ant.), des érecteurs spinaux thoraciques (EST4 et EST11), des érecteurs spinaux lombaires (ESL3), du grand droit, du droit fémoral, du vaste latéral (vaste lat.), du vaste médial, (vaste med.) et du soléaire en fonction des conditions de hauteur (Hci-10;Hci;Hcs) et d'inclinaison (I0,I15) de l'assise. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, NS (non significatif)..... 96
- Tableau 4: Les flexions moyennes \pm écart types de la tête, de la colonne thoracique (flexion T1), du pelvis (flexion S1) et de la cuisse sont représentées en fonction des conditions de hauteur (Hci-10 ; Hci ; Hcs) et d'inclinaison (I0 ; I15) de l'assise. Les valeurs négatives représentent une extension de l'articulation. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, NS (non significatif)..... 98
- Tableau 5: Les EMG redressés, moyennés et normalisés \pm écart types des extenseurs du cou (Ext. du cou), du trapèze supérieur (trapèze sup.), du deltoïde antérieur (deltoïde ant.), des érecteurs spinaux thoraciques (EST4 et EST11), des érecteurs spinaux lombaires (ESL3), du grand droit, du droit fémoral, du vaste latéral (vaste lat.), du vaste médial (vaste med.) et du soléaire sont représentés en fonction des conditions d'inclinaison du plan de travail (BI0 ; BI20) et d'inclinaison de l'assise (CI0 ; CI15). * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$; NS (Non significatif)..... 102

Tableau 6: Les flexions moyennes \pm écart types de la tête, de la colonne thoracique (flexion de T1), du pelvis (flexion de S1) et de la cuisse sont exprimées en fonction des conditions d'inclinaison de la table (BI0; BI20) et de la chaise (CI0; CI15). Les valeurs négatives représentent une extension de l'articulation. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$, NS (non significatif).....	104
Tableau 7: Récapitulatif des mesures anthropométriques pour chaque sujet (première série expérimentale).....	128
Tableau 8: Récapitulatif des mesures anthropométriques pour chaque sujet (deuxième série expérimentale).....	129
Tableau 9: Récapitulatif des mesures anthropométriques pour chaque sujet (troisième série expérimentale).....	130

Index des sigles et des abréviations

BI0CI0 : Inclinaison du plan de travail à 0° ; Inclinaison de la chaise à 0°

BI0CI15 :Inclinaison du plan de travail à 0° ; Inclinaison de la chaise à 15°

BI20CI0 :Inclinaison du plan de travail à 20° ; Inclinaison de la chaise à 0°

BI20CI15 :Inclinaison du plan de travail à 20° ; Inclinaison de la chaise à 15°

EC : Épaisseur de cuisse

ESB : Espace siège/table

HB : Hauteur table

Hbi : Hauteur du plan de travail à la borne inférieure

Hbs : Hauteur de plan de travail à la borne supérieure

HC : Hauteur de coude

HD : Hauteur du dossier

HE : Hauteur épaule

HO : Hauteur omoplate

HP Hauteur de la fosse poplitée

HS : Hauteur du siège

I0Hbi : Inclinaison de la chaise à 0° ; Hauteur du plan de travail à la borne inférieure

I0Hbs :Inclinaison de la chaise à 0° ; Hauteur du plan de travail à la borne supérieure

I0Hbs+10 :Inclinaison de la chaise à 0° ; Hauteur du plan de travail à la borne supérieure +10%

I0Hci :Inclinaison de la chaise à 0° ; Hauteur de la chaise à la borne inférieure

I0Hci-10 : Inclinaison de la chaise à 0° ; Hauteur de la chaise à la borne inférieure -10%

I0Hcs :Inclinaison de la chaise à 0° ; Hauteur de la chaise à la borne supérieure

I15Hci : Inclinaison de la chaise à 15° ; Hauteur de la chaise à la borne inférieure

I15Hci-10 : Inclinaison de la chaise à 15° ; Hauteur de la chaise à la borne inférieure -10%

I15Hcs :Inclinaison de la chaise à 15° ; Hauteur de la chaise à la borne supérieure

I20Hbi :Inclinaison de la chaise à 20° ; Hauteur du plan de travail à la borne inférieure

I20Hbs :Inclinaison de la chaise à 20° ; Hauteur du plan de travail à la borne supérieure

I20Hbs+10 :Inclinaison de la chaise à 20° ; Hauteur du plan de travail à la borne supérieure +10%

ISO : International Standardisation of School Furniture

LC : Longueur cuisse

LH : Largeur de hanche

LS : Largeur du siège

PS : Profondeur du siège

AVANT PROPOS

Héphaïstos, une PME basée à Rivière sur Tarn en Aveyron, s'est spécialisée dans la fabrication de mobilier scolaire ergonomique. Cette entreprise a sollicité le laboratoire de Physiologie de la Posture et du Mouvement (PoM) pour évaluer l'effet de ses produits sur la prévention du mal de dos et optimiser la valence santé de ses nouveaux modèles. Ce projet de recherche a fait l'objet d'une allocation doctorale financée par la région Midi-Pyrénées et le CUFR Champollion et donne suite à une allocation post-doctorale ainsi qu'à un contrat transfert de technologie, tous deux subventionnés par les mêmes partenaires. Bien que le travail de thèse se soit déroulé dans les locaux du laboratoire PoM, l'entreprise a fourni plusieurs modèles de mobilier et conçu un prototype d'assise spécialement destiné aux expérimentations.

L'ergonomie est une approche scientifique dont l'un des objectifs est d'optimiser l'interface Homme-machine en adaptant le poste de travail à l'opérateur et en veillant à réduire au minimum les contraintes mécaniques subies par le système musculo-squelettique. Cette approche fait intervenir plusieurs disciplines comme l'anatomie, la physiologie, la psychologie ou la sociologie.

Bien que le mobilier ergonomique représente une part de marché minoritaire par rapport à celui du mobilier conventionnel, son effet supposé sur la prévention du mal de dos devrait justifier un usage plus généralisé. Étant donné la fréquence considérable des rachialgies chez une large partie de la population (INPES, 2004), le mobilier ergonomique pourrait même répondre à un véritable enjeu de santé publique. L'analyse détaillée de la littérature révèle cependant que peu d'éléments objectifs permettent de confirmer ou d'infirmer les bienfaits supposés de ce type de mobilier sur les contraintes subies par le système musculo-squelettique. Les éléments de choix pour l'équipement des entreprises, des écoles ou même du domicile restent donc basés sur des critères subjectifs. Le but de ce travail de thèse sera de quantifier objectivement l'effet d'un poste de travail ergonomique sur les contraintes musculaires et articulaires subies par le corps humain en station assise.

CADRE THEORIQUE

I Introduction générale

En posture érigée, le corps humain subit l'action de la gravité. Cette force génère des contraintes biomécaniques ostéo-articulaires et musculaires, notamment en posture assise. Sachant que ces contraintes varient en fonction de la posture adoptée par le sujet (Andersson et Ortengren, 1974), elles pourraient être influencées par le poste de travail chez l'adulte et le mobilier scolaire chez l'enfant et l'adolescent.

L'objectif de cette thèse sera de tester l'effet des caractéristiques du poste de travail (hauteur et inclinaison du plan de travail et de l'assise) sur les contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée en posture assise. Il s'appuiera dans un premier temps sur une analyse de la littérature, qui permettra d'identifier les structures potentiellement algogènes de la colonne vertébrale. Le rachis se formant tout au long du développement psychomoteur de l'enfant, les grandes étapes de ce processus seront abordées. De même, l'évolution du mobilier à travers le temps et son influence supposée sur la posture seront présentés dans le détail. La posture faisant partie intégrante de l'activité motrice, les principes fondamentaux qui régissent le contrôle moteur seront abordés d'un point de vue neurophysiologique et biomécanique. La présentation de ces concepts fera suite à trois séries expérimentales qui analyseront dans le détail l'effet des caractéristiques (hauteur et inclinaison) de l'assise et de la table sur le niveau d'activité des muscles posturaux et la position angulaire de la chaîne articulée.

II La colonne vertébrale

II.A Généralités

En posture assise, la colonne vertébrale est sollicitée pour maintenir la position du tronc et de la tête. L'action de la pesanteur lui impose des contraintes biomécaniques plus ou moins élevées en fonction de la posture adoptée (Bouisset, 2002). Le maintien de la position assise de manière prolongée est à l'une des causes des rachialgies (Watson et col., 2002; Hamimi, 2008).

La colonne vertébrale est un empilement d'os courts, impairs et symétriques (les vertèbres) se situant dans la partie médiane et postérieure du tronc (Rouvière et Delmas, 2002; Dufour, 2009). Cette « longue tige osseuse » (Rouvière et Delmas, 2002) est à la fois mobile, grâce aux disques intervertébraux articulant les vertèbres entre elles, mais aussi rigide par le biais d'un système musculo-ligamentaire très puissant disposé à la manière de haubans. En associant mobilité et rigidité, la colonne vertébrale permet à l'homme de se mouvoir tout en assurant la stabilité du corps. Pour comprendre les mouvements du tronc en position assise, il est important de s'intéresser à la structure anatomique des vertèbres. La figure 1 montre une vertèbre avec les différentes pièces qui la compose. La masse osseuse la plus volumineuse est le corps vertébral. La seconde pièce maîtresse est l'arc postérieur qui se décompose en plusieurs parties. Les processus articulaires viennent séparer en deux parties inégales l'arc postérieur. D'une part, les pédicules formés par des os courts assurant la liaison avec le corps vertébral et d'autre part, les lames situées en arrière des processus articulaires. Sur la ligne médiane, ces lames donnent naissance à un processus épineux en arrière. Les processus transverses se fixent sur les faces externes des processus articulaires.

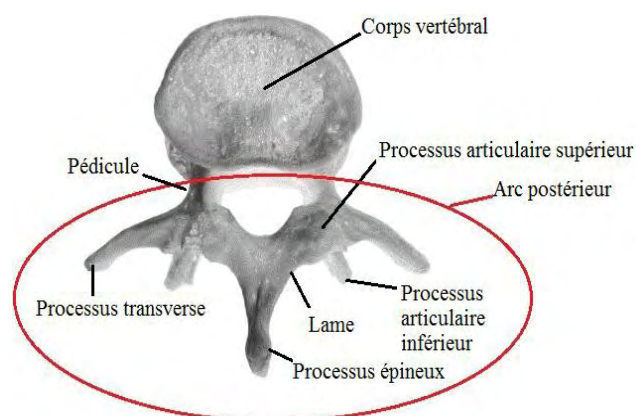


Figure 1: Vertèbre type. Adaptation de Ouellet et Arlet, 2004.

Les rachialgies expriment les douleurs ressenties au niveau de la colonne vertébrale. Elles portent des dénominations différentes en fonction de la région anatomique où elles se situent. Les cervicalgies s'étendent de la 1^{ère} à la 7^{ème} et dernière vertèbre cervicale (Figure 2-4). Les dorsalgies concernent la charnière thoracique (de la 1^{ère} à la 12^{ème} vertèbre thoracique) (Figure 2-3). Les lombalgies, elles, s'étendent le long de la colonne lombaire, de la 1^{ère} à la 5^{ème} vertèbre lombaire (Figure 2-2). Les sacralgies sont les douleurs se situant au niveau des vertèbres sacrées qui sont soudées entre elles (Figure 2-1).

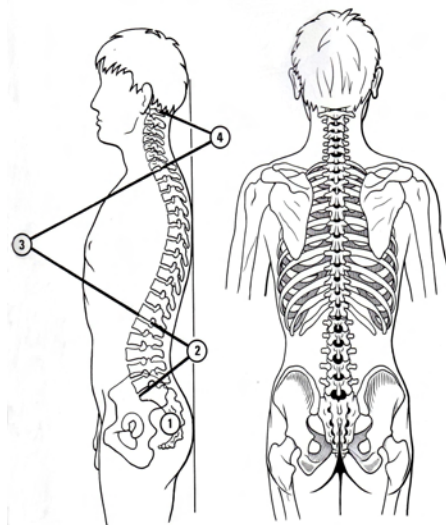


Figure 2: Courbures de la colonne vertébrale.
Kapandji, 1986.

La figure 2 montre, sur une vue postérieure (à droite), que la colonne vertébrale est rectiligne et symétrique. En revanche, sur une vue de profil (à gauche), elle présente des courbures dans le plan sagittal. Ces courbes sont appelées lordoses lorsqu'elles sont en concavité postérieure (lordoses cervicale et lombaire) et cyphoses lorsqu'elles sont en concavité antérieure (cyphose thoracique). Ces courbures se modifient en fonction de la position assise adoptée (Claus et col., 2008) et pourraient donc induire une variation des contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée.

II.A.1 Le système ligamentaire

Les articulations intervertébrales sont entourées par un système ligamentaire puissant (Figure 3) ayant pour fonctions principales de fixer les vertèbres les unes par rapport aux autres et de protéger la moelle épinière des situations traumatisantes en limitant les mouvements extrêmes (Panjabi et

White, 1980). Il existe d'une part les ligaments communs (ou continus de la base du crâne au sacrum) : le grand ligament vertébral commun antérieur et le grand ligament vertébral commun postérieur. D'autre part, les ligaments discontinus (reliant chaque vertèbres par l'arc postérieur) : le ligament jaune, le ligament antéro-interne, le ligament inter-épineux, le ligament sur épineux, le ligament inter transversaire.

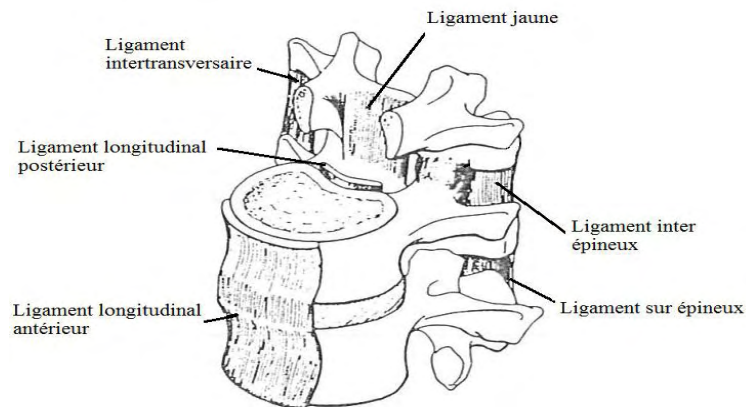


Figure 3: Système ligamentaire de la colonne vertébrale. Adaptée de Panjabi et White, 1980.

II.A.2 Le disque intervertébral et l'amplitude globale de la colonne vertébrale

Le disque intervertébral est constitué du noyau pulpeux, de l'anneau fibreux et de plaques cartilagineuses. Le nucléus pulposus (Figure 4A) est situé au centre du disque intervertébral et est composé à 88% d'eau. Le noyau n'est ni vascularisé, ni innervé ce qui veut dire qu'il n'est pas nourrit par voie sanguine et qu'il est ne peut pas directement générer de stimuli douloureux. Ce n'est donc pas cet élément de la colonne vertébrale qui peut être directement à l'origine des rachialgies en posture assise. L'anneau fibreux (Figure 4-B) est situé en périphérie du noyau et se compose, d'une

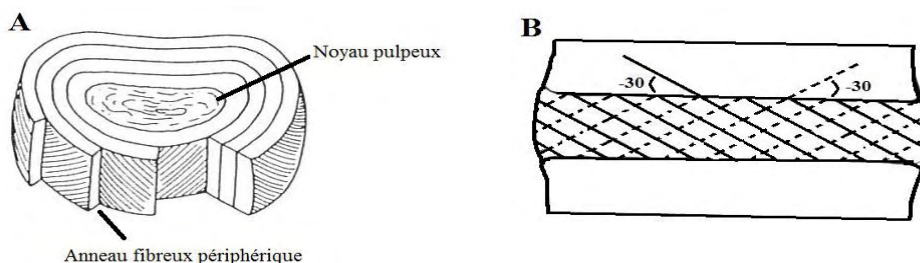


Figure 4: A.Composition du disque intervertébral. B. Orientation des fibres de l'anneau. Panjabi et White, 1978.

multitude de fibres verticales à l'extérieur et de plus en plus obliques voir horizontales vers le centre. Cet anneau est une succession de couches fibreuses dont l'obliquité, de 30° environ, (Panjabi et White, 1980) est croisée lorsqu'on passe d'une couche à l'autre. Ce croisement d'orientation empêche la substance du noyau de sortir du disque.

Cette articulation permet six degrés de liberté et assure la mobilité de la colonne vertébrale en flexion, extension, rotation, inclinaison, glissement sagittal et glissement transversal. Brown et col. (1957) montrent une expansion du disque intervertébral du côté opposé à la concavité lors de mouvements de flexion, extension et inclinaison. Lors de ces mouvements, les corps vertébraux pincent le disque d'un côté en projetant le noyau pulpeux vers le côté opposé. D'après Nachemson (1960), le nucléus pulposus amortit environ 75% d'une charge imposée tandis que l'annulus fibrosus amortit environ les 25% restant. Le noyau central remplit un rôle de répartiteur des pressions sur l'anneau fibreux. La pression au sein du nucléus n'est jamais nulle, même lorsque aucune charge n'est appliquée sur le disque. Cette pression initiale est appelée « état de précontrainte ». La valeur de la charge imposée peut être mesurée indirectement par le biais de la pression intradiscale (Nachemson, 1960). En vieillissant, le nucléus pulposus perd ses propriétés mécaniques, engendrant une dégradation de cet état de précontrainte. La pression interne diminue et provoque une perte d'amplitude de la colonne. En fonction de la position adoptée et du poids porté, la charge imposée au disque intervertébral L3-L4 varie (Figure 5). Ainsi, pour Panjabi et White (1980), qui ont effectué des mesures in vitro de la pression intra discale, la charge subie par le disque L3-L4 avoisine 250% du poids du corps lors d'une position assise avec 20° d'inclinaison du tronc vers l'avant. Cette position est particulièrement intéressante dans ce travail de thèse puisqu'elle est fréquemment utilisée en situation de classe (Murphy et col., 2002 ; Murphy et col., 2004).

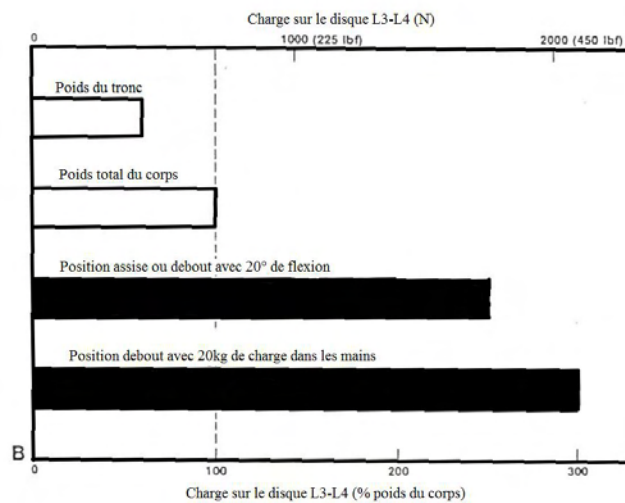


Figure 5: Enregistrement des charges compressives sur le disque intervertébral L3-L4 en fonction de la position du tronc. Panjabi et White, 1980.

La mobilité de l'articulation intervertébrale dépend essentiellement de la proportion du disque intervertébral par rapport à la hauteur des corps vertébraux. Plus le rapport disco-corporéal est grand, plus l'amplitude du mouvement est grande. La région cervicale est donc la plus mobile puisque son rapport disco-corporéal est de $2/5$, ensuite la colonne lombaire avec un rapport de $1/3$ et enfin, la région thoracique est la moins mobile avec une proportion disco-corporéal de $1/5$. L'amplitude de la colonne vertébrale est donnée à titre indicatif puisqu'elle dépend de l'âge et des antécédents pathologiques du sujet. L'amplitude globale de la colonne vertébrale en fonction des mouvements et des régions a été étudiée par Panjabi et White (1980) dans la lignée des travaux de White (1969) (Figure 6).

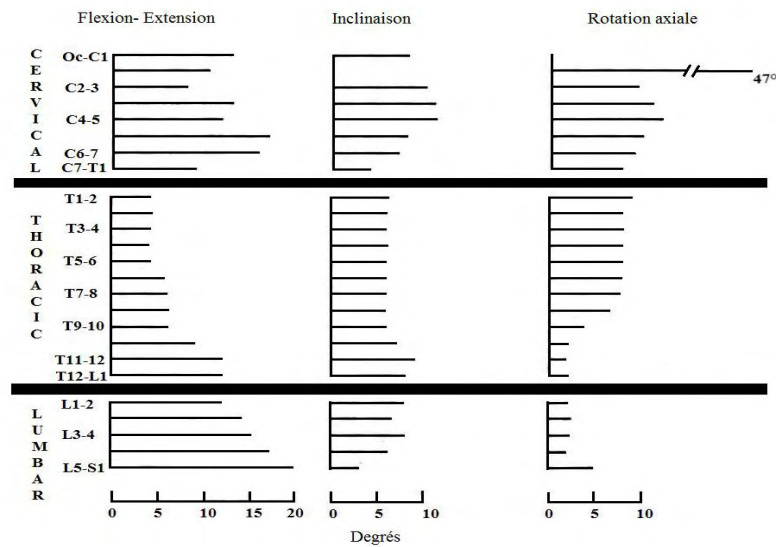


Figure 6: Amplitude de la colonne vertébrale en fonction des mouvements du tronc. White et Panjabi, 1978.

Assis à sa table en classe, l'élève ne reste pas immobile sur de longues périodes (Murphy et col.; 2004), c'est aussi le cas pour le sujet adulte. Il bouge pour faire varier ses appuis ou pour réaliser différentes tâches, c'est pourquoi il est nécessaire de s'intéresser au comportement du disque intervertébral au cours des mouvements élémentaires (Figure 7). Lors des mouvements d'extension (7A), l'espace intervertébral est fortement diminué en arrière et augmenté en avant. De ce fait, le disque intervertébral est pincé en arrière et le nucléus pulposus est chassé vers l'avant, mettant en tension les fibres antérieures de l'annulus. Cette tension tend à repousser le nucléus vers l'arrière de la vertèbre et donc à ramener la vertèbre dans sa position initiale. C'est un mécanisme d'auto-stabilisation. Le même mécanisme est utilisé dans les mouvements d'inflexions latérales (7D). Lors de rotations axiales (7B), les fibres de l'anneau dont l'obliquité est opposée au mouvement sont tendues proportionnellement au degré de rotation. En revanche, les fibres de l'anneau dont l'obliquité est dans le sens du mouvement sont, elles, détendues. Cela comprime le nucléus provoquant une forte augmentation de sa pression interne. Dans ce projet de thèse, le mouvement sur lequel nous nous focaliserons est la flexion de la colonne vertébrale. Même si d'autres mouvements sont exécutés, la flexion du tronc est souvent observée lors du maintien de la posture assise (Mandal, 1982 ; Murphy et col., 2002 ; Murphy et col., 2004). Lors d'une flexion (Figure 7C),

l'espace intervertébral se resserre en avant chassant le nucléus en arrière. Cela provoque une forte tension des fibres postérieures de l'annulus qui peuvent se dégrader sur le long terme.

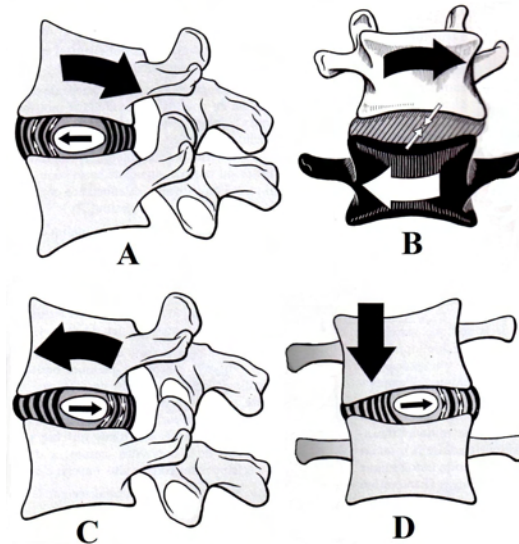


Figure 7: Comportement du disque intervertébral en fonction des mouvements élémentaires. A : extension ; B : rotation axiale ; C : flexion ; D : inclinaison. Kapandji, 1986.

Lorsque ces fibres se dégradent, la substance gélatineuse contenue dans le noyau peut s'échapper du disque et provoquer une hernie discale. Le mécanisme est le suivant : dans un premier temps, lors de la flexion, la vertèbre s'incline vers l'avant écrasant le disque dans sa partie antérieure et chassant le nucléus dans le sens opposé. Dans un second temps, les contraintes imposées par le mouvement ou la posture adoptée (comme c'est le cas lors d'une position assise prolongée le tronc fléchi) comprime le disque dans sa totalité chassant violemment la substance du nucléus vers l'arrière. Il atteint alors la face profonde du ligament postérieur. Dans un troisième temps, le sujet en se redressant, referme le passage par lequel la substance nucléaire a été chassé l'emprisonnant ainsi contre le ligament postérieur. C'est à ce moment que survient la douleur vive puisque la substance comprime la racine nerveuse (Kapandji, 1986).

Nous pouvons donc conclure que quel que soit le mouvement considéré, une forte pression interne du nucléus pulposus mais aussi une mise en tension des fibres de l'anneau sont observées. En revanche, le disque intervertébral n'étant ni vascularisé, ni innervé, ce n'est pas cette structure qui

gène de la douleur en position assise sur de longues périodes. Elle peut toutefois en être à l'origine lorsque la substance gélatineuse du noyau sort de l'anneau et comprime la racine nerveuse.

II.B La colonne lombaire

II.B.1 Les vertèbres lombaires

La taille et la masse des vertèbres augmentent au fur et à mesure de la colonne cervicale à la colonne lombaire (Panjabi et White, 1980). Bell et col. (1967) montrent que la force de compression tolérée grandit de plus en plus en allant de C3 à L5. Les vertèbres lombaires doivent répondre à davantage de contraintes biomécaniques causées, notamment, par le poids du tronc plus important au niveau lombaire qu'au niveau cervical par exemple.

II.B.2 Les muscles du tronc

Certains auteurs ont identifié les principaux muscles contribuant au maintien de la posture assise (Lundervold, 1951; Okada, 1972; Andersson et col., 1974). Au niveau lombaire, ils peuvent être divisés en trois groupes distincts: postérieur, latéro-vertébral et paroi abdominale.

Le muscle du groupe postérieur :

D'après Schuenke et col. (2010 ; Figure 8),

- Le grand dorsal

Ce muscle postérieur joue essentiellement un rôle lors de mouvement d'extension (action bilatérale) et d'inclinaison (action unilatérale) de la colonne vertébrale lorsque le bras reste fixe. Il tend à exagérer la lordose lombaire car il constitue, en partie, les cordes de l'arc formé par la courbure lombaire. Lorsque le tronc reste fixe, la contraction du grand dorsal permet une extension, une adduction et une rotation interne du bras.

- Les muscles transversaires épineux s'insérant sur les processus transverses et épineux formant un triangle.
- Le muscle long dorsal recouvre les processus transverses et épineux et les dépassent en dehors.

- Le muscle sacro-lombaire est une volumineuse masse charnue située en dehors du long dorsal.
- Le muscle épi-épineux s'insère sur les processus épineux et est en arrière des transversaires épineux et du long dorsal.
- Les muscles inter-épineux réunissent les processus épineux entres eux.

Ces muscles occupant de part et d'autre les processus épineux et les gouttières vertébrales sont appelés muscles para-vertébraux ou muscles des gouttières. Leur action est l'extension du rachis. La partie basse de tous ces muscles est confondue en une masse commune.

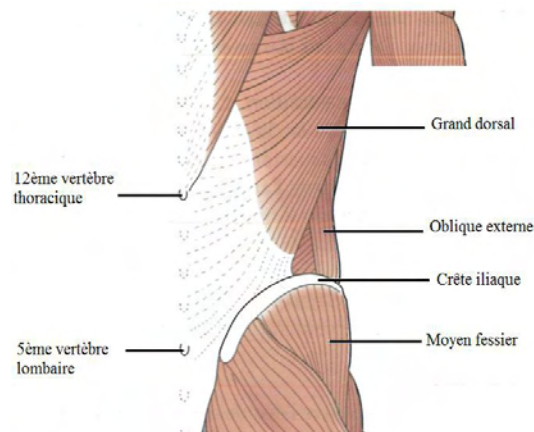


Figure 8: *Muscles postérieurs du tronc (plan superficiel). Schuenke et col., 2010.*

Les muscles latéro-vertébraux (figure 9) :

- Le carré des lombes
- Le psoas

Les muscles latéro-vertébraux contribuent à l'inclinaison du tronc, du côté de la contraction. Le carré des lombes n'a pas d'influence sur la lordose lombaire alors que le psoas favorise l'hyperlordose.

Les muscles de la paroi abdominale (figure 9):

- Le droit de l'abdomen
- Le transverse de l'abdomen
- Le muscle oblique interne

- Le muscle oblique externe

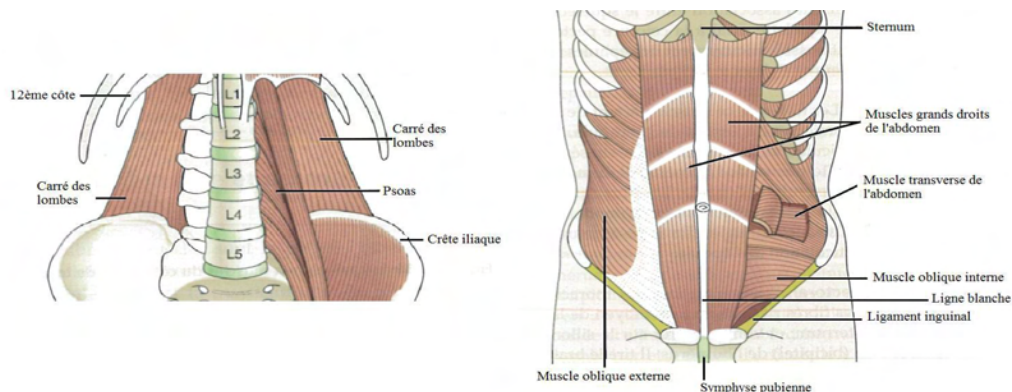


Figure 9: *Muscles latéro-vertébraux et muscles de la paroi abdominale. Schuenke et col., 2010.*

La partie majeure du mouvement de rotation est assurée par les petit et grand obliques. La flexion du tronc est assurée par les muscles de la paroi abdominale. Effectivement, le grand droit, les petit et grand obliques sont des fléchisseurs très puissants du tronc. Leur action permet de mobiliser à la fois la charnière lombo-sacrée et la charnière thoraco-lombaire.

En plus de permettre le mouvement de la colonne vertébrale, le système musculaire au niveau du tronc réduit les contraintes subies par le disque intervertébral à travers plusieurs mécanismes que sont : la poutre composite, le caisson abdominal et la pince ouvrante.

- La poutre composite de Rabischong est définie comme étant « une association de deux matériaux différents unis solidairement et partageant les contraintes en fonction de leur module d'élasticité et leur moment d'inertie. » (Meyrueis et col., 2004). Le muscle et l'os forment alors un ensemble plus résistant que l'os isolé. Ce mécanisme, se déclenche lors de la co-contraction des muscles spinaux et psoas (Kapanji, 1986).

- Le caisson abdominal est délimité par cinq parois que sont le diaphragme, les muscles du plancher périnéal, les muscles obliques et transverses, les muscles grand droit de l'abdomen et la poutre composite (vertèbres, ligaments vertébraux et muscles intervertébraux). La contraction des muscles du caisson abdominal augmente la pression intra-abdominale. Cette pression permet de réduire les contraintes au niveau lombaire. Lors d'une flexion du tronc par exemple, la colonne lombaire prend appui sur le ce « ballon » abdominal (Bartelink, 1957).

- La pince ouvrante est un mécanisme qui permet d'amortir les forces de compression axiale sur la colonne vertébrale (Kapanji, 1986). Sur une vertèbre, les pédicules assurent un système de

levier entre le corps vertébral et l'arc postérieur qui permet un amortissement passif (disque intervertébral) et actif (muscles paravertébraux).

II.C La colonne thoracique

En posture assise et en situation de classe, l'étudiant fléchit le tronc d'au moins 20° durant 25% du temps (Murphy et col., 2004). Cette position va induire des contraintes biomécaniques au niveau articulaire puisque ce n'est pas la position physiologique de la colonne thoracique. Cette région est charnière puisqu'elle assure la liaison entre la colonne cervicale et la colonne lombaire, et qu'elle est le support du thorax.

Les mouvements de flexion, d'extension, de rotation et d'inclinaison des vertèbres thoraciques sont régis par les mêmes mécanismes que les mouvements des vertèbres lombaires. Cependant, il est également nécessaire de prendre en considération la présence de la cage thoracique qui limite le jeu articulaire intervertébral. (Kapandji, 1986).

II.D La colonne cervicale

La colonne cervicale détient une place charnière en position assise puisqu'elle oriente la tête et le regard dans l'espace. Il peut y avoir une variation importante des contraintes articulaires à ce niveau car c'est au sein de cette partie de la colonne vertébrale que la mobilité est la plus grande (White et Panjabi, 1978). En position assise, cela veut dire que la flexion cervicale induirait une augmentation significative du bras de levier du couple déséquilibrant exercé par le poids (De Wall et col., 1991) ce qui augmenterait les contraintes biomécaniques. Snijders (1984) a illustré le mécanisme avec F : forces musculaires ; G : centre de gravité de la tête ; A : axe de l'articulation de la tête (atlanto-occipitale) ; N : force de réaction sur l'articulation atlanto-occipitale (Figure 10).

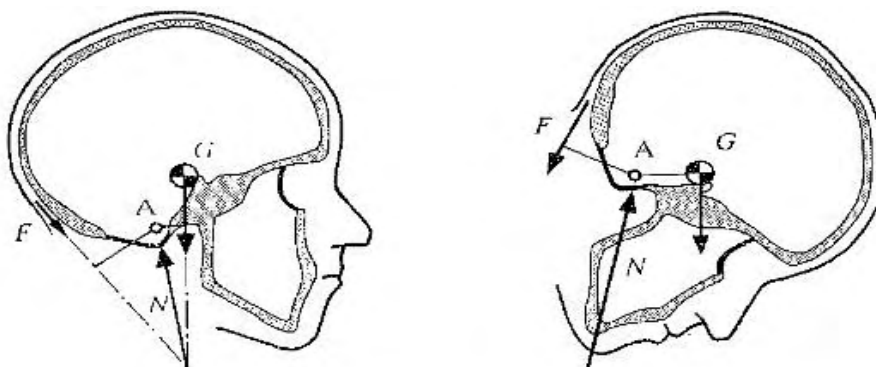


Figure 10: Augmentation de la force produite par les muscles du cou avec la flexion de la tête. Snijders, 1984.

Le segment cervical peut être divisé en deux parties : l'une supérieure comprenant les deux premières vertèbres cervicales : l'atlas et l'axis et l'autre inférieure comprenant les cinq dernières vertèbres cervicales. L'atlas et l'axis possèdent une architecture osseuse différente des autres vertèbres cervicales. Ils assurent l'articulation entre le crâne et la colonne vertébrale. L'atlas (Figure 11-A) possède deux masses latérales. Sur la face postérieure de l'arc antérieur de l'atlas siège la fossette de l'odontoïde accueillant le processus odontoïde de l'axis. Il est important de noter qu'il n'y a pas de disque intervertébral, ni au-dessus, ni en dessous de cette vertèbre (Dufour, 2009). L'axis (Figure 11-B), accueille le processus odontoïde ou dent de l'axis servant de pivot à l'articulation atloïdo-axoïdienne.

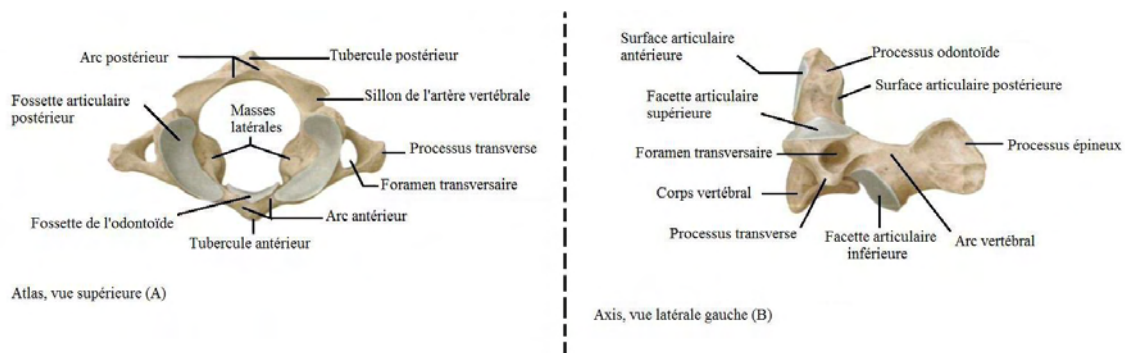


Figure 11: L'Atlas (A) et l'Axis (B). Schuenke et col., 2010.

Une vertèbre cervicale type (Figure 12) comporte un corps vertébral allongé transversalement. Son arc postérieur comprend les processus articulaires avec chacune une facette articulaire.

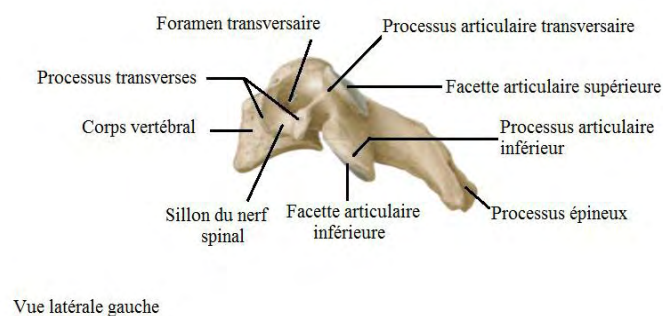


Figure 12: Vertèbre cervicale type. Shuencke et col., 2010.

Lors des mouvements de la colonne cervicale, divers mécanismes entrent en jeu. Le mouvement d'extension se traduit par le glissement et l'inclinaison du corps vertébral vers l'arrière. L'écart

entre les corps vertébraux est ainsi plus grand en avant et plus petit en arrière ce qui provoque un léger déplacement du nucléus pulposus vers l'avant et, de ce fait, une mise en tension des fibres antérieures de l'annulus. Ce mouvement est limité par la tension des ligaments antérieurs mais aussi par les butées osseuses des processus épineux. A l'inverse, lors d'une flexion, le corps de la vertèbre sus-jacente s'incline et glisse vers l'avant, ce qui écrase le disque en avant et « chasse » le nucléus pulposus en arrière. La flexion est limitée par la mise en tension des ligaments postérieurs (ligament vertébral commun postérieur, ligament jaune, ligament sur-épineux, ligament inter-épineux). Au niveau cervical, en plus de l'inclinaison d'une vertèbre sur l'autre, des forces de glissement entrent en jeu. Cela va augmenter davantage les contraintes articulaires en fonction de l'amplitude du mouvement et de la tâche que l'écolier/étudiant devra réaliser.

II.D.1 Les muscles de la colonne cervicale

D'après Schuenke et col. (2010),

Les muscles de la région cervicale peuvent être divisés en trois parties :

Les muscles pré-vertébraux :

Ils sont illustrés par la figure 13 et comportent,

- Le muscle long du cou (oblique supérieur, oblique inférieur et vertical),
- Le droit antérieur de la tête
- Le droit latéral de la tête
- Le long de la tête
- Les scalènes (antérieur, moyen et postérieur)

Le rôle de ces muscles pré-vertébraux est, en contraction bilatérale, de fléchir la tête sur la colonne cervicale. Lors d'une contraction unilatérale, l'action de ces muscles provoque une inclinaison de la tête et/ou de la colonne cervicale.

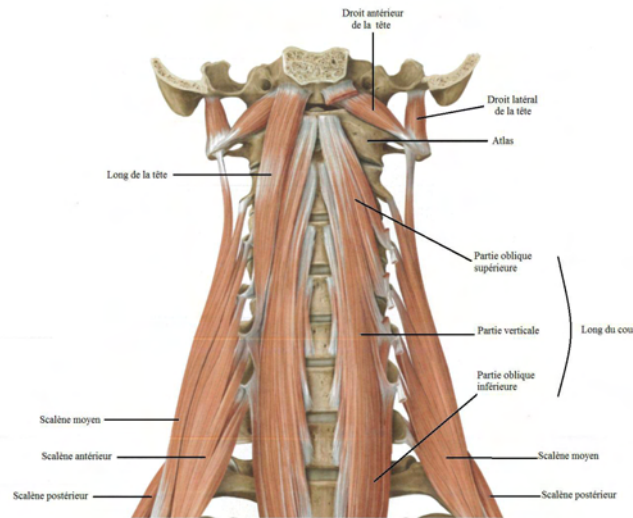


Figure 13: Muscles pré-vertébraux et scalènes, vue antérieure. Schuenke et col., 2010.

Les muscles suboccipitaux :

Ils sont illustrés par la figure 14 et comportent,

- Le droit postérieur de la tête
- Le petit droit postérieur de la tête
- L'oblique supérieur de la tête
- L'oblique inférieur de la tête

La contraction bilatérale des muscles postérieurs engendre une extension de la tête et de la colonne cervicale. Lors d'une contraction unilatérale, les muscles suboccipitaux sont à l'origine d'une inclinaison de la tête du côté de la contraction.

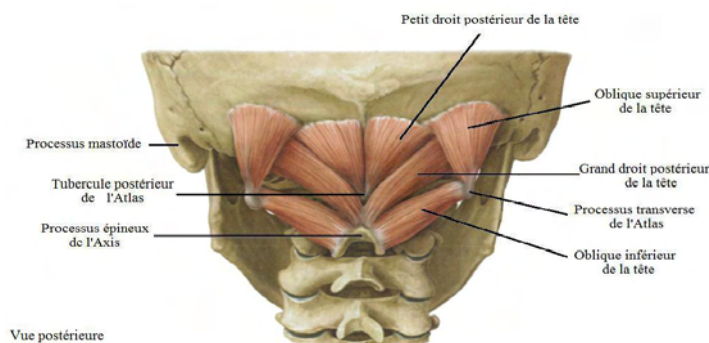


Figure 14: Muscles suboccipitaux. Schuenke et col., 2010.

Les muscles superficiels:

Ils sont illustrés par la figure 15 et comportent,

- Le trapèze composé d'un chef supérieur descendant et d'un chef moyen transverse. La contraction bilatérale des trapèzes est à l'origine du haussement des épaules mais aussi d'une extension de la tête et de la colonne cervicale.

- Le sterno-cléido-occipito-mastoïdien dont l'action, lors d'une contraction bilatérale, est une flexion du cou. L'inclinaison de la tête sur l'épaule est provoquée par une contraction unilatérale de ce muscle.

- Le petit rhomboïde est responsable de l'adduction et de l'élévation de la scapula.

Pour conclure, la colonne vertébrale dans son ensemble est donc constituée d'un système osseux, musculaire et ligamentaire assurant la protection de la moelle épinière, le maintien postural et le mouvement du tronc et de la tête. Au niveau lombaire, les vertèbres apparaissent plus grandes qu'aux niveaux supérieurs répondant au besoin spécifique de support de charges. La colonne cervicale est la partie la plus mobile de cet axe osseux. Cette mobilité est à l'origine de grandes variations du bras de levier du couple déséquilibrant exercé par le poids, qui induisent différents niveaux de contraintes subies par la colonne cervicale.

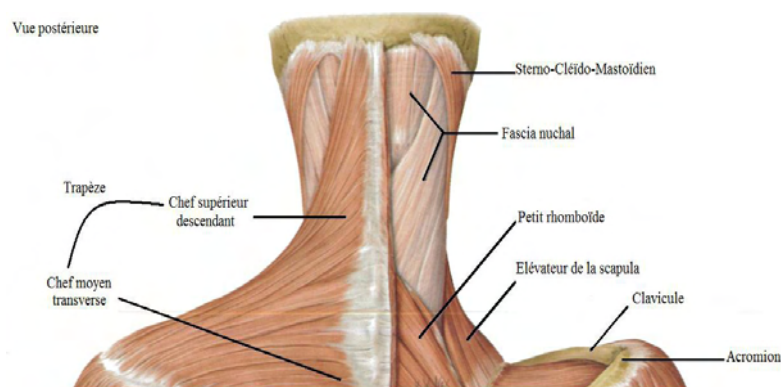


Figure 15: *Muscles superficiels du cou. Schuenke et col., 2010.*

III Le développement psychomoteur de l'enfant

La position assise, au cœur de ce travail de thèse, s'acquiert après plusieurs d'étapes fondamentales du développement de l'enfant. Il est essentiel de prendre en considération le développement psychomoteur de l'enfant si l'on s'intéresse à la formation du système musculo-squelettique. Pour aborder ce chapitre, il sera, dans un premier temps, question de croissance osseuse et de formation de la colonne vertébrale puis, dans un second temps, de développement postural.

III.A Croissance osseuse et développement de la colonne vertébrale

De profil, la colonne vertébrale présente quatre courbures (Rouvière et Delmas, 2002). Néanmoins, elles ne sont pas visibles dès la naissance car elles se forment avec le développement postural de l'enfant. Waugh et Grant (2007) démontrent qu'il existe deux incurvations primaires (concaves en avant) et deux incurvations secondaires (convexes en avant ; Figure 16). En situation intra-utérine et à la naissance, le bébé ne possède qu'une seule courbure formant un arc de cercle concave en avant (cyphose). Le fœtus est incurvé dans l'utérus de la mère. L'os, facilement déformable lors de son développement, adopte une courbure secondaire quelques mois après : la courbure cervicale. Elle apparaît au moment où l'enfant est capable de tenir sa tête de façon autonome. Cette courbure est de sens opposé à la première puisqu'elle est convexe en avant (lordose cervicale). Lorsque l'enfant apprend à se tenir debout vers 12 mois (Rouvière et Delmas, 2002), une autre courbure secondaire

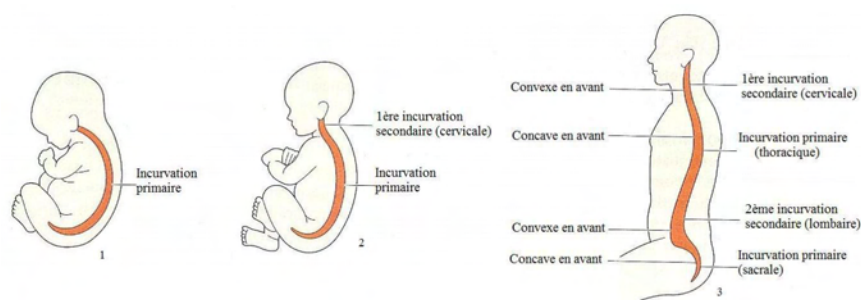


Figure 16: Étapes de développement des incurvations de la colonne vertébrale.
Waugh et Grant, 2007.

se développe, divisant la partie thoracique et la partie sacrée: c'est la courbure lombaire, convexe en avant (lordose lombaire). Les courbures primaires sont conservées et correspondent aux courbures thoracique et sacrale (cyphoses). Ainsi, les quatre incurvations sont observables très tôt chez l'enfant. Le mobilier ergonomique doit donc prendre en compte et respecter ces courbures physiologiques dès l'école maternelle.

La formation des vertèbres, comme celle de tous les os, commence dans l'utérus pendant la période de gestation et se termine après l'adolescence, vers 21 ans environ (Waugh et Grant, 2007). Les vertèbres sont des os dits « irréguliers ». Ils sont composés d'une fine couche de tissu compact à la surface et d'une partie spongieuse au centre. C'est cette partie spongieuse qui contient la moelle osseuse. La figure 17 montre la composition osseuse d'une vertèbre au niveau du corps vertébral et du processus épineux. Les contraintes articulaires subies par la colonne vertébrale en posture assise sont donc appliquées sur des structures qui ne sont pas totalement ossifiées chez l'enfant et l'adolescent.

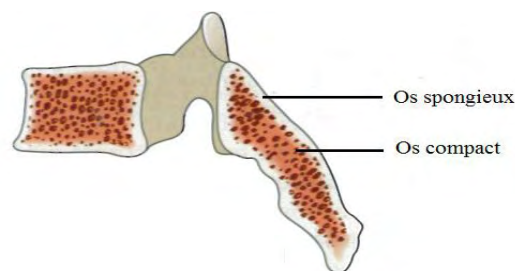


Figure 17: Composition d'un os irrégulier : la vertèbre. Waugh et Grant, 2007.

III.B Développement postural de l'enfant

La posture est définie comme étant la position des parties du corps les unes par rapport aux autres et par rapport à la pesanteur (Corraze, 1987). Elle prépare, soutient et assure l'efficacité du mouvement. La posture répond à deux fonctionnalités : d'une part à une fonction anti-gravitaire pour permettre le maintien de la géométrie segmentaire durant l'exécution du mouvement, et d'autre part à l'orientation du corps dans l'espace afin d'interagir avec l'environnement.

Chez le nouveau-né, les principales acquisitions posturales se font progressivement avec la maturation du système neuromusculaire. Les nourrissons sont sujets à des réflexes archaïques (réflexe tonique du cou, grasping, la marche, etc.) qui peuvent disparaître ou être modifiés avec la

maturation du système nerveux pour devenir des mouvements volontaires ou automatiques (Illingworth, 1978 ; Saint Anne Dargassies, 1982). Le développement tonique de l'axe du corps respecte une progression céphalo-caudale. Le bébé parvient tout d'abord à tenir la tête sur les épaules puis le tronc sur le pelvis et enfin le pelvis sur les membres inférieurs. Avant de pouvoir s'asseoir de façon autonome, l'enfant passe par plusieurs étapes entre 6 et 13 mois illustrées par Shirley, 1931 (Figure 18). La position assise, qui nous intéresse particulièrement dans ce travail de thèse, s'acquiert en plusieurs phases. Lorsqu'on aide le bébé en le positionnant assis, il s'enroule sur lui-même en ayant le dos rond et la tête plongée vers l'avant. Dans un second temps, son tonus augmente au niveau de la tête et de la ceinture scapulaire, le tronc tombe sur les membres inférieurs, les membres supérieurs en appui entre les membres inférieurs. Par la suite, le bébé est capable de s'asseoir avec la présence d'un support. Après, l'enfant acquiert la position assise érigée en s'appuyant sur les mains puis seul, en étant capable de se pencher vers l'avant, vers l'arrière et sur les côtés. Après avoir acquis la posture assise, l'enfant devra pouvoir la mettre à profit lors de la réalisation des tâches demandées.

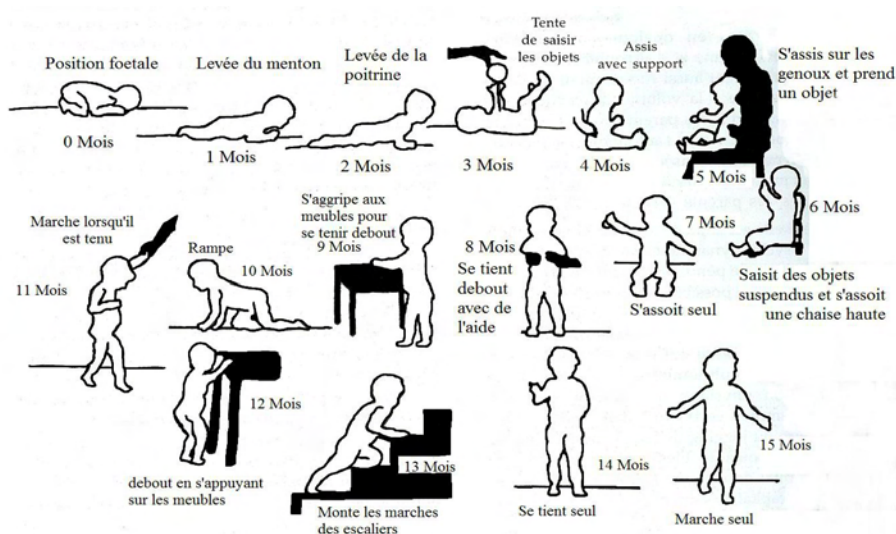


Figure 18: Développement postural de 0 à 15 mois. Shirley, 1931.

IV Approches conceptuelles du contrôle de la posture et du mouvement

En situation de classe, l'élève est amené à maintenir une posture stable tout en réalisant un certain nombre de tâches (écriture, lecture, réflexion, etc.). Ces activités font appel aux capacités de contrôle postural, de l'équilibre et d'exécution du mouvement. Ces fonctions peuvent être étudiées selon les approches neurophysiologique et biomécanique.

IV.A L'approche biomécanique

L'approche biomécanique consiste à étudier la statique, la dynamique et la cinématique du corps humain à partir des lois de la mécanique newtonienne. Ces connaissances vont permettre d'évaluer les contraintes articulaires et musculaires subies par la chaîne articulée lors du maintien de la position assise sur le long terme. La biomécanique se base sur une représentation simplifiée du corps humain, qui est assimilée à un ensemble de solides rigides (Bouisset, 2002). Ces solides peuvent être représentés (Figure 19) par des contours anatomiques du membre inférieur (A-1-2-3); par des formes ellipsoïdes des trois composants du membre inférieur (B-1-2-3) ; par trois chaînons modélisés avec leurs centres des masses respectifs G1, G2 et G3 (C). Pour Bouisset (2002), un modèle est une représentation simplifiée du réel sur laquelle il est plus simple et/ou plus efficace de raisonner. L'utilisation de modèle sous-tend la prise en compte d'une certaine marge d'erreur due à cette simplification par rapport à la réalité.

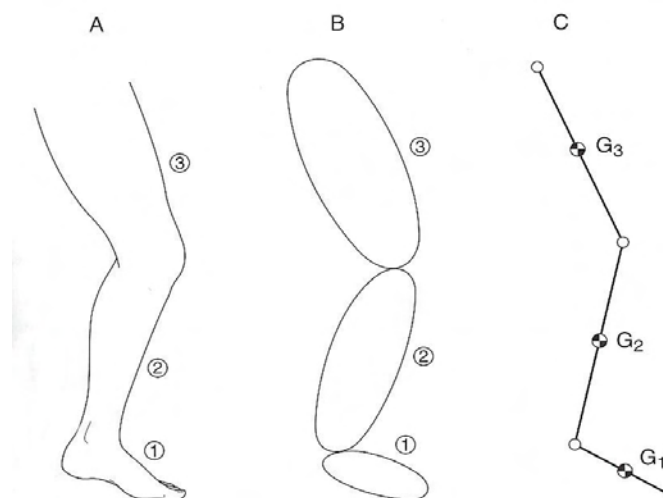


Figure 19: Représentations morphologiques simplifiées du membre inférieur. Adaptée de Bouisset, 2002.

Selon Bouisset (2002), les segments corporels sont assimilés à des tiges, car elles sont la modélisation mécanique la plus simple. Un chaînon corporel est, selon lui, défini comme étant « la droite reliant les deux centres de rotation moyens d'un même segment osseux ». Cet auteur indique, par ailleurs, que l'assimilation de notre corps à un chaînon corporel sous-entend trois conditions :

- L'os est supposé être indéformable face aux forces qui lui sont imposées lors d'un mouvement.
- La répartition des masses de chaque segment corporel est constante et symétrique par rapport à la tige. Cela sous-tend que le muscle doit garder la même forme tout au long de la contraction.
- Les axes de rotation des articulations sont supposés rester fixes.

Ces hypothèses simplificatrices comportent une certaine marge d'erreur. Les muscles se raccourcissent lors d'une contraction, ce qui implique la variation de leur forme donc du centre des masses du segment en question. Au delà de l'analyse des différents paramètres du mouvement et de la posture, la biomécanique est également utilisée dans l'évaluation des contraintes articulaires. Par exemple, en position assise, les contraintes biomécaniques subies au niveau cervical peuvent être quantifiées en prenant en compte la position angulaire de la tête, de la région thoracique ainsi que le poids du sujet

IV.A.1 Les constantes en biomécanique :

Quelques constantes sont applicables aux différents chaînons du corps et sont nécessaires pour expliquer l'origine d'un mouvement et la mise en équation des lois de Newton :

- La masse d'un segment (m) est somme des masses des différentes particules du segment (m_i) :

$$m = \sum m_i$$

- Le poids (P) d'un segment correspond au produit de sa masse par l'accélération de la pesanteur (g) :

$$\vec{P} = m\vec{g}$$

- Le centre de gravité (ou centre des masses, G) est le barycentre des différents points du segment (A_i) associé de leur masse (m). G est définie par rapport à une origine quelconque (O) et par la relation suivante :

$$\vec{OG} = \frac{(\sum m_i \vec{OA}_i)}{(\sum m_i)}$$

A partir de la position des centres de gravité de chaque segment (G_i) et de leurs masses respectives (m_i), il est possible de calculer le centre de gravité du corps humain par l'équation suivante :

$$m \vec{OG} = \sum m_i \vec{OG}_i$$

La position du centre de gravité est donc variable en fonction de la position de chaque segment.

- Le moment d'inertie et rayon de giration : Le moment d'inertie d'un segment quantifie sa résistance lorsqu'elle est soumise à une accélération angulaire. Ce moment d'inertie par rapport à un axe D est défini par la formule suivante :

$$J_{\Delta} = \sum m_i r_i^2$$

Où r_i^2 est le carré de la distance d'un point matériel A_i , de masse m_i , à l'axe D. La relation précédente peut s'écrire :

$$J_{\Delta} = mR^2$$

Où $m = \sum m_i$ et $R = \sqrt{J_{\Delta} / m}$ est le rayon de giration, c'est-à-dire la distance à l'axe D du point ayant la masse totale m , et qui aurait le même moment d'inertie, par rapport à l'axe considéré. On peut déterminer expérimentalement le moment d'inertie des chaînons corporels autour de leurs différents axes de rotation. Pour calculer le moment d'inertie du corps entier par rapport à un point quelconque, il suffit d'appliquer le théorème de Huygens :

$$J_{\Delta'} = J_{\Delta} + md^2$$

Où $J_{D'}$ est le moment d'inertie par rapport à un axe D', parallèle à l'axe D et passant généralement par le centre de gravité, le centre de rotation moyen ou l'extrémité du segment; d est la distance entre les deux axes.

IV.A.2 Les lois de la mécanique newtonienne

Ces constantes précédemment définies sont déterminées par des méthodes directes (basées sur des principes physiques ou de l'imagerie) ou indirectes (estimation à partir de tables anthropométriques) (Bouisset, 2002). Les seules forces contrôlables par le SNC sont les forces d'origine musculaire. L'approche biomécanique est régie par les lois de Newton expliquant la relation entre les forces et le mouvement (la dynamique). Les principes fondamentaux de la dynamique s'appliquent à tous les systèmes solides, rigides et articulés comme le corps humain et sont compris dans un repère galiléen (repère inertiel). Ils existent trois théorèmes : celui de la résultante dynamique; du moment cinétique et du principe d'action-réaction :

1) Le théorème de *la résultante dynamique* :

$$m \cdot \vec{a}_g = \Sigma \vec{F}_e$$

Où m est la masse, \vec{a} est l'accélération du centre de gravité, g est le centre de gravité et $\Sigma \vec{F}_e$ représente la somme des forces extérieures.

2) Le théorème du *moment cinétique* :

où $d\vec{\sigma}_G$ est la dérivée du moment $\frac{(d\vec{\sigma}_G)}{dt} = \Sigma \vec{M}_G(\vec{F}_E)$ résultant des quantité de mouvement,

dt est la dérivée du temps et $\Sigma \vec{M}_g(\vec{F}_e)$ est la résultante des moments en g des forces extérieures au système.

3) Le principe d'*action-réaction* ou troisième lois de Newton : Lorsqu'un corps A exerce sur un corps B une action mécanique représentée par une force $F_{A/B}$, le corps B exerce sur A une action mécanique représentée par une force $F_{B/A}$. Ces deux forces ont la même direction, la même norme mais sont de sens opposés.

IV.A.3 Les forces extérieures et les forces intérieures

En mécanique, deux types de forces, parmi celles qui sont appliquées à un système de points matériels quelconque sont considérées. Les premières sont celles provenant de causes extérieures (ou exogènes) et sont dans le cadre du maintien postural les forces de gravité et les forces de

réaction de la surface d'appui. Les deuxièmes sont les forces internes (ou endogènes) qui correspondent aux forces de liaison musculaires et articulaires dans le cadre du maintien de la posture. Les forces extérieures sont les forces de gravité et les forces de réaction de la surface d'appui.

IV.A.4 Les forces musculaires et les forces de réaction

En se rapportant au "théorème de la résultante dynamique" et au "théorème du moment cinétique", Bouisset (1991) soutient l'idée que l'on pourrait en déduire que le corps humain, dans son ensemble, serait uniquement mis en mouvement par une modification directe de l'intensité des forces extérieures. Mais les actions musculaires, qui font partie des forces intérieures, peuvent modifier les forces extérieures de réaction lorsqu'elles diffusent jusqu'à la surface d'appui. Elles génèrent alors des déplacements du centre de gravité (CG) du corps par une variation indirecte des forces extérieures. Pour Bouisset (1991), il y a donc à chaque instant, des transferts de forces entre les différents segments corporels et entre ceux-ci et le sol.

L'approche biomécanique, si elle permet d'analyser les paramètres mécaniques de la posture et du mouvement, ne rend pas compte des nombreux phénomènes sensorimoteurs intervenant dans la préparation et l'exécution du mouvement, et qui sont étudiés dans l'approche neurophysiologique.

IV.B L'approche contrôle moteur

Cette approche considère le contrôle de la posture et du mouvement à partir de la fonction d'organes sensoriels, de voies afférentes, de centres d'intégrations, de voies efférentes et de muscles effecteurs. Les informations sensorielles rendent compte de la position du corps dans l'espace grâce à plusieurs capteurs qui assurent la transduction des stimuli physiques en signaux électriques acheminés vers le système nerveux central (SNC) par les voies afférentes. Les modalités sensorielles intervenant dans le contrôle postural sont la somesthésie et la vision. La somesthésie représente toutes les informations sensorielles qui ne correspondent ni à la vision, ni à l'audition, ni au goût et ni à l'odorat. Ce sont donc les informations cutanées, tactiles, proprioceptives qui touchent à la sensibilité générale du corps. Il existe d'une part, les canaux somesthésiques myoarticulaires qui se composent de deux principaux récepteurs sensoriels :

- Les fuseaux neuromusculaires, situés dans le muscle, sont sensibles au changement de position des fibres musculaires. Ils sont à l'origine du réflexe myotatique, déterminant dans la régulation du tonus des muscles posturaux dans le maintien postural. Ainsi, d'après Fitzpatrick et McCloskey (1994), les capteurs les plus sensibles dans la perception des oscillations posturales en station debout sont les propriocepteurs des membres inférieurs (détection des mouvements de flexion extension de la cheville).

- Les organes tendineux de Golgi qui sont situés à la jonction entre le muscle et le tendon. Ces capteurs sont sensibles à la traction exercée sur le tendon par la contraction ou l'étirement du muscle.

D'autre part, il existe des capteurs somesthésiques cutanés appelés mécano-récepteurs ou pressocepteurs. Magnusson et col. (1990) ont montré que la vitesse des oscillations posturales induites par la vibration des muscles du cou est augmentée après le refroidissement de la sole plantaire, suggérant que les mécanorécepteurs plantaires jouent un rôle important dans le maintien de l'équilibre postural. Dans le même sens, Kavounoudias et col. (1998) ont réalisé des vibrations à différents endroits des soles plantaires en posture debout, combinés à des enregistrements posturographiques. Ils ont alors observé des mouvements involontaires d'inclinaison globale du corps, en sens opposé à la stimulation plantaire. Les auteurs en ont conclu que les informations tactiles plantaires étaient probablement traitées et intégrées par le système nerveux central, qui en déduit la répartition des pressions au niveau de la surface plantaire. Ces informations devraient ensuite être transformées en indices de direction et d'amplitude de l'inclinaison globale du corps. La sole plantaire pourrait ainsi être considérée comme une "carte dynamométrique" équipée de nombreux capteurs capables de coder spatialement toutes les pressions appliquées à son niveau.

Les informations sensorielles issues de la vision jouent aussi un rôle important dans le contrôle postural. Paulus et al. (1984) ont montré que les stimuli visuels pouvaient être interprétés de deux manières: soit comme un mouvement égocentrique (mouvement du corps), soit comme un mouvement exocentrique (mouvement de l'objet visualisé). Ces auteurs ont également montré que l'acuité visuelle augmentait la stabilité posturale, en utilisant différents papiers semi-transparents fixés en avant des yeux.

Les informations sensorielles sont véhiculées au moyen des voies afférentes et sont intégrées au niveau des centres nerveux. Les centres intégrateurs ont pour fonction d'analyser les messages sensoriels de différentes origines et d'élaborer une réponse motrice adaptée. La réception des

messages sensoriels au niveau du système nerveux central peut schématiquement aboutir à trois types de réponses correspondant à trois niveaux d'intégration:

- Moelle épinière : boucle monosynaptique, qui correspond à une réaction motrice élémentaire (mouvement réflexes).
- Tronc cérébral : boucle polysynaptique où plusieurs informations afférentes sont intégrées et aboutissent à une réponse involontaire (mouvements automatiques).
- Centres cérébraux supérieurs : niveau cognitif, processus intégratif et volontaire (mouvements volontaires).

Des expériences animales (Chambers et Sprague, 1955) ainsi que des examens cliniques effectués chez des patients présentant des lésions du système nerveux central (Holmes, 1922) ont montré l'implication des structures du tronc cérébral dans le maintien de l'équilibre postural et dans une moindre mesure, celle des centres cérébraux supérieurs.

La réponse motrice transmise au moyen des voies efférentes et qui aboutit aux actions musculaires (système effecteur) est la dernière étape du système de régulation. Les actions musculaires tiennent principalement deux rôles. Le premier est de maintenir les segments osseux entre eux pour conserver la posture initiale contre l'effet de la gravité. C'est le rôle des muscles posturaux principaux (Carlsöö, 1961).

Okada (1972) a montré que le niveau d'activité des muscles posturaux était faible et quasi-isométrique et que leur patron d'activité variait en fonction de la posture adoptée (Figure 20 : 1 : sur une chaise ; 2 : à genoux ; 3 : en tailleur). Par exemple, en position assise sur un tabouret, les érecteurs spinaux lombaires ont un niveau d'activité musculaire équivalent à 2-3% de leur contraction maximale volontaire.

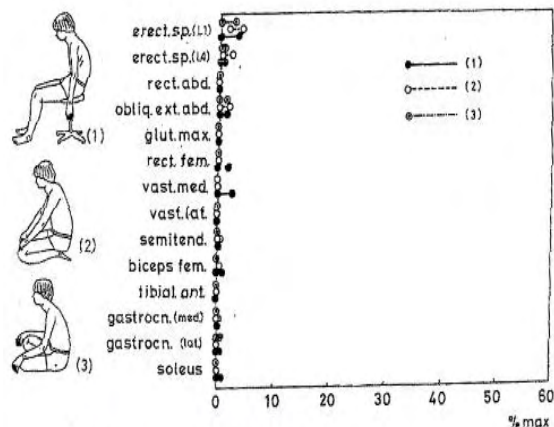


Figure 20: Niveau d'activité musculaire en fonction de la position assise. Okada, 1972.

Le second rôle des muscles est de réguler le déplacement du CG lorsqu'il s'éloigne de sa position de référence. La mobilisation de certains segments de la chaîne est destinée à compenser les forces perturbatrices exercées sur la posture. Ces actions musculaires correspondent généralement à des réponses de type "feedback" impliquant les stratégies de hanche et de cheville (Horak et Nashner, 1986).

Différentes formes d'intégration des informations sensorielles et d'élaborations des réponses motrices sont décrites dans la littérature sous le terme de théories du contrôle moteur. Trois théories principales sont ainsi répertoriées :

- **Le concept de capacité posturo-cinétique (CPC)** a été défini par Bouisset et Zattara (1983) comme étant « la capacité de développer une contre perturbation face à une perturbation à la posture induite par des mouvements segmentaires et ainsi de limiter ses effets négatifs sur la stabilité du corps ». L'exécution d'un mouvement focal génère des perturbations posturales. Ces perturbations sont compensées par des mouvements posturaux avant, pendant et après le mouvement focal. Ces mouvements contre perturbateurs impliquent la mobilité de la chaîne ostéo-articulaire. Lino et Bouisset (1994) ont ainsi montré qu'en position assise la performance motrice était aussi plus élevée lorsque la chaîne articulée était plus mobile. Lors d'une tâche de pointage, la vitesse maximale de pointage était plus élevée lorsque la surface de contact ischio-fémorale était réduite (augmentation de la mobilité du pelvis).

- **Le contrôle hiérarchisé** (Paillard, 1985 ; Massion 1992) : En se situant dans une approche cognitive, le SNC reçoit des informations de l'environnement et du système musculo-squelettique

(SMS). L'environnement agit sur le SMS par le biais des forces externes et le SMS agit sur l'environnement par le biais des forces internes (Figure 21). Lorsque le SNC perçoit un message en provenance du système périphérique sensoriel, il élabore une commande et l'envoie au moyen des voies effectrices aux muscles qui vont générer, par leur contraction, le mouvement (Massion, 1992).

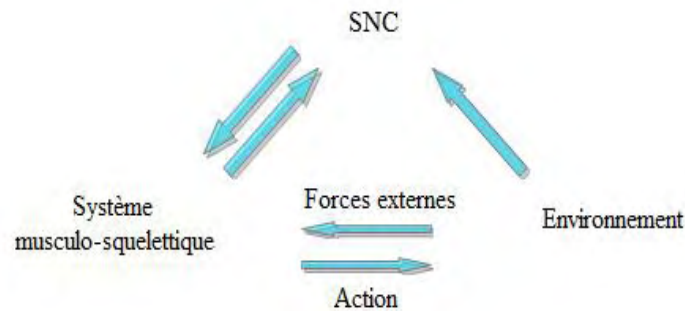


Figure 21: Représentation schématique de l'interaction entre les trois systèmes permettant le mouvement. Adaptée de Massion, 1992.

Néanmoins, l'information sensorielle n'est pas toujours véhiculée jusqu'à l'encéphale, le niveau le plus haut, mais peut s'adresser à des structures basses comme la moelle épinière, le tronc cérébral ou le bulbe rachidien en fonction du type de mouvement à réaliser. Cette organisation hiérarchisée du SNC est une réponse à la complexité de l'élaboration d'un mouvement, même le plus simple. Ces mouvements vont être commandés et régulés à différents niveaux en fonction de leur complexité, c'est le principe de la hiérarchisation en sous-système. Selon Paillard (1985), cette organisation fait appel à deux dialogues distincts entre l'organisme et l'environnement (Figure 22 : En pointillé, les éléments compris dans les systèmes nerveux central et périphérique et en trait plein, à gauche : l'environnement). Il existe d'une part un dialogue direct, issu d'un traitement sensorimoteur. Les entrées sensorielles forment une boucle fermée avec les sorties motrices. D'autre part, il considère aussi un dialogue indirect entre l'environnement et l'organisme, régi par un traitement cognitif. Ce dialogue est le plus élaboré puisqu'il se situe à un niveau haut ou supra-spinal (cortex). À ce niveau, le mouvement est planifié (élaboration d'une trajectoire, évaluation de la motivation à l'atteinte du but), programmé (choix d'un programme moteur, du nombre de commandes pour suivre la trajectoire virtuelle) et exécuté par le système effecteur.

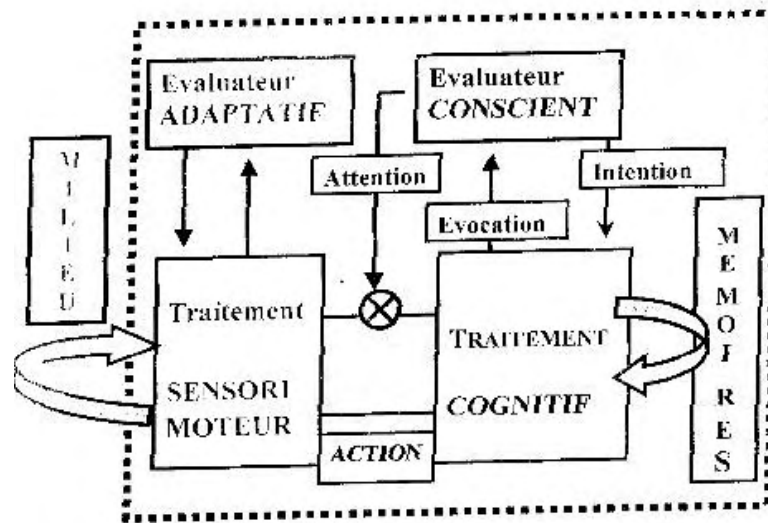


Figure 22: Représentation schématique du traitement hiérarchisé (sensorimoteur (SM) et cognitif). Paillard, 1985.

- **Synergies motrices** (Bernstein, 1967) : Sa théorie repose sur trois grands concepts (Stuart, 2005) :

- i) Les mouvements ne sont pas assimilés à des chaînes de détails mais des structures différenciées en détails : c'est le mouvement en tant que structure.
- ii) La coordination motrice en tant que maîtrise d'un nombre redondant de degrés de libertés (cinématiques ou dynamiques) des organes du mouvement, par la transformation de ceux-ci en systèmes contrôlables.
- iii) La théorie hiérarchique de la coordination motrice, selon laquelle il existerait, au sein du SNC, la formulation exacte du mouvement. Les parties supérieures du SNC commanderaient des chaînes d'activité motrice tandis que les parties inférieures assureraient le lien entre le mouvement et les coordonnées spatiales, ainsi que l'interaction entre les différents éléments (muscles, articulations, membres) du corps.

Dans ce travail de thèse, l'approche biomécanique sera utilisée pour estimer les contraintes articulaires et musculaires subies par le sujet dans différentes conditions d'assise. D'autre part, l'approche neurophysiologique permettra d'aborder la posture assise sous l'angle plus large du contrôle moteur.

V La posture assise

D'un point de vue biomécanique, les surfaces d'appui en position assise sont plus grandes mais aussi différentes comparativement à la position debout (pour la position assise : les ischions et la face postérieure de la cuisse sont en appui sur l'assise et les soles plantaires sur le sol ; pour la position debout : soles plantaires sur le sol). La configuration géométrique segmentaire varie aussi entre ces deux positions. En posture debout, les articulations des membres inférieurs (hanches et genoux) sont en extension alors qu'en posture assise, ces articulations sont fléchies. Selon Andersson (1986), les avantages de la position assise par rapport à la station debout sont les suivants : i) la station assise offre la stabilité requise lors de tâches nécessitant un contrôle visuel et moteur important ; ii) cette position a un coût énergétique moins élevé ; iii) elle provoque moins de contraintes au niveau des extrémités des membres inférieurs ; iiiii) la position assise réduit la pression hydrostatique des membres inférieurs. Si elle est maintenue de manière prolongée, cette position peut être à l'origine de rachialgies chez les enfants, les adolescents et les adultes (Watson et col., 2002 ; Hamimi, 2008). Ce phénomène douloureux est fréquemment corrélé aux variations des courbures vertébrales et du niveau d'activité des muscles posturaux. Ces deux relations (position assise/courbures vertébrales et position assise/niveau d'activité musculaire) seront présentées dans ce chapitre, tout comme les différentes caractéristiques d'un poste de travail mises en place pour réduire les contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée.

V.A Colonne vertébrale et posture assise

La posture assise modifie les courbures vertébrales comparativement à la station debout (Bendix, 1987). Au niveau lombaire, des études (Keegan, 1953; Bendix, 1987) ont montré que la lordose lombaire diminuait ou même s'inversait en fonction de la position du sujet (Figure 23 : en station debout (1) et assise (2) ; Figure 24 : A : debout; B : assis sur une assise horizontale fixée sur roulette, avec support lombaire; C : assis sur une assise horizontale fixée sur 4 pieds immobiles, avec support thoraco lombaire; D : position C avec les pieds reposant sur une chaise (genoux en extension complète). En ce sens, la position assise redressée est préférable pour conserver la lordose

physiologique. Cette position se caractérise par une activité électrique accrue des muscles du dos (Okada, 1972).

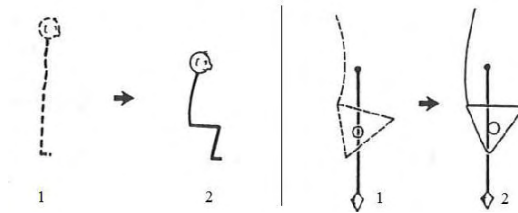


Figure 23: Position du pelvis et de la lordose lombaire. Bendix, 1987.

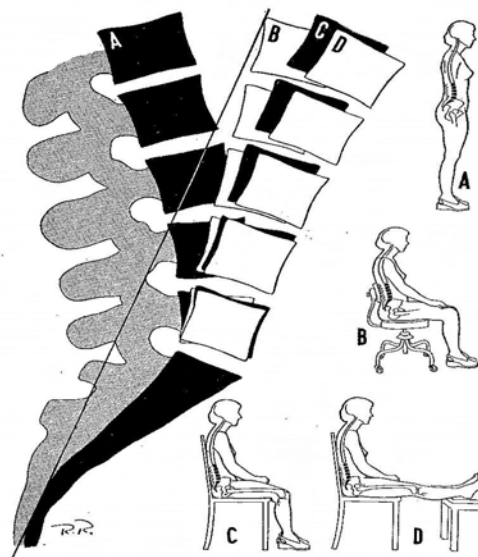


Figure 24: Schématisation de la lordose lombaire en fonction de la position adoptée par le sujet. Keegan, 1953.

Claus et col. (2009) ont étudié les courbures vertébrales lors de quatre positions assises différentes sur un même siège (Figure 25): décontractée (1 : cyphose dorsale et lombaire), dos plat (2), « grande lordose » (3 : lordose dorsale et lombaire) et « petite lordose » (4 : cyphose dorsale et lordose lombaire). Ces auteurs ont montré que dans toutes les positions, la cyphose dorsale physiologique persistait, même si elle était parfois moins prononcée. La lordose lombaire était présente dans les positions 2, 3 et 4. En revanche, lors d'une posture décontractée, elle disparaissait et se transformait en cyphose. On peut donc en déduire que la mobilité articulaire et la variation du

patron d'actions musculaires permettent le maintien de postures très différentes sur un même type de siège.

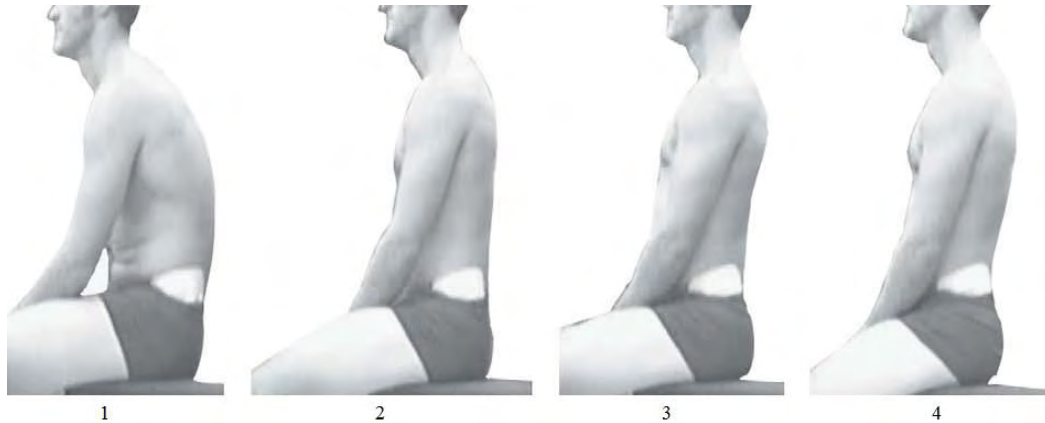


Figure 25: Études des courbures vertébrales en fonction de quatre positions assises. Claus et col., 2009.

De plus, les caractéristiques du sièges ont aussi une influence sur la posture, comme l'atteste l'étude d'Annetts et col. (2012), dans laquelle les angles du pelvis et de la tête ont été calculé pour quatre chaises différentes (Figure 26) : 1 : « Vari-Kneeler », 2 : « Swopper », 3 : « Saddle » et 4 : « Standard Office ». Les chaises 1 et 2 étaient considérées comme dynamiques puisqu'elles permettaient des " mouvements actifs constants induits par l'utilisateur ". Le siège « Vari-Kneeler » (1-26) permettait de maintenir une position assise avec des appuis au niveau des genoux. Les pieds incurvés de cette chaise permettaient un balancement d'avant en arrière et de moduler ainsi la hauteur du siège. Le siège « Swopper » (2-26) se composait d'une assise ronde fixée sur un pied central permettant les mouvements sur les trois axes (vertical, antéro-postérieur et médio-latéral). En revanche, les « Standard Office » (3-26) et « Saddle » (4-26) étaient des assises statiques puisque le siège restait immobile. Il était néanmoins fixé sur un pied central à roulette permettant la mobilité de la chaise dans sa globalité. La « Saddle » était comparée à une selle de cheval, convexe d'avant en arrière et concave de gauche à droite. L'assise était fixée sur un pied central avec des roulettes, tout comme la chaise standard. Les résultats ont montré que la lordose lombaire était la plus grande lorsque le sujet était assis sur la chaise « Vari-Kneeler » et qu'elle était la plus petite lorsque le sujet était assis sur le siège « Swopper ». Au niveau cervical, Annetts et col. (2012) ont

démontré que les assises « Swopper » et « Saddle » induisaient une moindre flexion du cou par rapport aux sièges « Vari-Kneeler » et « Standard Office ».



Figure 26: 1 : « Vari-Kneeler » ; 2 : « Swopper » ; 3 : « Standard Office » ; 4 : « Saddle ». Annetts et col. 2012.

Les variations de la posture liées au contrôle volontaire du sujet ou au type de siège modifient la statique de la colonne vertébrale et peuvent avoir une influence très significative sur les contraintes subies par les disques intervertébraux. D'après les enregistrements in vivo d'Andersson et col. (1974), de Nachemson (1975), de Sato et col. (1999) et de Wilke et col. (1999), la pression intradiscale lombaire est significativement augmentée lors de la flexion du tronc. (Figure 27 : A : « debout commode »; B : « assise naturelle »; C : « assise naturelle les avant-bras reposant sur les cuisses »; D « assise naturelle mais les pieds ne reposant pas sur le sol »; E : « assise redressée »; F : « assise antérieure avec inclinaison du tronc et rotation du pelvis vers l'avant »; G : « assise antérieure avec inclinaison du tronc »; H : « assise postérieure avec extension du pelvis et flexion complète de la colonne vertébrale ». Pour Claus et col. (1999), les différences classiquement décrites entre posture assise et posture debout seraient négligeable.

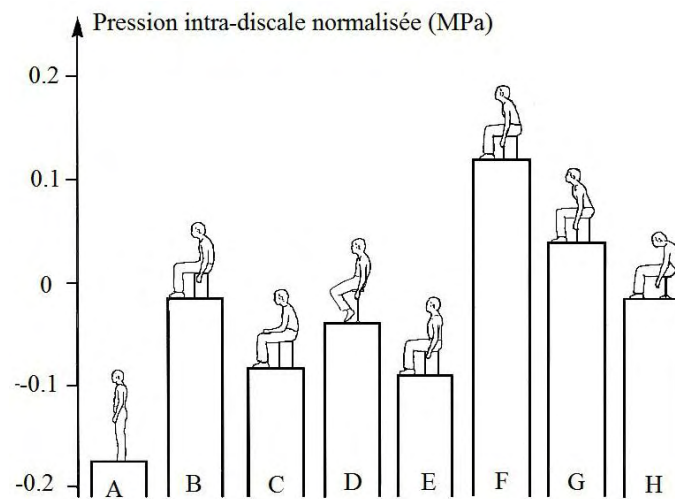


Figure 27: Pression intra-discale en fonction des positions.
Andersson et col., 1974.

Il faut noter que ces études évaluent toutes les contraintes vertébrales à partir des charges appliquées sur le disque, sans prendre en compte les autres structures potentiellement algogènes (articulations inter apophysaires, ligaments ou muscles). Elles ne peuvent donc résumer, à elles seules, les risques de rachialgie liées au maintien de la posture.

Une autre conception de la position assise optimale consiste à se rapprocher au maximum de la « géométrie de moindre contrainte » (Verriest, 1986 ; Figure 28). Dans cette position, l'étirement de tous les muscles et de tous les ligaments est réduit à son minimum et les angles adoptés par les articulations sont à mi-chemin de leurs valeurs extrêmes (Lelong et col., 1988). De la même manière, Vital et Sénégas (1986), après avoir calculé la position du centre de gravité de la tête, ont

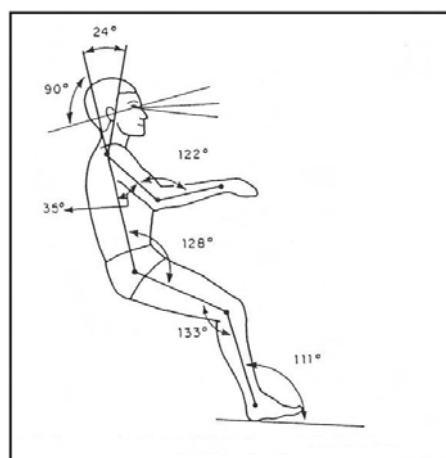


Figure 28: Géométrie de moindre contrainte.
Verriest, 1986.

préconisé une inclinaison de ce segment de 30° vers l'avant comme étant une « véritable position de référence ».

V.B Niveau d'activité musculaire et posture assise

Le niveau d'activité musculaire est classiquement évalué au moyen de l'électromyographie (EMG), qui consiste à enregistrer l'activité électrique du muscle à la surface de la peau (au moyen d'électrodes de surface) ou directement dans le corps musculaire (au moyen d'une aiguille intramusculaire).

Si la position assise redressée permet de conserver la lordose lombaire, elle nécessite un niveau d'activité musculaire plus soutenu (Okada, 1972; Bouisset et Maton, 1995). Lundervold (1951), qui a étudié le niveau d'activité des muscles posturaux en fonction de la position adoptée, a mis en évidence que lorsque le sujet adoptait une posture redressée, l'électromyogramme du trapèze, du grand dorsal et des érecteurs spinaux augmentait comparativement à une posture relâchée (Figure 29 : A : position redressée et B : position relâchée). Dans une étude plus récente, Caneiro et col. (2009) ont évalué le niveau d'activité électrique des érecteurs spinaux cervicaux (C4), thoraciques (T4) ainsi que des trapèzes supérieurs lors de trois positions : « relâchée » (rétroversion du pelvis, cyphose thoracique et lombaire), « lombo-pelvienne redressée » (antéversion du pelvis, lordose lombaire et relâchement thoracique) et « thorax droit » (antéversion du pelvis, extension de la colonne thoraco-lombaire). Les résultats ont montré que les érecteurs spinaux thoraciques avaient le niveau d'activité le plus élevé en condition « thorax droit » et le niveau d'activité le moins élevé en condition « lombo-pelvienne redressée ». Le niveau d'activation des érecteurs spinaux cervicaux était moins important au fur et à mesure que le sujet était relâché, dans une position « lombo-pelvienne » et lorsque le thorax restait droit. Nous pouvons en déduire que la posture assise redressée est associée à un niveau d'activité plus élevé des muscles posturaux.

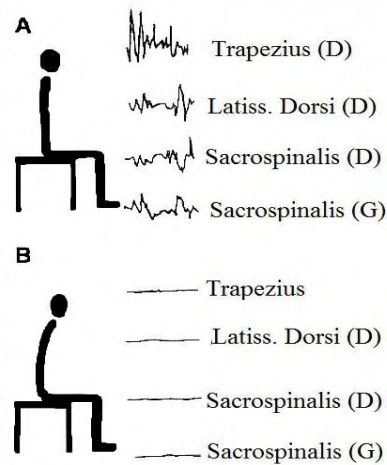


Figure 29: Électromyogramme des muscles posturaux du tronc en fonction de la position. Lundervold, 1951.

D'une manière générale, le niveau d'activité musculaire nécessaire au maintien de la posture assise est faible. Pour Okada (1972), l'activité électrique des érecteurs spinaux (au niveau L1 et L4) n'excède pas 2-3% de la MVC lors de la position assise relâchée. Le phénomène de fatigue musculaire ne pourraient donc apparaître que lors du maintien sur de longues périodes.

En résumé, la revue de la littérature montre que d'une part, la posture redressée réduit les contraintes de compression discales mais que d'autre part, elle nécessite une plus grande activité des muscles posturaux qui serait potentiellement algogène. Ces deux facteurs aboutissent à ce que Bouisset et Maton (1995) nomment une « recommandation contradictoire » : la position assise en « flexion-relaxation » (cyphose globale de la colonne vertébrale) pourrait être recommandée afin de réduire la fatigue musculaire, bien qu'elle augmente la pression intradiscale et donc le risque d'usure du disque.

VI Le mobilier scolaire

VI.A Le mobilier scolaire à travers le temps

Au cours des siècles derniers, le mobilier scolaire était majoritairement en bois. la table, avec un plan de travail incliné, était solidaire d'un banc muni d'un support dorsal et d'une assise horizontale (Figure 30).

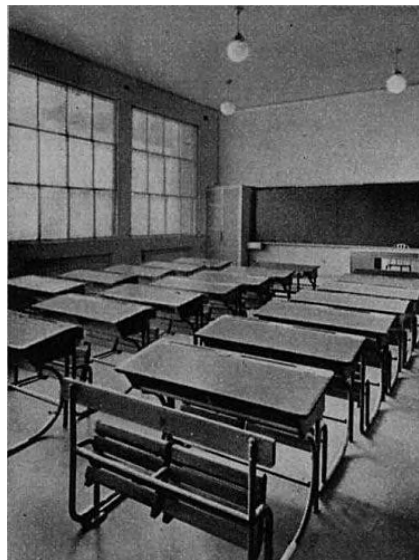


Figure 30: Mobilier scolaire du XIX^{ème} siècle.

Alors que le monde industriel se développait, Staffel (1884) proposa un modèle type de mobilier (Figure 31). D'après lui, la chaise devait avoir quatre pieds, une assise à l'horizontal et un dossier à la verticale induisant une position angulaire des articulations hanche-genou-cheville à 90°. Ce choix pourrait sembler en contradiction avec le fait que Staffel ait soutenu le principe du maintien de la lordose lombaire en posture assise, mais les contraintes occasionnées par la posture assise inclinée ont peut être eu raison de cette option.

Par la suite, la posture de Staffel a servi de base à la standardisation internationale du mobilier (ISO 5970, 1979) encore en vigueur aujourd'hui. Au cours des années 80, Mandal a proposé un modèle différent de chaise et de table, jugeant le modèle de Staffel contraignant pour la colonne vertébrale

(Mandal, 1981). Les deux éléments du poste de travail étaient plus hauts, avec une assise inclinée en avant et un plan de travail incliné en arrière (Mandal, 1981 ; 1991). Selon l'auteur, l'augmentation de la hauteur de l'assise et son inclinaison favoriseraient le maintien de la lordose lombaire, tandis que le plan de travail incliné devrait permettre de réduire la flexion de la tête et la distance œil/support (Figure 32). Ainsi, les contraintes discales seraient réduites.



Figure 31: Position assise avec les angles des chevilles, genoux et hanches à 90° d'après Staffel, 1884.

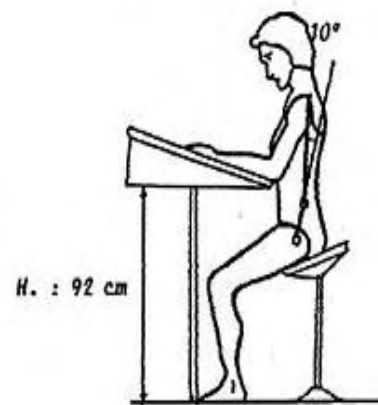


Figure 32: Mobilier ergonomique avec assise et plan de travail incliné. Proposé par Mandal, 1981.

VII Ajustabilité du mobilier ergonomique

VII.A.1 Dimension du mobilier ergonomique et mesures anthropométriques

De nombreuses études se sont intéressées à la relation entre les mesures anthropométriques des enfants et les dimensions du mobilier qu'ils utilisaient. Pour vérifier la bonne l'adaptation du mobilier à l'élève, il est nécessaire de comparer les dimensions de la table et de la chaise à des mesures anthropométriques de référence. Celles-ci sont principalement : la taille debout (du sol jusqu'au sommet de la tête ; taille), le poids, la hauteur du coude (de l'assise jusqu'à l'olécrane; HC), la hauteur de la fosse poplitée (du sol jusqu'à la fosse poplitée, HP), la hauteur de l'omoplate (de l'assise jusqu'à la partie inférieure de l'omoplate, HO), la hauteur de l'épaule (de l'assise jusqu'à l'acromion, HE), l'épaisseur de la cuisse (de l'assise au sommet de la cuisse, EC), la longueur de la cuisse (du séant jusqu'à la fosse poplitée, LC) et la largeur de la hanche (de la face externe d'une hanche à la externe de l'autre hanche, LH) (Parcells et col., 1999; Panagiotopoulou et col., 2004; Gouvali et Boudolos, 2006; Koskelo et col., 2007; Saarni, 2007; Oyewole et col., 2010; Castellucci et col., 2010) (Figure33).

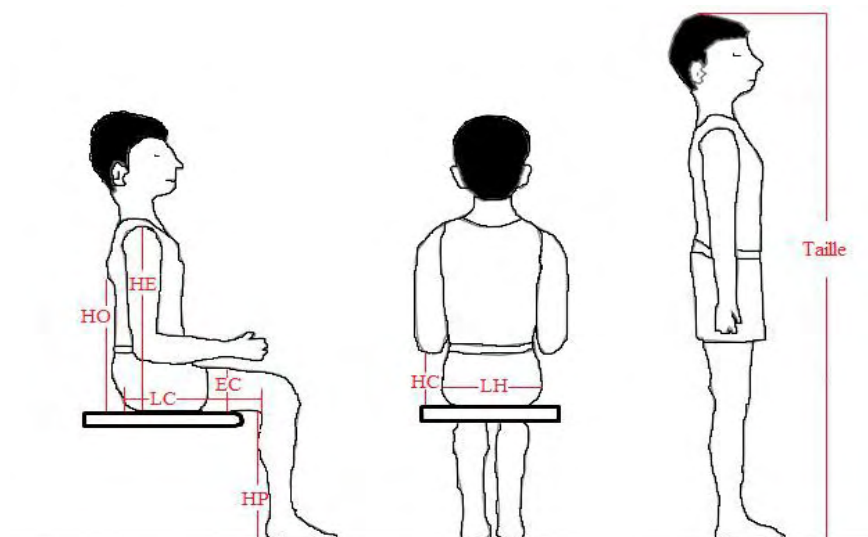


Figure 33: Mesures anthropométriques utilisées pour régler le mobilier ergonomique
Adaptation de Castellucci et col., 2010.

En ce qui concerne les dimensions du mobilier, les mesures couramment utilisées sont : la hauteur du siège (du sol jusqu'au dessus de l'assise, HS), la profondeur du siège (de l'avant à l'arrière du siège, PS), la largeur du siège (du bord droit au bord gauche, LS), la hauteur du dossier (du point le plus bas au point le haut du dossier, HD), la hauteur de la table (du sol jusqu'au dessus du plan de travail, HB) et l'espace siège/table (du dessus du siège jusqu'au dessous du plan de travail, ESB) (Parcells et col., 1999; Panagiotopoulou et col., 2004; Gouvali et Boudolos, 2006; Saarni, 2007; Oyewole et col., 2010; Castellucci et col., 2010) (Figure 34).

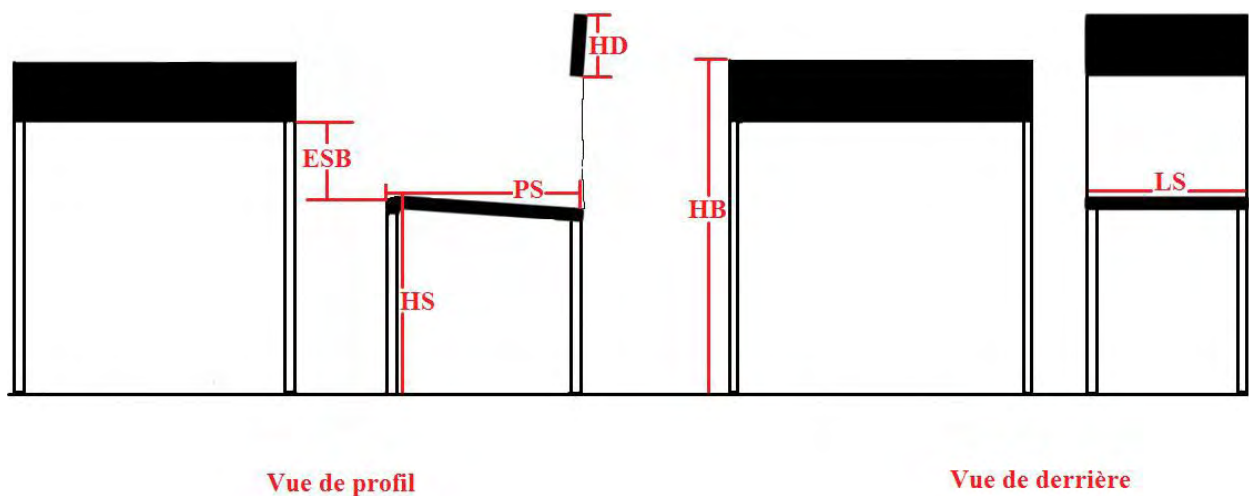


Figure 34: Mesures du mobilier. Adaptation de Castellucci et col., 2010.

La plupart des études ont montré que la hauteur du siège est liée à la hauteur de la fosse poplitée (Molenbroek et Ramaekers, 1996; Parcells et col., 1999 ; Helander, 1997; Gouvali et Boudolos, 2006). Trois principales équations existent, dans la littérature, pour calculer la hauteur de chaise optimale (Castellucci et col., 2014). La première est celle donnée par Parcells et col. (1999) qui ont préconisé une hauteur de siège comprise entre 88 et 95% de la hauteur de la fosse poplitée. Elle est égale à :

$$0,88HP \leq HS \leq 0,95HP$$

où HP : hauteur de la fosse poplitée et HS : hauteur du siège.

La deuxième est celle recommandée par Ramadan (2011) et correspond à un intervalle compris entre 80 et 99% de la hauteur de la fosse poplitée en ajoutant 1,7cm pour le port des chaussures. Elle est égale à :

$$0,80HP \leq HS \leq 0,99HP$$

où HP : hauteur de la fosse poplitée et HS : hauteur du siège.

D'autre part, Molenbroek et col. (2003) ont montré qu'en position assise les jambes forment un angle compris entre 5° et 30° par rapport à la verticale gravitaire. Ainsi, la troisième équation proposée par Gouvali et Boudolos (2006) a tenu compte de la hauteur de la fosse poplitée, de la semelle de chaussure (environ 2 cm) et de l'angle formé par la jambe et la verticale. Cette équation est la seule à intégrer une estimation de la hauteur des chaussures (Castellucci et col., 2014) et c'est celle qui sera utilisée comme référence :

$$(HP+2) \cos 30^\circ \leq HS \leq (HP+2) \cos 5^\circ$$

où HP : hauteur de la fosse poplitée et HS : hauteur du siège.

Plusieurs recherches ont montré que le siège devait être moins profond que la longueur de cuisse (Parcells et col., 1999; Castellucci et col., 2010) pour ne pas comprimer la fosse poplitée et éviter les troubles circulatoires qui sont source d'inconfort chez le sujet (Helander, 1997; Khalil et col., 1993). Ainsi, Gouvali et Boudolos (2006) ont recommandé une profondeur de siège comprise entre 80% et 99% de la longueur de cuisse, soit l'encadrement suivant :

$$0,80 LC \leq PS \leq 0,99 LC$$

où LC : longueur de cuisse et PS : profondeur du siège.

La largeur du siège est optimale si elle dépasse la largeur des hanches pour assurer une bonne stabilité (Khalil et col., 1993; Gouvali et Boudolos, 2006; Helander, 1997). Gouvali et Boudolos (2006) ont recommandé une largeur de siège comprise entre 110 et 130% de la largeur de hanche soit l'équation suivante :

$$1,10 LH \leq LS \leq 1,30 LH$$

où LH : largeur de hanche et LS : largeur du siège.

Gouvali et Boudolos (2006) ont préconisé une hauteur de dossier comprise entre 60 et 80 % de la hauteur de l'épaule. Ils ont donc recommandé l'intervalle suivant :

$$0,6 HE \leq HD \leq 0,8 HE$$

où HE : hauteur de l'épaule et HD : hauteur du dossier.

La hauteur des coudes est déterminante pour définir la hauteur du plan de travail, mais plusieurs auteurs font des propositions de réglage divergentes. Castellucci et col. (2014) montrent ainsi qu'il existe dans la littérature sept équations pour déterminer la hauteur de la table. Parmi celles-ci, on notera la formule proposée par Parcels et col. (1999), qui calculent la hauteur des coudes par rapport au sol. Ils ont également pris en compte un intervalle minimum lorsque les épaules n'étaient ni fléchies ni en abduction et un intervalle maximum lorsque les épaules étaient fléchies à 25° et en abduction à 20°. L'intervalle proposé est le suivant :

$$HC + U[(1-\cos \theta) + \cos \theta (1 - \cos \beta)] \leq HB \leq 0.8517 HC + 0.1483 HE$$

où HC: hauteur de coude ; U : longueur de bras ; θ : flexion des épaules ; β :abduction des épaules ; HB : hauteur de la table ; HE : hauteur de l'épaule.

Gouvali et Boudolos (2006) ont modifié l'équation de Parcels et col. (1999) en considérant que la hauteur des coudes jusqu'au sol est égale à la hauteur des coudes jusqu'au siège additionnée de la hauteur du siège jusqu'au sol : cet intervalle sera retenu pour moduler la hauteur du plan de travail au cours nos séries expérimentales.

$$HC + [(HP+2) \cos 30^\circ] \leq HB \leq [(HP+2) \cos 5^\circ] + (HC0,8517) + (HE0,1483)$$

où HC : hauteur du coude, HP : hauteur de la fosse poplitée, HB : hauteur de la table et HE : hauteur des épaules.

En ce qui concerne l'espace entre le siège et le dessous de la table, il devrait correspondre à l'épaisseur des cuisses plus 2 cm (Castellucci et col., 2010) ou à la hauteur de genoux plus 2 cm (Parcels et col, 1999) ce qui correspond sensiblement à la même valeur. L'intervalle proposé par Castellucci et col. (2010) est donc :

$$EC+2 < ESB$$

où EC: épaisseur des cuisses et ESB : espace siège / table.

VII.A.2 Adaptation du mobilier aux caractéristiques physiques des enfants

Après avoir calculé les dimensions d'un mobilier ergonomique ajustées aux mesures anthropométriques des écoliers, des études les ont comparées au mobilier utilisé en classe. Certains travaux ont montré que la chaise était fréquemment trop haute (Panagiotopoulou et col., 2004 ; Parcells et col., 1999 ; Gouvali et Boudolos, 2006), entraînant des difficultés à poser les pieds à plat sur le sol. Les membres inférieurs sont dans certains cas ballants, ce qui favorise la compression de l'arrière de la cuisse avec un effet négatif sur la circulation de retour. L'enfant peut s'adapter à la situation en se positionnant sur le bord antérieur de la chaise pour poser ses pieds à plat sur le sol (Figure 35), mais il ne peut plus utiliser le dossier qui constitue une aide au maintien de la lordose lombaire physiologique (Aagaard-Hansen et Stoor Paulsen, 1995; Plog et col., 1996). Par conséquent, il risque d'adopter une posture cyphotique qui augmente la pression intradiscale (Parcells et col., 1999).

Une autre étude, menée par Saarni et col. (2007) sur des adolescents de 12 à 14 ans, a montré que les chaises utilisées étaient, à l'inverse, trop basses (Figure 36). Dans ce cas, la flexion des genoux est augmentée et le poids du corps repose davantage sur les tubérosités ischiatiques, ce qui induit



Figure 35: Photo d'un écolier utilisant une chaise et une table trop hautes. Panagiotopoulou et col., 2004.



Figure 36: Photo d'une écolière utilisant une chaise trop basse. Saarni et col., 2007.

une mauvaise répartition des pressions. Koskelo et col. (2007) ont étudié le niveau d'activité musculaire des trapèzes supérieurs ainsi que des érecteurs spinaux au niveau de L1 et L2 en fonction d'un mobilier ajustable ou non pendant deux ans. Leurs résultats ont montré que le niveau d'activité des trapèzes diminuait sur une échelle de plusieurs mois pour le groupe utilisant un

meuble ajustable. Les rachialgies avaient aussi tendance à diminuer chez ce même groupe. Cette étude tend donc à confirmer que l'ajustabilité de l'assise pourrait être une solution pour réduire les contraintes musculaires.

La hauteur de la table est aussi régulièrement décrite comme inadaptée dans la littérature, avec une valeur supérieure à la norme (Parcells et col., 1999; Panagiotopoulou et col., 2004; Gouvali et Boudolos, 2006 ; Saarni et col., 2007). L'enfant aura alors tendance à fléchir le tronc, hausser ses épaules et placer ses bras en abduction (Figure 37).

Ce manque d'adéquation entre le mobilier et les caractéristiques physiques de ses utilisateurs pourrait relever d'une insuffisance de stock dans les différentes tailles. Dans ce cas, l'usage de mobilier réglable en hauteur, qui est l'une des caractéristiques des sièges et tables ergonomiques, pourrait être une solution.



Figure 37: Photo d'un écolier utilisant une table trop haute. Panagiotopoulou et col., 2004.

VIII Inclinaison de l'assise et du plan de travail

Le mobilier ergonomique issu des propositions de Mandal (1981) se caractérise par son ajustabilité en hauteur mais surtout par l'inclinaison de l'assise et du plan de travail.

L'inclinaison de l'assise vers l'avant est basée sur le fait que le passage de la posture debout à la posture assise entraîne une flexion de la colonne lombaire (Keegan, 1953, Schoberth, 1962), qui provoque une augmentation de la pression intra-discale lombaire (Nachemson et Morris, 1964). La flexion de la colonne lombaire étant liée au mouvement de flexion de la hanche (Keegan, 1953),

l'extension de la cuisse permise par l'inclinaison en avant de l'assise a été considéré comme un facteur favorisant le maintien de la lordose lombaire (Mandal, 1976). Plus précisément, Mandal (1976, 1981, 1982) a proposé l'usage d'un siège plus haut que la norme avec une assise inclinée à 15° pour permettre l'ouverture de l'angle tronc-cuisse et limiter la délordose lombaire.

Bien que ce principe de la chaise ergonomique avec assise inclinée en avant ait été largement diffusé, son effet supposé repose sur peu de données expérimentales. Mandal (1991) a par exemple utilisé une simple évaluation par photographie chez des sujets habillés pour montrer que l'assise inclinée entraînait une diminution de la flexion de la hanche et de la colonne lombaire.

Par ailleurs, Bendix et Biering-Sorensen (1983) ont mis en évidence que l'inclinaison du siège à 15° était associée à une lordose lombaire plus prononcée, mais Bendix (1984) n'a pas trouvé de variation significative de la posture du tronc et de la tête avec une assise inclinée de 5° en arrière ou de 5° en avant. Ainsi, il semble que la relation entre l'inclinaison de l'assise et la posture lombaire n'est pas linéaire ou similaire pour chaque personne, et qu'une chaise "ergonomique" n'induit pas systématiquement une posture redressée.

Il est également nécessaire de prendre en compte le fait que l'inclinaison de l'assise vers l'avant modifie la direction de la force exercée par la gravité relativement à l'assise. Lorsque l'assise est horizontale, la force de gravité lui est perpendiculaire, ce qui a pour unique effet de plaquer le corps (face postérieure des cuisses et région glutéale) contre le siège. Lorsque l'assise est inclinée, la force de gravité comporte une composante tangentielle additionnelle, qui induit un glissement du pelvis vers l'avant et vers le bas. D'après la première loi de Newton (principe d'inertie), cette force tangentielle doit être compensée par une autre force, de même direction, de sens opposé et de même valeur pour maintenir le corps immobile. À notre connaissance, aucune étude n'a jusqu'à présent localisé les muscles responsables de cette action ni déterminé leur niveau d'activité. Ces paramètres pourraient pourtant fournir des données qualitatives et quantitatives sur les contraintes biomécaniques générées par l'inclinaison de l'assise. Cette absence de données expérimentales est probablement liée au fait que la plupart des études sur la posture assise se focalisent sur l'activité musculaire du tronc (Lundervold, 1951; Jonsson, 1970 ; Andersson et col., 1996 ; O'Sullivan et col., 2002 ; Claus et col., 2009 ; Caneiro et col., 2010 ; Nairn et col., 2013) alors que la force s'opposant à la composante tangentielle de la gravité devrait trouver son origine au niveau des membres inférieurs.

L'inclinaison du plan de travail a pour objectif la réduction du niveau de flexion du cou nécessaire au maintien d'une distance oeil-objet optimale, qui devrait favoriser une posture plus droite de la tête et du cou. Bendix et Hagberg (1984) ont ainsi montré que la flexion de la tête était réduite lorsque le plan de travail était incliné (22° et 45°). En revanche, aucune variation de l'activité EMG du trapèze supérieur n'a été observée. Dans d'autres études utilisant des inclinomètres (De wall et col., 1991, Freudenthal et col., 1991), la tête et le tronc sont également apparus plus redressés lorsque les sujets étaient assis face à un plan de travail incliné à 10° . Ces résultats sont en accord avec plusieurs autres études basées sur des techniques de mesure moins précises, telles que les enregistrements vidéo (Bridger, 1988; Mandal, 1991). On notera cependant que mise à part l'étude de Bendix et Hagberg (1984), qui s'est focalisée sur le niveau d'activité musculaire des trapèzes supérieurs, l'analyse de littérature ne fait état d'aucune autre expérimentation évaluant l'effet de l'inclinaison du plan de travail sur le niveau d'activité musculaire. Il existe de ce fait peu de données sur l'adaptation du patron moteur des muscles posturaux à ce type de mobilier et au risque inhérent de fatigue musculaire.

Le risque de glissement des avant-bras sur le plan de travail incliné ainsi que son effet sur l'activité des muscles de l'épaule nécessitent également d'être explorés. Les données obtenues pourraient permettre de poser les limites de l'effet supposé bénéfique du plan de travail incliné sur les contraintes subies par le système musculo-squelettique (Mandal, 1981; Bendix et Hagberg, 1984; Bridger, 1988; Freudenthal et col., 1991; De Wall et col., 1991; Mandal, 1991).

La combinaison de l'inclinaison de l'assise et du plan de travail réduirait, selon plusieurs études, significativement les contraintes biomécaniques subies par la colonne vertébrale en position assise. Marshall et col. (1995) ont comparé le niveau d'activité des muscles posturaux (Grand dorsal : GD ; érecteurs spinaux : ES et Trapèze supérieur : Tr) et la flexion du cou ainsi que l'angle tronc-cuisse en position assise sur un mobilier traditionnel (Figure 38A) et sur un mobilier ergonomique (Figure 38B) composé d'un plan de travail incliné et une chaise inclinée vers l'avant. Ils ont montré une diminution du niveau d'activation des muscles grand dorsal (GD) et érecteurs spinaux (ES) ainsi qu'une augmentation de l'angle tronc-cuisse lorsque le sujet utilisait le mobilier ergonomique (Figure 39-40). Cela tendrait à une diminution des contraintes biomécaniques au niveau lombaire.

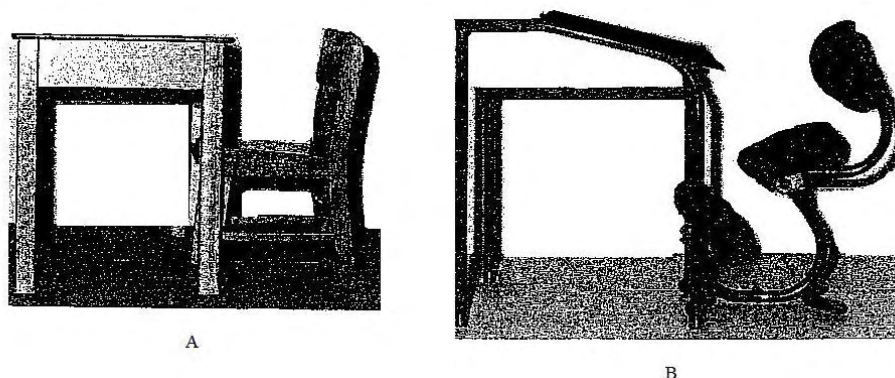


Figure 38: Photographie du mobilier testé. A : mobilier traditionnel; B : mobilier ergonomique. Marshall et col., 1995 .

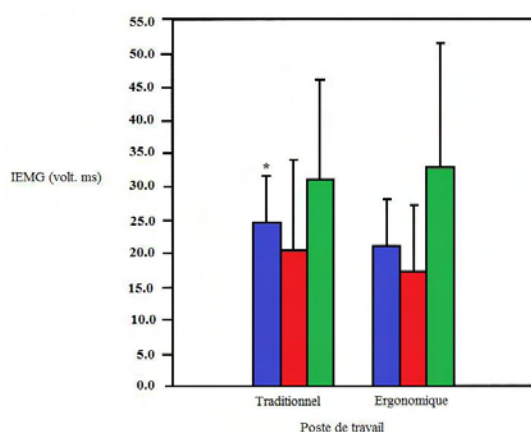


Figure 39: EMG moyen du GD (bleu), des ES (rouge) et du Tr (vert) en fonction mobilier. Adaptée de Marshall et col., 1995.

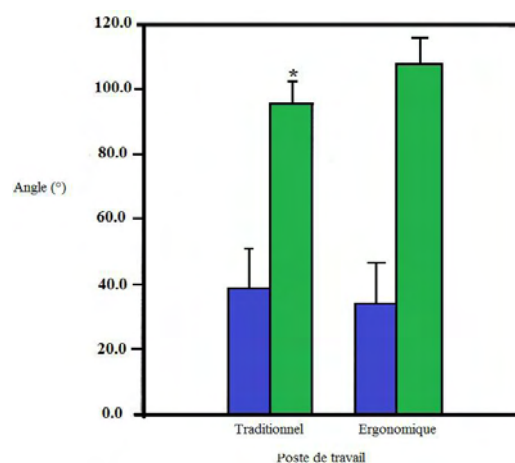


Figure 40: Flexion moyenne de la tête (bleu) et des hanches (vert) en fonction du mobilier. Adaptée de Marshall et col., 1995.

Dans le même sens et pour se rapprocher de la posture de moindre contraintes proposée par Verriest (1986), Lelong et col. (1988) ont avancé l'idée d'un aménagement de l'espace de travail où l'assise serait plus haute et inclinée et où le plan de travail serait incliné. Le but de l'étude était d'estimer les principales contraintes discales au niveau lombaire par le biais d'un modèle biomécanique réalisé à partir de radiographies de trois positions assises de référence. Les positions étaient les suivantes : A : « position de travail adaptée » (inclinaison de l'assise de 15° vers l'avant, inclinaison du plan de travail de 10°) ; B : « position de travail tronc incliné vers l'avant (assise et plan de travail à

l'horizontale avec une inclinaison du tronc vers l'avant jusqu'à obtenir une distance yeux-plan de travail de 40cm) ; C : « station assise redressée sur siège classique » (les angles des articulations des chevilles, des genoux et des hanches à 90°, axe de vision horizontal). Ils ont estimé que lors d'une « position de travail adaptée » les contraintes discales au niveau de L3-L4-L5 diminuaient de 55% par rapport à la position B et de 33% par rapport à la position C. Le mobilier ergonomique (inclinaison de l'assise et du plan de travail) serait donc, pour eux, une solution pour réduire les contraintes discales subies par la colonne vertébrale.

Pour conclure, aucune étude, à notre connaissance, n'a fourni des données objectives et quantitatives issues d'expérimentation en posture assise sur le niveau d'activité des muscles posturaux ainsi que sur la position angulaire de la chaîne articulée en fonction du mobilier utilisé.

IX Problématique et hypothèses

L'analyse de la littérature a montré que la pression intradiscale variait en fonction de la statique de la colonne vertébrale (Nachemson, 1975 ; Sato et col., 1999 ; Wilke et col., 1999) et que celle-ci dépendait de la posture adoptée par le sujet (Keegan, 1953; Eklund et Liew, 1991; Schoberth, 1962). Plusieurs auteurs ont, par conséquent, proposé d'adapter le poste de travail pour favoriser une posture de moindre contrainte (Mandal, 1981; 1982; 1991). Cette approche, qualifiée d'ergonomique, consiste principalement à utiliser une chaise et une table réglable en hauteur et possédant une surface inclinée.

Le réglage en hauteur a pour objectif d'ajuster le mobilier au plus près des caractéristiques anthropométriques du sujet (Parcells et col., 1999 ; Gouvali et Boudolos, 2006) afin d'éviter les inconvénients d'une table ou chaise trop haute ou trop basse. En effet, Panagiotopoulou et col. (2004) ont montré d'une part, qu'une table trop haute entraînait une abduction des membres supérieurs ainsi qu'un haussement des épaules et d'autre part, qu'une table trop basse entraînait une plus grande flexion du tronc associée à une augmentation de la pression intradiscale (Sato et col., 1991). De même, il a été supposé qu'une assise trop basse provoquait une plus grande flexion des genoux et des hanches, amenant le poids du corps à reposer principalement sur les tubérosités ischiatiques (Saarni et col., 2007). Un siège trop haut induirait une compression de l'arrière de la cuisse avec un effet négatif sur la circulation de retour, en raison de l'absence d'appui des pieds à plat sur le sol (Panagiotopolou et col., 2004). Ces effets supposés ne sont, cependant, soutenus que par peu de données expérimentales car l'étude de Saarni et col. (2007) était seulement basée sur une analyse vidéo de la posture et celle de Panagiotopoulou et col. (2004) reposait sur une observation de photographies prises en environnement de travail. De plus, il existe peu d'informations sur les seuils à partir desquels les variations de hauteurs ont une influence sur la posture.

Étant donné les changements réguliers de position au cours du maintien de la station assise (Murphy et col., 2004), nous émettons l'hypothèse que des variations de faible intensité au voisinage des réglages préconisés dans littérature (Parcells et col., 1999 ; Gouvali et Boudolos, 2006) ont un effet limité sur la posture.

L'inclinaison de la surface de contact du mobilier ergonomique répond à des objectifs différents au niveau de la chaise et du bureau. Concernant l'assise, son inclinaison en avant (de 10° à 30°) a pour

objectif de limiter le phénomène de délordose associé au passage debout-assis (Keegan, 1953; Schoberth, 1962) et qui entraîne une augmentation de la pression intradiscale (Sato et col., 1999; Wilke et col., 1999). D'après Mandal (1976), l'assise inclinée en avant permet une augmentation de l'angle tronc-cuisse favorisant la lordose lombaire physiologique. Ces travaux sont confirmés par Bendix (1984) qui a montré que l'inclinaison du siège vers l'avant de 15° tendait à préserver la lordose physiologique. Cependant, ces résultats reposent sur peu de données expérimentales car Mandal (1976) a principalement utilisé des observations de photographies. Par conséquent, l'effet de l'assise inclinée sur la posture et l'activité des muscles posturaux restent toujours à explorer.

Par ailleurs, l'assise inclinée présente l'inconvénient majeur de provoquer un glissement du pelvis vers le bas et vers l'avant, dont l'effet n'est pas encore quantifié dans la littérature. Ce manque d'information est certainement dû au fait que plusieurs articles traitent de la posture assise en se focalisant seulement sur les muscles du tronc (Lundervold, 1951; Andersson et col., 1996 ; Claus et col., 2009) alors que les conséquences de ce phénomène de glissement se situent probablement au niveau des membres inférieurs. Nous émettons donc l'hypothèse que les avantages d'une possible conservation de la lordose lombaire sont associés à une suractivité des muscles des membres inférieurs.

Concernant la table, son inclinaison en arrière a pour objectif de réduire la flexion au niveau cervical et thoracique (De wall et col., 1991, Freudenthal et col., 1991), dont on sait qu'elle majore la pression intradiscale au niveau lombaire (Sato et col., 1999; Nachemson, 1975; Wilke et col., 1999). D'après Bendix et Hagberg (1984) la flexion de la tête diminue lorsque le plan de travail est incliné. Cette étude va dans le sens de celle de Bridger (1988) montrant une diminution de la flexion du tronc et de la tête, et de celle de Mandal (1991) qui décrit une réduction de la flexion du cou, toutes deux une condition d'inclinaison du bureau à 15° en arrière. Néanmoins, ces résultats s'appuient sur peu de données expérimentales puisque les études de Bridger (1988) et Mandal (1991) étaient basées sur l'analyse de la posture à partir de photographies, une technique d'analyse qui manque de précision. De ce fait, l'influence de l'inclinaison du plan de travail sur la position angulaire et le niveau d'activité électrique de la chaîne articulée reste encore à étudier. À notre connaissance, mis à part l'étude de Bendix et Hagberg (1984) qui s'est focalisée sur l'EMG des trapèzes supérieurs, aucune étude ne s'est intéressée à la variation du niveau d'activité musculaire en fonction de l'inclinaison du plan de travail. Les éventuelles conséquences d'un glissement des

avants-bras et l'effet que ce phénomène pourrait avoir sur les muscles de la ceinture scapulaire restent donc à explorer.

Nous posons l'hypothèse que l'effet bénéfique de l'inclinaison du plan de travail qui consiste en une réduction de la flexion du tronc et de la tête pourrait être associé à une augmentation du niveau d'activité musculaire des membres supérieurs.

L'interaction entre l'inclinaison de la chaise et du plan de travail. Lorsque l'on considère le niveau d'inclinaison de la chaise et celle de la table comme étant deux paramètres clés pour l'ergonomie du poste de travail, la question de l'interaction entre ces deux variables sur la posture du corps nécessite d'être posée. Marschall et col. (1995) ont analysé l'effet de l'utilisation simultanée de l'inclinaison de la chaise et de celle du plan de travail. Ils ont montré que l'utilisation d'un mobilier ergonomique (chaise et table inclinés) augmentait l'angle tronc-cuisse favorisant la lordose lombaire comparativement à un mobilier standard (chaise et table à l'horizontale). Néanmoins, seul Bridger (1988) a étudié l'interaction entre l'inclinaison de la chaise et du plan de travail, en ajoutant les conditions suivantes: assise horizontale et plan de travail incliné, assise inclinée et plan de travail horizontal. Les résultats de cette étude ne révèlent aucune interaction significative. Cependant, les auteurs ont utilisés une chaise inclinée à 25° avec un support tibial (incliné à 45°) contraignant les membres inférieurs dans une position spécifique. L'effet de l'interaction entre l'inclinaison de la chaise et du plan de travail sur la posture reste donc à explorer pour des modèles différents de chaise inclinée.

Aucune hypothèse a priori n'est formulée sur l'interaction entre ces deux variables d'inclinaison.

L'objectif de ce travail de thèse sera de déterminer dans quelle mesure les caractéristiques du mobilier ergonomique peuvent influencer les contraintes biomécaniques subies par le système musculo-squelettique en posture assise. Plus précisément, il s'agira de savoir si la hauteur et l'inclinaison de l'assise et du plan de travail modifient la posture et le niveau d'activité des muscles posturaux en position assise.

Pour répondre à ces questions, trois séries d'expérimentales ont été conduites. La première série a analysé l'effet de la hauteur et de l'inclinaison du plan de travail, la deuxième s'est focalisée sur la hauteur et l'inclinaison de l'assise, tandis que la troisième a testé l'interaction entre l'inclinaison de l'assise et du plan de travail.

MÉTHODOLOGIE

I Organisation des séries expérimentales

Trois séries expérimentales espacées de six mois ont été conduites pour tester l'effet des différents paramètres du mobilier ergonomique sur la posture et le niveau d'activité des muscles posturaux. La première série s'est focalisée sur l'effet de la hauteur et de l'inclinaison de la table, la seconde a testé l'effet de la hauteur et de l'inclinaison de l'assise, tandis que la troisième était consacrée à la combinaison des paramètres d'inclinaison de l'assise et de la table. Les différentes séries ont fait l'objet de la même approche expérimentale, basée sur des mesures angulaires et des enregistrements EMG. La méthodologie propre à chacune d'entre elles fera donc uniquement l'objet de sous sections dans les paragraphes II (sujets), III (dispositif expérimental) et V (protocole).

II Sujets

Pour chaque série expérimentale, douze étudiants de sexe masculin âgés de 19 à 26 ans ont été sollicités. Aucun sujet ne souffrait d'une pathologie ou d'un antécédent de l'appareil locomoteur et du système neuro-sensorimoteur. Tous les participants ont signé un formulaire de consentement éclairé avant les expérimentations, qui ont été conduites conformément à la loi Huriet-Sérusclat de bioéthique.

Pour la première étude, l'âge moyen était de $20,5 \pm 2$ ans ; la taille moyenne était de $1,81 \pm 0,07$ m ; le poids moyen de $71,8 \pm 10,82$ kg et l'IMC de $21,9 \pm 2,53$ kg/m².

Pour la deuxième étude, l'âge moyen était de 22 ± 3 ans ; la taille moyenne était de $1,79 \pm 0,08$ m et le poids moyen de $68,5 \pm 7,22$ kg et l'IMC de $21,35 \pm 1,55$ kg/m².

Pour la troisième série expérimentale, l'âge moyen était de $20 \pm 1,5$ ans ; la taille moyenne de $1,79 \pm 0,05$ m et le poids moyen de $72,9 \pm 8,84$ kg et l'IMC de $22,8 \pm 2,54$ kg/m².

III Dispositif expérimental

III.A Électromyographie de surface

L'électromyographie de surface (EMG) ZeroWire à 16 voies (Aurion, Milan, Italie) a été utilisé pour quantifier le niveau d'activité électrique des muscles.

Les muscles suivants ont été testés:

Première étude: trapèze inférieur, trapèze supérieur, extenseurs du cou, grand dorsal, érecteurs spinaux au niveau thoracique (T4-T11) et lombaire (L3), deltoïde antérieur, grand droit de l'abdomen.

Deuxième étude: trapèze supérieur, extenseurs du cou, grand droit de l'abdomen, deltoïde moyen, soléaire, droit fémoral, vastes médial et latéral, érecteurs spinaux au niveau thoracique (T4-T11) et lombaire (L3).

Troisième étude: trapèze supérieur, extenseurs du cou, grand droit de l'abdomen, deltoïde antérieur, soléaire, droit fémoral, vaste médial, vaste latéral, érecteurs spinaux au niveau thoracique (T4-T11) et lombaire (L3) a été enregistré.

Les muscles du tronc ont été choisis pour leur contribution connue (Lundervold, 1951; Caneiro et col., 2010) au maintien de la posture assise. Le niveau d'activité des muscles des cuisses et des jambes a été analysé en raison de leur implication possible dans la stabilisation du pelvis sur assise inclinée, tandis que le deltoïde a été étudié en raison de son éventuelle participation au mécanisme de stabilisation des membres supérieurs en appui sur plan de travail incliné.

La peau des sujets était rasée si nécessaire, abrasée puis nettoyée avec de l'alcool pour réduire l'impédance de la peau en dessous de 5 k Ω . Des électrodes pré-gélifiées à usage unique de 10mm de diamètre (PG10S, FIAB, Vicchio, Italie) étaient appliquées au niveau du corps charnu du muscle selon une configuration bipolaire, en suivant la direction longitudinale des fibres (Figure 41-42). Les enregistrements étaient effectués unilatéralement du côté du membre dominant, avec une distance inter-électrodes de 20mm. Le signal était numérisé à une fréquence de 1000Hz au moyen

d'un système d'acquisition CompactDAQ équipé de modules 9215 (National Instrument, Austin, USA).

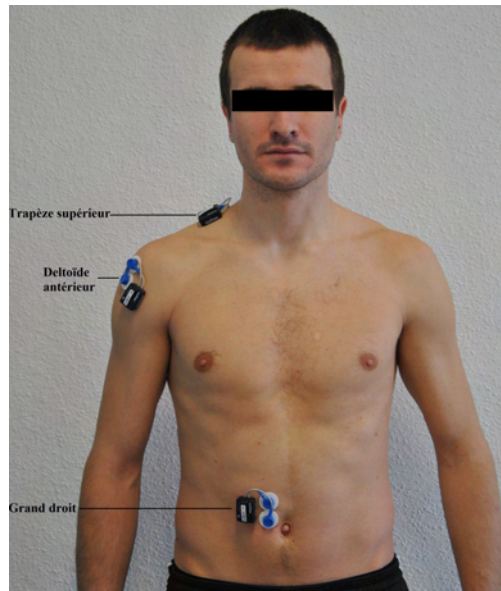


Figure 41: Position des EMG de surface, face antérieure.

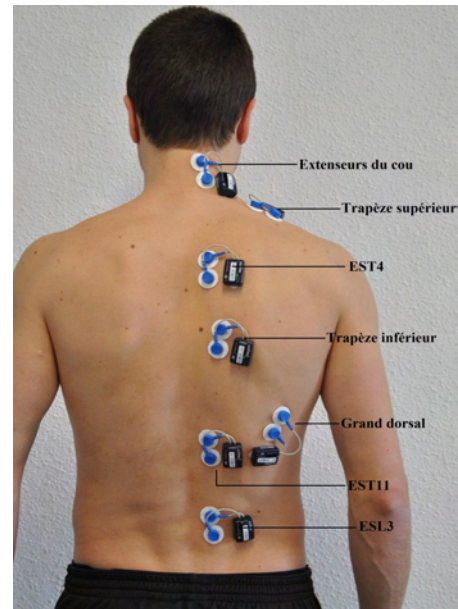


Figure 42: Position des EMG de surface, face postérieure.

III.B Centrale inertielle

Les positions angulaires de la chaîne articulée ont été mesurées à l'aide de la centrale inertielle Wireless Inertia Cube3 (Intersense Inc., Billerica, USA). Elle se compose de quatre capteurs inertiels (ou trackers) mesurant la position angulaire dans les trois plans de l'espace.

Les capteurs sont alimentés par une pile de 9V et reliés par Wifi au récepteur, lui-même connecté à l'ordinateur par un port USB. Chaque capteur possède trois degrés de liberté et comporte neuf micro-capteurs : trois gyroscopes, trois accéléromètres et trois magnétomètres opérant selon les trois axes orthogonaux (x, y, z). La précision est de 1° selon l'axe vertical (z) et $0,25^\circ$ selon les axes antéropostérieur (x) et médiolatéral (y). Les données sont traitées par un programme spécifique développé en Labview et qui fait appel à la librairie -isense.dll- fournie par le fabricant. L'orientation est communiquée sous la forme d'angles d'Euler : lacet, tangage et roulis.

Les quatre capteurs ont été positionnés au moyen de bandes velcro et d'adhésif double face comme suit:

Capteur 1, destiné à mesurer la position angulaire de la tête : jonction des deux os pariétaux.

Capteur 2, destiné à fournir une estimation de la position angulaire du tronc dans son ensemble: processus épineux de la première vertèbre thoracique.

Capteur 3, destiné à mesurer la position angulaire du pelvis: processus épineux de la première vertèbre sacrée.

Capteur 4, destiné à mesurer la position angulaire de la cuisse: partie distale de la face ventrale de la cuisse.

Les capteurs 1, 2 et 3 ont été utilisés pour toutes les séries expérimentales (Figure 43) et le capteur 4 uniquement pour les deuxième et troisième séries expérimentales qui s'intéressent à l'inclinaison de l'assise.

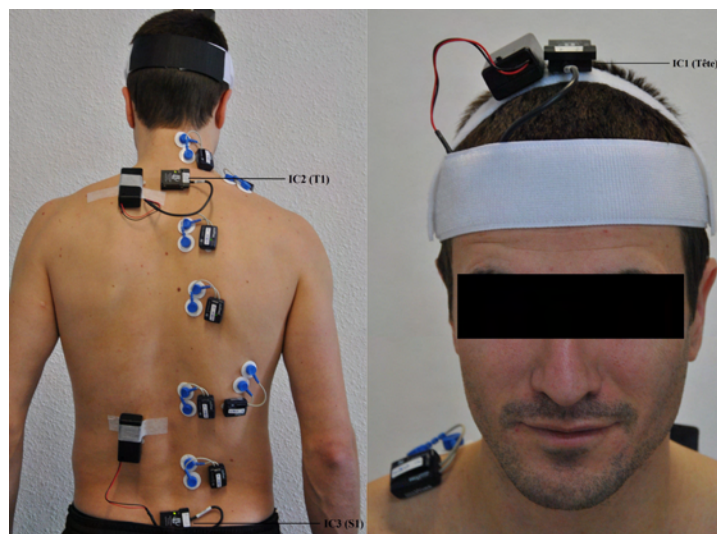


Figure 43: Position des trackers IC1, 2 et 3.

III.C Mobilier ergonomique

Le mobilier ergonomique Héphaïstos (Rivière sur Tarn, France) de la gamme Herlift et Hergon (Figure 44) a été choisi pour ces expérimentations car il permet de faire varier la hauteur et

l'inclinaison de l'assise et du plan de travail. Deux tailles de table (4-6 et 7) ont été nécessaires pour couvrir les mesures anthropométriques de tous les sujets. Le mobilier en taille 6 couvre les sujets mesurant entre 1,59 m et 1,88 m (réglable en hauteur de 59 à 87cm du sol jusqu'au sommet du plan de travail) et le mobilier de taille 7 entre 1,74m et 2,07m (réglable en hauteur de 74 à 103 cm du sol jusqu'au sommet du plan de travail). Le plan de travail est inclinable de 0° à 20° par vérin à gaz et se règle en hauteur. Au milieu du plan de travail, une réglette a été fixée (8cm x 30cm) avec du ruban adhésif double face pour pouvoir y placer un livre sans risque de glissement en position inclinée. Deux tailles de chaise (T3-6 et T6-7) ont été utilisées pour couvrir les mesures anthropométriques de tous les sujets. Les chaises en taille 3-6 couvrent les sujets mesurant entre 1,19 m et 1,88 m (réglable en hauteur de 37,5 cm à 55 cm du sol jusqu'au sommet de l'assise) et les chaises de taille 6-7 sont destinées à des personnes mesurant entre 1,59 m et 2,07 m (réglable en hauteur de 44,5 cm à 68,5 cm du sol jusqu'au sommet de l'assise). Deux chaises avaient une assise horizontale fixe (une T3-6 et une T6-7) et deux chaises avaient une position fixe inclinée à 15° vers l'avant (une T3-6 et une T6-7). Sur toutes les chaises, les repose-pieds ont été retirés afin d'éviter que les participants ne les utilisent. Le casier a été retiré de la table pour agrandir l'espace cuisse-table.

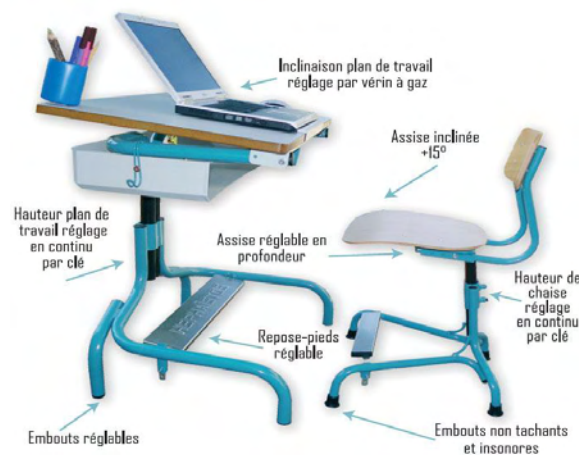


Figure 44: Mobilier ergonomique, gamme Hergon, Héphaïstos.

IV Paramètres mesurés

IV.A Mesures anthropométriques

Le mètre ruban flexible et gradué au millimètre a permis la mesure des différents paramètres anthropométriques nécessaires à l'expérimentation.

Ceux-ci ont été basés sur les références proposées par Castellucci et col. (2010) (Figure 45). La hauteur de la fosse poplitée a été mesurée pieds nus, du sol jusqu'à la fosse poplitée en position assise, les genoux fléchis à 90°. Cette valeur était indispensable car la hauteur de la chaise doit être ajustée en fonction de la hauteur de la fosse poplitée $(PH+2) \cos 30^\circ \leq SH \leq (PH+2) \cos 5^\circ$ où PH: Popliteal Height (hauteur de la fosse poplitée HP) et SH: Seat Height (hauteur du siège) (Gouvali et Boudolos, 2006). La hauteur du coude en position assise a été déterminée en mesurant la distance entre le bord supérieur de l'assise et l'olécrane (coude fléchi à 90°). La hauteur de l'épaule en position assise correspond à la distance entre le bord supérieur de l'assise et le sommet de l'acromion. Ces trois mesures (hauteur de la fosse poplitée; hauteur du coude et hauteur de l'épaule) ont été impératives pour tester différentes hauteurs de plan de travail. En effet, plusieurs auteurs (Gouvali et Boudolos, 2006; Parcels et col., 1999) ont montré que la hauteur optimale de la table était calculée en fonction de la hauteur de la fosse poplitée, du coude et de l'épaule, en tenant compte de la flexion et de l'abduction de cette dernière :

$$E + [(P+2) \cos 30^\circ] \leq D \leq [(P+2) \cos 5^\circ] + (E0,8517) + (S0,1483)$$

où E : elbow (hauteur des coudes, HC), P : Popliteal (hauteur poplitée, HP), D : Desk (hauteur de la table, HB) et S : shoulder (hauteur des épaules, HE).

Les valeurs moyennes de ces différents paramètres mesurés par groupe de sujets \pm écart-type sont les suivantes :

Première série expérimentale : Hauteur de la fosse poplitée: $47,3 \pm 1,98$ cm ; Hauteur du coude : $22,3 \pm 2,65$ cm ; Hauteur de l'épaule : $61,3 \pm 3,39$ cm.

Deuxième série expérimentale: Hauteur de la fosse poplitée: $47,08 \pm 1,51$ cm ; Hauteur du coude : $21,17 \pm 3,13$ cm ; Hauteur de l'épaule : $58,29 \pm 4,38$ cm.

Troisième série expérimentale: Hauteur de la fosse poplitée: $47,5 \pm 1,09$ cm ; Hauteur du coude : $23,3 \pm 2,70$ cm ; Hauteur de l'épaule : $561,5 \pm 2,87$ cm.

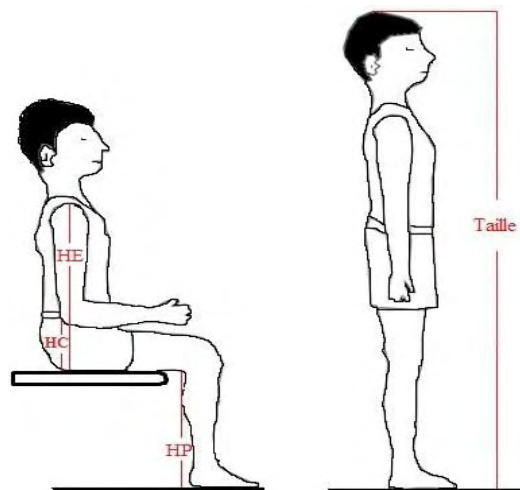


Figure 45: Mesures anthropométriques mesurées.
Adaptée de Castellucci et col., 2010.

IV.B Variables EMG

Pour chaque muscle, le signal EMG enregistré pendant toute la durée de chaque essai a été redressé, moyenné, puis normalisé par la valeur obtenue en condition de contraction volontaire maximum (MVC). Cette valeur de MVC a été calculée à partir de deux tests isométriques de trois secondes contre résistance manuelle. La procédure de normalisation, qui permet l'expression de l'activité musculaire en pourcentage de la capacité maximum de contraction, avait également pour objectif de réduire la variabilité du signal liée à des aspects techniques de l'EMG (application des électrodes, transpiration, température de la peau, épaisseur de la graisse sous cutanée, etc.) (Lehman et Mc Gill 1999). La variabilité inter-sujets des données EMG à l'intérieur de chaque groupe expérimental devrait ainsi être minimisée.

IV.C Position angulaire de la chaîne articulée

Les positions angulaires de la tête, du tronc, du pelvis et de la cuisse ont été estimées à partir de la valeur moyenne des données enregistrées pendant toute la durée de chaque essai (5 mn), pour chaque capteur inertiel. Une série de pré-tests ainsi que l'examen minutieux des tracés bruts ont permis d'écarter l'hypothèse d'une forte variabilité de la posture au cours du même essai.

IV.D Évaluation du confort

Une échelle numérique de mesure du confort a été utilisée pour quantifier l'appréciation subjective de chaque participant. Après chaque essai, il leur était demandé d'évaluer le niveau de confort du mobilier sur une échelle de 1 à 5 où 1 = pas du tout confortable et 5 = très confortable.

V Protocole

V.A Modalités communes aux trois séries expérimentales

Les sujets devaient maintenir une posture assise la plus confortable possible avec différents réglages de la table et de la chaise. Il leur était demandé de maintenir les pieds à plat au sol, le pelvis au fond du siège et les avant bras parallèles en appui sur le plan de travail. Pour chaque condition expérimentale, un essai de 5 mn était effectué, pendant lequel le sujet devait lire un roman placé au centre de la table. Chaque sujet portait le même short et de longues manches (découpées à partir d'un pull) fournis par le laboratoire afin de conserver les mêmes propriétés d'adhérence avec le mobilier. L'ordre de passage entre les conditions était randomisé pour chaque sujet afin d'éviter tout effet de rang. Le temps de repos inter-essai était de 2 minutes.

V.B PREMIÈRE SÉRIE EXPÉRIMENTALE : Effet de l'inclinaison et de la hauteur du plan de travail sur la posture et l'activité des muscles posturaux

Dans ce protocole, deux variables indépendantes ont été manipulées: la hauteur du plan de travail (trois modalités) et l'inclinaison du plan de travail (deux modalités).

La hauteur de la table a été réglée à trois niveaux, basés sur l'intervalle proposé par Gouvali et Boudolos en 2006 :

$$E + [(P+2) \cos 30^\circ] \leq D \leq [(P+2) \cos 5^\circ] + (E0,8517) + (S0,1483)$$

où E : elbow (hauteur des coudes), P : poplitée (hauteur poplitée), D : Desk (hauteur de la table) et S : shoulder (hauteur des épaules) :

1/ niveau de référence, égal à la borne supérieure de l'intervalle (Hbs) , qui s'est révélé être le plus confortable au cours d'une série de pré-tests

$$Hbs = ((P+2)*0,9962) + (E0,8517) + (S0,1483)$$

2/ niveau élevé, calculé en ajoutant 10% au niveau de référence (Hbs + 10)

$$Hbs + 10 = 1.1 [((P+2)*0,9962) + (E0,8517) + (S0,1483)]$$

3/ niveau bas: égal à la borne inférieure de l'intervalle (Hbi) et en dessous duquel il existait un risque de contact entre les cuisses et la face inférieure du plan de travail

$$Hbi = E + ((P+2)*0,8660)$$

L'inclinaison du plan de travail a été réglée selon deux niveaux:

1/ 0°, plan de travail à plat (I0)

2/ 20°, plan de travail incliné en arrière à 20° (I20), qui représente la valeur moyenne de l'intervalle 10° / 30° proposé par Mandal (1981).

Six conditions expérimentales combinant les trois paramètres de hauteur et les deux paramètres d'inclinaison ont été étudiées: (Figure 46) :

1. Plan de travail à 0° , hauteur de la table à la borne inférieure (I0Hbi)
2. Plan de travail à 0° , hauteur de la table à la borne supérieure (I0Hbs)
3. Plan de travail à 0° , hauteur de la table à la borne supérieure + 10% (I0Hbs+10)
4. Plan de travail à 20° , hauteur de la table à la borne inférieure (I20Hbi)
5. Plan de travail à 20° , hauteur de la table à la borne supérieure (I20Hbs)
6. Plan de travail à 20° , hauteur de la table à la borne supérieure + 10% (I20Hbs+10)

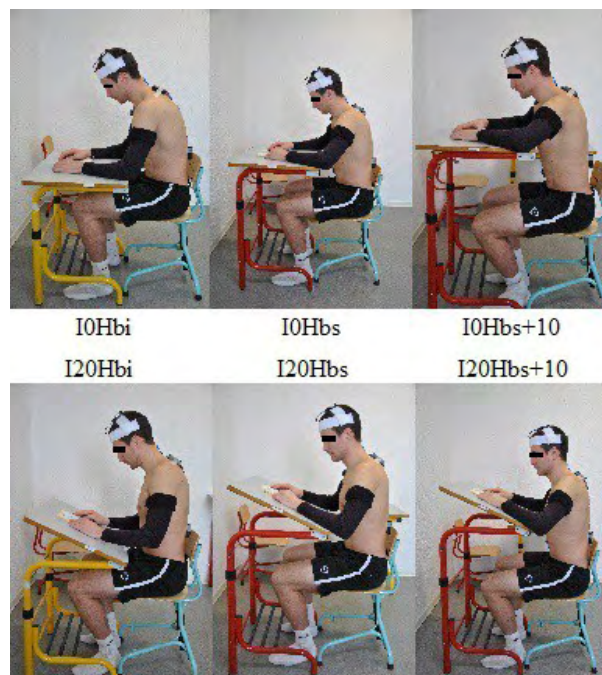


Figure 46: Conditions expérimentales de la première étude (I0Hbi ; I0Hbs ; I0Hbs+10 ; I20Hbi ; I20Hbs ; I20Hbs+10).

V.C DEUXIEME SÉRIE EXPÉRIMENTALE: Effet de l'inclinaison et de la hauteur de l'assise sur la posture et l'activité des muscles posturaux

Au cours de cette étude, les deux variables indépendantes manipulées ont été la hauteur (trois modalités) et l'inclinaison (deux modalités) de l'assise.

La hauteur de l'assise a été réglée à trois niveaux, basés sur l'intervalle proposé par Gouvali et Boudolos en 2006:

$$(P+2) \cos 30^\circ \leq SH \leq (P+2) \cos 5^\circ$$

où P : Popliteal (hauteur poplitée) et SH : Seat height (hauteur de l'assise).

1/ niveau de référence: égal à la borne inférieure de l'intervalle (Hci), qui s'est révélé être le plus confortable au cours d'une série de pré-tests

$$Hci = (P+2) * 0,8660$$

2/ niveau bas: calculé en soustrayant 10% à la borne inférieure de l'intervalle (Hci - 10)

$$Hci - 10 = 0,9[Hci = (P+2) * 0,8660]$$

3/ niveau élevé: égal à la borne supérieure de l'intervalle. Au delà de cette hauteur de chaise, certains sujets n'étaient plus en capacité de maintenir les pieds en contact avec le sol tout en restant assis au fond du siège, ce qui ne permettait plus de respecter les consignes expérimentales.

$$Hcs = (P+2) * 0,9962$$

L'inclinaison de l'assise a été réglée selon deux niveaux:

1/ 0°, assise horizontale (I0)

2/ 15°, assise inclinée en avant de 15° (I15), qui correspond à la valeur choisie par Mandal (1976) et Bendix (1984).

Lorsque l'assise était horizontale, la hauteur de la table (Hb) était égale à la borne supérieure de l'intervalle proposé par Gouvali et Boudolos (2006), qui s'est révélée la plus confortable au cours d'une série de pré-tests:

$$Hb = ((p+2) * \cos 5^\circ) + (e * 0,8517) + (s * 0,1483)$$

où p : Popliteal (hauteur poplitée) ; e = elbow (hauteur de coude) et s = shoulder (hauteur d'épaule).

En condition d'assise inclinée où la hauteur du bord postérieur de la chaise est plus élevée de 4,7 cm, la hauteur de la table était augmentée de la même valeur pour éviter que les cuisses ne buttent contre la face inférieure du plan de travail.

Six conditions expérimentales combinant les trois paramètres de hauteur et les deux paramètres d'inclinaison ont été étudiées (Figure 47) :

1. Assise à 0°, hauteur de la chaise à la borne inférieure - 10% (I0Hci-10)
2. Assise à 0°, hauteur de la chaise à la borne inférieure (I0Hci)
3. Assise à 0°, hauteur de la chaise à la borne supérieure (I0Hcs)
4. Assise à 15°, hauteur de la chaise à la borne inférieure -10% (I15Hci-10)
5. Assise à 15°, hauteur de la chaise à la borne inférieure (I15Hci)
6. Assise à 15°, hauteur de la chaise à la borne supérieure (I15Hcs)

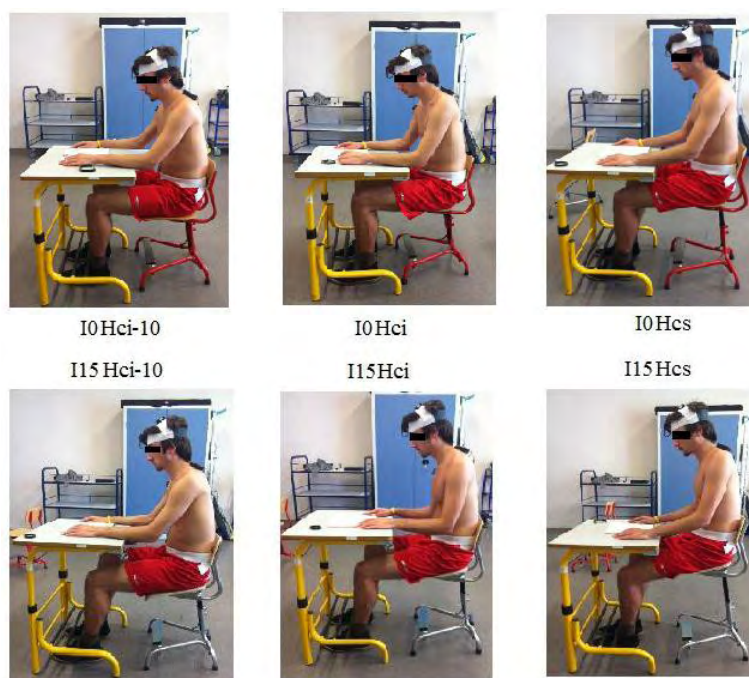


Figure 47: Conditions expérimentales de la deuxième étude : I0Hci-10 ; I0Hci ; I0Hcs ; I15Hci-10 ; I15Hci ; I15Hcs.

V.D TROISIEME SÉRIE EXPÉRIMENTALE: Effet de l'interaction entre les paramètres d'inclinaison du plan de travail et de l'assise sur la posture et l'activité des muscles posturaux

Deux variables indépendantes sont manipulées au cours de cette série expérimentale : l'inclinaison du plan de travail (deux modalités) et l'inclinaison de l'assise (deux modalités).

Les niveaux d'inclinaison du plan de travail sont de 0 et 20°. Les niveaux d'inclinaison de l'assise sont de 0 et 15°.

La hauteur de la table en condition d'assise horizontale était égale à la borne supérieure de l'intervalle proposé par Gouvali et Boudolos (2006), qui s'est révélée la plus confortable au cours d'une série de pré-tests:

$$H_b = ((p+2)*\cos 5^\circ) + (e*0,8517) + (s*0,1483)$$

où p : Popliteal (hauteur poplitée) ; e = elbow (hauteur de coude) et s = shoulder (hauteur d'épaule).

En condition d'assise inclinée, cette hauteur était augmentée de 4,7 cm pour compenser l'écart de la même valeur entre les bords antérieur et postérieur de l'assise.

Quatre conditions expérimentales combinant deux paramètres d'inclinaison de la table et de la chaise ont été étudiées (photo 48) :

1. Plan de travail incliné à 0° ; chaise inclinée à 0° (BI0CI0)
2. Plan de travail incliné à 0° ; chaise inclinée à 15° (BI0CI15)
3. Plan de travail incliné à 20° ; chaise inclinée à 0° (BI20CI0)
4. Plan de travail incliné à 20° ; chaise inclinée à 15° (BI20CI15)



BI0CI0

BI0CI15



BI20CI0

BI20CI15



Figure 48: Conditions expérimentales de la troisième étude :
BI0CI0 ; BI0CI15 ; BI20CI0 ; BI20CI15.

VI Acquisition et analyse des données

L'enregistrement et le traitement des données ont été effectués à l'aide de programmes spécifiques développés en environnement Labview au sein du laboratoire PoM. Deux programmes ont été utilisés pour l'enregistrement des signaux et un troisième permettait le traitement des données. Le premier programme, IC3 EMG Testing (Cf annexe 4), était destiné à l'enregistrement des signaux EMG en condition de repos et au cours de la MVC. Le second, IC3 EMG Acq, servait à enregistrer les signaux EMG (Cf annexe 5) et les mesures d'angles fournies par l'Inertia cube (Cf annexe 6) dans les différentes configurations de l'ensemble table/chaise. Enfin, le troisième programme, IC3 EMG Trt (Cf annexe 7), permettait de traiter simultanément tous les paramètres enregistrés (EMG et IC3) et d'exporter les résultats sous forme de tableau.

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel Statistical Package for Social Sciences V14.0 (SPSS ; Chicago, USA). Elle a fait appel à une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées à deux facteurs, pour chaque variable dépendante.

Pour la première étude, le premier facteur (variable indépendante 1) était la hauteur du plan de travail dont les modalités étaient 1/ hauteur de référence (Hbs) 2/ hauteur volontairement trop haute (Hbs+10) 3/ hauteur volontairement trop basse (Hbi). Le deuxième facteur (variable indépendante 2) était l'inclinaison du plan de travail et se déclinait en 2 modalités 1/ 0° (I0) et 2/ 20° (I20). L'effet des variables indépendantes était testé sur 12 variables dépendantes (9 EMG normalisés et 3 positions angulaires de la chaîne articulée).

Pour la deuxième étude, le premier facteur (variable indépendante 1) était la hauteur de l'assise et les modalités étaient 1/ hauteur de référence (Hci) 2/ hauteur la plus basse (Hci-10) 3/ hauteur la plus haute (Hcs) et le deuxième facteur (variable indépendante 2) était l'inclinaison de l'assise 1/ 0° (I0) 2/ 15° (I15°). L'effet des variables indépendantes était testé sur 15 variables dépendantes (11 EMG normalisés et 4 positions angulaires de la chaîne articulée).

Pour la troisième étude, le premier facteur (variable indépendante 1) était l'inclinaison du plan de travail avec pour modalités 1/ 0° (BI0°) 2/ 20° (BI20°). Le deuxième facteur (variable indépendante 2) était l'inclinaison de l'assise avec pour modalité 1/ 0° (CI0°) 2/ 15° (CI15°). L'effet des variables

indépendantes était testé sur 15 variables dépendantes (11 EMG normalisés et 4 positions angulaires de la chaîne articulée).

Le seuil de significativité était fixé à $p < 0,05$.

RÉSULTATS

I PREMIERE ETUDE : Effet de l'inclinaison et de la hauteur du plan de travail sur les contraintes biomécaniques de la colonne vertébrale en posture assise

I.A Mesures électromyographiques

Concernant la hauteur, l'analyse statistique montre une augmentation du niveau d'activité du trapèze supérieur (Figure 49-50) lorsque la table passe de la condition la plus basse (Hbi) à la condition la plus haute (Hbs+10) ($p < 0,05$).

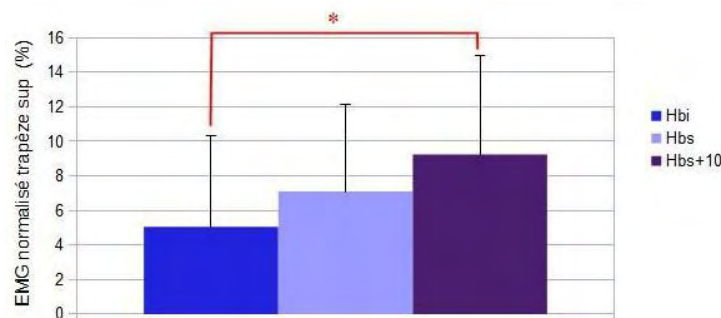


Figure 49: EMG normalisé du trapèze supérieur dans différentes conditions de hauteur du plan de travail (Hbi, Hbs, Hbs+10) ;
* $p < 0,05$.

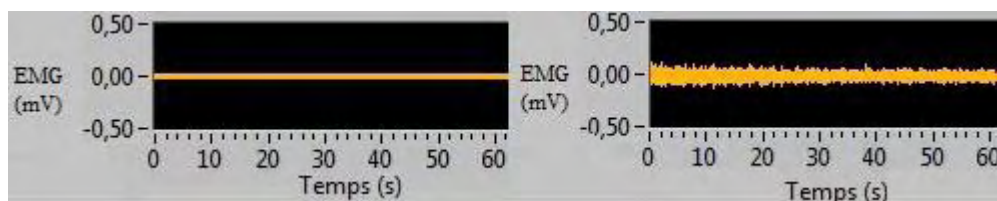


Figure 50: Tracé brut du trapèze supérieur en condition 10Hbi (à droite) et en condition 10Hbs+10 (à gauche).

Dans le même sens, le niveau d'activité des extenseurs du cou et des érecteurs spinaux thoraciques (EST4 et EST11) augmente lorsque la hauteur est plus élevée mais sans que cette différence soit significative (Figure 51).

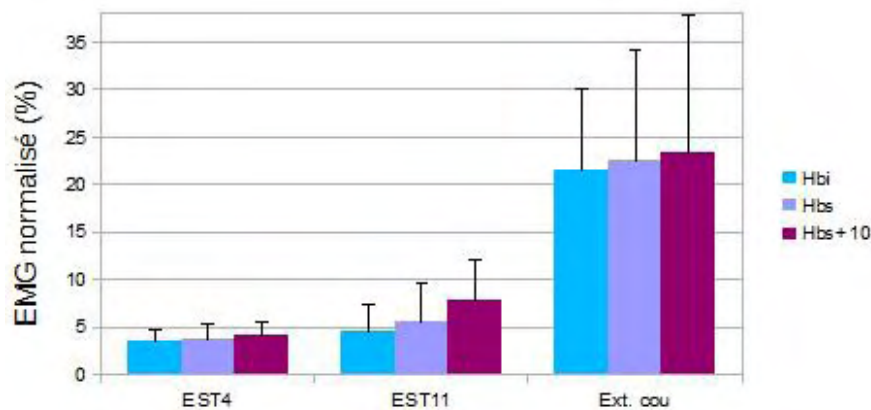


Figure 51: EMG normalisé des érecteurs spinaux EST4-11 et des extenseurs du cou dans différentes conditions de hauteur du plan de travail (Hbi, Hbs, Hbs+10).

Concernant l'inclinaison du plan de travail, les mesures électromyographiques montrent que l'activité du deltoïde antérieur (Figure 52) augmente de manière significative lors de l'inclinaison de la table à 20° (I20) comparativement à un plan de travail plat à 0° (I0) ($p < 0,01$).

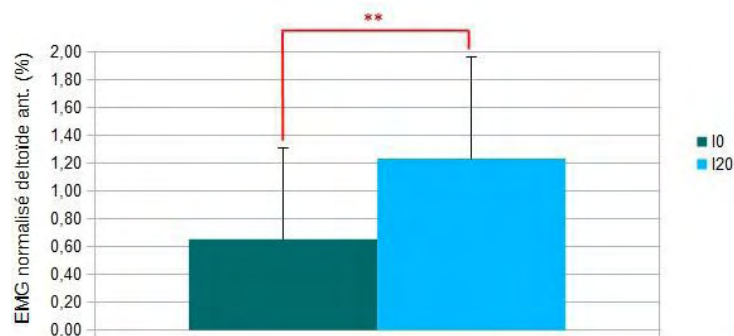


Figure 52: EMG normalisé du deltoïde antérieur dans différentes conditions d'inclinaison du plan de travail (I0, I20); $**p < 0,01$.

Les tracés bruts d'EMG illustrent bien la différence d'activité électrique du deltoïde antérieur entre un plan de travail incliné à 0° (I0) et à 20° (I20) pour une même hauteur (Hbs) (Figures 53).

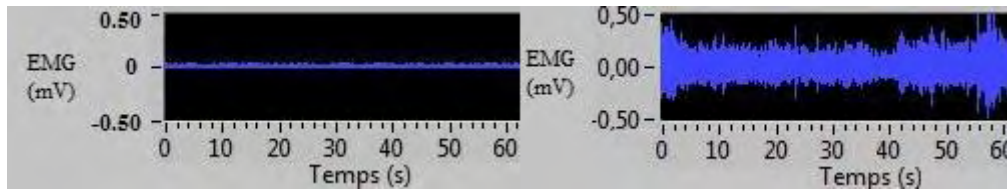


Figure 53: Tracé brut de l'activité du deltoïde antérieur en condition I0Hbs (en haut) et en condition I20Hbs (en bas).

Les résultats concernant le niveau d'activité musculaire en fonction de la hauteur et de l'inclinaison du plan de travail sont récapitulés dans le tableau 1.

	I0Hbi	I0Hbs	I0Hbs+10	I20Hbi	I20Hbs	I20Hbs+10	$P(I0/I20)$	$P(H \text{ effet global})$	$P(Hbi/Hbs+10)$	$P(Hbi/Hbs)$
Ext. du cou	21,44 ± 8,7	22,03 ± 9,6	22,57 ± 11,5	21,18 ± 10,8	23,37 ± 14,5	25,11 ± 15,6	NS	NS	ND	ND
Trapèze sup.	3,20 ± 3,5	6,91 ± 7,0	6,74 ± 5,5	7,46 ± 4,6	7,53 ± 5,2	10,93 ± 6,2	NS	*	*	NS
Deltoïde ant.	0,72 ± 0,3	1,07 ± 0,7	0,62 ± 0,3	1,29 ± 0,8	0,62 ± 0,2	1,34 ± 0,7	**	NS	ND	ND
Trapèze inf.	2,30 ± 2,6	3,14 ± 1,8	2,77 ± 2,0	3,04 ± 1,6	2,65 ± 1,4	2,57 ± 1,1	NS	NS	ND	ND
EST4	3,38 ± 1,3	4,31 ± 1,5	3,62 ± 1,7	4,21 ± 1,7	4,17 ± 1,4	3,77 ± 1,6	NS	NS	ND	ND
EST11	4,45 ± 3,0	7,43 ± 4,7	5,59 ± 4,0	8,15 ± 4,8	7,72 ± 4,3	7,86 ± 4,5	NS	NS	ND	ND
ESL3	3,57 ± 1,8	4,63 ± 2,6	3,55 ± 1,8	4,71 ± 2,8	4,81 ± 2,5	4,15 ± 1,7	NS	NS	ND	ND
Grand dorsal	2,38 ± 1,0	2,44 ± 1,1	2,29 ± 1,0	2,48 ± 1,1	2,48 ± 1,1	2,53 ± 1,0	NS	NS	ND	ND
Grand droit	3,84 ± 3,3	3,85 ± 3,2	3,19 ± 2,8	4,13 ± 3,3	3,98 ± 3,3	4,16 ± 3,9	NS	NS	ND	ND

Tableau 1: Les moyennes ± écart types des EMG redressés, moyennés et normalisés des extenseurs du cou (Ext. Du cou), du trapèze supérieur (trapèze sup.), du deltoïde antérieur (deltoïde ant.), du trapèze inférieur (trapèze inf.), des érecteurs spinaux thoraciques (EST4 et EST11), des érecteurs spinaux lombaires (ESL3), du grand dorsal et du grand droit sont représentés en fonction des conditions de hauteur (Hbi ; Hbs ; Hbs+10) et d'inclinaison (I0 ; I20) du plan de travail. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, NS (non significatif), ND (non disponible).

I.B Mesures angulaires

Concernant la hauteur du plan de travail, l'analyse statistique montre que la flexion de la tête diminue avec l'augmentation de la hauteur du plan de travail (Figure 54). Les différences sont significatives entre Hbi et Hbs ($p < 0,001$) ; entre Hbs et Hbs+10 ($p < 0,05$) et enfin entre Hbi et Hbs+10 ($p < 0,001$).

Dans le même sens, la colonne thoracique (Figure 55) apparaît significativement plus fléchie lors de la condition Hbi par rapport à la condition Hbs ($p < 0,05$) et à la condition Hbs+10 ($p < 0,01$).

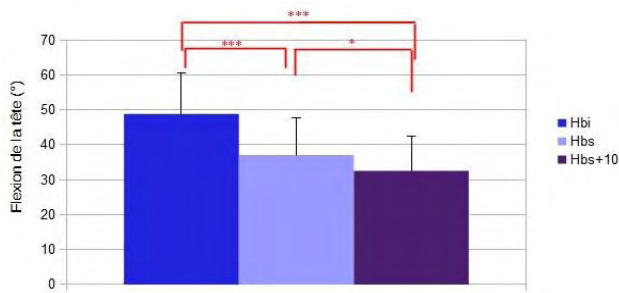


Figure 54: Flexion de la tête dans différentes conditions de hauteur du plan de travail (Hbi, Hbs, Hbs+10); * $p < 0,05$; *** $p < 0,001$.

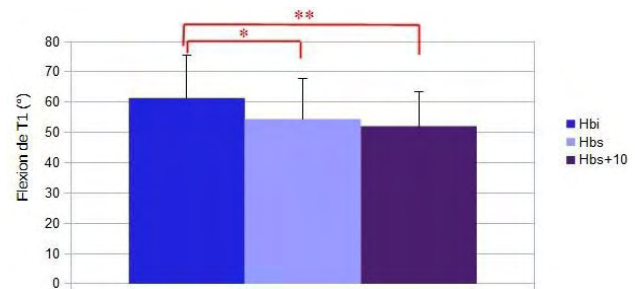


Figure 55: Flexion de T1 dans différentes conditions de hauteur du plan de travail (Hbi, Hbs, Hbs+10); * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

Concernant l'inclinaison du plan de travail, il apparaît que la flexion de la tête est significativement plus grande lorsque le plan de travail est horizontal que lorsqu'il est incliné à 20° ($p < 0,05$) (Figure 56).

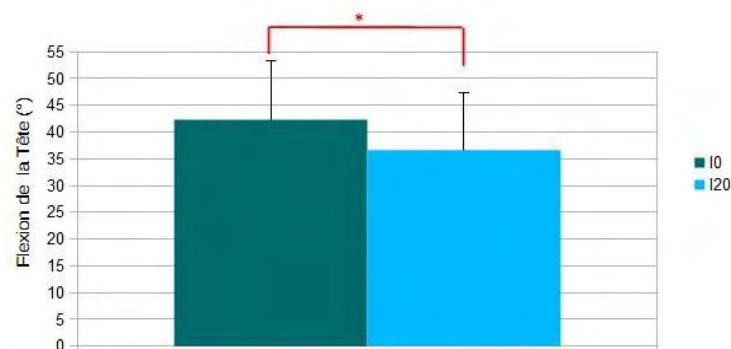


Figure 56: Flexion de la tête dans différentes conditions d'inclinaison du plan de travail (I0, I20); * $p < 0,05$.

La même tendance, mais sans variation significative, se retrouve au niveau de la colonne thoracique qui apparaît moins fléchie en condition I20 que I0 (Figure 57).

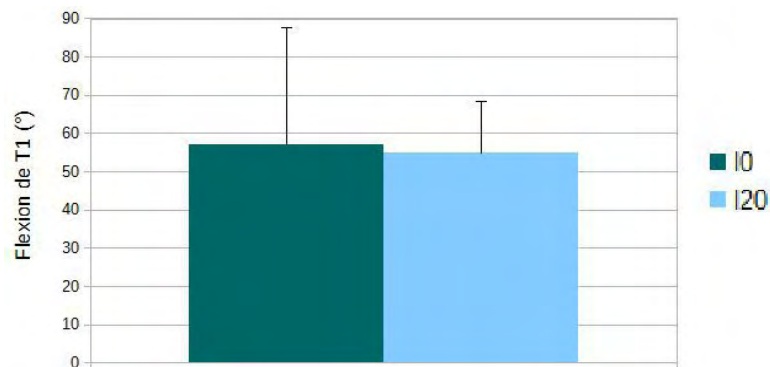


Figure 57: Flexion de T1 dans différentes conditions d'inclinaison du plan de travail (I0, I20).

Les résultats concernant la position angulaire de la tête de T1 et de S1 sont récapitulés dans le tableau 2.

	Flexion Tête	Flexion T1	Flexion S1
I0Hbi	51 ± 12	64 ± 14	2,17 ± 8
I0Hbs	46 ± 12	59 ± 14	-1,84 ± 11
I0Hbs+10	40 ± 11	52 ± 10	-4,64 ± 11
I20Hbi	34 ± 10	57 ± 17	0,38 ± 10
I20Hbs	36 ± 10	55 ± 13	2,86 ± 9
I20Hbs+10	29 ± 10	49 ± 10	0,10 ± 11
P(I0/I20)	*	NS	NS
P(H effet global)	**	**	NS
P(Hbi/Hbs+10)	**	**	ND
P(Hbi/Hbs)	**	*	ND

Tableau 2: Les flexions moyennes ± écart types de la tête, de la colonne thoracique (flexion T1) et du pelvis (flexion S1) sont représentées en fonction des conditions de hauteur (Hbi; Hbs; Hbs+10) et d'inclinaison (I0, I20) du plan de travail. Les valeurs négatives représentent une extension de l'articulation * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, NS (non significatif) et ND (non disponible).

I.C Évaluation du confort

L'ANOVA met en évidence que les sujets perçoivent la condition de hauteur intermédiaire (Hbs) comme la plus confortable comparativement aux conditions Hbi ($p<0,01$) et Hbs+10 ($p<0,05$) (Figure 58). En revanche, il n'existe pas de variation significative concernant le facteur d'inclinaison.

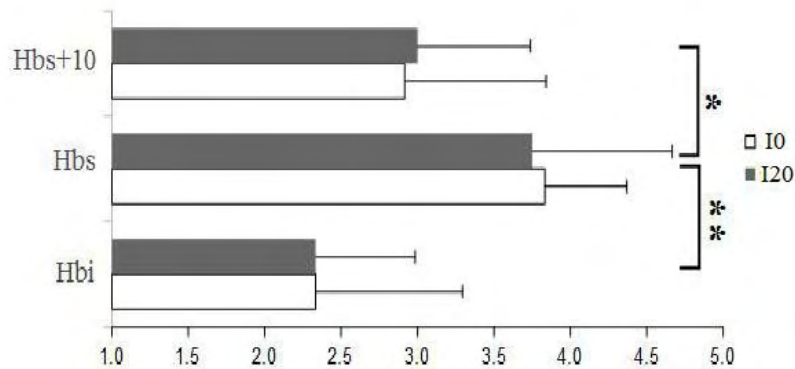


Figure 58: Évaluation du confort dans différentes conditions d'inclinaison (I0, I20) et de hauteur du plan de travail (Hbi, Hbs, Hbs+10); * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.

Pour conclure, cette première étude a démontré une augmentation du niveau d'activité musculaire du trapèze supérieur et une diminution de la flexion de la tête lors de l'augmentation de la hauteur de la table. Lorsque le plan de travail est incliné, le niveau d'activation du deltoïde antérieur augmente alors que la flexion de la tête diminue.

II DEUXIEME ETUDE : Effet de l'inclinaison et de la hauteur de l'assise sur les contraintes biomécaniques subies par la colonne vertébrale en posture assise

II.A Mesures électromyographiques

Parmi l'ensemble des muscles testés, seuls les érecteurs spinaux lombaires ont révélé une variation significative sous l'influence de la hauteur de l'assise. L'analyse statistique montre que lorsque la hauteur de la chaise passe de la condition Hci-10 (hauteur la plus basse) à la condition Hci (hauteur intermédiaire), le niveau d'activité électrique des ESL3 augmente ($p < 0,05$) (Figure 59).

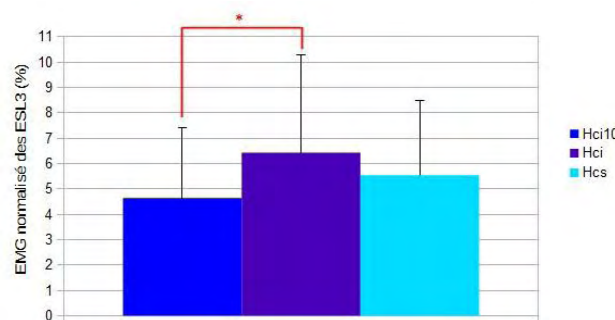


Figure 59: EMG normalisé des ESL3 dans différentes conditions de hauteur de l'assise (Hci-10, Hci, Hcs); * $p < 0,05$.

En revanche, aucune variation n'est observée entre la condition Hcs (hauteur supérieure) et les deux autres conditions (Hci-10 et Hci), ce qui ne laisse émerger aucune tendance globale concernant la hauteur de l'assise.

Concernant l'inclinaison de la chaise, les résultats montrent une augmentation significative de l'activité électrique des extenseurs des membres inférieures, à savoir le vaste médial ($p < 0,05$), le vaste latéral ($p < 0,05$) et le soléaire ($p < 0,001$), lorsque l'assise est inclinée (Figures 60-61-62). Au niveau du tronc, l'activité du muscle grand droit est plus élevée en condition d'assise inclinée (Figure 63) ($p < 0,05$), mais celle des érecteurs spinaux lombaires connaît une variation opposée ($p < 0,05$) (Figure 64).

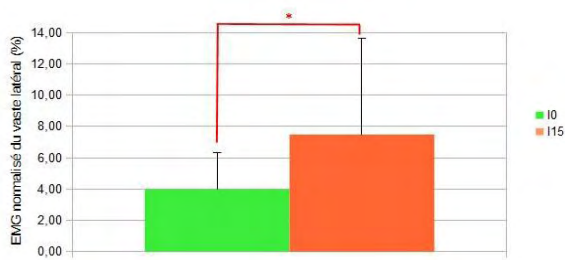


Figure 61: EMG normalisé du vaste latéral dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (I0, I15); * $p < 0,05$.

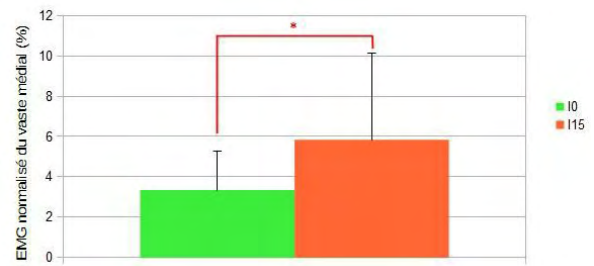


Figure 60: EMG normalisé du vaste médial dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (I0, I15); * $p < 0,05$.

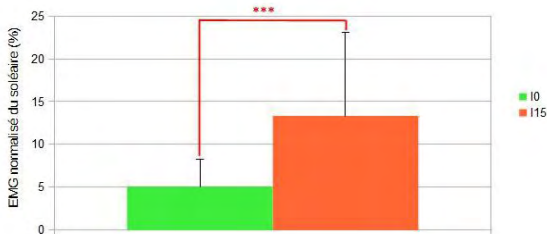


Figure 62: EMG normalisé du soléaire dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (I0, I15); *** $p < 0,001$.

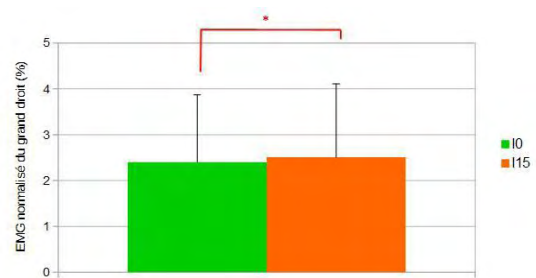


Figure 63: EMG normalisé du grand droit dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (I0, I15); * $p < 0,05$.

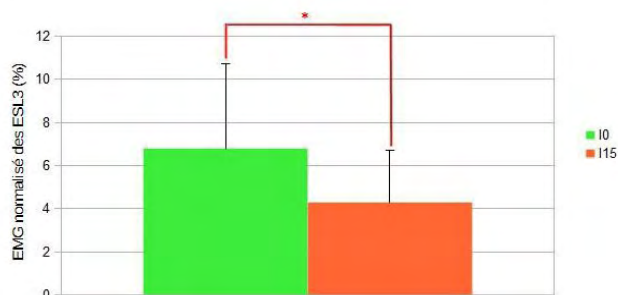


Figure 64: EMG normalisé des ESL3 dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (I0, I15); * $p < 0,05$.

Les résultats concernant l'activité musculaire en fonction de la hauteur et de l'inclinaison de l'assise sont récapitulés dans le tableau 3.

	Ext. Du cou	Trapèze sup.	Deltoïde ant.	EST4	EST11	ESL3	Grand droit	Droit fémoral	Vaste Lat.	Vaste Med.	Soléaire
I0Hci-10	16,0 ± 13	3,16 ± 2,0	0,86 ± 0,3	4,32 ± 1,8	9,92 ± 5,4	5,27 ± 3,0	2,42 ± 1,5	1,83 ± 1,4	4,00 ± 2,3	3,34 ± 1,9	5,05 ± 3,2
I0Hci	16,6 ± 14	2,97 ± 2,5	0,90 ± 0,4	3,69 ± 1,2	10,46 ± 6,0	8,15 ± 4,8	2,44 ± 1,5	1,98 ± 1,5	3,95 ± 2,3	3,35 ± 2,0	5,08 ± 3,2
I0Hcs	16,6 ± 15	2,38 ± 2,5	0,92 ± 0,4	4,40 ± 2,2	9,18 ± 6,6	6,95 ± 4,0	2,35 ± 1,4	1,96 ± 1,3	4,04 ± 2,4	3,35 ± 1,9	5,16 ± 3,1
I15Hci-10	16,0 ± 13	2,88 ± 2,0	0,90 ± 0,4	3,81 ± 1,3	6,85 ± 5,5	4,02 ± 2,5	2,48 ± 1,5	3,60 ± 3,5	7,20 ± 8,9	5,77 ± 5,9	12,24 ± 9,1
I15Hci	17,2 ± 15	3,29 ± 3,2	0,94 ± 0,4	3,77 ± 1,4	8,04 ± 5,6	4,71 ± 2,9	2,59 ± 1,8	2,73 ± 1,9	6,71 ± 4,1	5,62 ± 3,9	14,09 ± 10
I15Hcs	16,4 ± 14	4,79 ± 6,2	0,89 ± 0,3	4,88 ± 2,1	8,49 ± 5,4	4,14 ± 1,9	2,45 ± 1,5	2,72 ± 2,6	8,56 ± 5,4	6,12 ± 3,1	13,66 ± 9,9
P(I0/I15)	NS	NS	NS	NS	NS	*	*	NS	*	*	**
P(H effet global)	NS	NS	NS	NS	NS	*	NS	NS	NS	NS	NS
P(Hci-10/Hcs)	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS
P(Hci-10/Hci)	NS	NS	NS	NS	NS	**	NS	NS	NS	NS	NS

Tableau 3: Les EMG redressés, moyennés et normalisés ± écart types des extenseurs du cou (ext. du cou), du trapèze supérieur (trapèze sup.), du deltoïde antérieur (deltoïde ant.), des érecteurs spinaux thoraciques (EST4 et EST11), des érecteurs spinaux lombaires (ESL3), du grand droit, du droit fémoral, du vaste latéral (vaste lat.), du vaste médial, (vaste med.) et du soléaire en fonction des conditions de hauteur (Hci-10;Hci;Hcs) et d'inclinaison (I0,I15) de l'assise. * $p<0,05$, ** $p<0,01$, NS (non significatif).

II.B Mesures angulaires

L'analyse statistique met en évidence des différences significatives en fonction de la hauteur de l'assise. D'une part, la flexion de la tête (Figure 65) est plus faible lorsque la chaise est en condition Hci-10 par rapport à la condition Hcs ($p<0,05$). D'autre part, la flexion de la cuisse diminue de manière significative avec l'augmentation de la hauteur : Hci-10 vs Hci $p<0,001$; Hci vs Hcs $p<0,01$; Hci-10 vs Hcs $p<0,001$ (Figure 66). En revanche, aucune variation significative n'est observée au niveau de la colonne thoracique et du sacrum.

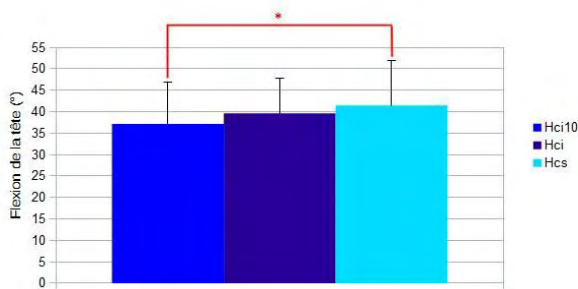


Figure 65: Flexion de la tête dans différentes conditions de hauteur de l'assise (Hci-10, Hci, Hcs); * $p<0,05$.

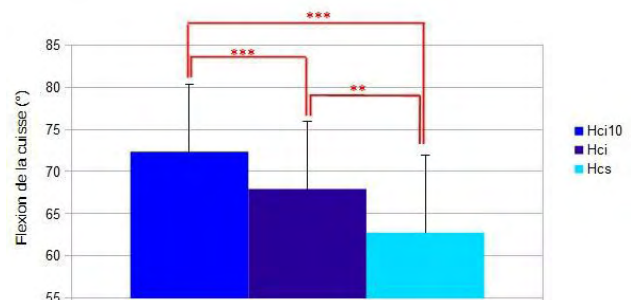


Figure 66: Flexion de la cuisse dans différentes conditions de hauteur de l'assise (Hci-10, Hci, Hcs); ** $p<0,01$, *** $p<0,001$.

Concernant l'inclinaison de l'assise, on peut observer que la flexion de S1 augmente de manière non significative en condition d'assise inclinée (Figure 67), mais il n'existe aucune variation notable au niveau de la tête et de la colonne thoracique.

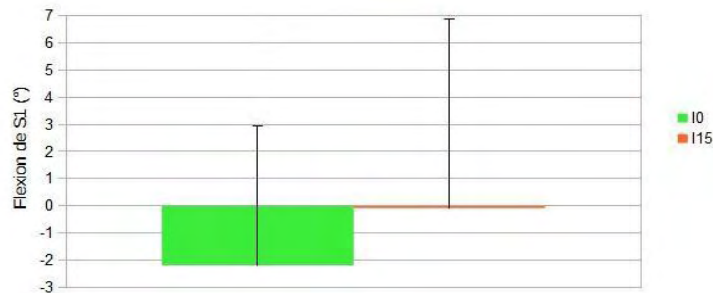


Figure 67: Flexion de S1 dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (10, 115) : les valeurs négatives représentent un mouvement d'extension.

D'autre part, la flexion de la cuisse (Figure 68), diminue significativement avec l'inclinaison de l'assise ($p < 0,05$).

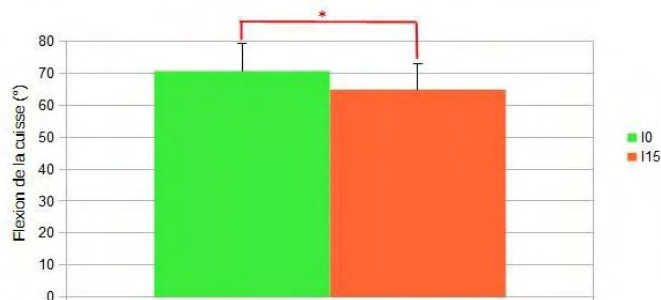


Figure 68: Flexion de la cuisse dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (10, 115); * $p < 0,05$.

On note par ailleurs que l'analyse sujet par sujet montre une large variabilité inter-individuelle de la position du tronc et du sacrum, ce qui pourrait expliquer les écarts types élevés des variables concernées (Tableau 4).

	Flexion Tête	Flexion T1	Flexion S1	Flexion cuisse
I0Hci-10	38,1 ± 9	50,0 ± 12	-3,00 ± 7	75,7 ± 9
I0Hci	39,9 ± 7	47,3 ± 12	-2,46 ± 4	70,7 ± 8
I0Hcs	42,5 ± 11	50,8 ± 14	-1,04 ± 4	65,3 ± 9
I15Hci-10	36,3 ± 11	52,0 ± 19	1,47 ± 7	69,0 ± 7
I15Hci	39,4 ± 9	46,8 ± 12	0,40 ± 6	65,2 ± 8
I15Hcs	40,5 ± 10	47,0 ± 12	-2,10 ± 8	60,2 ± 9
<i>P(I0/I15)</i>	NS	NS	NS	*
<i>P(H effet global)</i>	*	NS	NS	**
<i>P(Hci-10/Hcs)</i>	*	NS	NS	**
<i>P(Hci-10/Hci)</i>	NS	NS	NS	**

Tableau 4: Les flexions moyennes ± écart types de la tête, de la colonne thoracique (flexion T1), du pelvis (flexion S1) et de la cuisse sont représentées en fonction des conditions de hauteur (Hci-10 ; Hci ; Hcs) et d'inclinaison (I0 ; I15) de l'assise. Les valeurs négatives représentent une extension de l'articulation. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, NS (non significatif).

II.C Évaluation du confort

L'analyse statistique a révélé que les sujets percevaient l'assise inclinée comme moins confortable que l'assise horizontale ($p < 0,01$), mais aucune variation n'est apparue en fonction de la hauteur de l'assise (Figure 69).

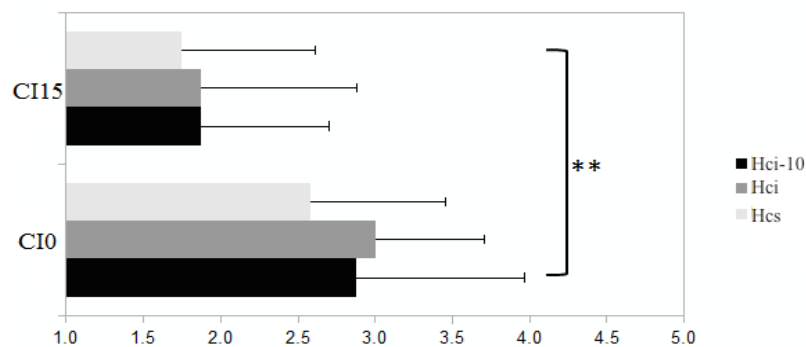


Figure 69: Évaluation du confort dans différentes conditions d'inclinaison (I0, I15) et de hauteur (Hci-10, Hci, Hcs) de l'assise; ** $p < 0,01$.

En résumé, l'augmentation de la hauteur de la chaise induit une augmentation de la flexion de la tête, une diminution de la flexion de la cuisse et une augmentation du niveau d'activité des érecteurs spinaux lombaires. L'inclinaison de l'assise provoque une diminution de la flexion de la cuisse et une augmentation de la flexion du pelvis (S1). Du point de vue musculaire, l'inclinaison de l'assise

entraîne une augmentation de l'activité des muscles extenseurs du membre inférieur (vaste latéral, vaste médial, soléaire).

III TROISIEME ETUDE : Effet de l'interaction de l'inclinaison du plan de travail et de l'assise sur les contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée en posture assise

III.A Mesures électromyographiques

Lorsque le plan de travail est incliné (I20), il existe une diminution de l'activité EMG des extenseurs du cou ($p<0,05$) (Figure 70), et une augmentation de l'activité électrique du deltoïde antérieur ($p<0,01$) (Figure 71).

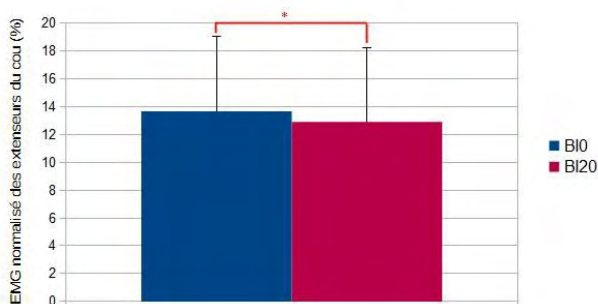


Figure 70: EMG normalisé des extenseurs du cou dans différentes conditions d'inclinaison du plan de travail (BI0, BI20); * $p<0,05$.

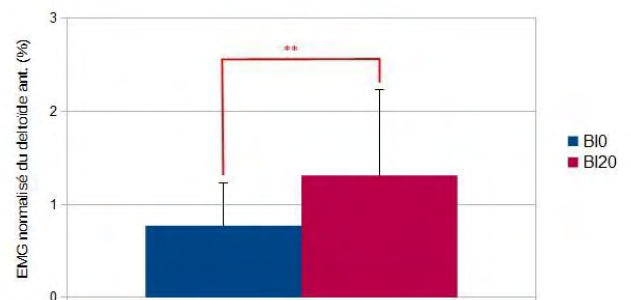


Figure 71: EMG normalisé du deltoïde antérieur dans différentes conditions d'inclinaison du plan de travail (BI0, BI20); ** $p<0,01$.

En condition d'assise inclinée (I15), on observe une diminution significative de l'activité des érecteurs spinaux thoraciques ($p<0,05$) et lombaires ($p<0,05$) (Figures 72-73). À l'inverse, il existe dans cette même condition une augmentation significative de l'activité du grand droit de l'abdomen ($p<0,05$), du soléaire ($p<0,001$), du vaste médial ($p<0,05$) et du vaste latéral ($p<0,05$) (Figures 74-75-76-77).

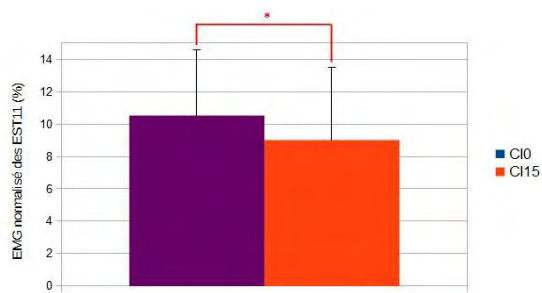


Figure 72: EMG normalisé des EST11 dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); * $p < 0,05$.

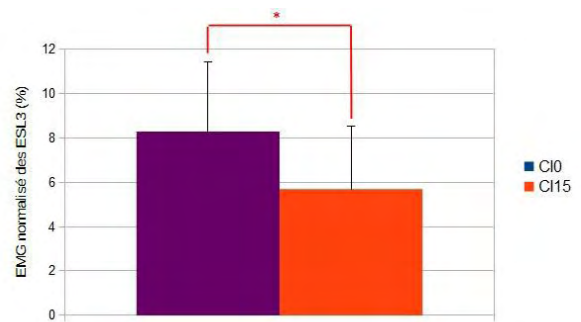


Figure 73: EMG normalisé des ESL3 dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); * $p < 0,05$.

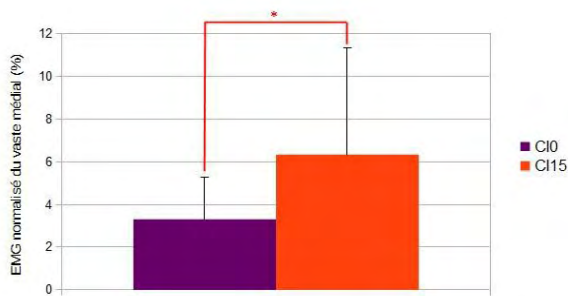


Figure 74: EMG normalisé du vaste médial dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); * $p < 0,05$.

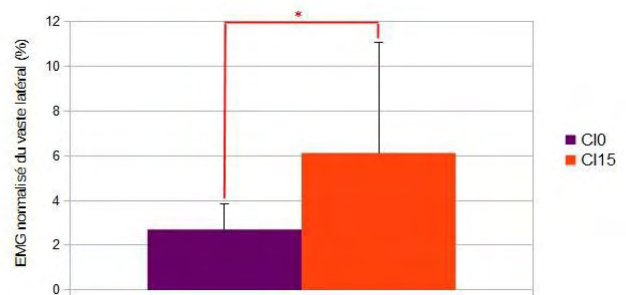


Figure 75: EMG normalisé du vaste latéral dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); * $p < 0,05$.

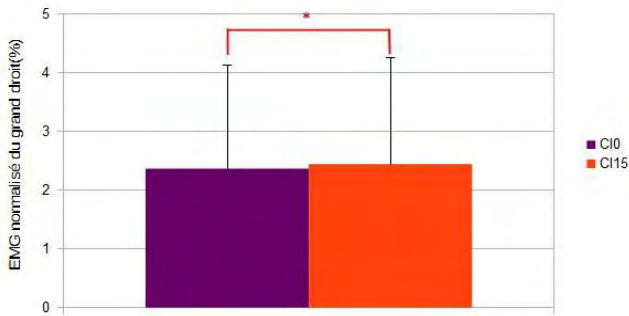


Figure 76: EMG normalisé du grand droit de l'abdomen dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); * $p < 0,05$.

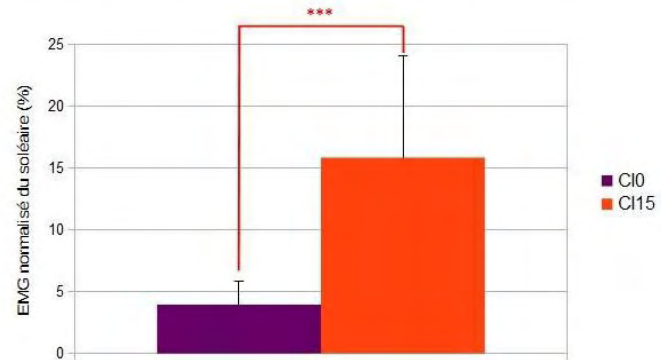


Figure 77: EMG normalisé du soléaire dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15); *** $p < 0,001$.

Quel que soit le muscle considéré, il n'existe aucune interaction entre les facteurs d'inclinaison de la table et de la chaise (Tableau 5).

	Ext. Du cou	Trapèze sup.	Deltoïde ant.	EST4	EST11	ESL3	Grand droit	Droit fémoral	Vaste Lat.	Vaste Med.	Soléaire
BI0CI0	13,2 ± 4,88	2,84 ± 2,77	0,77 ± 0,46	4,87 ± 3,62	9,9 ± 4,28	7,97 ± 2,7	2,34 ± 1,75	7,59 ± 4,91	2,69 ± 1,14	3,32 ± 1,97	4,08 ± 1,94
BI0CI15	14,13 ± 5,91	3,64 ± 4	0,77 ± 0,45	5,15 ± 3,48	8,99 ± 4,62	5,57 ± 2,92	2,43 ± 1,82	6,81 ± 5,66	5,93 ± 5,22	6,19 ± 5,28	16,47 ± 7,96
BI20CI0	12,89 ± 5,27	3,83 ± 4,14	1,11 ± 0,72	5,23 ± 3,57	11,14 ± 3,78	8,6 ± 3,6	2,38 ± 1,78	6,2 ± 5,3	2,71 ± 1,11	3,3 ± 1,97	3,85 ± 1,79
BI20CI15	12,92 ± 5,38	3,1 ± 2,66	1,51 ± 1,13	5,27 ± 2,9	9,03 ± 4,37	5,81 ± 2,76	2,45 ± 1,8	8,11 ± 5,29	6,31 ± 4,64	6,48 ± 4,75	15,28 ± 8,56
P(Interaction)	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS
P(CI0/CI15)	NS	NS	NS	NS	*	*	*	NS	*	*	***
P(BI0/BI20)	*	NS	**	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS

Tableau 5: Les EMG redressés, moyennés et normalisés ± écart types des extenseurs du cou (Ext. du cou), du trapèze supérieur (trapèze sup.), du deltoïde antérieur (deltoïde ant.), des érecteurs spinaux thoraciques (EST4 et EST11), des érecteurs spinaux lombaires (ESL3), du grand droit, du droit fémoral, du vaste latéral (vaste lat.), du vaste médial (vaste med.) et du soléaire sont représentés en fonction des conditions d'inclinaison du plan de travail (BI0 ; BI20) et d'inclinaison de l'assise (CI0 ; CI15). * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$; NS (Non significatif).

III.B Mesures angulaires

Lorsque le plan de travail est incliné (I20), il existe une diminution de la flexion de la tête ($p < 0,001$) (Figure 78) et de T1 ($p < 0,05$) (Figure 79), mais une augmentation de la flexion de S1 ($p < 0,01$) (Figure 80).

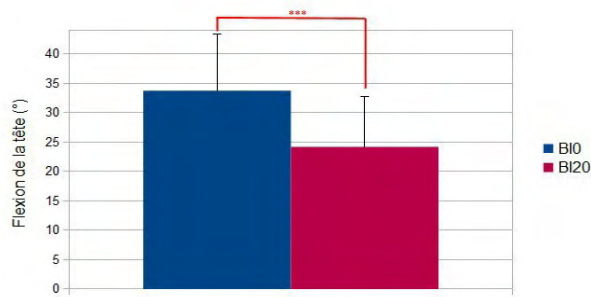


Figure 78: Flexion de la tête dans différentes condition d'inclinaison du plan de travail (BI0, BI20); *** $p < 0,001$.

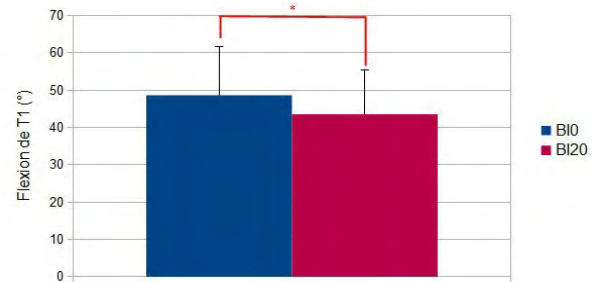


Figure 79: Flexion de T1 dans différentes condition d'inclinaison du plan de travail (BI0, BI20); * $p < 0,05$.

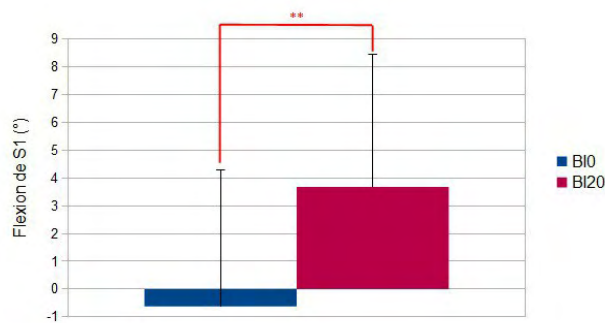


Figure 80: Flexion de S1 dans différentes condition d'inclinaison du plan de travail (BI0, BI20); ** $p < 0,01$.

Lorsque la chaise est inclinée (I15) vers l'avant, la flexion du pelvis est plus élevée ($p < 0,01$) (Figure 81), mais les autres variables angulaires ne présentent pas de variation significative.

Quelle que soit la mesure angulaire considérée, il n'existe aucune interaction entre les facteurs d'inclinaison de la table et de la chaise (Tableau 6).

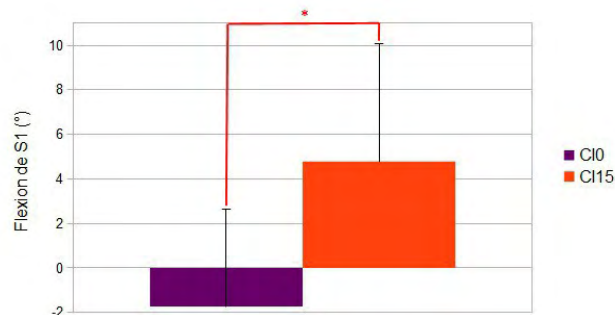


Figure 81: Flexion de S1 dans différentes condition d'inclinaison de l'assise (C10, C115); * $p < 0,05$.

	Flexion Tête	Flexion T1	Flexion S1	Flexion cuisse
BI0CI0	35,8 ± 8,58	49,52 ± 13	-4,75 ± 4,7	60,05 ± 3,65
BI0CI15	31,74 ± 10,54	47,74 ± 12,88	3,52 ± 5,1	59,93 ± 5,29
BI20CI0	25,27 ± 9,03	44,41 ± 11,68	1,3 ± 4,04	59,45 ± 6,38
BI20CI15	23,11 ± 7,96	42,77 ± 12,16	6,05 ± 5,51	58,54 ± 5,58
P(Interaction)	NS	NS	NS	NS
P(CI0/C115)	NS	NS	*	NS
P(BI0/BI20)	***	*	**	NS

Tableau 6: Les flexions moyennes ± écart types de la tête, de la colonne thoracique (flexion de T1), du pelvis (flexion de S1) et de la cuisse sont exprimées en fonction des conditions d'inclinaison de la table (BI0; BI20) et de la chaise (CI0; CI15). Les valeurs négatives représentent une extension de l'articulation. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$, NS (non significatif).

III.C Évaluation du confort

L'analyse statistique a montré que les participants percevaient l'assise inclinée comme moins confortable que l'assise horizontale ($p < 0,01$) (Figure 82). En revanche, aucune variation n'est apparue ni en fonction de l'inclinaison de la table ni en fonction de l'interaction inclinaison table/inclinaison chaise.

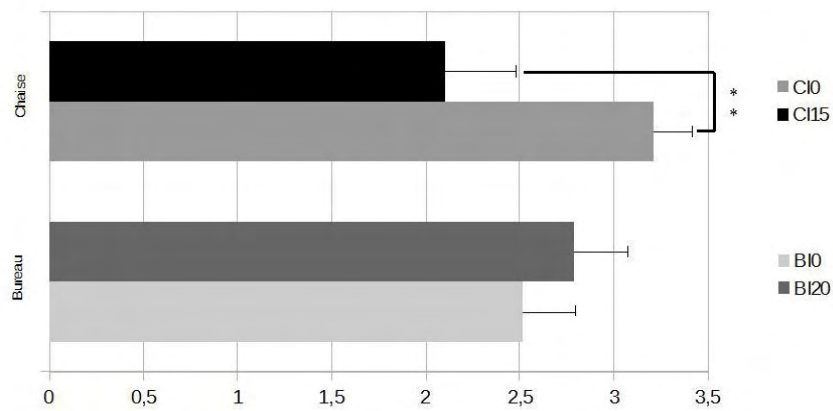


Figure 82: Évaluation du confort dans différentes conditions d'inclinaison de l'assise (CI0, CI15) et du plan de travail (BI0, BI20).

En résumé, cette étude n'a permis de révéler aucune interaction significative entre les paramètres d'inclinaison de l'assise et du plan de travail, mais confirme les effets de l'inclinaison mis en évidence dans les deux premières séries expérimentales.

DISCUSSION GÉNÉRALE

I Effet de la hauteur de la table et de la chaise sur la posture et le niveau d'activité musculaire

I.A Hauteur de la table

Les résultats concernant la position angulaire de la chaîne articulée montrent que lorsque le plan de travail est en position haute, le tronc et la tête sont moins fléchis comparativement à une hauteur du plan de travail plus basse (Hbi vs Hbs ; Hbi vs Hbs+10). Cela peut s'expliquer par une réduction de la distance entre les yeux et le livre résultant de l'augmentation de la hauteur du plan de travail qui requiert une moindre flexion du tronc et de la tête pour une accommodation des yeux similaire. Dans ce cas, sachant que le bras de levier du couple déséquilibrant exercé par le poids du tronc est plus important lorsque le tronc est penché en avant, les contraintes biomécaniques subies par la colonne vertébrale devraient être supérieures dans les conditions de hauteur « basse » (Hbi) par rapport aux hauteurs plus hautes (Hbs et Hbs+10). De même, le niveau de flexion plus élevé du cou en condition Hbi devrait constituer une source d'augmentation de la pression intra-discale, conformément aux études de Nachemson (1975), de Sato et col. (1999) et de Wilke et col. (1999).

Au niveau musculaire, lorsque la table est en position haute (Hbs+10), le niveau d'activité électrique du trapèze supérieur augmente de façon significative. Cela pourrait s'expliquer par le fait que pour maintenir les avant-bras sur une table trop haute, il est nécessaire d'élever les épaules au moyen d'une contraction accrue des trapèzes supérieurs. Cette augmentation du niveau d'activité musculaire (7,53% de la MVC en condition Hbs+10) pourrait être à l'origine d'une fatigue musculaire sur le long terme.

La hauteur de la table est à l'origine de plusieurs variations sur l'échelle de confort avec la condition Hbs (niveau de référence) en meilleur score. Ces résultats suggèrent qu'une attention doit être prêtée au choix de la hauteur de la table en fonction de la tâche à réaliser et de l'environnement de travail.

Pour conclure, la hauteur de la table semble influencer significativement les contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée en posture assise. Les hauteurs les plus hautes (Hbs et Hbs+10) sont à l'origine de la réduction des contraintes articulaires au niveau cervical et thoracique mais sont, au contraire, à l'origine d'une augmentation du niveau d'activité musculaire des trapèzes supérieurs pouvant mener à une fatigue musculaire sur le long terme. En se basant sur les mesures de position angulaire, d'activité musculaire et d'évaluation subjective du confort, la hauteur de référence (Hbs) semble être optimale pour une tâche de lecture.

I.B Hauteur de la chaise

La hauteur de l'assise influence aussi les contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée. D'une part, les résultats statistiques ont montré une augmentation significative de la flexion de la tête avec l'augmentation de la hauteur de l'assise (Hci-10 vs Hcs). Cela pourrait être une adaptation visant à conserver une distance œil-objet constante alors que la position de la tête est surélevée par l'augmentation de la hauteur du siège. Il est à noter que l'angle moyen de flexion de la tête oscille entre 37° et 41° en fonction des conditions, ce qui reste supérieur à l'angle moyen de 30° conseillé par Vital et Sénégas (1986).

D'autre part, une diminution de la flexion de hanche est observée avec l'augmentation de la hauteur de chaise (Hci-10 vs Hci ; Hci vs Hcs et Hci-10 vs Hcs), mais elle n'est pas systématiquement associée à une antéversion du pelvis plus prononcée. Cela peut s'expliquer par le fait que lien mécanique entre les mouvements du pelvis et de la hanche, n'apparaît qu'au delà d'un certain niveau de flexion-extension de la hanche, nécessaire à la mise en tension des tissus mous péri-articulaires.

L'augmentation de la flexion de la tête observée en condition d'assise haute (Hcs) n'est pas associée à une plus grande activité EMG des trapèzes supérieurs et des extenseurs du cou. Ce qui suggère l'absence de relation linéaire entre ces deux paramètres, due à la possible implication de muscles profonds non accessibles à l'EMG de surface. Une autre explication pourrait être la mise en jeu de structures articulaires passives ou de la composante élastique parallèle des muscles posturaux dans la stabilisation de la tête en condition de flexion prononcée. Plus bas au niveau de la colonne vertébrale, on note que le niveau d'activité des érecteurs spinaux lombaire augmente de manière significative lorsque que l'on passe de la condition la plus basse (Hci-10) à la condition moyenne (Hci), alors qu'aucun changement de position du tronc n'a été enregistré. Cela renforce également

l'idée que la relation entre la posture et le niveau d'activité des muscles posturaux de surface n'est pas linéaire.

La variation disparate des paramètres EMG et angulaires en fonction de la hauteur de la chaise pourrait expliquer l'absence de différence significative dans l'appréciation subjective du confort.

Pour conclure, il apparaît que les variations de hauteur de la chaise entraînent des changements significatifs de la posture et de l'activité des muscles posturaux, avec notamment une augmentation de la flexion de la tête en position haute (Hcs). La différence moyenne de hauteur de la chaise entre les trois conditions étant faible (4cm entre Hci-10 et Hci, 6 cm entre Hci et Hcs, 10cm entre Hci-10 et Hcs), il semble que même une variation limitée de la hauteur de la chaise est susceptible de modifier les contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée. Le réglage précis de la hauteur de chaise, au plus près des mesures anthropométriques de son utilisateur, pourrait donc être recommandé.

II Effet de l'inclinaison du plan de travail et de l'assise sur les contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée

II.A Inclinaison du plan de travail

D'un point de vu articulaire, les données de la centrale inertielle montrent que l'inclinaison de la table est associée à une diminution significative de la flexion de la tête. Le cou est donc positionné de manière plus érigée. Ces résultats sont en accord avec les études antérieures montrant que la tête et le tronc sont moins fléchis lorsque le plan de travail est incliné comparativement à un plan de travail horizontal (Bendix et Hagberg, 1984 ; Bridger, 1988 ; De wall et col., 1991 ; Freudenthal et col., 1991 ; Mandal, 1991). Ces données peuvent être expliquées par la réduction de la distance yeux-objet résultant de l'inclinaison du plan de travail et qui requiert une moindre flexion de la tête pour une accommodation oculaire équivalente. Comme une diminution de la flexion de la tête, même minime, peut mener à une diminution du bras de levier du couple déséquilibrant dû à la gravité, la charge au niveau cervical est supposée plus petite lorsque le participant utilise un plan de travail incliné. Cette hypothèse est fondée sur les mesures in vivo de la pression intradiscale qui montrent une augmentation de ce paramètre lors d'une flexion des vertèbres (Nachemson, 1975 ; Sato et col., 1999 ; Wilke et col., 1999). Bien que ces études soient spécifiques à la colonne lombaire, un effet mécanique similaire peut être supposé sur les disques cervicaux lors de flexion de la tête.

D'un point de vu musculaire, les résultats de la première série expérimentale montrent que lorsque le sujet est assis avec les avant-bras sur le plan de travail incliné, le niveau d'activité musculaire du deltoïde antérieur augmente de manière significative. Ce phénomène peut être expliqué par un effet de glissement, résultant d'une composante tangentielle additionnelle à la force de gravité qui apparaît lorsque cette force n'est pas perpendiculaire à la surface de travail. Pour maintenir les avant-bras sur le plan de travail, cette force doit être compensée par une force de même direction, de sens opposé et de même valeur. Elle correspond à celle produite par la contraction des muscles deltoïdes antérieurs. Néanmoins, cette augmentation du niveau d'activité musculaire peut engendrer une fatigue sur le long terme. Par ailleurs, cela pourrait augmenter le risque de contraintes

articulaires au niveau gléno-huméral et mener à des douleurs chez l'utilisateur du mobilier. Même si l'augmentation du niveau d'activité musculaire des deltoïdes antérieurs n'excède pas 2% de la MVC, son utilisation sur de longues durées à l'école ou en milieu professionnel doit être considérée avec attention.

Les valeurs angulaires fournies par le tracker placé au niveau de S1 et les électromyogrammes des muscles du tronc situés sous le niveau de l'épaule ne présentent aucune variation significative en fonction de l'inclinaison du plan de travail, suggérant un effet limité à la moitié inférieure du tronc et au pelvis.

Comme dans l'étude de Bendix et Hagberg (1984), le trapèze supérieur a présenté des valeurs moyennes plus élevées avec une table inclinée (condition I20 comparativement à I0), mais sans variation significative. L'explication que l'on pourrait donner est que la variation angulaire de la tête (moins de 20°) entre I20 et I0 n'est pas assez grande pour engendrer une augmentation du niveau d'activité musculaire détectable par l'EMG de surface. Dans ce cas, la force additionnelle nécessaire pour stabiliser la flexion de la tête serait aussi issue de mécanismes passifs. En effet, l'étirement des structures capsulo-ligamentaires et des muscles entourant la colonne cervicale pourrait produire une force compensant le couple déséquilibrant dû à la gravité. Ce phénomène peut expliquer pourquoi certaines personnes se sentent plus confortables en posture relâchée ou voutée, où le niveau d'activité musculaire requis est plus faible qu'en posture redressée (Claus et col., 2009 ; Lundervold, 1951 ; Okada, 1972 ; O'Sullivan, 2006). Les charges mécaniques appliquées sur les articulations ne sont donc pas nécessairement associées à un haut niveau d'activité musculaire et à un risque de fatigue car, comme la stabilité de l'articulation, elles peuvent aussi provenir de forces passives.

En ce qui concerne le niveau de confort, les résultats ne révèlent aucune variation en fonction de l'inclinaison du plan de travail, ce qui pointe une différence entre l'expérience de l'utilisateur et la charge estimée au niveau de la chaîne articulée. Ceci pourrait être lié à la courte durée des expérimentations qui limite les effets contraignants induits par des variations de faible intensité. On peut ainsi distinguer la notion de confort immédiat, qui serait liée à des paramètres d'économie musculaire et le confort à moyen et long terme qui reposerait sur la préservation des structures ostéo-articulaires.

En conclusion, il apparaît que l'inclinaison du plan de travail a une incidence sur les contraintes biomécaniques subies par le système musculo-squelettique en posture assise et particulièrement au niveau de la partie supérieure du tronc.

II.B Inclinaison de l'assise

Le résultat principal concernant l'inclinaison de l'assise est qu'elle est à l'origine d'une augmentation du niveau d'activité musculaire des membres inférieurs (soléaire, vaste médial et vaste latéral). Lorsque l'assise est horizontale, la force de gravité est perpendiculaire à l'assise, en revanche, lorsqu'elle est inclinée vers l'avant la force de gravité comporte une force tangentielle additionnelle qui a pour effet le glissement du pelvis vers le bas et vers l'avant. Pour compenser ce phénomène, il faut une force de même direction, de sens opposé et de même valeur. Cette force est produite par une activité musculaire plus grande (jusqu'à 2,5 fois) des extenseurs du membre inférieur en condition I15 comparée à la condition I0, qui pourrait conduire à une fatigue musculaire si la posture est maintenue sur de longues périodes. Pour les vastes médial et latéral, qui prennent leur origine sur la patella, cela pourrait augmenter la charge appliquée sur l'articulation fémoro-patellaire et sur son cartilage. Pour pallier cet inconvénient, on peut envisager l'usage d'un revêtement à fort coefficient de friction mais qui aurait l'inconvénient de diminuer la liberté de mouvement volontaire du pelvis. Une autre solution pourrait être l'utilisation d'un support tibial, mais il limiterait la mobilité des membres inférieurs en maintenant le genou en position fléchie.

Les résultats de la deuxième série expérimentale montrent aussi que l'inclinaison de l'assise induit différents patterns moteurs au niveau du tronc. En effet, lorsque l'assise est inclinée vers l'avant, le niveau d'activité musculaire du grand droit augmente alors que celui des érecteurs spinaux lombaire diminue. Il y a donc une adaptation du système musculaire pour maintenir la posture assise sur une chaise inclinée. Même si les érecteurs spinaux lombaires sont plus actifs lorsque la chaise est horizontale, les valeurs moyennes ne paraissent pas assez élevées pour générer une fatigue musculaire pendant la durée du test (Okada, 1972). Ces résultats sont en accord avec ceux de O'Sullivan et col. (2010) qui montrent que l'activité musculaire du multifidus (qui jouxte, en dedans, les érecteurs spinaux) au niveau lombaire est significativement plus basse lors du maintien postural sur une assise inclinée. Néanmoins, les données ne montrent pas une posture plus redressée en condition I15 par rapport à la condition I0. Ceci est en accord avec les résultats d'études antérieures

montrant que la posture érigée, comparativement à la posture relâchée ou courbée, est associée à une plus grande activité des muscles postérieurs du tronc (Lundervold, 1951 ; Andersson et col., 1996 ; O'Sullivan et col., 2002 ; Claus et col., 2009 ; Nairn et col., 2013 ; O'Sullivan et col., 2006) et à une plus faible activité des muscles abdominaux (Nairn et col., 2013). L'inclinaison du siège n'a d'effet ni sur les muscles situés dans la partie supérieure du tronc (extenseur du cou, trapèze supérieur, EST4 et EST11) ni sur la position angulaire de la tête et de la colonne thoracique. Cette absence de variation est en accord avec les résultats de Bridger (1988) qui affirment que les régions anatomiques influencées par la chaise sont situées dans la partie inférieure du corps.

Conformément à l'analyse du niveau d'activité musculaire, l'analyse de la position angulaire ne soutient pas l'hypothèse d'une posture plus redressée lorsque l'assise est inclinée. Les données enregistrées ne montrent aucune variation quant à la position de la tête et du tronc entre les conditions I0 et I15. Ces résultats diffèrent des études précédentes montrant que lorsque l'assise est inclinée, la lordose lombaire est préservée et le pelvis est incliné vers l'avant (Mandal, 1991 ; Bendix, 1984 ; Bendix et Biering-Sorensen, 1983 ; Bridger, 1988). Néanmoins, quelques questions sur la fiabilité de ces études peuvent être posées. En effet, Mandal (1991) utilise l'analyse vidéo avec des marqueurs fixés sur les vêtements, Bendix (1984) trouve de faibles différences non significatives et Bridger (1988) a testé une inclinaison de siège considérable (25°) avec support tibial. Ces résultats doivent donc être interprétés avec prudence.

L'étude sur l'effet de l'inclinaison de l'assise nous montre aussi que la flexion de hanche n'est pas un fort déterminant de la rotation du pelvis en posture assise. Les mesures de la position angulaire montrent, de manière évidente, que l'inclinaison de l'assise, comme la hauteur de l'assise, ouvrent l'angle tronc-cuisse mais sans effet significatif sur la rotation du pelvis ou sur la posture du tronc. Ces résultats ne sont pas en accord avec ceux de Keegan (1953), à savoir une relation linéaire entre la flexion de hanche et la lordose lombaire sur la base de radiographies prises lorsque le sujet était allongé sur le côté. Nos résultats sont aussi en désaccord avec les travaux de Eklund et Liew (1991) qui montrent que la flexion de hanche est un fort déterminant de la posture lombaire lors des positions assise et allongée. Néanmoins, ces auteurs ajoutent que la gravité tend à diminuer la courbure lombaire, en suggérant que l'effet de la flexion de hanche peut être réduit lorsque le corps est soumis à la force de gravité. Dans le même sens, on peut supposer que l'effet de la flexion de hanche sur la posture du tronc peut aussi être limité par des critères de confort qui peuvent être

différents entre une position assise et une position allongée sur le côté. À cause de la gravité, le maintien de la posture assise redressée requiert un niveau d'activité des muscles posturaux plus élevé qu'une position relâchée, courbée (Lundervold, 1951 ; Andersson et col., 1996 ; Claus et col., 2009 ; Okada, 1972). Dans ce cas, l'effet de l'extension de hanche sur les tensions musculaires passives au niveau des cuisses et de la région glutéale (Keegan, 1953), qui peuvent conduire à une antéversion plus prononcée du pelvis, peut être limité par un pattern d'activité différent des muscles posturaux. Par ailleurs, la position assise érigée peut être inhabituelle pour certaines personnes, qui peuvent éprouver un sentiment d'inconfort. Cela pourrait justifier le score peu élevé du niveau de confort en condition d'assise inclinée (2/5). Tous les participants n'adoptent pas nécessairement la même posture, car la liberté articulaire segmentaire de la colonne vertébrale permet une très large variété de postures. Pour preuve, Claus et son équipe (2009) ont réussi à faire maintenir, aux sujets de leur étude, quatre postures différentes de la colonne vertébrale (courbée, dos plat, petite lordose et grande lordose) sur un même siège réglé à la hauteur de la fosse poplitée. Dans notre étude, certains participants ont adoptés en condition I15 une posture cyphotique alors que d'autres présentaient une lordose lombaire plus prononcée. On en déduit donc que le maintien postural ne relève pas des seules caractéristiques du siège et que le mobilier ergonomique ne peut constituer un outil unique de prévention du mal du dos.

Pour conclure, l'inclinaison de l'assise vers l'avant n'induit pas systématiquement une antéversion du pelvis et une préservation de la lordose lombaire en position assise. De plus, ce type de mobilier requiert un niveau d'activité musculaire plus important des extenseurs du genou et de la cheville qui tendent à augmenter les charges appliquées sur les articulations des membres inférieurs et le risque de fatigue musculaire. Considérée comme moins confortable par rapport à une assise horizontale, son utilisation à des fins ergonomiques peut être discutable.

II.C Interaction entre l'inclinaison du plan de travail et de l'assise

La troisième série expérimentale avait pour but d'évaluer les interactions entre l'inclinaison du plan de travail et celle de l'assise. L'analyse statistique a prouvé qu'il n'y avait aucune différence significative concernant cette interaction et donc que ces paramètres évoluent de manière indépendante. Cela veut donc dire que l'inclinaison du plan de travail (0° ou 20°) n'influence pas

l'inclinaison de l'assise (0° ou 15°) et que, réciproquement, l'inclinaison de l'assise n'a pas d'effet sur l'inclinaison du plan de travail.

Les effets de l'inclinaison de l'assise et du plan de travail qui étaient, dans cette série, calculés pour un niveau de hauteur optimal ont montré de nombreux points communs et quelques variations par rapport aux études précédentes utilisant trois niveaux de hauteur. Ainsi, la diminution de flexion de la tête observée en condition d'inclinaison du plan de travail s'accompagne dans la série 3 seulement d'une diminution du niveau d'activité des extenseurs du cou. On observe aussi dans cette même série et dans la même condition une diminution significative de la flexion de la colonne thoracique, qui n'apparaissait que sous la forme d'une tendance dans la première série.

Concernant l'inclinaison de l'assise, les résultats de la troisième série expérimentale apparaissent également plus significatifs que ceux de la deuxième série expérimentale. On observe ainsi, en plus des variations observées lors de la deuxième étude, une diminution significative de l'activité des érecteurs spinaux thoraciques en condition d'assise inclinée. Ce qui est en accord avec les études antérieures montrant une augmentation de l'activité des muscles postérieurs du tronc lors de la position redressée (Lundervold, 1951 ; Andersson et col., 1996 ; O'Sullivan et col., 2002 ; Claus et col., 2009 ; Nairn et col., 2013 ; O'Sullivan et col., 2006).

L'évaluation du confort a montré que les participants avaient une préférence pour la condition avec plan de travail incliné et chaise horizontale, ce qui laisse supposer qu'il n'y a pas nécessité de combinaison de deux surfaces inclinées.

D'un point de vue plus général, les fortes variations inter-sujets observées dans cette étude sont en accord avec les résultats de Bridger (1988), qui décrivent une grande variabilité individuelle aussi bien sur une assise inclinée qu'horizontale. Bien que cette variabilité puisse être une limite à l'usage du mobilier ergonomique dans la prévention du mal de dos, elle soutient l'idée que la posture adoptée n'est pas automatiquement guidée par les caractéristiques du siège. La posture dépend aussi du pattern moteur des muscles posturaux qui vont stabiliser les segments osseux les uns par rapport aux autres et donner au corps une configuration géométrique fixe (Gurfinkel et col., 1995). On en déduit alors que l'amélioration de la posture nécessite une éducation posturale visant à développer un certain nombre d'habiletés sensorimotrices.

Au cours de ce travail expérimental, tous les enregistrements sont pris durant une tâche de lecture, ce qui n'exclut pas que d'autres adaptations soient possibles au cours d'une tâche d'écriture. Cette variabilité devrait toutefois être limitée car nos résultats sont en conformité avec des études ayant analysé des tâches d'écriture et de lecture/écriture (De wall et col., 1991 ; Freudenthal et col., 1991).

PERSPECTIVES

Ce travail de thèse sur la posture assise et les contraintes biomécaniques qu'elle engendre sur le système musculo-squelettique a permis de tester l'effet de plusieurs caractéristiques d'un mobilier comme la hauteur et l'inclinaison du plan de travail et de l'assise. Cette recherche peut être complétée par d'autres études. Par exemple, il serait intéressant d'analyser l'effet du support tibial sur l'activité électrique des membres inférieurs en position assise sur une chaise inclinée vers l'avant. Cela pourrait être une solution pour réduire l'augmentation du niveau d'activité des extenseurs de genou et de cheville observée lors des deuxième et troisième séries expérimentales. Le dossier de la chaise, qui est une autre caractéristique du mobilier de travail très importante au vue de la littérature, gagnerait aussi à être analysé. Bendix (1987) affirme que le dossier réduit le niveau d'activité des muscles para-vertébraux lors de la position assise. La discussion concernant le dossier réside principalement sur sa hauteur (sous les scapulas, au niveau de la région thoracolumbaire ou au niveau lombaire), dont on pourrait étudier l'effet sur l'activité électrique des muscles posturaux et la position de la chaîne articulée. Hormis sa hauteur, l'influence d'autres paramètres du dossier comme sa forme ou son inclinaison pourront être analysés pour évaluer leur incidence sur les contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée. L'effet du repose pieds, qui est aussi une caractéristique du poste de travail pourrait être étudié, sachant que très peu de données expérimentales sont disponibles sur le sujet.

Les inclinaisons de l'assise et du plan de travail provoquent un phénomène de glissement dû la composante tangentielle additionnelle de la force de gravité. Cet effet pourrait être limité par l'utilisation d'un revêtement adhérent à la surface de la chaise et de la table, dont on pourrait étudier l'influence sur l'activité électrique des muscles deltoïde antérieur, vastes médial et latéral, ainsi que soléaire.

Les tests des trois séries expérimentales ont été exclusivement réalisées sur de jeunes adultes, ce qui ne permet pas d'étendre avec certitude nos résultats à une population d'enfants et au mobilier scolaire. D'autres expérimentations s'imposent donc à cette population, pour laquelle l'enjeu de la prévention du mal de dos revêt une importance considérable.

Par ailleurs, nos séries expérimentales ont été effectuées en condition de laboratoire, avec une durée de 5 mn pour chaque essai. Ce premier niveau d'approche, indispensable pour identifier les variables biomécaniques les plus pertinentes, doit être complété par des analyses de terrain en situation réelle d'utilisation. Des effets différents peuvent être attendus en milieu scolaire, en environnement industriel ou dans le secteur tertiaire.

BIBLIOGRAPHIE

Aagaard-Hansen J., Storr-Paulsen A., 1995. A comparative study of three different kinds of school furniture. *Ergonomics*, 38 ; p :1025–1035.

Andersson B.J, Örtengren R., 1974. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. II. Studies on an office chair. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 6(3); p :115–21.

Andersson B.J.G., Örtengren R., Nachemson A.L. and Elfström, 1974. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. I : studies on an experimental chair. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 6; p : 101-14.

Andersson S.J.G., 1986. Loads on the spine during sitting. *The ergonomics of working postures*. London: Taylor and Francis, chap. 27, p.309-318.

Andersson E., Oddsson L., Grundström H., Nilsson J., Thorstensson A., 1996. EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clinical Biomechanics*, 11; p : 392-400.

Annetts S., Coales P., Colville R., Mistry D., Moles K., Thomas B, Van Deursen R., 2012. A pilot investigation into the effects of different office chairs on spinal angles. *European Spine Journal*, 21 supplement 2 : 165-170.

Bartelink D.L., 1957. The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *Journal of Bones Joints Surgery* ; 39-B (4) ; p : 718-25.

Bell G.H., Dunbar O., Beck J.S. and Gibb A., 1967. Variations in strength of vertebrae with age and their relation to osteoporosis. *Calcified Tissue Research*, 1 ; p : 75-86.

Bendix T. and Biering- Sørensen F., 1983. Posture of trunk when sitting on forward inclining seats. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 15; p: 197-203.

Bendix T., 1984. A seated trunk posture at various seat inclinations, seat heights and table heights. *Human Factors*, 26 ; p:695–703.

Bendix T. and Hagberg M., 1984. Trunk posture and load on the trapezius muscle whilst sitting at sloping desks. *Ergonomics*, 27; p: 873-882.

Bendix T., 1987. Adjustment of the seated workplace – with special reference to heights and inclinations of seat and table. *Danish medical bulletin*, Vol.34 n°3.

Bernstein N., 1967. *The coordination and regulation of movement*. London: Pergamon Press.

Bouisset S., Zattara M., 1983. Anticipatory postural movements related to a voluntary movement. In *Space Physiology*, Cepadues Pub., Toulouse ; p : 137-141.

Bouisset S., 1991. Relation entre support postural et mouvement intentionnel: approche biomécanique. *Archives Internationales de Physiologie, de Biochimie et de Biophysique*, 99 (5) ; p : 77- 92.

Bouisset S. et Maton B., 1995. *Muscles, Posture et Mouvement*. Hermann, Paris.

Bouisset S., 2002. *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Paris, Masson.

Bridger R.S, 1988. Postural adaptations to a sloping chair and work surface. *Human factors*, 30 ; p : 237-247.

Brown T., Hansen R.J. and Yorra A.J., 1957. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs. *Journal of bone and joint surgery*, 39A ; p : 1035-64.

Caneiro J.P., O'Sullivan P., Burnett A., Barach A., O'Neil D., Tveit O. and Olafsdottir K., 2009. The influence of different sitting postures on head/neck posture and muscle activity. *Manual Therapy*, 15; p :54–60.

Carlsöö S., 1961. The static muscle load in different work positions: an electromyographic study. *Ergonomics*, 4, p ; 193-211.

Castellucci H.I., Arezes P.M., and Viviani C.A., 2010. Mismatch between classroom furniture and anthropometric measures in Chilean schools. *Applied Ergonomics*, 41; p : 563-8.

Castellucci H.I., Arezes P.M. and Molenbroek J.F.M., 2014. Applying different equations to evaluate the level of mismatch between students and school furniture. *Applied Ergonomics*, 5 (4) ; p : 1123-32.

Chambers and Sprague, 1955. Fonctionnal localization in the cerebellum. I. Organization in longitudinal cortico-nuclear zones and their contribution to the control of posture, both extrapyramidal and pyramidal. *Journal of Comparative Neurology*, 103 ; p : 105-129.

Claus A.P., Hides J.A., Moseley G.L. and Hodges P.W., 2008. Sitting versus standing: Does the intradiscal pressure cause disc degeneration or low back pain? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18; p: 550–558

Claus A.P., Hides J.A., Moseley G.L. and Hodges P.W., 2009. Is ‘ideal’ sitting posture real?: Measurement of spinal curves in four sitting postures. *Manual Therapy*, 14; p: 404–408.

Corraze J., 1987. *La neurophysiologie du mouvement*, Paris, P.U.F.

De Wall M., Van Riel M.P., Snijders C.J., Van Wingerden J.P., 1991. The effect on sitting posture of a desk with a 10 degree inclination for reading and writing. *Ergonomics*; 34(5); p:575-84.

Dufour M., 2009. *Anatomie de l'appareil locomoteur. Tête et tronc, Tome 3*. Masson, Paris.

Eklund J., and Liew M., 1991. Evaluation of sitting : the influence of hip and knee angles on spinal posture. *International of Industrial Ergonomics*, 8; p : 67-73.

Fitzpatrick R, McCloskey D.I., 1994. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *Journal of Physiology*, 478 (Pt 1) ; p : 173-86.

Freudenthal A., Van Riel M.P.J.M., Molenbrock J.F.M., Snijders C.J., 1991. The effect of sitting posture of a desk with a ten-degree inclination using an adjustable chair and table. *Applied Ergonomics*, 22 (5) ; p : 329–336.

Gouvali M.K. and Boudolos K., 2006. Match between school furniture dimensions and children's anthropometry. *Applied Ergonomics*, 37 (6) ; p : 765-773.

Gurfinkel V.S, Ivanenko YuP, Levik YuS and Babakova I.A, 1995. Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*, 68 ; p : 229-243.

Hamimi R., 2008. Rachialgies et troubles morphostatiques. *Kinesithérapie, la revue*, 77; p:11-37.

Helander M., 1997. Anthropometry in workstation design. In: Helander, M. (Ed.), *A Guide to the Ergonomics of Manufacturing*. Taylor & Francis, London, p : 17–28.

Holmes G., 1922. The Croonian Lectures on the clinical symptoms of cerebellar disease, and their interpretation. *Lancet*, 1; p :1177-1182, 1231-1237.

Horak F.B. and Nashner L.M., 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55 ; p :1369-1381.

Illingworth R.S., 1978. *Abrégé du développement psychomoteur de l'enfant*, Paris, Masson.

INPES : Delacroix, S., 2004. *Mal de dos : un nouvel outil destiné aux médecins généralistes*. Dossier de presse.

ISO 5970, 1979. *Furniture, Chairs and Tables for Educational Institutions - Functional Sizes*. International Standards Organization (ISO), Geneva, Switzerland. UDC 371.63.

Jonsson B., 1970. The functions of individual muscles in the lumbar part of the spinae muscle. *Electromyography*, 10 ; p : 5-21.

Kapandji I.A., 1986. *Physiologie articulaire, schémas commentés de mécanique humaine*. Tome 3 : Tronc et Rachis. Edition Maloine, Paris.

Kavounoudias A., Roll R. and Roll J.P., 1998. The plantar sole is a « dynamometric map » for human balance control. *Neuroreport*, 9(14) ; p:3247-52.

Keegan J.J., 1953. Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 35-A p:589-603.

Khalil T.M., Abdel-Moty E.M., Rosomoff R.S. and Rosomoff H.L., 1993. *Ergonomics in Back Pain: A Guide to Prevention and Rehabilitation*. Van Nostrand Reinhold, New York.

Koskelo R., Vuorikari K. and Hanninen O., 2007. Sitting and standing postures are corrected by adjustable furniture with lowered muscle tension in high-school students. *Ergonomics*, 50 (10) ; p : 1643–56.

Lelong C., Drevet J.G., Chevallier R. et Phelip X., 1988. Biomécanique rachidienne et station assise. *Revue du Rhumatisme et des Maladies Osteo-articulaires*, 55 ; p : 375-80.

Lehman GJ, McGill SM, 1999. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* ; 22, p : 444–6.

Lino F., et Bouisset S., 1994. Effect of seat contact area on the velocity of a pointing task. *Journal of Biomechanics*, 27 ; p : 733.

Lundervold A.J.S., 1951. Electromyographic investigation of position and manner of working in typewriting. *Acta Physiologica Scandinavica* ; 84(Suppl).

Magnusson M., Enbom H., Johansson R. and Wiklund J., 1990. Significance of pressor input from the human feet in lateral postural control. The effect of hypothermia on galvanically induced body-sway. *Acta Otolaryngologica*, 110(5-6) ; p : 321-327.

Magnusson M.L. et Pope M.H., 1998. A review of biomechanics and epidemiology of working postures (It isn't always vibration which is to blame!) . *Journal of Sound and Vibration*, 215 (4) ; p : 965-76.

Mandal AC, 1976. Work-chair with tilting seat. *Ergonomics*, 19(2) p : 157-64

Mandal A., 1981. The seated man (Homo Sedens), the seated work position, theory and practice. *Applied Ergonomics*, 12 ; p:16 –9.

Mandal A., 1982. The correct height of school furniture. *Human Factors*; 24 ; p:257– 69.

Mandal A.C., 1985. *The Seated Man: Homo Sedens*. Dafnia Publications, Klampenborg, Denmark.

Mandal A.C., 1991. Investigation of the lumbar flexion of the seated man. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 8 ; p : 75-87

Marschall M., Harrington A.C. and Steele, J.R., 1995. Effect of work station design on sitting posture in young children. *Ergonomics*, 38 (9) ; p : 1932-40.

Massion, J., 1992. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38 ; p : 35–56.

Meyrueis, P, Cazenave, A. et Zimmermann R., 2004 *Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures*. EMC – Rhumatologie-Orthopédie, 1 (1); p : 64–93.

Molenbroek J. and Ramaekers Y., 1996. Anthropometric design of a size system for school furniture. In: Robertson, S.A. (Ed.), *Proceedings of the Annual Conference of the Ergonomics Society: Contemporary Ergonomics*. Taylor & Francis, London ; p :130-5.

Molenbroek J.F.M., Kroon-Ramaekers Y.M.T. and Snijders C.J., 2003. Revision of the design of a standard for the dimensions of school furniture. *Ergonomics*, 46 ; p :681–94.

Motmans R.R.E.E., 2006. Evaluation of three types of school furniture according to prEN 1729. *Proceedings of the 16th World Congress on Ergonomics of the IEA*, Maastricht.

Murphy S., Buckle P. and Stubbs D., 2002. The use of the portable ergonomic observation method (PEO) to monitor the sitting posture of schoolchildren in the classroom. *Applied Ergonomics*, 33 ;p :365–70.

Murphy S., Buckle P. and Stubbs, D., 2004. Classroom posture and selfreported back and neck pain in school children. *Applied Ergonomics*, 35 ; p :113-20.

Nachemson A., 1960. Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Suppl 43: p: 1-104.

Nachemson A., 1975. Towards a better understanding of low back pain. *Rheumatologie and Rehabilitation*, 14; p :129–43.

Nachemson A. and Morris J.M., 1964. In vivo measurements of intradiscal pressure : Discometrie a method for determination of pressure in lower lumbar disc. *Journal of bone and joint surgery* 46A, 1077.

Nairn B.C., Chistholm S.R. and Drake J.D.M., 2013. What is slumped sitting ? A kinematic and electromyographical evaluation. *Manual Therapy*, 18 ; p : 498-505.

O'Sullivan P.B., Grahamslaw K.M., Kendell M., Lapenskie S.C. and Möller N.E., 2002. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine*, 27 ; p : 1238-44.

O'Sullivan P.B., Dankaerts W., Burnett A.F., Farell G.T., Jeffort E. and col., 2006. Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. *Spine*, 31 ; p :707-12.

O'Sullivan K., O'Dea P., Dankaerts W., O'Sullivan P., Clifford A. and O'Sullivan L., 2010. Neutral lumbar spine sitting posture in pain-free subjects. *Manual Therapy*, 15; p: 557-61 .

Okada M., 1972. An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *Journal of Human Ergology*, 1 ; p: 75-93.

Ouellet J.A and Arlet A., 2004. Surgical anatomy of the pelvis, sacrum, and lumbar spine relevant to spinal surgery. *Seminars in Spine Surgery*, 16 (2); p: 91–100.

Oyewole S.A., Haight J.M. and Freivalds A., 2010. The ergonomic design of classroom furniture/computer work station for first graders in the elementary school. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40 ; p : 437-47.

Paillard J., 1985. Les niveaux sensori-moteur et cognitif du controle de l'action. In M. Laurent & P.Therme (eds). *Recherches en Activités Physiques et Sportives*. Publication du Centre de Recherches de l'UEREPS, Université Aix-Marseille II; p : 147-63.

Panagiotopoulou G., Christoulas K., Papanckolaou A. and Mandroukas, K., 2004. Classroom furniture dimensions and anthropometric measures in primary school. *Applied. Ergonomics*, 35 (2) ; p : 121-8.

Panjabi M.M. and White A.A., 1978. The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge. *Spine*, 3(1) ; p :12-20.

Panjabi M.M. and White A.A., 1980. Basic biomechanics of spine. *Neurosurgery*, 7 (1).

Parcells R.N., Stommel M., and Hubbard R.P., 1999. Mismatch of classroom furniture and student body dimensions : empirical findings and health implications. *Journal of adolescent health*, 24 ; p : 265-73.

Paulus W.M., Straube A. and Brandt T.H., 1984. Visual stabilization of posture, physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain*, 107 ; p :1143-63.

Plog B., Niland J. and Quinlan, P., 1996. *Fundamentals of Industrial Hygiene*. National Safety Council, Illinois.

Ramadan M., 2011. Does Saudi school furniture meet ergonomics requirements? *Work*, 38 (2) ; p :93-101.

Rouvière H. et Delmas A., 2002. *Anatomie humaine : descriptive, topographique et fonctionnelle*. Tome II, Tronc. Paris, Masson.

Saarni L., Nygard C.H., Rimpela A. and Kaukiainen, A., 2007. Are the desks and chairs at school appropriate? *Ergonomics*, 50(10) ; p :1561–70

Saarni L., Nygard C.H., Rimpela A., Nummi, T. and Kaukiainen, A., 2007. The Working Postures Among Schoolchildren—A Controlled Intervention Study on the Effects of Newly Designed Workstations. *Journal of school Health*, 7 (5); p :240-7.

Saint Anne Dargassies S., 1982. *Le développement neuro-moteur et psycho affectif du nourrisson*, Paris, Massion.

Sato K., Kikuchi S. and Yonezawa T., 1999. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine*, 24; p: 2468-74.

Schuenke M., Schulte E. et Schumacher U., 2010. *Atlas d'anatomie*. Paris, Maloine.

Schoberth, H., 1962. *Sitzhaltung, sitzschaden, sitzmobel*. Berlin : Springer Verlag.

Schüldt K., 1988. On neck muscle activity and load reduction in sitting postures. An electromyographic and biomechanical study with applications in ergonomics and rehabilitation. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 19.

Shirley M.M., 1931. *The first two year, Vol I. Postural and locomotor development*. Mineapolis : The university of mineapolis press.

Snijders C.J., 1984. Zitten op stoelen, in V.H. Frankel, M. Nordin and C.J. Snijders (eds), *Biomechanica van het Skeletstelsel, Grondslagen en toepassingen* (Lochem : De Tijdstroom).

Staffel F., 1884. Zur hygiene des sitzens. Allgem Gesundheitspflege, 3. p : 403-21.

Stuart DG., 2005. Integration of posture and movement: contributions of Sherrington, Hess, and Bernstein. Human Movement Science, 24(5-6) ; p :621-43

Verriest J.L., 1986. Les sièges d'automobile. Recherche, 17.

Vital J.M. and Senegas J., 1986. Anatomical bases of the study of the constraints to which the cervical spine is subject in the sagittal plane. A study of the center of gravity of the head. Surgical Radiologic Anatomy, 8 ; p :169-17.

Watson K.D., Papageorgiou A.C., Jones G.T., Taylor S., Symmons D.P.M., Silman A.J. and Macfarlane G.J., 2002. Low back pain in schoolchildren: occurrence and characteristics. Pain, 97; p: 87-92.

Waugh, A. and Grant, A., 2007. Anatomy and physiology in health and illness. New York, Churchill Livingstone.

White A. A., 1969. Analysis of the mechanics of the thoracic spine in man. An experimental study of autopsy specimens (Thesis). Acta Orthopaedica Scandinavica (Suppl) 127.

White A.A. and Panjabi M.M., 1978. Clinical biomechanics of the spine. Philadelphia, Lippincott.

Wilke H.J., Neef P., Caimi M., Hoogland T. and Claes L.E., 1999. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. Spine, 24 (8) ; p : 755-62.

PUBLICATION ET COMMUNICATION

I Article publié dans une revue internationale à comité de lecture :

Hassaïne M., Hamaoui A., and Zanone PG., 2014. Effect of table top slope and height on body posture and muscular activity pattern. Annals of physical and rehabilitation medicine (article in press).

II Communication dans des congrès scientifiques :

Mobilier ergonomique et contraintes biomécaniques subies par la colonne vertébrale en posture assise. Hassaïne Myriam, Hamaoui Alain, Zanone Pier - Giorgio. Communication affichée au Xvème congrès international de l'ACAPS, 30 octobre 2013, Grenoble.

ANNEXES

Annexe 1 :

<i>Sujets</i>	<i>Age (années)</i>	<i>Taille (m)</i>	<i>Poids (kg)</i>	<i>IMC (kg/m²)</i>	<i>H. Poplitée (cm)</i>	<i>H. Coude (cm)</i>	<i>H. Épaule (cm)</i>
<i>S1</i>	20	1,96	75	19,5	49	24	63
<i>S2</i>	19	1,83	65	19,4	49	22	60
<i>S3</i>	26	1,84	76	22,5	46	27	63
<i>S4</i>	20	1,73	61	20,4	45	22	56
<i>S5</i>	20	1,85	80	23,4	47	24	66
<i>S6</i>	19	1,86	95	27,5	50	24	65
<i>S7</i>	21	1,75	68	22,2	45	25	63
<i>S8</i>	18	1,85	80	23,4	50,5	19	63
<i>S9</i>	20	1,75	55	18	48	19,5	60
<i>S10</i>	21	1,75	63	20,6	46	18	55
<i>S11</i>	19	1,74	67	22,1	45	21	59
<i>S12</i>	20	1,8	77	23,8	47	22	63
Moy. ± SD	20,5 ± 2	1,81 ± 0,07	71,8±10,82	21,9±2,53	47,3±1,98	22,3±2,65	61,3±3,39

Tableau 7: Récapitulatif des mesures anthropométriques pour chaque sujet (première série expérimentale)

Annexe 2 :

<i>Sujets</i>	<i>Age (années)</i>	<i>Taille (m)</i>	<i>Poids (kg)</i>	<i>IMC (kg/m²)</i>	<i>H. Poplité (cm)</i>	<i>H. Coude (cm)</i>	<i>H. Épaule (cm)</i>
<i>S1</i>	26	1,86	86	24,86	48	26	63
<i>S2</i>	20	1,83	67	20,01	49	22	60
<i>S3</i>	22	1,83	69	20,6	47	23	61
<i>S4</i>	21	1,96	75	19,52	49	24	63
<i>S5</i>	22	1,75	70	22,86	47	15	52
<i>S6</i>	28	1,7	66	22,84	45	21	56
<i>S7</i>	20	1,75	68	22,2	47	20	57
<i>S8</i>	24	1,64	56	20,82	44	18	50
<i>S9</i>	22	1,76	62	20,02	46	23	60
<i>S10</i>	18	1,8	68	20,99	48	18	55
<i>S11</i>	20	1,85	70	20,45	48	20	59
<i>S12</i>	18	1,76	65	20,98	47	24	63,5
<i>Moy. ± SD</i>	<i>22±3,02</i>	<i>1,79±0,08</i>	<i>68,5±7,22</i>	<i>21,35±1,55</i>	<i>47,08±1,51</i>	<i>21,17±3,13</i>	<i>58,29±4,38</i>

Tableau 8: Récapitulatif des mesures anthropométriques pour chaque sujet (deuxième série expérimentale)

Annexe 3 :

<i>Sujets</i>	<i>Age (années)</i>	<i>Taille (m)</i>	<i>Poids (kg)</i>	<i>IMC (kg/m²)</i>	<i>H. Poplité (cm)</i>	<i>H. Coude (cm)</i>	<i>H. Épaule (cm)</i>
<i>S1</i>	21	1,76	65	20,98	47	24	64
<i>S2</i>	20	1,85	70	20,45	48	22	62
<i>S3</i>	22	1,72	82	27,72	46	23	60
<i>S4</i>	18	1,78	72	22,72	47	27	63
<i>S5</i>	20	1,83	67	20,01	49	22	60
<i>S6</i>	22	1,86	93	26,88	48	26	63
<i>S7</i>	19	1,83	80	23,89	49	18	56
<i>S8</i>	22	1,76	62	20,02	46	23	60
<i>S9</i>	21	1,73	67	22,39	47	21	61
<i>S10</i>	22	1,75	75	24,49	47	25	62
<i>S11</i>	20	1,82	76	22,94	49	27	68
<i>S12</i>	18	1,75	66	21,55	47	21	60
<i>Moy. ± SD</i>	<i>20±1,51</i>	<i>1,79±0,05</i>	<i>72,9±8,84</i>	<i>22,8±2,54</i>	<i>47,5±1,09</i>	<i>23,3±2,70</i>	<i>61,5±2,87</i>

Tableau 9: Récapitulatif des mesures anthropométriques pour chaque sujet (troisième série expérimentale)

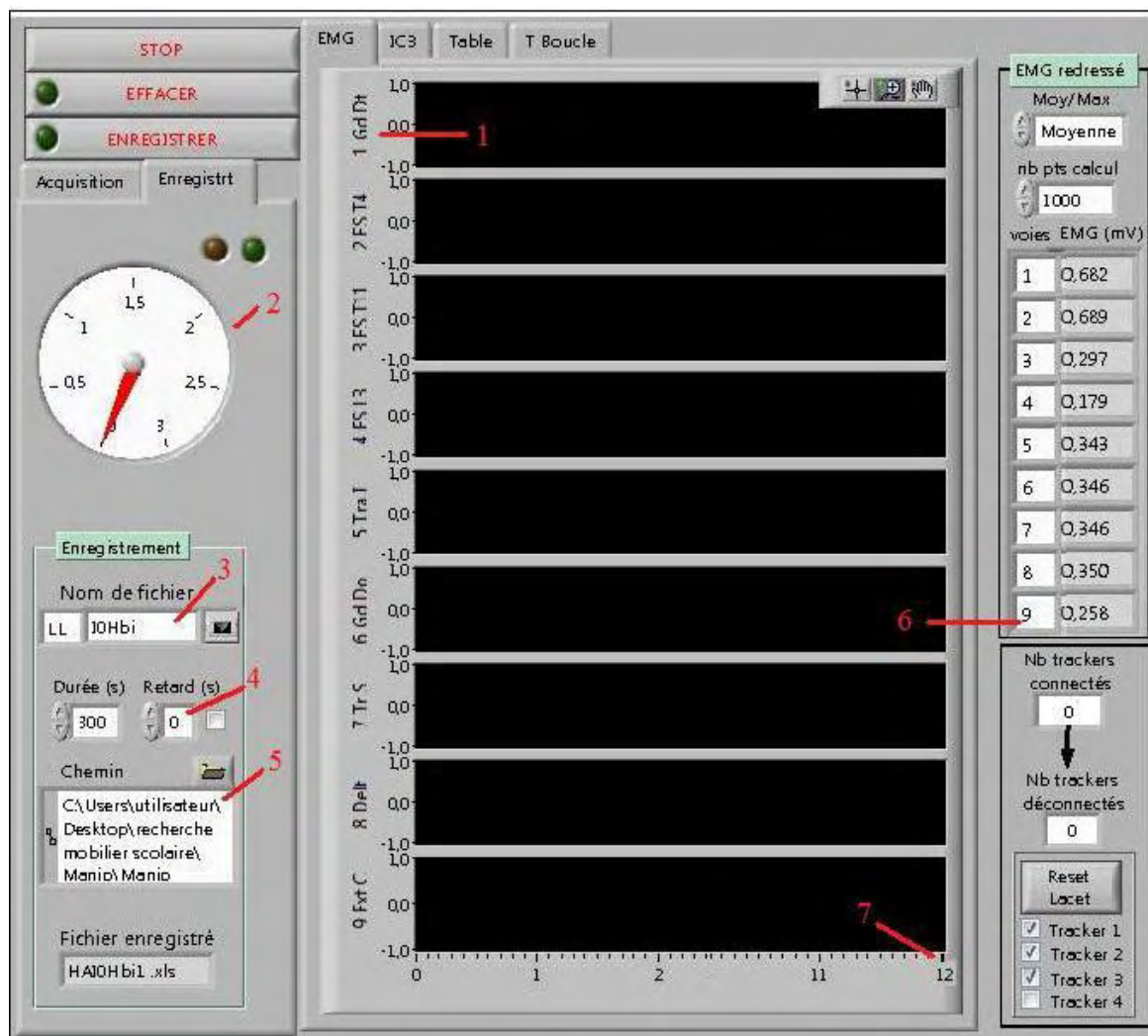
Annexe 4 :

Figure 83: Programme Labview -IC3 EMG Testing ; 1 : N° voie EMG et nom du muscle ; 2 : temps d'enregistrement ; 3 : Initiales du sujet, nom du fichier et menu déroulant avec toutes les conditions ; 4 : choix de la durée d'enregistrement et retard ; 5 : localisation de la sauvegarde du fichier ; 6 : Valeurs EMG en temps réel ; 7 : temps (s)

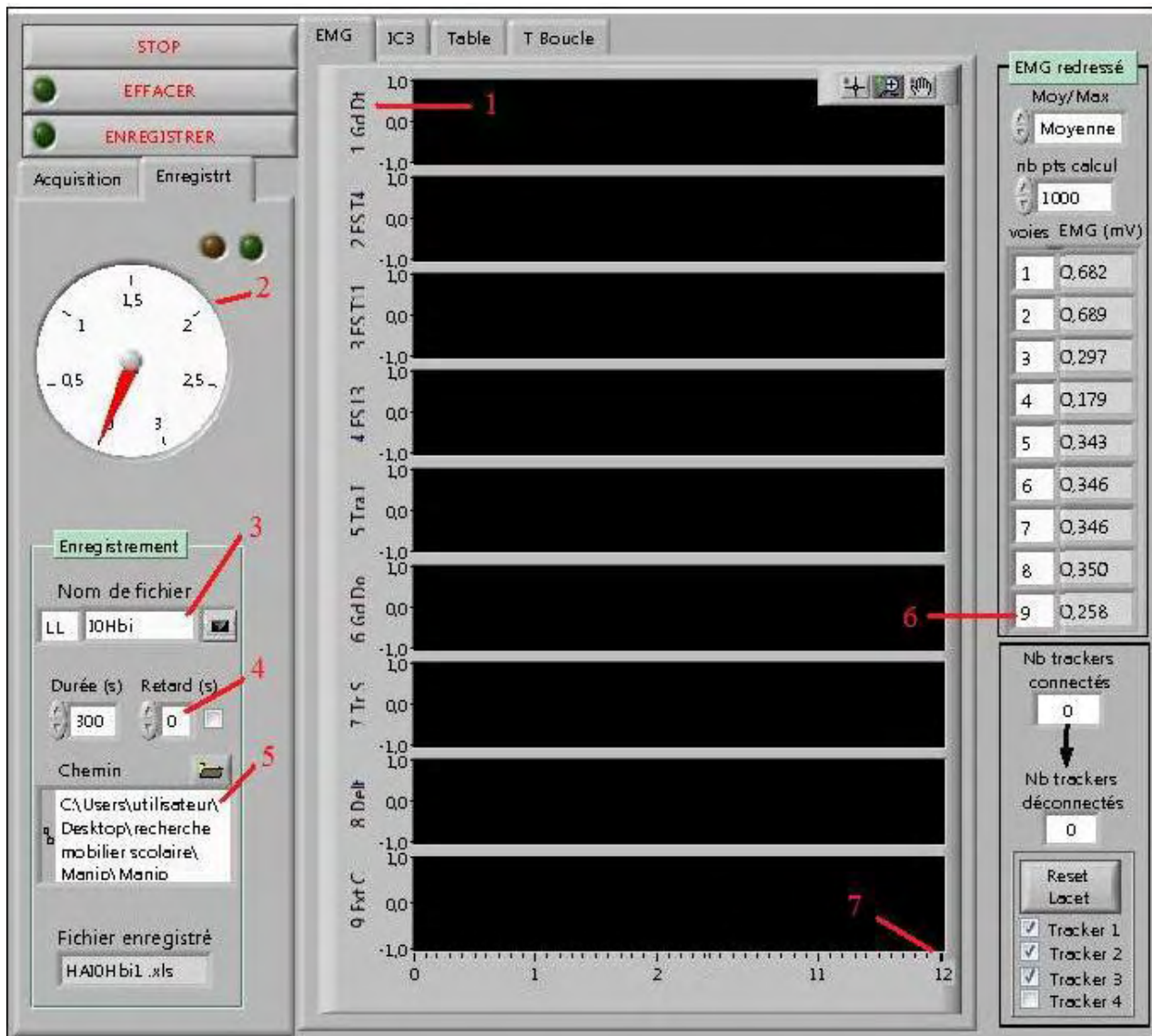
Annexe 5 :

Figure 84: Programme Labview -IC3 EMG Acq- (onglet EMG) ; 1 : N° voie EMG et nom du muscle ; 2 : temps d'enregistrement ; 3 : initiales du sujet + nom du fichier + menu déroulant avec toutes les conditions ; 4 : choix de la durée d'enregistrement+ retard ; 5 : localisation de la sauvegarde du fichier ; 6 : valeurs EMG en temps réel ; 7 : temps (s)

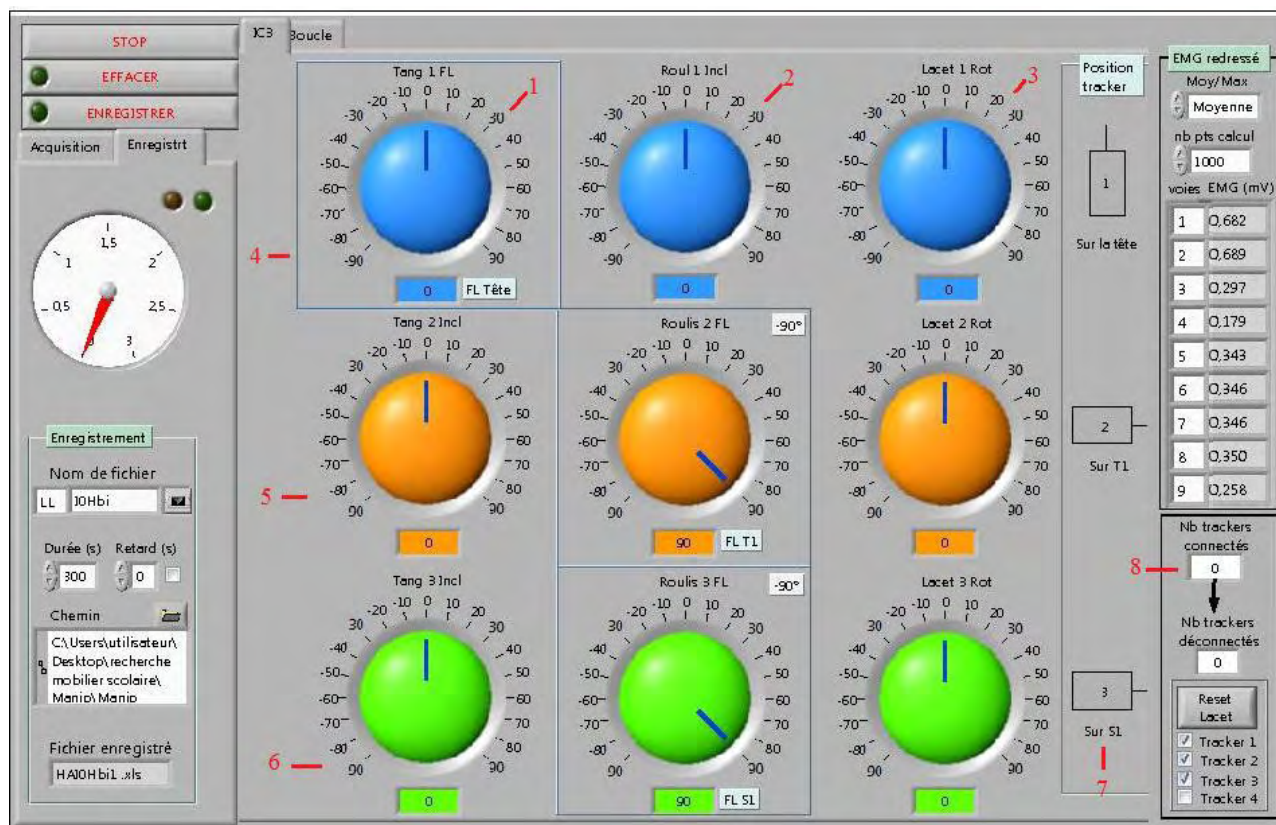
Annexe 6 :

Figure 85: Programme Labview-IC3 EMG Acq- (onglet IC3) ; 1 : Tangage ; 2 : Roulis ; 3 : Lacet ; 4 : Position IC-1- ; 5 : Position IC -2- ; 6 : Position IC -3- ; 7 : Position des trackers dans l'espace ; 8 : Nb de trackers connectés/déconnectés.

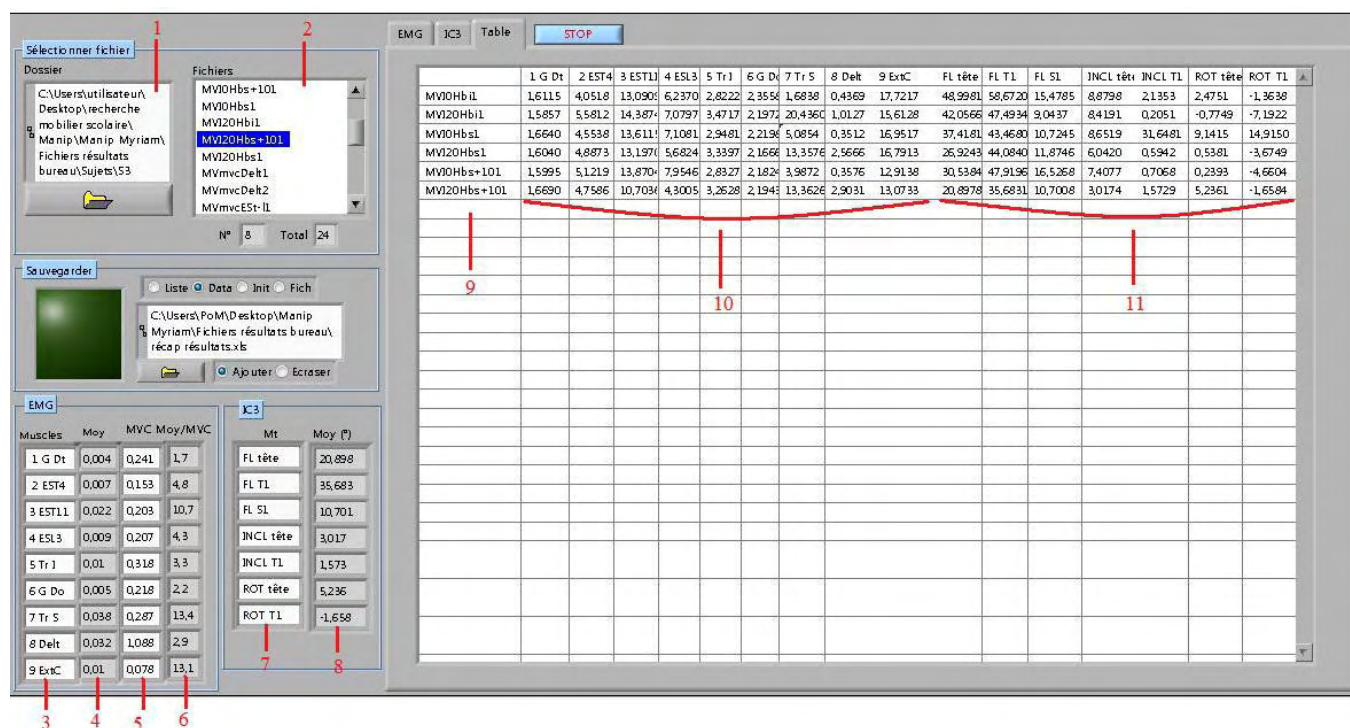
Annexe 7 :

Figure 86: Programme Labview -IC3 EMG Trt- ; 1 : Localisation du répertoire ; 2 : fichiers de données brutes ; 3 : nom du muscle ; 4 : EMG moyen ; 5 : MVC ; 6 : % de MVC ; 7 : mouvement du tronc ; 8 : position moyenne IC3 ; 9 : conditions ; 10 : % de MVC de chaque muscle pour chaque condition ; 11 : position moyenne pour chaque condition.

Annexe 8: Fiche protocolaire de la première série expérimentale

Contraintes biomécaniques et mobilier ergonomique

Manip 1 : Hauteur et inclinaison du plan de travail

Nom:	Poids (kg):	Sexe :
Prénom:	Taille (cm):	IMC (kg/m²):
Date de naissance:	Hauteur fosse poplitée/pieds assis (cm):	
Age:	Hauteur coude (90°)/assise (cm):	
Téléphone:	Hauteur d'épaule/assise (cm):	
Sport(s) pratiqué(s) :	Profession:	
ATCD médicaux :	Côté dominant :	

Objectifs de l'expérimentation:

Évaluer l'effet de l'inclinaison et de la hauteur du plan de travail sur la posture de la colonne vertébrale et l'activité musculaire au niveau du tronc

Matériel et paramètres d'acquisition:

- ***EMG Zero Wire***: fréquence acquisition = 1000 Hz, amplification = 1000: données en mV

- | | |
|--|------------------------------|
| - voie 1 : Grand droit | - Voie 6 : Grand dorsal |
| - voie 2 : Erecteur spinae thoraciques T4 | - voie 7 : Trapèze supérieur |
| - voie 3 : Erecteur spinae thoraciques T11 | - voie 8 : Deltoïde |
| - voie 4 : Erecteur spinae lombaires L3 | - voie 9 : Extenseur du cou |
| - voie 5 : Trapèze inférieur | |

- ***Centrale inertielle*** Wireless Inertia Cube3: Fréquence d'acquisition : 120 Hz

- | | |
|---|---|
| <input type="checkbox"/> Traker 1 : sommet du crâne | <input type="checkbox"/> Traker 3 : processus épineux de S1 |
| <input type="checkbox"/> Traker 2 : processus épineux de T1 | |

Appareillage du sujet

- EMG

- Préparation peau** : repérage zone concernée, rasage, nettoyage à l'alcool avec compresse (action abrasive espérée).
- Pose des électrodes** : palpation, contraction résistée, pose sur le corps musculaire selon la direction de fibres musculaires (distance inter électrodes = 2cm) du côté dominant.

Décubitus dorsal:

- Grand droit (Gd Dr) : Main derrière la nuque, flexion du tronc contre résistance, contre appuis genoux.

Procubitus :

- Spinaux thoraciques T4-T11 (SpiT) : extension du tronc, mains sous le front, contre appui extrémité distale cuisses.
- Spinaux lombaires L3 (SpiL) : extension du tronc, mains sous le front, contre extrémité distale cuisses.
- Trapèze inférieur (TraI) : Membre supérieur dans le prolongement de la tête, élévation du MS contre résistance.
- Grand dorsal (Gd Do): extension adduction membre sup., résistance extrémité distale du bras.

Assis :

- Trapèze sup (TraS) : élévation épaule, résistance sur acromion
- Deltoïde antérieur (Delt) : Flexion du membre supérieur contre résistance.
- Extenseurs cou (ExtC) : extension tête, contre-appui colonne thoracique

 Tests signal EMG :

Ligne de base: proche de zéro au repos et retour au zéro après la contraction. Le bruit de la ligne de base doit être très faible (< 3-5 microvolts)

En contraction analytique: vérifier que l'activité EMG correspond bien à l'activité du muscle souhaité.

 Tests signal EMG à MVC :

- | | |
|---|---|
| <input type="checkbox"/> Grand droit (Gd Dr) | <input type="checkbox"/> Grand dorsal (Gd Do) |
| <input type="checkbox"/> Spinaux thoraciques T4-T11(SpiT) | <input type="checkbox"/> Trapèze sup (TraS) |
| <input type="checkbox"/> Spinaux lombaires L3 (SpiL) | <input type="checkbox"/> Deltoïde acromialis (Delt) |
| <input type="checkbox"/> Trapèze Inf (TraI) | <input type="checkbox"/> Extenseurs cou (ExtC) |

- Centrale inertielle

- Fixation du traker 1 sur une bande velcro élastique. Positionnement du bandeau autour de la tête du sujet de façon à ce que le capteur soit au sommet du crâne.
- Fixation des trakers 2 et 3 par bande auto-adhésives sur les processus épineux de T1 et S1.

Conditions expérimentales :

- 3 hauteurs de plan de travail : borne inférieure; borne supérieure; +10% de borne supérieure

Hauteur borne inf. = $e + ((p+2) * 0,866)$ // Hauteur supérieure = $((p+2) * 0,9962) + (e * 0,8517) + (s * 0,1483)$ //

Hauteur + 10% de borne supérieure = $((p+2) * 0,9962) + (e * 0,8517) + (s * 0,1483) + 10%$

- *Hauteur plan de travail* : distance sol/plateau supérieur du plan de travail
- *Hauteur de chaise* : distance sol/arrête antérieure de la chaise
- 2 inclinaisons: 0° et 20°

=> 6 conditions, 5 minutes/conditions ; 2 min de repos entre chaque condition :

- | | |
|---------------------------------|----------------------------------|
| <input type="checkbox"/> I0°Hbi | <input type="checkbox"/> I20°Hbi |
|---------------------------------|----------------------------------|

- I0°Hbs I20°Hbs
 I0°Hbs+10% I20°Hbs+10%

Niveau de confort perçu par le sujet :

« Évaluer le niveau de confort du mobilier sur une échelle de 1 à 5 où 1= pas du tout confortable et 5= très confortable ».

I0°Hbi :

I20°Hbi :

I0°Hbs :

I20°Hbs :

I0°Hbs+10% :

I20°Hbs10% :

Tableau fichiers

1	I0Hbi	Nb essais = 1	T = 300s	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz
2	I0Hbs	Nb essais = 1	T = 300s	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz
3	I0Hbs+10	Nb essais = 1	T = 300s	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz
4	I20Hbi	Nb essais = 1	T = 300s	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz
5	I20Hbs	Nb essais = 1	T = 300s	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz
6	I20Hbs+10	Nb essais = 1	T = 300s	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz

Remarques :

Annexe 9 : Fiche protocolaire de la deuxième série expérimentale

Contraintes biomécaniques et mobilier ergonomique

Manip 2 : Hauteur et inclinaison de l'assise

Nom:	Poids (kg):	
Prénom:	Taille (cm):	IMC (kg/m²):
Date de naissance:	Hauteur fosse poplitée/pied assis (cm):	
Sexe :	Hauteur coude (90°)/assise (cm):	
Téléphone:	Hauteur d'épaule/assise (cm):	
Sport(s) pratiqué(s) :	Profession:	
ATCD médicaux :	Côté dominant :	

Objectifs de l'expérimentation:

Tester l'effet des caractéristiques de l'assise (hauteur et inclinaison) sur les contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée en position assise.

Matériel et paramètres d'acquisition:

- ***EMG Zero Wire***: fréquence acquisition = 1000 Hz, amplification = 1000: données en mV

- | | |
|--|---------------------------|
| - voie 1 : Erecteurs spinaux thoraciques T4 | - voie 7 : Delfoïde moyen |
| - voie 2 : Erecteurs spinaux thoraciques T11 | - voie 8 : Soléaire |
| - voie 3 : Erecteurs spinaux lombaires L3 | - voie 9 : Droit fémoral |
| - voie 4 : Grand droit de l'abdomen | - voie 10 : Vaste médial |
| - voie 5 : Trapèze supérieur | - voie 11 : Vaste latéral |
| - voie 6 : Extenseur du cou | |

- ***Centrale inertielle*** Wireless Inertia Cube3: Fréquence d'acquisition : 120 Hz

- | | |
|---|---|
| <input type="checkbox"/> Traker 1 : sommet du crâne | <input type="checkbox"/> Traker 3 : processus épineux de S1 |
| <input type="checkbox"/> Traker 2 : processus épineux de T1 | <input type="checkbox"/> Traker 4 : F. ventrale de l'extrém. distale cuisse |

Appareillage du sujet

- EMG

Préparation peau : repérage zone concernée, rasage, nettoyage à l'alcool avec compresse (action abrasive espérée).f

Pose des électrodes : palpation, contraction résistée, pose sur le corps musculaire selon la direction de fibres musculaires (distance inter électrodes = 2cm) du côté dominant.

Décubitus dorsal :

- Grand droit (Gd) : Position : Mains derrière la nuque, genoux fléchis; Appuis : sur les coudes ; Contre appui : sur les genoux Mouvement : Flexion du tronc.

Droit fémoral (Df) : Position : Genoux tendus; Appuis : face ventrale des chevilles; Contre appui : crête iliaque Mouvement : flexion de hanche.

Vaste médial (Vm) : Position : Genoux tendus; Appuis : Face ventrale des chevilles; Contre appui : crête iliaque ; Mouvement : flexion de hanche.

Vaste latéral (Vl) : Position : Genoux tendus; Appuis : Face ventrale des chevilles; Contre appui : crête iliaque ; Mouvement : flexion de hanche.

Procubitus :

Spinaux thoraciques T4-T11 (SpiT) : Position : mains sous le front ; Appuis : sur les omoplates; Contre appui : extrémité distale des cuisses; Mouvement : extension du tronc.

Spinaux lombaires L3 (SpiL) : Position : mains sous le front ; Appuis : sur les omoplates; Contre appui : extrémité distale des cuisses; Mouvement : extension du tronc.

Assis :

Trapèze sup (TraS) : Position : bras ballants ; Appuis : sur l'acromion; Mouvement : élévation épaule.

Deltoïde moyen (Delt) : Position : bras ballants ; Appuis : sur la face latérale de l'extrémité distale du bras; Mouvement : abduction du membre supérieur.

Extenseurs cou (ExtC) : Appuis : sur l'occiput; Contre appuis : colonne thoracique ; Mouvement : extension de la tête.

Soléaire (Sol) : Position : pied à plat sur le mur ; Appuis : sur le dossier de la chaise ; Mouvement :

Tests signal EMG :

Ligne de base: proche de zéro au repos et retour au zéro après la contraction. Le bruit de la ligne de base doit être très faible (< 3-5 microvolts)

En contraction analytique: vérifier que l'activité EMG correspond bien à l'activité du muscle souhaité.

Tests signal EMG à MVC :

Grand droit de l'abdomen (Gd)

Spinaux lombaires L3 (SpiL)

Droit fémoral (Df)

Trapèze sup (TraS)

Vaste médial (Vm)

Deltoïde moyen(Delt)

Vaste latéral (Vl)

Extenseurs cou (ExtC)

Spinaux thoraciques T4-T11(SpiT)

Soléaire (Sol)

- Centrale inertielle

- Fixation du traker 1 sur une bande velcro élastique. Positionnement du bandeau autour de la tête du sujet de façon à ce que le capteur soit au sommet du crâne.
- Fixation des trakers 2, 3 et 4 par bande auto-adhésives + ceinture velcro élastique pour le trakers 3

Conditions expérimentales :

- **Variable indépendante 1 : hauteur de la chaise** avec 3 modalités :
 - a) borne inférieure -10% = $(P+2)*0,8660 - 0,1*((P+2)*0,8660)$
 - b) borne inférieure = $(P+2)*0,8660$
 - c) borne supérieure = $(P+2)*0,9962$
- **Variable indépendante 2 : inclinaison de l'assise** avec 2 modalités:
 - a) 0°
 - b) 15°

=> VI Hauteur (3 modalités) * VI Inclinaison (2 modalités) = **6 conditions**

5 minutes/condition ; 2 min de repos entre chaque condition :

- | | |
|------------------------------------|-------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> I0°Hci-10 | <input type="checkbox"/> I15°Hci-10 |
| <input type="checkbox"/> I0°Hci | <input type="checkbox"/> I15°Hci |
| <input type="checkbox"/> I0°Hcs | <input type="checkbox"/> I15°Hcs |

Niveau de confort perçu par le sujet :

« Évaluer le niveau de confort du mobilier sur une échelle de 1 à 5 où 1= pas du tout confortable et 5= très confortable ».

I0°Hci-10 :

I15°Hci-10 :

I0°Hci :

I15°Hci :

I0°Hcs :

I15°Hcs:

Tableau fichiers

1	I0Hci-10	Nb essais = 1	T = 5mn	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz
2	I0Hci	Nb essais = 1	T = 5mn	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz
3	I0Hcs	Nb essais = 1	T = 5mn	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz
4	I15Hci-10	Nb essais = 1	T = 5mn	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz
5	I15Hci	Nb essais = 1	T = 5mn	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz
6	I15Hcs	Nb essais = 1	T = 5mn	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz

Remarques :

Annexe 10 : Fiche protocolaire de la troisième série expérimentale

Contraintes biomécaniques et mobilier ergonomique

Manip 3 : Interaction entre l'inclinaison du plan de travail et de la chaise

Nom:	Poids (kg):	
Prénom:	Taille (cm):	IMC (kg/m²):
Date de naissance:	Hauteur fosse poplitée/pied assis (cm):	
Sexe :	Hauteur coude (90°)/assise (cm):	
Téléphone:	Hauteur d'épaule/assise (cm):	
Sport(s) pratiqué(s) :	Profession:	
ATCD médicaux :	Côté dominant :	

Objectifs de l'expérimentation:

Tester l'effet des caractéristiques de l'assise (hauteur et inclinaison) et du plan de travail sur les contraintes biomécaniques subies par la chaîne articulée en position assise chez l'enfant.

Matériel et paramètres d'acquisition:

- ***EMG Zero Wire***: fréquence acquisition = 1000 Hz, amplification = 1000: données en mV

- | | |
|--|-------------------------------|
| - voie 1 : Erecteurs spinaux thoraciques T4 | - voie 7 : Deltoïde antérieur |
| - voie 2 : Erecteurs spinaux thoraciques T11 | - voie 8 : Soléaire |
| - voie 3 : Erecteurs spinaux lombaires L3 | - voie 9 : Droit fémoral |
| - voie 4 : Grand droit de l'abdomen | - voie 10 : Vaste médial |
| - voie 5 : Trapèze supérieur | - voie 11 : Vaste latéral |
| - voie 6 : Extenseur du cou | |

- ***Centrale inertielle*** Wireless Inertia Cube3: Fréquence d'acquisition : 120 Hz

- | | |
|--|--|
| <input type="checkbox"/> Tracker 1 : sommet du crâne | <input type="checkbox"/> Tracker 3 : processus épineux de S1 |
| <input type="checkbox"/> Tracker 2 : processus épineux de T1 | <input type="checkbox"/> Tracker 4 : F. ventrale de l'extrém. distale cuisse |

Appareillage du sujet

- EMG

Préparation peau : repérage zone concernée, rasage, nettoyage à l'alcool avec compresse (action abrasive espérée).f

Pose des électrodes : palpation, contraction résistée, pose sur le corps musculaire selon la direction de fibres musculaires (distance inter électrodes = 2cm) du côté dominant.

Décubitus dorsal :

- Grand droit (Gd) : Position : Mains derrière la nuque, genoux fléchis; Appuis : sur les coudes ; Contre appui : sur les genoux Mouvement : Flexion du tronc.

Droit fémoral (Df) : Position : Genoux tendus; Appuis : face ventrale des chevilles;
Contre appui : crête iliaque Mouvement : flexion de hanche.

Vaste médial (Vm) : Position : Genoux tendus; Appuis : Face ventrale des chevilles;
Contre appui : crête iliaque ; Mouvement : flexion de hanche.

Vaste latéral (VI) : Position : Genoux tendus; Appuis : Face ventrale des chevilles; Contre appui : crête iliaque ; Mouvement : flexion de hanche.

Procubitus :

Spinaux thoraciques T4-T11 (SpiT) : Position : mains sous le front ; Appuis : sur les omoplates; Contre appui : extrémité distale des cuisses; Mouvement : extension du tronc.

Spinaux lombaires L3 (SpiL) : Position : mains sous le front ; Appuis : sur les omoplates; Contre appui : extrémité distale des cuisses; Mouvement : extension du tronc.

Assis :

Trapèze sup (TraS) : Position : bras ballants ; Appuis : sur l'acromion; Mouvement : élévation épaule.

Deltoïde antérieur (Delt) : Position : bras ballants ; Appuis : sur la face latérale de l'extrémité distale du bras; Mouvement : flexion du membre supérieur.

Extenseurs cou (ExtC) : Appuis : sur l'occiput; Contre appuis : colonne thoracique ; Mouvement : extension de la tête.

Soléaire (Sol) : Position : pied à plat sur le mur ; Appuis : sur le dossier de la chaise ; Mouvement :

Tests signal EMG :

Ligne de base: proche de zéro au repos et retour au zéro après la contraction. Le bruit de la ligne de base doit être très faible (< 3-5 microvolts)

En contraction analytique: vérifier que l'activité EMG correspond bien à l'activité du muscle souhaité.

Tests signal EMG à MVC :

Grand droit de l'abdomen (Gd)

Spinaux lombaires L3 (SpiL)

Droit fémoral (Df)

Trapèze sup (TraS)

Vaste médial (Vm)

Deltoïde Antérieur(Delt)

Vaste latéral (VI)

Extenseurs cou (ExtC)

Spinaux thoraciques T4-T11(SpiT)

Soléaire (Sol)

- Centrale inertielle

– Fixation du tracker 1 sur une bande velcro élastique. Positionnement du bandeau autour de la tête du sujet de façon à ce que le capteur soit au sommet du crâne.

– Fixation des trackers 2, 3 et 4 par bande auto-adhésives + ceinture velcro élastique pour le trackers 3

Conditions expérimentales :

– **Variable indépendante 1 : inclinaison de l'assise** avec 2 modalités:

a) 0° et b) 15°

– **Variable indépendante 2 : inclinaison du plan de travail** avec 2 modalités :

a) 0° et b) 20°

=> VI Inclinaison plan de travail (2 modalités) * VI Inclinaison chaise (2 modalités) = 4 conditions

5 minutes/condition ; 2 min de repos entre chaque condition :

- BI0CI0 BI20CI0
 BI0C15 BI20CI15

Niveau de confort perçu par le sujet :

« Évaluer le niveau de confort du mobilier sur une échelle de 1 à 5 où 1= pas du tout confortable et 5= très confortable ».

BI0CI0 :

BI0C15

BI20CI0

BI20CI15

Tableau fichiers

1	BI0CI0	Nb essais = 1	T = 5mn	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz
2	BI0C15	Nb essais = 1	T = 5mn	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz
3	BI20CI0	Nb essais = 1	T = 5mn	Nb pts = 300000	Freq = 1000 Hz
4	BI20CI15	Nb essais = 1	T = 5mn	Nb pts = 300 000	Freq = 1000 Hz

Remarques :

RÉSUMÉ

Il est connu que les contraintes biomécaniques subies par le système musculo-squelettique dépendent du type de posture assise adoptée par le sujet et que le poste de travail (table et chaise) est susceptible d'influencer la posture. L'objectif de ce travail de thèse a été d'évaluer l'effet des caractéristiques du poste de travail sur les contraintes biomécaniques subies par le système musculo-squelettique en posture assise. À cet effet, l'activité EMG de surface des principaux muscles posturaux et la position angulaire de la chaîne articulée ont été étudiés dans différentes conditions d'inclinaison et de hauteur du plan de travail et de l'assise.

La première série expérimentale, qui a fait varier la hauteur et l'inclinaison du plan de travail, a révélé que l'inclinaison en arrière du plan de travail induisait une diminution du niveau de flexion de la tête et une augmentation de l'activité du deltoïde antérieur. Elle a également montré qu'un plan de travail plus haut était associé à une diminution de la flexion de la tête et à une activité plus élevée du trapèze supérieur. La deuxième série expérimentale, qui a étudié l'effet de la hauteur et de l'inclinaison de l'assise, a montré qu'une assise inclinée induisait une diminution du niveau de flexion de la cuisse, mais impliquait une activité plus significative des extenseurs des membres inférieurs (soléaire, vaste médial et latéral). La troisième série expérimentale, qui s'est focalisée sur l'inclinaison de la table et la chaise, n'a révélé aucune interaction significative entre ces deux paramètres.

Il en a été déduit que l'usage de surfaces d'appui inclinées, caractéristiques du mobilier " ergonomique ", favorise une posture redressée de la colonne vertébrale mais génère des contraintes additionnelles au niveau des membres supérieurs (plan de travail incliné) et inférieurs (assise inclinée). Leur usage systématique ne paraît donc pas recommandable. Par ailleurs, la forte variabilité inter-individuelle des résultats à l'intérieur de chaque condition expérimentale suggère que la posture n'est pas exclusivement guidée par les caractéristiques du poste de travail.

Mots clés : mobilier ergonomique ; posture assise; contraintes biomécaniques; système musculo-squelettique ; EMG ; centrale inertielle.

ABSTRACT

It has been shown that the biomechanical stress sustained by the musculo-skeletal system depends on the characteristics of the seated posture and that the workstation (table and chair) is likely to influence the posture. The objective of this thesis was to assess the effect of the workstation parameters on the biomechanical stress sustained by the musculo-skeletal system while seated. To this aim, surface EMG of the main postural muscles and angular position of the osteo-articular chain were recorded under different conditions of height and slope of the seat and table top.

The first series of experiments, which investigated the effect of table top height and slope, revealed that a backward slope of the table top induced a weaker flexion of the head and a greater activity of deltoideus pars clavicularis. It also showed that a higher table top was associated with a decrease of head flexion and a greater activity of trapezius pars descendens. The second series of experiments, which was devoted to seat height and slope, showed that a sloping seat induced a lower flexion of thigh, but required a more significant activity of the lower limbs extensor muscles (soleus, vastus lateralis, vastus medialis). The third series of experiments, which focused on table top and seat slope, did not show any significant interaction between these two parameters.

Based on these results, it was assumed that sloping surfaces, which are a main feature of ergonomic furniture, favours a more erect posture of the spine, but entails additional loading on the lower (sloping table top) and upper (sloping seat) limbs. As a consequence, their systematic use could not be recommended. In addition, the high inter-individual variability of the results within each experimental condition, suggests that posture is not only a matter of workstation parameters.

Key words : ergonomic furniture; seated posture; biomechanical strain; musculo-skeletal system, EMG; inertial orientation system.