

TABLE DES MATIERES

Préambule	1
Introduction générale	2
Cadre théorique.....	4
I. Rappels biomécaniques	4
1. Référentiel.....	4
2. Représentation simplifiée du corps.....	4
3. Lois de la mécanique newtonienne	5
4. Contrôle postural	8
II. La posture assise.....	11
1. Généralités	11
2. Posture assise et courbure vertébrale : la délordose lombaire	13
3. Evaluations expérimentales de la charge spinale	15
4. Conditions spécifiques au transport aérien.....	41
III. Le Mouvement volontaire	47
1. Le mouvement volontaire, perturbation.....	47
2. Les ajustements posturaux.....	48
IV. Le transfert assis-debout	54
1. Complexité	54
2. Description	55
3. Stratégie	61
4. Forces de réaction au sol.....	63
5. Patron d'actions musculaires	67
6. Aides mécaniques – influence du siège.....	71
Problématique	75
Expérimentations.....	78

I.	Matériel et méthodes	78
1.	Siège	78
2.	Electromyographie	83
3.	Capteur de pression	85
4.	Plateforme de forces	85
5.	Centre de pression	86
6.	Protocole	86
7.	Analyse des données	86
I.	Etude 1.....	93
1.	Introduction	93
2.	Matériel et Méthodes	93
3.	Résultats	95
4.	Discussion.....	104
5.	Limitations.....	106
II.	Etude 2.....	107
1.	Introduction	107
2.	Matériel et méthodes.....	107
3.	Résultats	109
4.	Discussion.....	120
5.	Limitations.....	121
III.	Etude 3.....	122
1.	Introduction	122
2.	Matériel et méthodes.....	123
3.	Résultats	124
4.	Discussion.....	133
5.	Limitations.....	135
IV.	Etude 4.....	136

1. Introduction	136
2. Matériel et méthodes.....	136
3. Résultats	138
4. Discussion.....	147
5. Limitations.....	148
Discussion générale	149
I. Connaissance du STS.....	149
II. Adaptation des APA	150
III. Ergonomie du siège	151
Bibliographie.....	153
Annexes	167
I. Communications.....	167
II. Tableaux	168
1. Etude 1	170
2. Etude 2	176
3. Etude 3	180
4. Etude 4	184

Table des figures

Figure 1 Force résultante des forces de réaction R exercée en leur barycentre I_0 et force de pesanteur P exercée au CM G_0 (Bouisset, 2002).....	7
Figure 2 Equilibre statique (Bouisset, 2002)	8
Figure 3 Bases de support du corps en postures assise et debout (Asatekin, 1975)	11
Figure 4 Trois types de postures assises d'après Schoberth (1962).....	12
Figure 5 Distribution du poids du corps en postures assises redressée et relâchée sur une assise horizontale (Nag et al., 2008)	12
Figure 6 Courbures lombaires en postures debout et assise (Mandal, 1991).....	13
Figure 7 Tension dans les muscles de la cuisse en fonction de l'angle tronc-cuisse (Keegan, 1953).	14
Figure 8 Inclinaison pelvienne en postures debout et assise (Schoberth, 1962)	14
Figure 9 Pression intradiscale selon les différentes postures pour (Nachemson et Morris, 1964; Wilke et al., 1999)	17
Figure 10 Charges spinales calculées à partir de mesures des pressions intradiscales dans différentes postures pour différentes inclinaison du segment (Sato et al., 1999)	17
Figure 11 Implant de remplacement de corps vertébral instrumenté et fixations dorsales, ici sur un segment vertébral en plastique (Zander et al., 2015).....	19
Figure 12 Représentation tri-dimensionnelle de la distribution de pression sur l'assise (Ebe et Griffin, 2001).....	20
Figure 13 Distributions de pression sur l'assise et le dossier idéales (Mergl, 2006)	20
Figure 14 Courbe de tolérance pression-temps, d'après Reswick et Rogers (1976) (dans Barbenel, 1992)	21
Figure 15 Distributions de pression q sur l'assise. (A) : stratégie ischiatique ; (B) : stratégie trochantérienne (Andreoni et al., 2002)	23
Figure 16 Classification des postures assise selon le type de maintien	24
Figure 17 Activités des muscles postérieurs du tronc en postures assises redressée et relâchée (Lundervold, 1951).....	25
Figure 18 Activités des extenseurs lombaires et cervicaux en postures assises redressée et relâchée (Schoberth, 1962, dans Asatekin, 1975).	26

Figure 19 Postures assises redressée thoracique (A), relâchée (B) et redressée lombo-pelvique (C) (O'Sullivan et al., 2006).....	27
Figure 20 Diagramme hypothétique de la tension exercée par les muscles érecteurs du rachis et les ligaments postérieurs de la colonne vertébrale (Floyd et Silver, 1955).....	28
Figure 21 Assises droite (gauche) et inclinées vers l'avant de 15° (droite) (Hamaoui et al., 2015).....	31
Figure 22 Cas extrêmes d'adaptation à une assise inclinée vers l'avant (Bendix et Biering-Sørensen, 1983)	32
Figure 23 Caractéristiques de base d'un siège « confortable et protecteur » pour Keegan (1953).....	34
Figure 24 Charge sur la colonne lombaire en fonction de l'inclinaison du dossier, et pour différentes profondeurs de support lombaire (Andersson et al., 1974)	35
Figure 25 Modification de la surface de contact et de la pression moyenne sur le dossier et le siège avec l'augmentation de l'inclinaison du dossier (100° - 110° - 120°) (Matsumoto et Saito 2004)	36
Figure 26 Pression moyenne sur la zone des IT et la zone sacrococcygienne en fonction de l'inclinaison du dossier (Park et Jang, 2011)	36
Figure 27 Effet d'un support lombaire sur la rotation du pelvis lorsque le poids du corps est situé derrière les tubérosités ischiatiques (Asatekin, 1975).....	37
Figure 28 Pression en fonction de l'épaisseur du coussin (Ragan et al., 2002).....	39
Figure 29 Effet de l'inclinaison du dossier sur la pression intradiscale (normalisée à 0,51 mPa), avec et sans accoudoirs (Andersson et Ortengren, 1974 dans Harrison et al., 1999)	39
Figure 30 Distribution du poids du corps au siège et aux pieds pour différentes hauteurs d'accoudoirs (Nag et al., 2008)	40
Figure 31 Modélisation des composantes statiques et dynamiques de la posture et du mouvement (Hess, 1943).....	49
Figure 32 Capacité posturo-cinétique dans la réalisation de la tâche prescrite (Bouisset et Do, 2008).53	
Figure 33 Trajectoires des segments corporels et de repères anatomiques (tragus, acromion, crête iliaque, hanche, genou) lors du STS (Nuzik et al., 1986).	55
Figure 34 Illustration des 2 phases distinctes du STS selon (Rodosky et al., 1989).....	55
Figure 35 Les 3 phases du STS d'après Millington et al. (1992).	56
Figure 36 Les 4 phases du STS (Schenkman et al., 1990).	57

Figure 37 Séparation en 3 phases selon la vitesse du CM (Roebroek et al., 1994)	57
Figure 38 Phases fonctionnelles selon (Kralj et al., 1990)	58
Figure 39 Séparation du STS en 2 phases selon (Boukadida et al., 2015)	59
Figure 40 Variations angulaires de la colonne thoracique, la colonne lombaire, la hanche et le genou lors du STS (Tully et al., 2005).....	60
Figure 41 Profils des forces de réaction au sol au niveau des pieds lors du STS (Etnyre et Thomas, 2007).	64
Figure 42 Patron d'actions musculaires (Munton et al., 1981).	67
Figure 43 Patron musculaire pour le STS de référence (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999).	69
Figure 44 Patron musculaire lors du STS (échelles verticales variées) (Gross et al., 1998).....	70
Figure 45 Mécanisme de variation de l'inclinaison du dossier.....	79
Figure 46 Mécanisme d'ajustement de l'inclinaison de l'assise.....	80
Figure 47 Coussins de dossier, faits de mousses de polyuréthane de densités différentes.....	80
Figure 48 Mécanisme d'ajustement de la hauteur et de sécurisation de la plateforme et du plancher supplémentaire.....	81
Figure 49 Configuration row-to-row.	82
Figure 50 Accoudoirs.	82
Figure 51 Muscles investigués et position des électrodes, d'après (Konrad, 2006).....	84
Figure 52 Schéma de la plateforme de forces.	85
Figure 53 Système d'axes utilisé pour les forces de réaction au sol.	85
Figure 54 Détection de l'activation du SCOM.	87
Figure 55 Amplitudes et amplitudes moyennes (pointillés) du RA lors de l'essai MVC et lors de la phase posturale du STS.	88
Figure 56 Détection du début du mouvement par l'amorce du recul du CP.	89
Figure 57 Détection de la fin du mouvement par la stabilisation du CP.	90
Figure 58 Détection de l'instant de seat-off à partir du signal du capteur de pression pour différents profils de celui-ci.....	91

Figure 59 Protocole étude 1	94
Figure 60 Patron musculaire lors du STS pour l'inclinaison 0° à vitesse confortable.	97
Figure 61 Box plots des délais d'activation pour les 15 muscles étudiés, pour les essais à inclinaison 0° (haut) et 40° (bas) et à vitesse confortable. Les croix indiquent les valeurs moyennes.....	98
Figure 62 Durée de la phase posturale (en vert clair) et durée totale (vert foncé) en fonction de l'inclinaison du dossier.	99
Figure 63 Délais d'activation moyens (abscisse) pour les 15 muscles pour chaque inclinaison (ordonnée), STS à vitesse confortable.	100
Figure 64 Délais d'activation du TraS (vitesse confortable), du VM et du TA en fonction de l'inclinaison.	100
Figure 65 EMG filtré rectifié lissé du SCOM (gauche) et du TA (droite) à vitesse confortable. Le segment en pointillés indique le SO.	101
Figure 66 Délais d'activation du TraS et du TA par rapport au SO en fonction de l'inclinaison.	101
Figure 67 Délais relatifs à la PP des TA et TraS en fonction de l'inclinaison.....	101
Figure 68 Délais d'activation moyens des 15 muscles aux 2 vitesses.	102
Figure 69 Activités des SCOM et TA en phase posturale.....	103
Figure 70 Activités des 15 muscles en phase posturale aux 2 vitesses.	103
Figure 71 Activités des 15 muscles en phase focale aux 2 vitesses.....	104
Figure 72 Boxplots des délais des ES L3, VM, ST (à vitesse confortable) et TA en fonction de l'inclinaison.	110
Figure 73 Délais d'activation des ST (à vitesse confortable), TA et VM par rapport au SO.	111
Figure 74 Activités des SCOM et RA en PP pour les 5 inclinaisons.....	111
Figure 75 Activités des TA et TraS en PP en fonction de l'inclinaison	112
Figure 76 Tracés EMG brut du SCOM en phase posturale pour les 5 inclinaisons.....	112
Figure 77 Activités en phase posturale des 15 muscles pour les 2 vitesses d'exécution.	113
Figure 78 Activités des RF et Sol en phase focale en fonction de l'inclinaison du dossier	113
Figure 79 Activités en phase focale en fonction de la vitesse d'exécution.	114
Figure 80 Accélération et vitesses dans le plan sagittal et déplacement AP du CP lors du STS.....	115

Figure 81 Instant où l'accélération AP maximale est atteinte par rapport au début du mouvement en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.	115
Figure 82 Corrélation entre l'instant de vx max et l'instant de SO.....	116
Figure 83 Durée totale en fonction de l'inclinaison.	117
Figure 84 Durée de la phase posturale en fonction de l'inclinaison et la vitesse.....	117
Figure 85 Durée de la phase focale en fonction de la vitesse	117
Figure 86 Vitesse au SO et durée relative de la phase posturale en fonction de la vitesse.	118
Figure 87 Recul du CP en fonction de la vitesse et de l'inclinaison.....	118
Figure 88 Position AP du CM au SO en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.....	119
Figure 89 Vitesse AP maximale en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.....	119
Figure 90 Vitesse verticale maximale en fonction de la vitesse d'exécution du STS.....	120
Figure 91 Protocole étude 3 : 3 coussins différents / 3 inclinaisons différentes.....	123
Figure 96 Activités des TraS, SCOM et VM en phase posturale en fonction de la densité de la mousse (et de la vitesse).	124
Figure 92 Activité de ExtC à vitesse maximale en fonction de l'inclinaison et la mousse.	125
Figure 93 Activités des SCOM et TA en phase posturale en fonction de l'inclinaison.....	126
Figure 94 Activités des ExtC, TraS et RA en phase posturale en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.	126
Figure 95 Activité en phase posturale en fonction de la vitesse.	127
Figure 99 Activité du TraS en phase focale en fonction de la mousse.	127
Figure 97 Activités des GM, RF et ES T6 en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.	128
Figure 98 Activités en phase focale en fonction de la vitesse.....	129
Figure 101 Durées des phases focale (à vitesse confortable) et posturale en fonction de la mousse (et de l'inclinaison).	130
Figure 100 Durée de la phase posturale et durée totale en fonction de l'inclinaison et la vitesse.	130
Figure 102 Instant d'accélération maximale AP en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.	131
Figure 103 Recul du CP en fonction de la vitesse, l'inclinaison et la mousse.....	132
Figure 104 Vitesse AP maximale en fonction de la vitesse et de l'inclinaison.....	132

Figure 105 Vitesse verticale maximale en fonction de la vitesse, l'inclinaison et la mousse.	133
Figure 106 Protocole étude 4 : champ avant libre (gauche) / occupé (droite).	138
Figure 109 Activités des TA et Sol en phase posturale en fonction du champ abant.	139
Figure 110 Activités des GM et ES T6 en phase posturale en fonction du champ avant.	139
Figure 107 Activités des SCOM et RA en phase posturale en fonction de l'inclinaison.	140
Figure 108 Activités des TA et TraS en phase posturale en fonction de l'inclinaison.....	140
Figure 111 Activités en phase posturale en fonction de la vitesse.	141
Figure 112 Activités des RF et TA en phase focale en fonction du champ avant.	142
Figure 113 Activités en phase posturale en fonction de la vitesse.	142
Figure 114 Durées en fonction de la vitesse et de l'inclinaison.	143
Figure 115 Recul du CP en fonction de la vitesse, l'inclinaison et le champ avant.....	144
Figure 116 Position du CM au SO en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.	144
Figure 117 Vitesse maximale AP en fonction de l'inclinaison, la vitesse et le champ avant.	145
Figure 118 Vitesse verticale maximale en fonction de la vitesse et l'inclinaison.	146
Figure 119 Vitesse verticale au SO en fonction de la vitesse d'exécution, l'inclinaison et le champ avant.	146

Table des abréviations

STS : sit-to-stand

CM : centre de masse

CP : centre de pression

BS : base de support

AP : antéropostérieur

APA : ajustement postural anticipateur

CPC : capacité posturo-cinétique

CPA : ajustement postural consécutif

PP : phase posturale

PF : phase focale

R_x : force de réaction au sol antéropostérieure

R_z : force de réaction au sol verticale

v_x : vitesse antéropostérieure du centre de masse

v_z : vitesse verticale du centre de masse

SO : seat-off, instant de décharge su siège

ExtC : muscles extenseurs du cou

TraS : muscle trapèze supérieur

SCOM : muscles sternocléidomastoïdien

OE : muscle oblique externe

RA : muscle droit de l'abdomen

VM : muscle vaste médial

RF : muscle droit fémoral

TA : muscle tibial antérieur

Sol : muscle soléaire

GM : muscle gastrocnémien médial

ST : muscle semitendineux

BF : muscle biceps fémoral

GluM : muscle grand glutéal

ES T6 : extenseurs spinaux au niveau de la vertèbre T6

ES T10 : extenseurs spinaux au niveau de la vertèbre T10

ES L3 : extenseurs spinaux au niveau de la vertèbres L3

IJ : muscles ischio-jambiers

IMC : indice de masse corporelle

EMG : électromyographie

PREAMBULE

Le transport aérien connaît un succès important depuis quelques décennies, le nombre de passagers augmentant actuellement de 3,8% chaque année (*Association du transport aérien international, IATA*). Dans ce contexte de démocratisation, les réalités économiques mènent à des réductions du poids et de l'espace disponible, notamment pour le siège passager. En effet, certains paramètres ergonomiques sont limités par l'espace disponible (par exemple, l'inclinaison du dossier). Dans ce cadre contraint, l'optimisation de la conception du siège est cruciale, afin d'assurer la sécurité et le confort du passager. Ce dernier peut être caractérisé par le bien-être et la prévention de troubles musculosquelettiques.

Ce travail de thèse s'inscrit dans un projet de recherche incluant 2 laboratoires, le laboratoire de Physiologie de la Posture et du Mouvement (PoM) et l'Institut Clément Ader (ICA), ainsi qu'un partenaire industriel, ARTEC Aerospace. Financé par le fonds FEDER et la région Occitanie, l'objectif de ce projet est de développer des connaissances sur l'ergonomie et la sécurité du siège passager d'avion afin d'optimiser ses caractéristiques. Une seconde thèse menée en parallèle par Jean-Emmanuel Chambe traite du volet sécurité et vise à optimiser la structure tubulaire composite de la pièce à la base du siège, dissipant l'énergie lors du crash. Le travail de thèse présenté dans ce document traite du volet « ergonomie » du siège d'avion.

La posture assise induit des contraintes mécaniques. Ces effets négatifs peuvent être réduits par la modification des paramètres du siège. De nombreuses études se sont intéressées à ces considérations statiques, et en ont déduit des paramètres optimaux tels que l'inclinaison vers l'arrière du dossier.

Cependant, l'effet de ces paramètres sur le transfert assis-debout ou sit-to-stand (STS), tâche qui consiste à s'extraire du siège, ont rarement été considérés. Cette tâche est une des plus fréquentes de la vie quotidienne et est indispensable pour l'autonomie. Elle est d'autant plus importante à considérer dans un avion, où le passager peut être amené à se lever régulièrement dans un environnement contraint. Les caractéristiques d'un siège facilitant cette transition semblent antagonistes à celles qui permettent des contraintes statiques réduites (inclinaison du dossier, densité de mousse faible...).

Cette thèse vise à investiguer l'influence sur le transfert assis-debout d'un certain nombre de paramètres ergonomiques du siège connus pour leur effet positif sur le confort en posture assise statique.

INTRODUCTION GENERALE

Sur terre, le champ de forces gravitationnel induit des contraintes sur le système musculosquelettique, qui dépendent de la posture adoptée par le sujet. Les deux postures principales actives sont la posture assise et la posture debout. La posture debout est le point de départ de tâches dynamiques, alors que la posture assise est associée au repos et à l'apprentissage (travaux de précision et de réflexion). Cette posture est caractérisée par une plus grande stabilité que la posture debout, avec une surface d'appui élargie, le centre de masse plus bas, et une chaîne posturale moins étendue.

La qualité de la posture assise est cruciale pour le bien-être au travail et la prévention des troubles musculosquelettiques. Le choix d'un siège adéquat peut favoriser des postures conduisant à une réduction des contraintes passives et actives en posture assise.

La revue de littérature s'intéressera dans un premier temps aux caractéristiques de la posture assise, aux contraintes statiques associées à son adoption et à l'influence des paramètres ergonomiques du siège sur celles-ci. En particulier, elle décrira les effets de l'inclinaison et de la hauteur de l'assise, de la présence et de l'inclinaison du dossier, et de la présence et de la hauteur des accoudoirs. L'objectif appliqué de cette thèse étant lié à l'optimisation du siège d'avion, les caractéristiques de ce type de siège et les conditions spécifiques au transport aérien seront également présentées.

Le passage de la posture assise à la posture debout est une activité quotidienne fréquente et essentielle pour l'autonomie. Cette tâche complexe nécessite une coordination des mouvements segmentaires. Elle dépend également des paramètres du siège. Il y a donc un réel intérêt à comprendre comment ce mouvement est influencé par ceux-ci, afin de choisir un siège adapté au maintien de la posture assise pour une longue durée mais également au transfert assis-debout.

La deuxième partie de ce cadre théorique sera ainsi consacrée à la tâche spécifique de transfert assis-debout ou sit-to-stand (STS). Les paramètres biomécaniques de cette tâche ainsi que l'influence des caractéristiques ergonomiques du siège étudiés dans la littérature seront repris. Ces déterminants sont principalement la hauteur du siège, la présence d'accoudoirs et la position des pieds.

D'autres déterminants liés au siège peuvent influencer le STS. Cette thèse s'intéresse à des paramètres ergonomiques non investigués à notre connaissance : l'inclinaison du dossier, la densité de la mousse recouvrant le siège (assise et dossier), et la présence d'une rangée de sièges à l'avant. Quatre séries d'expérimentations ont été menées afin d'étudier leurs effets sur les activités musculaires et les phénomènes biomécaniques associés au transfert assis-debout. Leurs résultats seront discutés pour chaque étude et une discussion générale mettant en parallèle les considérations statiques liées à la

posture assise et les considérations dynamiques liées au contrôle du STS sera présentée.

CADRE THEORIQUE

I. RAPPELS BIOMECHANIQUES

Les travaux menés dans cette thèse sont exclusivement expérimentaux. Cependant, leur analyse et le cadre d'étude du contrôle postural et du mouvement reposent sur les lois de la mécanique classique appliquées au corps humain modélisé. Le corps humain peut en effet être modélisé comme un système poly-articulé de solides rigides soumis aux lois de la mécanique newtonienne. Ces lois permettent alors l'étude de sa statique et sa dynamique.

1. REFERENTIEL

En biomécanique, on utilise généralement un référentiel terrestre (ou référentiel du laboratoire) cartésien orthonormé constitué d'un système de trois coordonnées d'espace (dont l'origine est un point du sol ou de la plate-forme de force) et d'une coordonnée de temps pour les phénomènes dynamiques. Sur la base de ce référentiel sont décrits les différents plans (frontal, sagittal, horizontal) et axes (x : antéropostérieur, y : médio-latéral, z : vertical) anatomiques dans l'espace.

2. REPRESENTATION SIMPLIFIEE DU CORPS

Chaque segment corporel a une longueur égale à la distance entre les centres de rotation moyens situés aux 2 extrémités du segment osseux. Sa masse m_i est la somme des masses des q éléments qui le constituent :

$$m_i = \sum_{j=1}^q m_j$$

Le poids de chaque segment s'exerce en son centre de gravité G_i , dont la position est calculée en considérant les barycentres des q points matériels A_j qui le constituent, pondérés par leurs masses m_j :

$$\overrightarrow{OG_i} = \frac{\sum_{j=1}^q m_j \overrightarrow{OA_j}}{\sum_{j=1}^q m_j}$$

La position du centre de gravité du corps, G , est calculée de la même façon à partir des centres de gravité G_i et masses m_i de chacun des n segments. Ce point dépend donc de la configuration (position relative) des segments corporels :

$$\overrightarrow{OG} = \frac{\sum_{i=1}^n m_i \overrightarrow{OG_i}}{\sum_{i=1}^n m_i}$$

En ce point s'exerce la force de pesanteur $\vec{P} = m\vec{g} = \sum_{i=1}^n m_i \vec{g}$, m étant la masse totale du corps.

Le moment d'inertie d'un segment corporel par rapport à un axe Δ est défini par

$$J_{\Delta} = \sum_{j=1}^q m_j r_j^2 = m R^2$$

où r_j est la distance entre le point matériel de masse m_j et l'axe considéré. Le rayon de giration $R = \sqrt{\frac{J_{\Delta}}{m_i}}$ correspond à la distance par rapport à l'axe considéré du point de masse m_i (masse totale du segment) qui aurait le même moment d'inertie que le segment considéré.

La modélisation du corps humain comme un système de solides articulés repose évidemment des hypothèses simplificatrices. En effet, la forme et longueur des muscles sont en réalité modifiées avec leur contraction, et la cage thoracique et la cavité abdominale se déforment lors des mouvements respiratoires. Les axes de rotation des articulations, considérés fixes, sont en réalité instantanés.

3. LOIS DE LA MECANIQUE NEWTONNIENNE

Tout système de points matériels peut être étudié à partir des lois de la mécanique newtonnienne. La deuxième loi de Newton met en relation l'accélération d'un objet et les forces qui lui sont appliquées. Elle peut être séparée en un théorème concernant le mouvement de translation, appelé théorème de la résultante dynamique, et un théorème concernant le mouvement de rotation, appelé théorème du moment cinétique.

1. Théorème de la résultante dynamique

Il s'agit de la deuxième loi de Newton. Elle énonce qu'un corps de masse m constante dans un référentiel galiléen subit une accélération proportionnelle à la résultante des forces externes, et inversement proportionnelle à sa masse m . Cette accélération a la même direction et le même sens que la résultante des forces exercées.

$$m\vec{a} = \sum \vec{F}_{ext}$$

où m est la masse du système, a est l'accélération de son centre de masse et $\sum \vec{F}_{ext}$ la résultante des forces externes.

2. Théorème du moment cinétique par rapport à un axe fixe

Corollaire des lois de Newton, il concerne la rotation autour d'un axe fixe d'un solide soumis à un moment externe résultant non nul :

$$\frac{d\vec{L}_O}{dt} = \sum \vec{M}_{O ext}$$

où \vec{L}_O est le moment cinétique en O, défini comme le moment de la quantité de mouvement par rapport au point O ; $\sum \vec{M}_{O\ ext}$ est la résultante des moments des forces externes en O. En projetant chaque terme sur un axe fixe Δ passant par O et en explicitant la dérivée du moment cinétique, on obtient :

$$J_{O,\Delta} \ddot{\alpha}_\Delta = \sum M_{O,\Delta\ ext}$$

où $\ddot{\alpha}$ est l'accélération angulaire du solide autour de l'axe Δ et $J_{O,\Delta}$ son moment d'inertie par rapport à l'axe fixe Δ passant par O. $J_{O,\Delta} \ddot{\alpha}$ est le moment dynamique. Ce théorème énonce que l'accélération angulaire subie par un solide par rapport à un repère centré en O est proportionnelle à la résultante des moments des forces externes appliquées en O et inversement proportionnelle au moment d'inertie par rapport à l'axe passant par O.

Il s'agit du même principe que pour le mouvement de translation, avec l'ajout de la distance de la masse par rapport à l'axe de rotation comme paramètre diminuant l'accélération, d'autant plus fortement que la masse car la distance est au carré. La répartition des masses segmentaires est donc un paramètre important dans le contrôle des rotations.

3. Principe d'action-réaction

La troisième loi de Newton concerne le principe d'action-réaction et s'énonce comme suit :

« Tout corps A exerçant une force sur un corps B subit une force d'intensité égale, de même direction mais de sens opposé, exercée par le corps B. »

$$\vec{F}_{A/B} = -\vec{F}_{B/A}$$

Dans le cas du corps humain maintenu en appui sur une surface de contact (sol, chaise, lit, etc.), la surface est appelée polygone de sustentation. En équilibre statique, elle interagit avec le corps humain en lui appliquant une force égale à son poids, de même direction et de sens opposé : $\vec{R} = -\vec{P} = -m\vec{g}$.

4. Centre de pression

Toujours pour un corps solide en appui, le centre de pression (CP) est le point d'application de la résultante des forces de réaction du sol, en leur barycentre. Situé dans le plan de la surface d'appui, sa position par rapport au centre du référentiel le définit. Cette position peut être mesurée au moyen d'un plateau de forces (voir le chapitre Matériel et Méthodes).

5. Equilibre

Appliquons les principes de mécanique newtonienne au système corps humain.

En vertu des principes énoncés ci-dessus, un corps est en équilibre de translation et rotation si la

résultante des forces externes et la résultante de leurs moments est nulle. Pour le corps humain en équilibre statique en appui sur le sol, la première condition implique que la force \vec{R} de réaction du sol est égale, de même direction et de sens opposé au poids du corps \vec{P} ($\sum \vec{F}_{ext} = \vec{R} - \vec{P} = 0$). La seconde implique que ces 2 forces soient concourantes. De façon plus générale, la projection verticale du centre de gravité ou centre de masse (CM) doit rester dans le polygone de sustentation. En effet, \vec{R} y étant cantonnée, si \vec{P} en sort, les deux ne peuvent plus être concourantes et l'équilibre de rotation est rompu ($\sum \vec{M}_{G_{ext}} \neq 0$) (Figure 1).

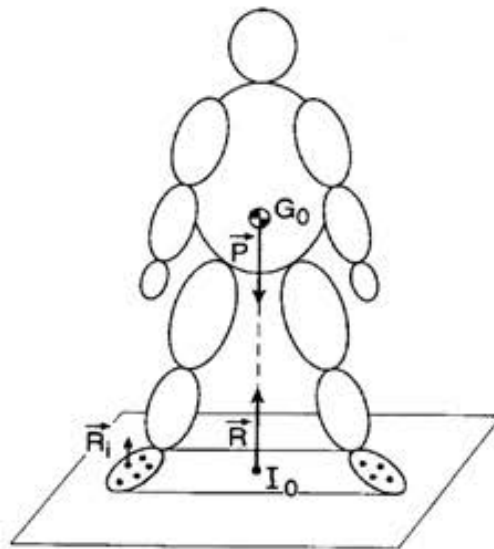


Figure 1 Force résultante des forces de réaction R exercée en leur barycentre I_0 et force de pesanteur P exercée au CM G_0 (Bouisset, 2002).

Cette approche stricte permet de poser les bases de l'analyse biomécanique de la posture érigée mais n'est pas totalement réaliste : le corps humain n'est jamais réellement statique et ne peut donc pas être considéré comme un système en équilibre statique au sens de la mécanique newtonienne. Ces conditions sont nécessaires pour que l'individu soit en équilibre (à vitesse nulle), mais non suffisantes pour garder une posture pendant un temps donné. La notion d'équilibre dynamique, qui caractérise un système dans lequel les constituants évoluent, mais où les évolutions se compensent, est plus à propos pour qualifier le contrôle postural.

La notion mécanique de stabilité caractérise l'équilibre d'un système qui, écarté de sa position d'équilibre par une perturbation, y revient spontanément. Le corps humain en posture debout érigée est un système en équilibre de type instable mécaniquement sans contrôle musculaire (Winter, 1995), souvent modélisé par un pendule inversé simple pour mettre en avant les caractéristiques du contrôle postural. Des forces doivent être générées pour s'opposer aux forces perturbatrices. Cependant, le

terme stabilité est utilisé dans les études sur le contrôle postural (et du mouvement) pour définir la capacité à maintenir une posture ou pour caractériser différentes conditions de posture (Paillard, 2016).

4. CONTROLE POSTURAL

La posture est définie comme la position des parties du corps les unes par rapport aux autres et par rapport à la pesanteur (Corraze, 1987). Elle est maintenue et stabilisée par le contrôle postural. Celui-ci peut être divisée entre un contrôle postural « statique », qui maintient la géométrie du corps (solidarisation des segments osseux pour maintenir une configuration géométrique stable et verticale pour servir d'interface), et un contrôle postural « dynamique » qui répond à une perturbation (Bouisset et Do, 2008). Ces forces perturbatrices peuvent être externes et internes, ou exogènes et endogènes.

Le contrôle postural statique ou maintien postural permet au corps ou à certaines de ses parties de maintenir et conserver la verticalité.

La ligne de gravité est la ligne imaginaire reliant le CM et sa projection verticale sur la surface d'appui. Une posture dans laquelle les centres de rotation et de masse des segments corporels sont tous alignés sur cette ligne de gravité est irréalisable (Bouisset et Maton, 1995)(Figure 2). Des forces musculaires, ligamentaires et tendineuses sont nécessaires pour compenser le moment des poids des segments sus-jacents chaque articulation et s'opposer ainsi à l'affaissement du corps.

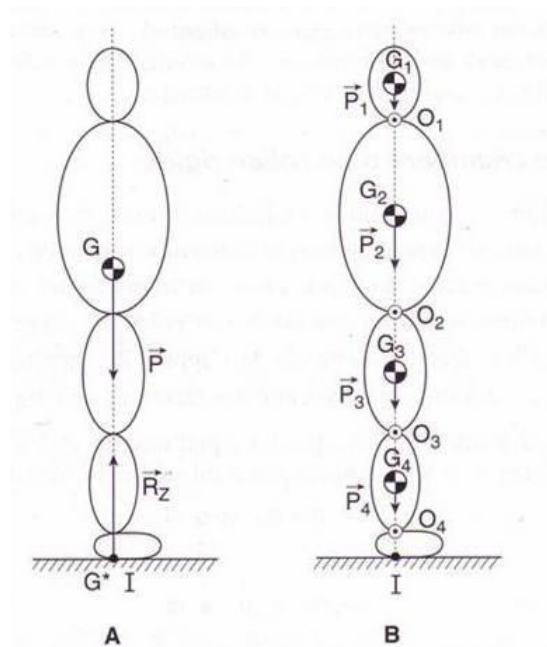


Figure 2 Equilibre statique (Bouisset, 2002)

En posture debout érigée sur le sol, une activité stabilisatrice discontinue des muscles du plan postérieur, les muscles extenseurs du cou, du tronc et des membres inférieurs, est observée (Okada,

1972). Ces muscles sont généralement qualifiés de « muscles posturaux » (Carlsöö, 1961). Aucun muscle n'est postural de façon exclusive, ce rôle dépendant de la posture étudiée, mais certaines caractéristiques sont plus adaptées à la lutte contre la pesanteur : cela reprend les muscles lents, innervés par de petits motoneurones, toniques et peu fatigables (Bouisset et Maton, 1995; Corlett et Eklund, 1984). Carlsöö (1961) a observé une activité des muscles posturaux en posture debout entre 12 et 22 % de leur contraction volontaire maximale, l'amplitude maximale étant atteinte par le soléaire.

La lordose lombaire permet une promiscuité élevée entre la colonne lombaire et la ligne de gravité des segments sus-jacents, et donc une activité réduite des extenseurs spinaux à ce niveau en posture debout. En posture assise sans dossier, la hanche est fléchie et les muscles de la hanche contribuent au maintien du poids de la partie du corps sus-jacente (Åkerblom, 1948). Corlett et Eklund (1984) ont noté que l'effacement de la lordose lombaire causait un plus grand couple déséquilibrant du poids des segments sus-jacents sur les vertèbres lombaires, et ainsi une tension plus importante des muscles extenseurs du rachis et des structures passives.

Le contrôle postural dynamique ou stabilisation posturale répond à des forces perturbatrices exogènes et endogènes. Les forces perturbatrices exogènes peuvent être une force exercée sur le corps ou sur la base de sustentation ou l'ajout d'un poids.

Il existe également des forces perturbatrices dont l'origine est liée aux fonctions neuro-végétatives du corps humain, donc endogènes. Ces forces perturbatrices endogènes résultent de mouvements périodiques (battements cardiaques, mouvements respiratoires) ou non (mouvements péristaltiques, déglutition). Les techniques d'analyse spectrales permettent d'identifier les perturbations périodiques. L'éjection systolique génère des forces verticales et un déplacement du CP, plus détectable en posture assise que debout (Bouisset et Duchêne, 1994 ; Aggashyan, 1979 ; Stürm et al., 1980 et Conforto et al., 2001).

La cinématique respiratoire induit des mouvements des cavités thoracique et abdominale perturbant la posture. Il a été montré que l'effet sur la posture d'une respiration à dominante thoracique est plus important qu'une respiration abdominale (Hamaoui et al., 2010), et que les effets de la contraction diaphragmatique sont opposés en postures assise et debout (Hamaoui et al., 2014). L'exécution d'un mouvement volontaire constitue également une perturbation endogène (voir le chapitre Mouvement volontaire).

Ces réactions de maintien ou de stabilisation en réponse aux perturbations sont conditionnées par les afférences sensorielles. Différents systèmes afférents informent le système nerveux central.

Le système visuel permet via les photorécepteurs de renseigner sur l'orientation et la perception du

mouvement dans l'espace. La discrimination entre l'élément mobile et l'élément immobile n'est cependant pas réalisée (Paulus et al., 1984).

Le système vestibulaire comprend les organes otolithiques et les canaux semi-circulaires. Les organes otolithiques (sacculé et utricule) sont sensibles à l'accélération linéaire de la tête et donc indicateurs de verticalité. Les canaux semi-circulaires sont sensibles à l'accélération rotationnelle de la tête.

Le système somato-sensoriel reprend la proprioception et la sensibilité tactile. Les informations proprioceptives proviennent de récepteurs articulaires, tendineux et musculaires. Ces récepteurs sont sensibles à la position relative des segments (récepteurs articulaires et fuseaux neuromusculaires), au mouvement effectué (fuseaux neuromusculaires) et à la force développée par les muscles (organes tendineux). Les mécanorécepteurs cutanés dans le derme et l'épiderme sont sensibles à différents stimuli mécaniques selon leur type. Ils donnent des renseignements sur les propriétés physiques des objets en contact. Sur les soles plantaires, les pressorecepteurs (notamment les récepteurs de Pacini) informent sur la position du corps par rapport à son support et sur les irrégularités du sol.

On distingue 3 types de référentiels qui résultent de l'intégration de ces informations (Berthoz, 1991; Paillard, 1991) : le référentiel égocentré (le schéma corporel : orientation des segments corporels entre eux et par rapport à l'espace), le référentiel géocentré (la verticale de la force gravitationnelle) et le référentiel allocentré (objets extérieurs entre eux et par rapport au corps et les mouvements du corps dans le monde extérieur). L'apport de chaque récepteur sensoriel à chaque référentiel varie en fonction de sa nature.

Les différents messages sensoriels sont intégrés au niveau du système nerveux central, qui élabore une réponse motrice adaptée. Un programme moteur reprend un ensemble d'instructions prédéfinies concernant les muscles recrutés et leurs paramètres spatio-temporels d'activation (Crenna et Frigo, 1991). Il est spécifique à l'amplitude et la vitesse du mouvement volontaire à réaliser.

II. LA POSTURE ASSISE

1. GENERALITES

La posture assise de référence est caractérisée par la formation d'un angle d'environ 90° entre le tronc et les cuisses tout en conservant les pieds fermement à plat sur le sol. Par rapport à la posture debout, l'aire de contact avec des surfaces de support (sol, siège, dossier, voire accoudoirs) est agrandie, ce qui en fait une posture plus stable (Figure 3). Cette stabilité est dite avantageuse pour l'accomplissement de gestes précis (Andersson, Gunnar B.J., 1985; Laville, 1985).

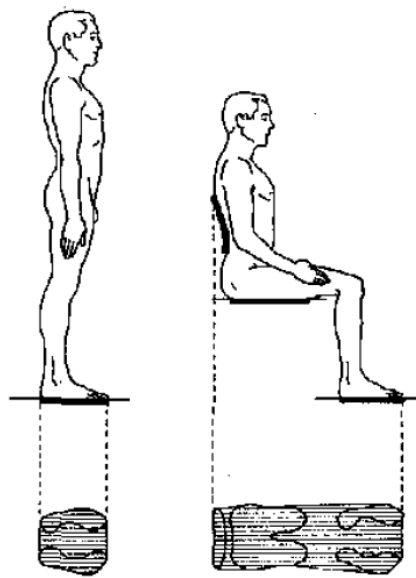


Figure 3 Bases de support du corps en postures assise et debout (Asatekin, 1975)

La posture assise constitue la posture de travail pour trois quarts des employés des pays industrialisés d'après de nombreux auteurs (Treaster et Marras, 1987; Vos et al., 2006 ; Zemp et al., 2016 ; Reinecke et al., 2002). Dans la société occidentale, elle est réalisée la plupart du temps sur un siège (chaise, fauteuil, etc.) et constitue l'intermédiaire le plus fréquent entre les positions allongée et debout.

Le passage de la posture debout à la posture assise modifie les rapports entre les différents segments corporels et la répartition du poids. En posture debout, les parties du corps supérieures à la hanche (pelvis, tronc, membres supérieurs, tête) sont supportées par l'acetabulum (cavité articulaire de l'os iliaque), par lequel passe la ligne de gravité des segments supérieurs. En posture assise, la majorité du poids est traditionnellement soutenue par les tubérosités ischiatiques et les tissus avoisinants, mais il existe différentes conditions d'appui correspondant à différentes postures.

Sur un tabouret sans dossier, trois postures assises principales ont été décrites par Schoberth (1962,

citée dans Asatekin, 1975 et Corlett et Eklund, 1984), en fonction de la position du tronc et de la proportion du poids du corps transmise par les pieds.

La posture antérieure est caractérisée par une flexion vers l'avant du tronc, la projection du centre de gravité du tronc arrivant devant les tubérosités ischiatiques. Les pieds transmettent au sol une force supérieure à 25 % du poids du corps. En position moyenne, le tronc est érigé ou légèrement fléchi et les pieds transmettent environ 25 % du poids du corps. En position postérieure, le tronc est incliné vers l'arrière, de sorte que la ligne de gravité du tronc est dans l'alignement des tubérosités ischiatiques ou derrière celles-ci, et les pieds transmettent moins de 25% du poids du corps (Figure 4).

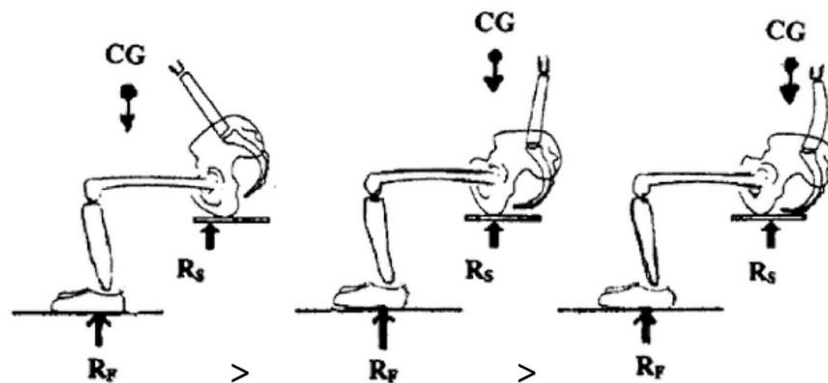


Figure 4 Trois types de postures assises d'après Schöberth (1962).

La posture assise relâchée est souvent décrite comme une posture passive, caractérisée par une rotation postérieure du pelvis et une flexion du tronc (O'Sullivan et al., 2002, 2006) ou uniquement lombaire (Claus et al., 2009). Nag et al. (2008) ont mesuré le poids transmis au siège et aux pieds et noté une augmentation du poids aux pieds en posture relâchée (*"slouched"*), qui peut être un exemple de posture antérieure (Figure 5).

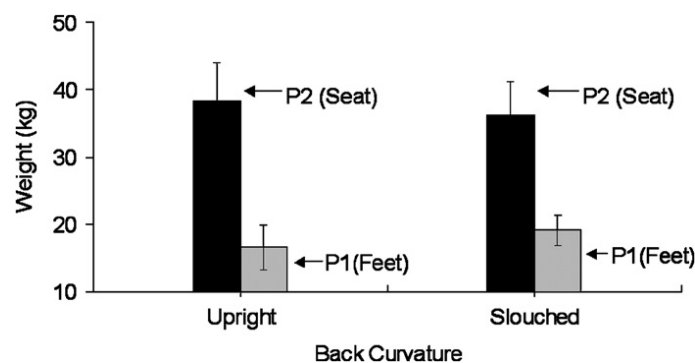


Figure 5 Distribution du poids du corps en postures assises redressée et relâchée sur une assise horizontale (Nag et al., 2008)

2. POSTURE ASSISE ET COURBURE VERTEBRALE : LA DELORDOSE LOMBAIRE

La colonne vertébrale transfère donc la majorité du poids du haut du corps. Le poids supporté augmentant en fonction du niveau de la colonne considéré, la compression la plus importante est observée dans la région lombaire, ce qui en fait la région d'intérêt de la plupart des études.

Rectiligne dans le plan frontal, la colonne vertébrale présente quatre courbures caractéristiques dans le plan sagittal. Parmi celles-ci, la lordose lombaire permet, en position debout, de rapprocher les vertèbres de la ligne de gravité du poids du haut du corps. Le moment subi par la colonne lombaire est ainsi diminué et la tension dans les extenseurs du tronc ainsi que dans les structures passives postérieures à la colonne est également réduite. Cela permet que seule une activité intermittente de ces muscles soit nécessaire pour garder l'équilibre en posture debout selon Corlett et Eklund (1984).

La conséquence principale du passage en posture assise à partir d'une posture debout érigée relevée par de nombreux auteurs est l'effacement de cette courbure lombaire, appelé délordose (Figure 6).

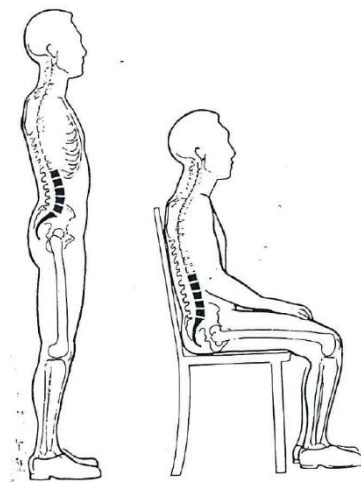


Figure 6 Courbures lombaires en postures debout et assise (Mandal, 1991)

1. Mécanisme

Cette délordose est associée à la rotation vers l'arrière du pelvis, qui serait d'environ 35° pour une posture relâchée et de 15° pour une posture assise redressée (Åkerblom, 1948; Andersson et al., 1979; Bendix, 1987; Keegan, 1953).

Cette rotation pelvienne est liée au mécanisme d'obtention d'un angle droit entre le tronc et les cuisses. Différentes études ont mis en évidence un lien entre la flexion de la cuisse et la rotation du pelvis en position latérale allongée. Ce phénomène est observé en raison de la butée de l'articulation de la hanche et de la traction des muscles ischio-jambiers. Keegan (1953) a considéré sur la base d'analyses

radiographiques qu'un angle entre le tronc et les cuisses de 135° (flexion de la hanche de 45°) permet un équilibre entre les tensions dans les muscles antérieurs de la cuisse. Au-delà de cet angle, la courbure de la colonne lombaire diminue de façon importante (Figure 7).

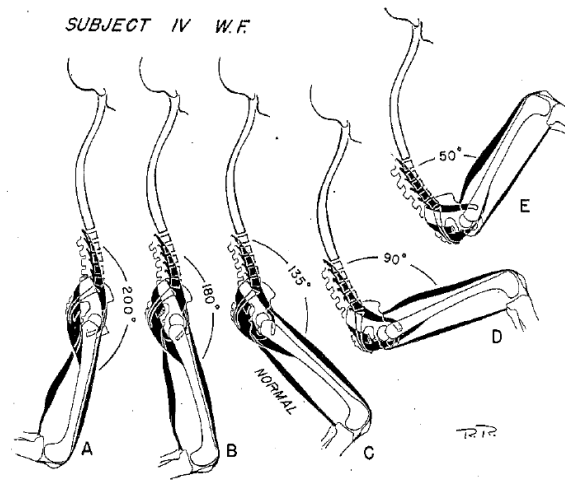


Figure 7 Tension dans les muscles de la cuisse en fonction de l'angle tronc-cuisse (Keegan, 1953).

Schoberth (1962), à la suite d'analyses radiographiques également, a quantifié à 60° la flexion moyenne aux hanches et à 30° la rotation moyenne du pelvis pour l'obtention des 90° entre le tronc et les cuisses (Figure 8). De nombreux auteurs ont ensuite également mis en évidence une relation entre la flexion de la cuisse et la rotation du pelvis, et suggéré que cette dernière modifiait la courbure lombaire (Bendix et Biering-Sørensen, 1983; Bohannon et al., 1985; Eklund et Liew, 1991).

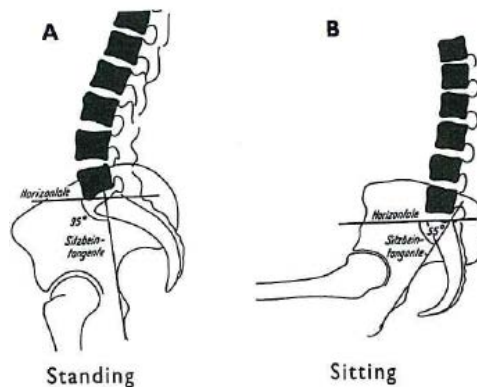


Figure 8 Inclinaison pelvienne en postures debout et assise (Schoberth, 1962)

Cependant, des travaux ont mis en doute le lien entre la rotation pelvienne et la courbure lombaire, comme Bendix (1987) qui a observé que l'extension à la hanche peut favoriser la lordose lombaire sans influencer la rotation pelvienne.

Claus et al. (2009) ont analysé quatre postures assises différant par leur courbure lombaire sur un même siège, mettant en avant l'influence du patron d'activité musculaire et de la mobilité articulaire sur la

courbure lombaire. Les travaux de Hamaoui et al. (2015) ont également donné des résultats mettant en doute la relation entre la flexion des cuisses et la courbure lombaire.

2. Conséquences

L'effet de la délordose lombaire n'est pas nettement élucidé. Il a été proposé en 1953 par Keegan que la délordose augmentait la charge compressive sur la colonne par rapport à la posture debout et abîmait les disques intervertébraux. Le déchargement des processus épineux charge en effet davantage ces disques (Salvendy, 2012). La flexion lombaire étend les annulus postérieurs, augmentant le risque de protusion postérieure si la posture est prolongée (McGill, 1997). Selon Corlett et Eklund (1984), les muscles extenseurs et les autres structures passives postérieures (ligaments, capsules) de la région lombaire sont mis à contribution et tendus pour contrer le moment imposé par le poids de la colonne, qui est plus important en raison de l'éloignement des vertèbres lombaires de la ligne de gravité du haut du corps. Cela contribue à l'augmentation de la pression intradiscale. De plus, une posture lombaire moins lordotique diminue le bras de levier des muscles érecteurs du rachis, et augmente donc la force à développer et en conséquence la compression de la colonne (Tveit et al., 1994). La délordose pourrait également altérer la capacité des muscles postérieurs à gérer le cisaillement, à travers la modification de leurs lignes d'action (Potvin et al., 1991).

Pour ces raisons, de nombreux auteurs préconisent le maintien de la lordose en lombaire en posture assise (Keegan, 1953; Mandal, 1981; McGill et al., 2000), et sa favorisation par des paramètres du siège adaptés.

D'autres auteurs ont néanmoins défendu un point de vue opposé, considérant les postures avec délordose de la colonne lombaire comme bénéfiques. Les arguments principaux sont la relaxation des muscles, la décharge des articulations et la répartition plus équitable des contraintes dans le disque mature (Adams et Hutton, 1985). Ces observations reposent pour la plupart sur des études réalisées sur des segments lombaires cadavériques, donc sans considérer l'activité musculaire (Zander et al., 2001). De plus, l'étude des mécanismes-réponses dans le temps et particulièrement la mise en avant par Hedman et Fernie (1997) d'un mécanisme d'équilibrage de forces dans l'annulus antérieur, absent dans l'annulus postérieur, plaide en faveur de la lordose lombaire (Harrison et al., 1999). Cette dernière semble mieux adaptée au maintien à long terme d'une posture, bien qu'elle requière une activité musculaire plus importante (voir p. 24).

3. EVALUATIONS EXPERIMENTALES DE LA CHARGE SPINALE

Le maintien d'une posture assise de façon statique pendant un certain temps génère des contraintes biomécaniques pouvant être pathogènes. Dans le cadre de cette revue de littérature, trois types de

contraintes sont abordées : les contraintes discales, les contraintes tissulaires et la fatigue musculaire.

1. Contraintes discales

Si les mécanismes causant les lombalgies ne sont pas élucidés, de nombreux auteurs les ont associées à des changements au sein du disque intervertébral, liés aux contraintes mécaniques associées à la délordose lombaire décrite plus haut (Jensen, 1980; Nachemson, 1975; Nachemson et Morris, 1964).

Différents indicateurs ont été utilisés pour évaluer la charge spinale pour différentes postures et tâches, se focalisant pour la plupart sur les disques mais également les structures passives associées. Si certains auteurs considèrent le niveau d'activité musculaire enregistré comme un indicateur supplémentaire, dans ce travail il a été classé séparément en raison de la spécificité de ce paramètre « actif ».

Pression intradiscale

Les premières études de la charge sur la colonne, réalisées par Nachemson et Morris (1964), se sont intéressées à la pression intradiscale, mesurée via l'insertion d'une canule reliée à un capteur dans le noyau pulpeux. Les résultats des études in vivo de la pression intradiscale entre 2 vertèbres lombaires en fonction de la posture indiquent pour la plupart une pression plus élevée en posture assise que debout (+40 %) et plus élevée lorsque le tronc est fléchi vers l'avant que lorsqu'il est redressé (Figure 9). L'étude de Wilke et al. (1999) avec une aiguille flexible gênant moins la posture du sujet a cependant donné des résultats opposés pour la comparaison entre postures assise et debout (redressées et relâchées), cette dernière menant à des pressions intradiscales plus élevées que la première (Figure 9). La pression intradiscale est en réalité affectée par 3 facteurs principaux (Reed et al. 1994) : le poids de la partie du corps située au-dessus du niveau de la colonne étudié, l'activité des muscles paraspinaux (Wilke et al., 1996) et la posture de la colonne dans la région d'intérêt (qui définit la répartition de la charge au sein de la colonne). Ces deux derniers facteurs varient grandement lorsqu'on compare la posture assise et la station debout (Wilke et al., 1999).

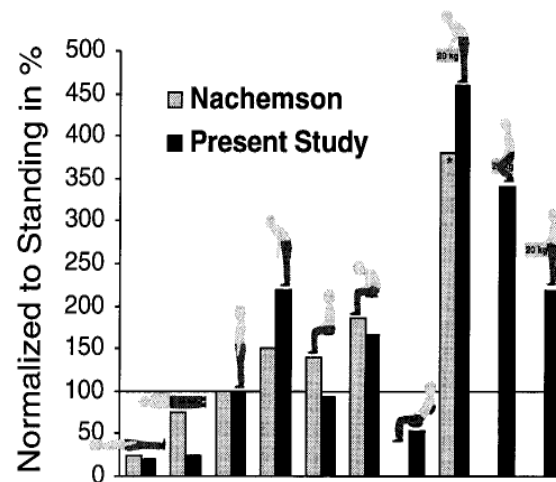


Figure 9 Pression intradiscale selon les différentes postures pour (Nachemson et Morris, 1964; Wilke et al., 1999)

L'étude de Sato et al. (1999), première de la sorte à considérer l'angle du segment lombaire, a conclu que les facteurs influençant la charge sont plus complexes en posture assise qu'en posture debout. En particulier, ils n'ont pas observé de corrélation entre l'angle du segment vertébral et la pression discale en posture assise, ce qui limite les comparaisons directes entre ces deux postures.

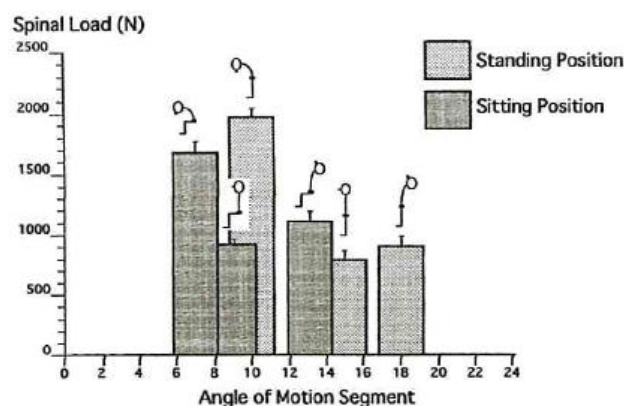


Figure 10 Charges spinales calculées à partir de mesures des pressions intradiscales dans différentes postures pour différentes inclinaison du segment (Sato et al., 1999)

Claus et al. (2008) ont rapporté des valeurs de pression discale similaires entre les posture assise et debout, et leurs études in vitro ont montré que la compression ne présente pas de menace en posture assise sur les disques non dégénérés, proposant en conséquence que le mécanisme via lequel la posture assise favorisait possiblement les lombalgies n'était pas lié à une augmentation de la pression intradiscale. La relation entre pression intradiscale et la force de compression dépend de l'historique du chargement du disque (Adams et al., 1996a) et son état de dégénération (Adams et al., 1996b) ainsi que de la posture (Adams et al., 2000). La pression intradiscale est un indicateur de la compression axiale sur un disque non dégénéré, mais ne donne pas ou peu d'informations sur le cisaillement, la flexion et la rotation axiale (Claus et al., 2008).

D'autres méthodes permettent d'évaluer la charge sur la colonne sans nécessiter une approche invasive comme l'introduction d'un capteur de pression, qui peut de plus gêner l'utilisateur (Wilke et al., 1999).

Stadiométrie

La hauteur du disque intervertébral est influencée par la charge verticale appliquée. La stadiométrie est une méthode indirecte de quantification de cette charge, qui consiste à mesurer la réduction de hauteur du corps, en tenant compte des changements habituels diurnes (Eklund et Corlett, 1984). Avec cette méthode, Althoff et al., (1992) et van Deursen et al. (2005) (pour une posture maintenue une heure) ont observé une réduction de hauteur plus importante en position debout qu'assise, ainsi que Leivseth et Drerup (1997) durant la réalisation de tâches, la différence de hauteur était confinée au niveau lombaire. Ces auteurs ont également noté une augmentation de la hauteur après deux heures en position assise. Une explication pour cet effet à long terme peut être l'activation du multifide profond, qui peut modifier la pression intradiscale, et ainsi prévenir le fluage intradiscal et maintenir la hauteur du segment vertébral (Pynt et al., 2003). En effet, la stadiométrie permet d'évaluer la charge cumulative (McGill et al., 1996), ce qui peut être considéré comme un avantage pour une vue globale de la charge supportée par la colonne et, mais ne permet pas de discriminer entre les paramètres entrant en action.

Fixateurs internes avec capteurs de force

Des fixateurs internes sont utilisés pour stabiliser la colonne à la suite de troubles (traumatiques, tumoraux ou dégénératifs). En les équipant de capteurs de forces, cette approche permet de mesurer indirectement la charge transmise au segment de la colonne (disques et articulations) (Rohlmann et al., 2001), via la mesure des moments au sein des fixateurs. Elle a donné des résultats similaires à ceux de Wilke et al. (1999) : une charge plus faible en posture assise que debout (-10%), et l'augmentation maximale de la charge observée pour la flexion du tronc. Les auteurs recommandent une utilisation de cet indicateur en combinaison avec la mesure de la pression intradiscale pour améliorer la compréhension du comportement biomécanique de la colonne lombaire, ainsi qu'éventuellement valider les modèles et théories.

Cette méthode indique qu'en posture assise redressée, la colonne subit une charge plus importante, mais cette charge reste inférieure à celle de la marche. Ces résultats semblent donc indiquer que ce n'est pas la charge globale qui est responsable des lombalgies, mais les contraintes locales élevées (dans les ligaments, articulations), d'où l'importance de modifier régulièrement la courbure de la colonne (également bénéfique pour la nutrition des disques).

Remplacement de corps vertébral instrumenté

Dreischarf et al. (2010) ont tenté d'expliquer les contradictions entre les différentes études en mesurant

la charge reprise par un implant de remplacement du corps vertébral (Figure 11), et prédire la charge correspondante sur un sujet sans implant grâce à un modèle. Ils ont montré que le rapport entre la charge en posture assise et la charge debout dépend de beaucoup de facteurs, dont la forme de la colonne (facteur individuel) et de la position des bras, ce qui peut expliquer les incohérences et contradictions (surtout étant donné le petit nombre de sujets considérés dans les études mesurant la pression intradiscale).



Figure 11 Implant de remplacement de corps vertébral instrumenté et fixations dorsales, ici sur un segment vertébral en plastique (Zander et al., 2015)

En moyenne, ils ont tout de même observé que la posture assise était caractérisée par une charge sur la colonne plus importante (+40 %) que la posture debout, comme l'annonçaient les premières études du domaine. Rohlmann et al. (2011) ont récolté les mêmes observations que via les autres méthodes, à savoir l'augmentation de la charge sur la colonne en posture assise et avec la flexion du tronc.

Contraintes tissulaires – Pression à l'interface

La distribution de pression à l'interface entre le siège et le corps décrit la façon dont les forces sont échangées entre l'utilisateur et le siège. Une pression importante signifie une compression des tissus, qui peut causer des dommages aux nerfs et le blocage du flux sanguin. Ce paramètre est régulièrement associé au confort de l'utilisateur, mais est à manipuler avec précaution.

La répartition de pression habituelle est caractérisée par une pression maximale au niveau des tubérosités ischiatiques, diminuant graduellement radialement pour être minimale à l'extrémité distale de la cuisse (Figure 12). Les zones d'appui principales sur l'assise sont donc les tubérosités ischiatiques (plus de 50%), parfois les grands trochanters, les cuisses (environ 30%) (Mergl, 2006) et la zone sacrococcygienne (Figure 13). Les données expérimentales rapportent des valeurs de 5 à 30 kPa sous les tubérosités ischiatiques et de 3 à 8 kPa sous les cuisses. Lorsqu'un dossier est utilisé, la pression maximale à l'interface entre le dos et le dossier est généralement comprise entre 2 et 3 kPa (Diebschlag et Hörmann, 1987; Mergl, 2006). Sur le dossier, on note l'importance des zones lombaire et dorso-scapulaire (Andreoni et al., 2002), ainsi que la crête iliaque (Mergl, 2006 ; Gyi et Porter, 1997) . Ragan et al. (2002) ont quantifié l'efficacité de ces données de pression en tant qu'indicateurs des efforts sous-cutanés. Ils en ont déduit (via un modèle à éléments finis) que le stress subcutané suivait bien la même évolution que la pression à la surface, à 0,7-0,8 N/cm² près.

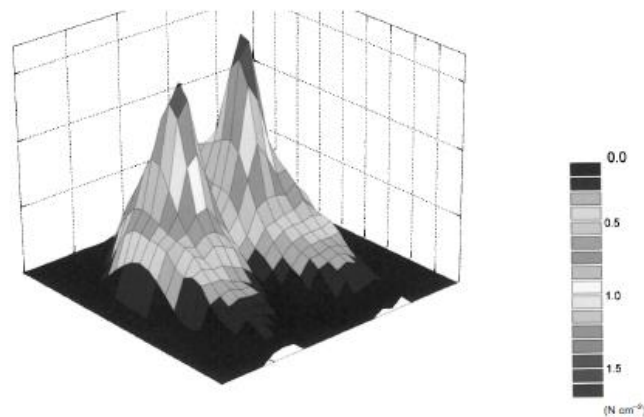


Figure 12 Représentation tri-dimensionnelle de la distribution de pression sur l'assise (Ebe et Griffin, 2001)

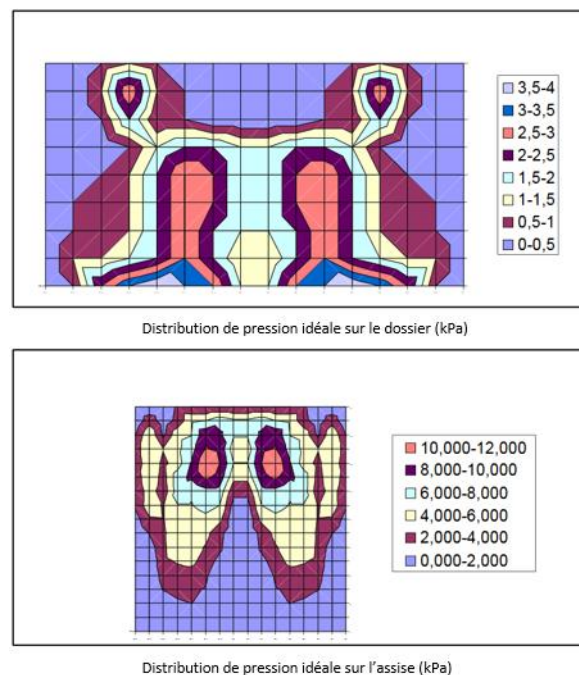


Figure 13 Distributions de pression sur l'assise et le dossier idéales (Mergl, 2006)

2. Intensité et durée

Différents seuils de tolérance à la pression sont avancés dans la littérature pour les tissus, basés sur des valeurs théoriques indiquant les limites dommages possibles, de l'obstruction du retour veineux (6-12 mmHg) à la nécrose (32 mmHg) (Jürgens, 1997; Landis, 1927). La durée d'exposition à une certaine pression a également une influence importante sur ses conséquences. La courbe de tolérance pression-temps de Reswick et Rogers (1976) indique la délimitation entre la zone acceptable (sous la courbe) et la zone non-acceptable (au-dessus de la courbe) (980 sujets, avec pour critère d'éviter les dommages cutanée) (Figure 14). D'après cette directive, une pression de 150 mmHg (presque 2N/cm²) ne doit par

exemple pas être maintenue plus de 2 heures. Les changements posturaux enregistrés par Vink (2004) rejoignent cette idée qu'une pression ne peut être supportée que jusqu'à un certain niveau et/ou un certain temps.

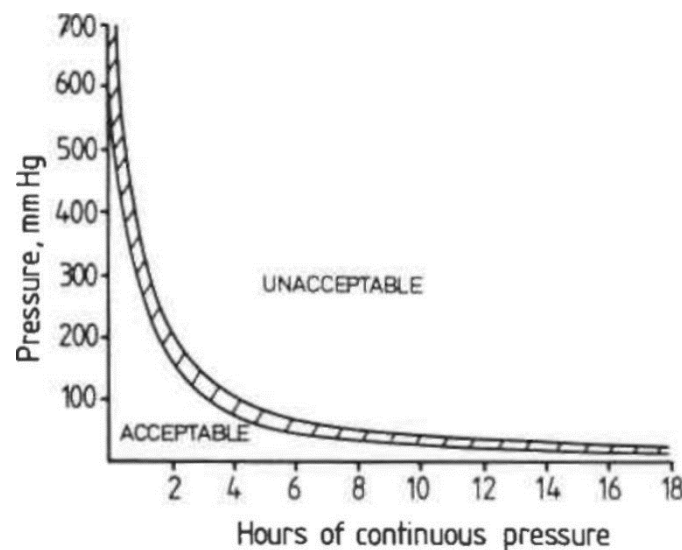


Figure 14 Courbe de tolérance pression-temps, d'après Reswick et Rogers (1976) (dans Barbenel, 1992)

Distribution et confort

Une autre méthode pour déduire les intensités acceptées se base sur la posture adoptée « naturellement » et les changements posturaux (Vergara et Page, 2002; Vink, 2004; Zenk et al., 2012). En effet, une certaine correspondance entre les macro-mouvements du pelvis et la pression mesurée par Vink (2004) a permis de catégoriser la pression en deux zones, confort et inconfort ou inconfort accepté et non-accepté respectivement.

Cisaillement

Lorsque les forces normales sont couplées à des forces de cisaillement (force exercée parallèlement par unité de surface parallèle) (Burk et Grap, 2012), les seuils de résistance sont considérablement réduits (en particulier, la pression requise pour bloquer le flux sanguin est diminuée de moitié lorsqu'un cisaillement suffisant est présent) (Bennett et al., 1979; Goossens et al., 1994).

Les forces de cisaillement peuvent causer un déplacement entre la peau et les fascias, ou enlever la couche périphérique de l'épiderme, accélérant ainsi le déclenchement de l'ulcération (Burk et Grap, 2012). Il est donc particulièrement important de considérer cet aspect, notamment lorsqu'un siège à dossier est utilisé. Les études sur l'élévation des dossiers de lits d'hôpitaux notamment ont mis en évidence les inconvénients en matière de cisaillement de ce redressement. Sur un siège, l'inclinaison vers l'arrière de l'assise en cas de dossier incliné vers l'arrière vient en partie de ces observations.

La mesure de la pression à l'interface ne tient compte que des forces normales, mais les gradients de

pression donnent une indication sur le cisaillement (Hobson, 1992). L'intensité n'est donc pas le seul critère d'amplitude, c'est pourquoi on considère généralement des pics de charge maximaux et des gradients maximaux correspondant à une distribution optimale à respecter sur la surface de l'assise (Hartung, 2006). Le gradient de pression est associé à l'effort de cisaillement (Hobson, 1992).

Cet optimum de répartition est souvent lié à la notion de confort. De nombreuses études ont mis en évidence un lien entre la distribution de pressions à l'interface et le confort / l'inconfort ressenti par le passager, surtout sur les sièges de voiture (Andreoni et al., 2002; Ebe et Griffin, 2001; Ng et al., 1995). Dans leur revue des indicateurs objectifs de confort, De Looze et al. (2003) ont identifié la pression à l'interface comme le critère montrant l'association la plus claire avec les évaluations subjectives des sujets. Zenk et al. (2012) ont de plus lié la distribution de pression à l'interface à la pression intradiscale. Guy et Porter (1999) ont cependant jugé la corrélation entre ces 2 aspects insatisfaisante, observant que des distributions de pression radicalement différentes donnaient lieu à des niveaux de confort / inconfort semblables. Ils ont rapporté des valeurs moyennes très variables, allant sous les IT allant de 36,6 mmHg (0,48 N/cm²) à 106,7 mmHg (1,4 N/cm²), et sous les cuisses de 23,4 mmHg (0,31 N/cm²) à 60,4 mmHg (0,8 N/cm²), ainsi qu'une grande influence de la constitution physique. Le sexe influence également, les sujets de sexe masculin montrant des pressions plus élevées, pour des possibles raisons anatomiques (Zacharkow, 1988).

Une répartition uniforme est impossible en raison de la nature de l'interfaçage homme-matériau, non-idéale (Andreoni et al., 2002). Certaines zones anatomiques, caractérisées par une pression plus importante, interagissent de façon plus importante, définissant la stratégie d'assise adoptée (tubérosités ischiatiques ou grands trochanter pour l'assise, lombaire, uniforme ou dorso-scapulaire pour le dossier) (Figure 15).

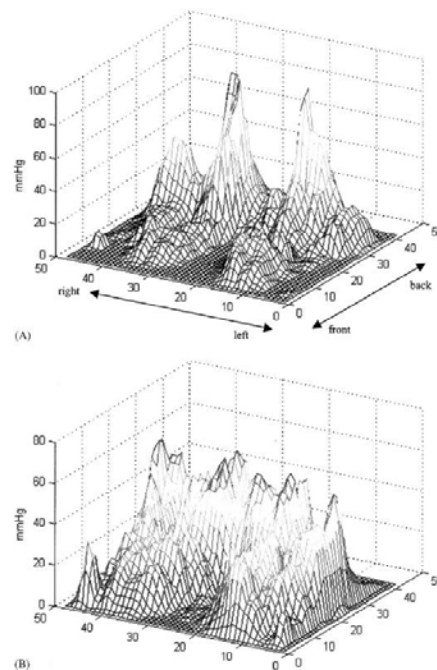


Figure 15 Distributions de pression qsur l’assise. (A) : stratégie ischiatique ; (B) : stratégie trochantérienne (Andreoni et al., 2002)

Le chargement des grands trochanters est recherché et recherché pour les sièges où la posture assise est maintenue longtemps, en particulier sur fauteuils roulants (Ferguson-Pell, 1990). La pression sous les cuisses est toujours minimisée (Sanders et McCormick, 1987 ; Floyd, 1967).

Position des capteurs

La plupart des études utilisent des nappes de pression disposées sur l’assise et/ou le dossier du siège. La présence de ce dispositif modifie l’immersion et diminue la pression (Pipkin, 2008), ce qui met en doute la répétabilité et la cohérence des résultats.

Les capteurs unitaires peuvent donc être considérés comme une meilleure option, mais leur disposition sur la surface de contact est cruciale pour obtenir des résultats reflétant de façon optimale la distribution. Gyi et Porter (1997) ont proposé une reconception d’une matrice de capteurs se concentrant sur les zones d’intérêt. La disposition de capteurs doit être réalisée avec attention, Moes (2007) ayant mis en avant le rapprochement des points de pression maximale lorsque le pelvis est en rotation antérieure.

L’étude de la distribution de pression à l’interface permet donc d’évaluer les risques associés à la posture assise pour les tissus et paraît complémentaire aux autres indicateurs des contraintes passives, surtout lorsque la posture assise est adoptée pendant un temps important.

3. Activité musculaire – Electromyographie

Le maintien d'une posture statique nécessite une certaine activité musculaire, dite posturale. Cette activité est souvent caractérisée par une contraction statique (isométrique), bien en deçà de l'activité maximale volontaire mais maintenue constante dans le temps, ce qui peut causer une fatigue musculaire et de la douleur.

Différents groupes de muscles, essentiellement du tronc, sont impliqués dans le maintien de la posture assise. La topographie et l'intensité des d'actions musculaire varient en fonction des catégories de postures. Ainsi, le patron d'activité musculaire en posture assise est différent de celui de la posture debout de référence. Au sein de chaque posture, le patron d'activité musculaire varie également en fonction de son type de maintien (relâchée – redressée/érigée) (Figure 16).

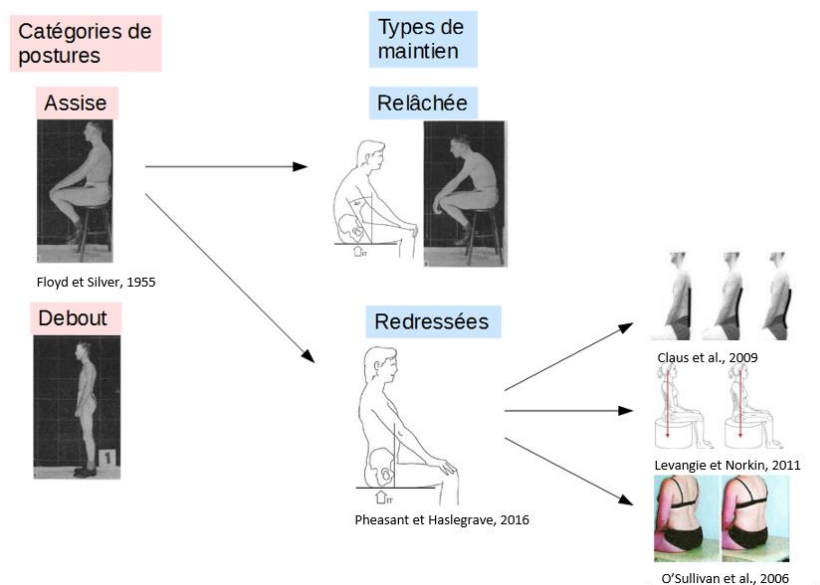


Figure 16 Classification des postures assises selon le type de maintien

Le niveau d'activité musculaire est évalué au moyen de l'électromyographie (EMG), qui consiste à enregistrer l'activité électrique du muscle (à la surface de la peau ou à l'aide d'une aiguille intramusculaire). L'activité obtenue est généralement normalisée par l'activité enregistrée lors d'une contraction volontaire maximale du muscle concerné.

Comparaison entre la posture debout érigée et la posture assise redressée

La posture assise est associée à une activité plus importante des extenseurs de la colonne que la posture debout. Les muscles érecteurs du rachis et le grand dorsal (Kroemer et Robinette, 1969) sont plus actifs en posture assise redressée qu'en posture debout érigée (Floyd et Silver, 1955), où ils ne sont actifs que de façon intermittente pour corriger le balancement (Corlett et Eklund, 1984; Floyd et Silver, 1955).

La raison évoquée par ces auteurs (Corlett et Eklund, 1984; Floyd et Silver, 1955) pour l'activité accrue des érecteurs lombaires est l'augmentation du bras de levier de la force de gravité par rapport aux vertèbres lombaires suite à la délordose.

L'activité musculaire en posture assise dépend de nombreuses variables et grandement des conditions. De plus, elle implique des muscles profonds difficiles à investiguer.

Comparaison des différents types de maintien de la posture assise

Dans de nombreuses études, la posture assise relâchée (*"slumped sitting"*) est caractérisée par une plus faible activité musculaire paraspinale que la posture assise redressée. Corlett et Eklund (1984) affirment que les efforts subjectifs fournis en posture assise redressée augmentent avec le temps et poussent le sujet à adopter une posture relâchée pour soulager les muscles du dos.

Selon Okada (1972), l'activité des extenseurs de la colonne en posture assise relâchée ne dépasse pas 2-3 % de leur contraction volontaire maximale, ce qui ne présente pas de risque de fatigue à court terme, les autres muscles étant quiescents. Lundervold (1951) a observé une augmentation de l'activité du trapèze, du grand dorsal et des érecteurs spinaux lors de l'adoption d'une posture assise redressée (Figure 17).

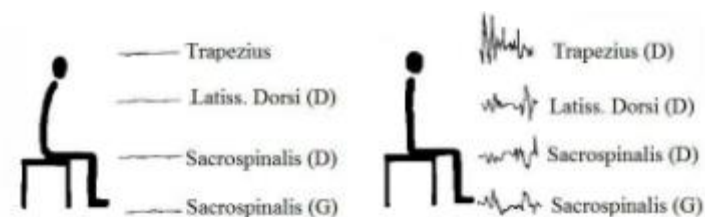


Figure 17 Activités des muscles postérieurs du tronc en postures assises redressée et relâchée (Lundervold, 1951).

La posture assise relâchée est caractérisée plus précisément par une diminution de l'activité des extenseurs lombaires (Floyd et Silver, 1955; Nairn et al., 2013; O'Sullivan et al., 2006) et thoraciques (Edmondston et al., 2011; Nairn et al., 2013), ainsi qu'une augmentation de l'activité des extenseurs cervicaux (Edmondston et al., 2011; Schoberth, 1962) en raison de l'effacement de la cyphose vertébrale (Gaudez et Aptel, 2008) (Figure 18). Schüldt et al. (1986) ont comparé le niveau d'activité musculaire dans le cou et les épaules dans différentes postures assises et également observé qu'il était maximal lorsque la colonne totale était fléchie et minimal lorsque la colonne thoraco-lombaire était légèrement inclinée vers l'arrière.

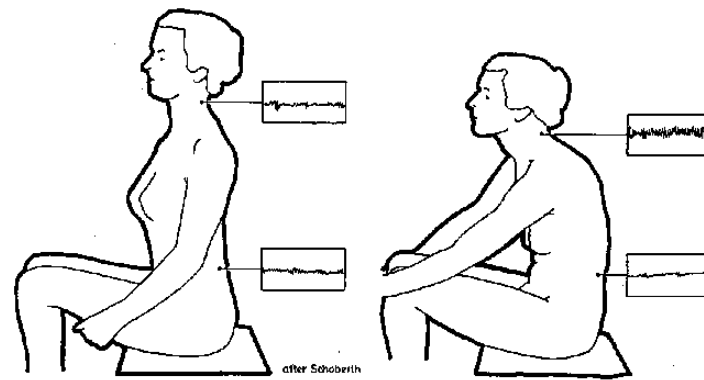


Figure 18 Activités des extenseurs lombaires et cervicaux en postures assises redressée et relâchée (Schoberth, 1962, dans Asatekin, 1975).

En posture assise redressée, la ligne de gravité est antérieure aux tubérosités ischiatiques, ce qui entraîne une rotation pelvienne antérieure. Pour réduire cette rotation du bassin, la posture assise redressée nécessite une contraction des muscles extenseurs de la hanche plus importante qu'en posture assise naturelle ou relâchée (Åkerblom, 1948).

Andersson et Örtengren (1974) n'ont pas noté de différence d'activité au sein des érecteurs au niveau de la troisième vertèbre lombaire lors du passage d'une posture lordotique (tronc droit) à relâchée cyphotique, mais ont mis en évidence l'importance du psoas, annoncée par Sypher (1960) et prouvée par Nachemson (1966), qui avait observé son activation stabilisatrice de la colonne lombaire. O'Sullivan et al. (2006) ont également observé une réduction d'activité significative lors de cette transition de posture dans la région lombo-pelvienne pour les stabilisateurs segmentaires que sont le multifide lombaire superficiel et le muscle oblique interne, suggérant également une mise à contribution des structures passives de la région pour contrer la gravité. La pression exercée par les organes abdominaux contribue également au maintien d'une posture passive (Eklund et Corlett, 1984).

Claus et al. (2009) et O'Sullivan (2006) ont souligné le rôle unique du multifide lombaire parmi les muscles extenseurs dans le maintien et l'ajustement de la lordose lombaire, son activité augmentant avec le degré de lordose observé. Il est considéré comme un des principaux muscles stabilisateurs de la région lombo-pelvienne, et a l'avantage de permettre le contrôle d'un segment sans générer de moment de force important (son bras de levier est très faible puisqu'il est attaché aux vertèbres), et donc sans nécessiter la co-contraction des fléchisseurs abdominaux (MacDonald et al., 2006). En comparant deux types de posture redressée (redressée thoracique ou lombo-pelvienne, Figure 19), O'Sullivan et al. (2006b) ont mis en évidence la possibilité d'un mécanisme de substitution entre le multifide superficiel et les érecteurs spinaux thoraciques, en fonction des caractéristiques de la position redressée à atteindre depuis la posture relâchée.

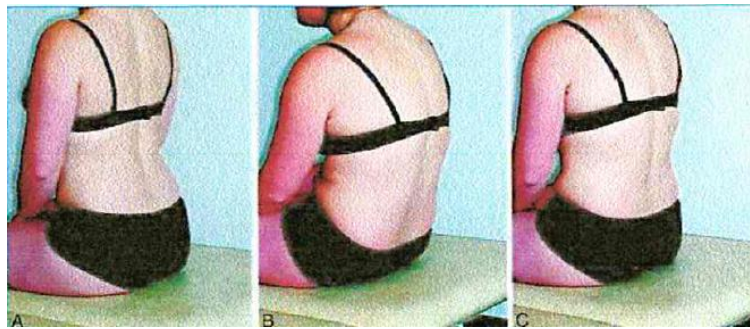


Figure 19 Postures assises redressée thoracique (A), relâchée (B) et redressée lombo-pelvique (C) (O'Sullivan et al., 2006).

La posture assise redressée dans la région lombo-pelvienne est davantage encouragée que la thoracique car elle est caractérisée par l'activation de muscles locaux plutôt que globaux. Les muscles locaux ont un potentiel de stabilisation moindre que les globaux mais imposent de contraintes de compression plus faibles à la colonne et résistent mieux à la fatigue (O'Sullivan et al., 2006). Claus et al. (2009) ont comparé les postures redressées et observé que la posture assise proposant un dos plus plat était caractérisée par les activités musculaires les plus basses.

Edmonston et al. (2011) ont observé une activité importante des extenseurs thoraciques en posture neutre au niveau lombo-pelvien. Ils ont associé cette différence de patron d'activité musculaire au changement dans le moment exercé par le poids de la tête. Ils ont ainsi recommandé les postures assises neutres qui impliquent davantage ces extenseurs thoraciques dans le contrôle de la posture de la tête et du cou, et permettent de réduire la charge sur la colonne cervicale.

Les muscles obliques, interne et externe, sont actifs en postures redressées (O'Sullivan et al. 2006b ; Nairn et al. 2013).

Les incohérences entre les études électromyographiques semblent provenir du manque de standardisation dans la définition des postures assises, redressées et relâchées. De nombreux auteurs ont mis en avant l'importance de la mesure de la position de la colonne correspondant à l'activité musculaire enregistrée (Harms-Ringdahl et al., 1986; Nairn et al., 2013). Cependant, la plupart des auteurs s'accordent pour affirmer que les postures qui minimisent la contraction statique dans les muscles dorsaux et du cou doivent être favorisées pour minimiser la dépense d'énergie, mais que toute position devient fatigante après un certain temps. C'est pourquoi les changements posturaux sont primordiaux (Lundervold, 1951), car ils permettent de soulager les muscles (à la fois par la nouvelle posture adoptée que le changement de posture en lui-même qui soulage temporairement la contraction statique).

Le phénomène de flexion-relaxation

Le passage d'une posture érigée à une posture passive (relâchée) augmente puis diminue l'activité des

muscles posturaux superficiels. A partir d'un certain niveau de flexion du tronc, les érecteurs spinaux deviennent même silencieux. Cet effet peut sembler contradictoire avec l'augmentation du moment de la gravité causée par l'adoption d'une telle posture relâchée, qui éloigne la ligne de gravité des vertèbres lombaires. Il s'agit du phénomène de flexion-relaxation, décrit par Floyd et Silver (1951). Le mécanisme communément associé à ce phénomène est le relais par les structures passives (fascia lombo-dorsal, ligaments, disques, capsules). En effet, selon cette théorie, la tension exercée par ces structures passives augmente avec leur élongation, jusqu'au niveau de flexion (point P sur la Figure 20) où la tension exercée par celles-ci et le muscle au repos (tension combinée L sur le graphe) est suffisante pour contrer le moment de la force de gravité (F sur le graphe), niveau à partir duquel l'activité du muscle est réduite à néant. Les structures passives seraient donc les principales responsables du maintien de la stabilité en posture fléchie/relâchée, ce qui induit un risque important de rupture, notamment dans les ligaments et la partie la plus postérieure de l'annulus fibrosis.

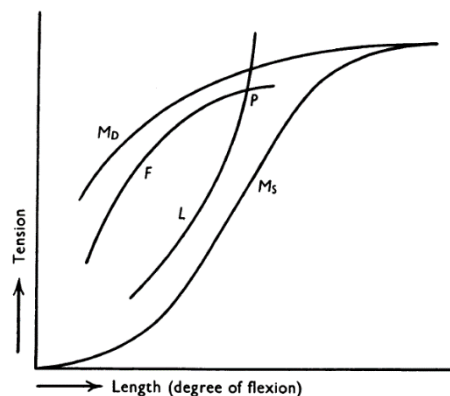


Figure 20 Diagramme hypothétique de la tension exercée par les muscles érecteurs du rachis et les ligaments postérieurs de la colonne vertébrale (Floyd et Silver, 1955).

Cependant, Andersson et al. (1996) ont remis en cause ce mécanisme de relais en remarquant l'activation de muscles lombaires profonds (carré des lombes et érecteurs profonds latéraux, ainsi que le psoas, déjà annoncé par Nachemson en 1966) en posture debout fléchie, déchargeant les structures passives et diminuant donc le risque associé à ces postures. Leurs études ont également montré une influence de la courbure lombaire et de l'orientation du pelvis sur l'activité des érecteurs superficiels.

Dunk et Callaghan (2002) n'ont pas observé de relaxation dans les érecteurs spinaux lombaires (mais bien dans les thoraciques) lors du passage d'une posture assise redressée à relâchée fléchie. Leur niveau d'activation restant constant, ils ont suggéré que les structures passives lombaires étaient déjà chargées. Les érecteurs thoraciques étaient dans certaines études plus actifs en posture assise érigée que ceux des autres régions de la colonne (Andersson et al., 1975; Soderberg et al., 1986).

4. Influence du mobilier

L'adoption d'une posture assise particulière dépend au moins en partie des caractéristiques de support du siège. Les caractéristiques principales de l'assise et du dossier d'un siège ont été largement étudiées, les résultats principaux sont présentés dans ce chapitre.

Assise du siège

L'assise est la partie du siège qui supporte la majorité du poids du corps, environ 65-70 % selon les caractéristiques du siège (Branton, 1969; Bush et Hubbard, 2007).

Influence de la hauteur de l'assise

Hauteur de référence

La hauteur de l'assise préconisée se base principalement sur une donnée anthropométrique : la hauteur de la fosse poplitée. Elle doit permettre un contact ferme entre les pieds et le sol d'après Kroemer et Robinette (1969), pour permettre de changer de position, et devrait donc être ajustable à chaque sujet. Certains auteurs ont proposé des règles de calcul proposant des gammes de hauteurs de siège en fonction de cette référence anthropométrique, tenant compte des chaussures et/ou de l'angle au genou (Gouvali et Boudolos, 2006).

Pour les sièges non ajustables, les dimensions sont déduites après identification de la limite de la population (en considérant celle-ci du 5^e percentile femme au 95^e percentile homme) pour laquelle un risque est présent. Les avis divergent cependant sur l'extrémité à considérer (Life et Pheasant, 1984; Pheasant et Haslegrave, 2016). La hauteur de référence de l'assise varie entre 40 et 50 cm (Asatekin, 1975).

Assise basse

Une assise trop basse amplifie la flexion aux hanches et aux genoux, ce qui peut comprimer les veines et artères de ces régions. En outre, la diminution de l'angle entre le tronc et les cuisses peut altérer la répartition du poids du corps sur l'assise et charger davantage les tubérosités ischiatiques (Saarni et al., 2007) en diminuant la partie du poids des cuisses supportées par l'assise. Cette configuration charge aussi davantage la partie inférieure du tronc et les cuisses pour Huang et al. (2016). Elle favorise la rotation postérieure du pelvis, ce qui peut favoriser la délordose (Keegan, 1953; Kroemer et Robinette, 1969). Mandal (1981) a postulé une correspondance directe entre la hauteur de la chaise et la flexion à la hanche, et en conséquence proposé un siège plus haut que le standard de 43 cm (47 cm) pour « garder la courbure lombaire intacte », associée aux 45° à la hanche (Keegan, 1953).

Eberhard (1968) a également rapproché une augmentation de la pression sur les organes abdominaux

de la diminution de cet angle tronc-cuisses.

Lorsqu'une tâche est réalisée sur un plan de travail fixe à l'avant du sujet, un abaissement de l'assise diminue la flexion de la tête (Panagiotopoulou et al. 2004 ; Hassaïne et al. 2014), ce qui est associé à une diminution de la charge cervicale. Le trapèze supérieur et les extenseurs du cou n'ont cependant pas montré de variation correspondante de leur activité dans les travaux de Hamaoui et al. (2015) durant une tâche de lecture. L'inclinaison de la tête restant tout de même entre 37 et 41° de la verticale, il a été supposé que le poids était supporté par les structures passives ou que des muscles profonds non étudiés intervenaient. Dans la même étude, si la position du tronc n'était pas altérée, une diminution de l'activité des érecteurs lombaires superficiels a été observée lors du passage de la condition intermédiaire (correspondant à un siège ajusté aux mesures anthropométriques du sujet) à la condition basse, mais aucune tendance globale dans leur patron d'activité n'a été observée.

Assise haute

Une assise haute devrait favoriser la lordose lombaire en raison de l'extension à la hanche qu'elle permet, si le contact avec le sol des pieds est maintenu. Elle mène surtout à des postures moins contraintes et permet donc une plus grande flexibilité posturale, en raison des angles à la hanche et au genou réduits (Reed et al., 1994).

Lorsque l'assise est trop haute cependant, sur un siège horizontal, une pression importante est appliquée sur la face postérieure des cuisses, qui n'est pas une zone qualifiée pour résister à ce type de compression de longue durée. En effet, contrairement à la zone sous les tubérosités ischiatiques, elle n'est pas protégée par des muscles et contient de nombreux nerfs et vaisseaux sanguins superficiels (Kroemer et Robinette, 1969). Les contraintes imposées à ces tissus mous causent donc un inconfort et réduisent l'apport sanguin aux jambes, poussant le sujet à n'utiliser que la partie avant du siège et ainsi perdre l'utilité du dossier éventuel. Pottier et al. (1969) et Bendix et al. (1987) ont également associé une augmentation des œdèmes aux pieds à cette pression sur les veines et artères.

Lorsque l'assise est assez haute pour permettre la perte de l'appui des pieds au sol, la pression intradiscale lombaire augmente grandement en raison de la plus grande partie du poids du corps supportée par l'assise (Nachemson et Morris, 1964).

Dans l'étude de Matsumoto et Saito (2004), une assise plus basse que la hauteur de la jambe menait à une diminution de la surface de contact avec l'assise et une assise plus haute à une augmentation, mais la pression moyenne à l'interface (sur l'assise) augmentait dans les deux cas.

Influence de l'inclinaison

Les chaises traditionnelles sont caractérisées par une inclinaison de l'assise vers l'arrière de 5 à 7°. Mandal (1976) a jugé cette position inappropriée à la réalisation d'une tâche sur un plan de travail à l'avant sans fléchir le tronc, ce qui causait une tendance à n'occuper que l'avant du siège, causant une pression sur les nerfs et veines. Il a proposé une configuration dite plus appropriée à la réalisation de tâches et basée sur l'idée passée de mode du siège incliné vers l'avant pour encourager la lordose lombaire (Staffel, 1884 ; Schlegel, 1956 ; 1958 dans Kroemer et Robinette, 1969 ; Burandt, 1969 dans Bendix et al., 1985).

Cette inclinaison vers l'avant de l'assise (allant jusqu'à 30°) vise à réduire l'aplatissement de la colonne lombaire en agissant sur la rotation du pelvis grâce à l'ouverture de l'angle entre le tronc et les cuisses. Graf et al. (1992) ont suggéré un mécanisme additionnel favorisant la lordose lombaire sur une assise inclinée : l'effet de la gravité, tirant le pelvis vers l'avant.



Figure 21 Assises droite (gauche) et inclinées vers l'avant de 15° (droite) (Hamaoui et al., 2015).

Mandal toujours (1981), en comparant la posture adoptée dans cette configuration à celle où le sujet n'occupe que l'avant d'un siège horizontal (sur des photographies), a déduit que l'inclinaison de l'assise réduit l'extension des muscles du dos, encourage le mouvement et permet une meilleure distribution de la pression sur l'assise. L'effet de la réduction de l'extension des muscles peut néanmoins être contrebalancé par le fait qu'une inclinaison vers l'avant empêche souvent l'utilisation d'un dossier qui soulage ces muscles (Corlett et Eklund, 1984; Gadge et Innes, 2007).

De nombreuses études se sont ensuite basées sur des mesures statométriques pour évaluer et quantifier l'effet de l'inclinaison de l'assise (Bendix, 1984; Bendix et Biering-Sørensen, 1983; Bridger, 1988). Certains ont montré une augmentation de la lordose avec l'inclinaison vers l'avant du siège de 0° à 15° (Bendix et Biering-Sørensen, 1983), d'autres n'ont pas montré d'effet significatif (Bendix, 1984). Bridger (1988) a observé une adaptation au siège incliné prenant place principalement aux niveaux du

genou, de la hanche et du pelvis.

Cependant, l'adaptation à ce type de siège peut se faire de différentes manières et sans nécessairement augmenter l'angle entre tronc et cuisses ou diminuer la délordose, même lorsque la rotation du pelvis a lieu (Bendix et Biering-Sørensen, 1983; Hamaoui et al., 2015). Les cas extrêmes d'adaptation à partir d'une assise horizontale sont repris dans la Figure 22 : l'assise inclinée peut simplement pivoter la position initiale vers l'avant en gardant un angle de 90° entre le tronc et les cuisses, ou étendre les cuisses avec ou sans gain de la lordose lombaire. Bien souvent, une combinaison des 3 cas est observée.

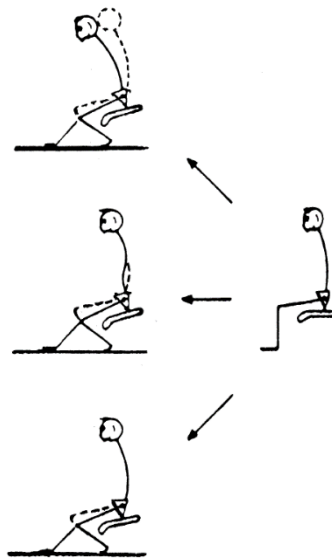


Figure 22 Cas extrêmes d'adaptation à une assise inclinée vers l'avant (Bendix et Biering-Sørensen, 1983)

Les différences entre ces résultats et ceux des études en posture allongée latérale concernant la relation entre la flexion des cuisses et la courbure lombaire peuvent être expliquées par les patrons d'activité musculaire différents qui régissent les postures assises en raison du maintien postural nécessaire (Hamaoui et al., 2015). Eklund et Liew (1991) avaient observé une influence de la gravité pour les flexions importantes de la cuisse en comparant les postures allongée et assise (sur une assise horizontale).

Sur un siège avec dossier haut, une inclinaison légère vers l'arrière du siège vise à optimiser l'utilisation du dossier en posture assise, pour permettre l'ouverture de l'angle entre le tronc et les cuisses, qui favorise la lordose (Strasser 1913 dans Bendix et al., 1985). De plus, elle permet de contrer la force dirigée vers l'avant faisant glisser le fessier (Kroemer et Robinette, 1969) et de réduire les contraintes de cisaillement. Les études de la distorsion du disque intervertébral de Yamaguchi et Umezawa (1970, dans Asatekin, 1975; Grandjean et Hünning, 1977) ont montré que l'augmentation de l'inclinaison de l'assise vers l'arrière permet de minimiser la distorsion du disque pour une inclinaison de dossier

donnée. Selon Lengsfeld et al. (2000), les inclinaisons de l'assise et du dossier doivent être liées pour éviter les contraintes de cisaillement dans les tissus et maintenir la lordose lombaire. L'inclinaison de l'assise modifie également la distribution de la charge sur la surface d'appui, une inclinaison vers l'arrière chargeant davantage les fesses en déchargeant les cuisses (Zenk et al., 2012).

Activité musculaire

Si l'assise inclinée vers l'avant permet dans certains cas de redresser et positionner la colonne au milieu de sa gamme de mouvement, l'adaptation a souvent lieu dans le membre inférieur et l'inclinaison de l'assise n'a ainsi pas toujours d'effet important sur les érecteurs du rachis. Aucune modification dans l'activité des extenseurs lombaires (L3) avec l'inclinaison de l'assise n'a été observée par Bendix et al. (1985). Dans les travaux de Hamaoui et al. (2015) et O'Sullivan et al. (2010), l'inclinaison vers l'avant réduisait cependant leur activité.

En revanche, deux études (Hamaoui et al., 2015; Mastalerz et Palczewska, 2010) s'intéressant également aux activités des muscles des membres inférieurs ont conclu que l'effet principal sur l'activité musculaire de l'inclinaison de l'assise avait lieu dans les membres inférieurs, pour empêcher le glissement vers l'avant dû à la gravité. L'activité accrue de ces muscles peut résulter en leur fatigue et des possibles contraintes sur l'articulation du genou. De plus, cette assise est souvent jugée moins confortable en raison de ce glissement.

Dossier

La présence d'un dossier permet de modifier la charge sur la colonne et les contraintes qui en résultent dans ses structures. Cet effet peut être atteint via différents mécanismes selon le dossier.

Influence de l'inclinaison du dossier

Keegan (1953) préconisait l'inclinaison vers l'arrière du dossier pour se rapprocher de l'angle de 135° entre le tronc et les cuisses, qui caractérise la posture « neutre » (Figure 23). De nombreuses études ont mis en doute la relation directe entre cet angle, la rotation pelvienne et la courbure lombaire recherchée, mais très peu ont infirmé l'idée que l'inclinaison du dossier permet de décharger la colonne et l'assise du siège. Cependant, ce but est atteint de différentes façons selon les caractéristiques du dossier.

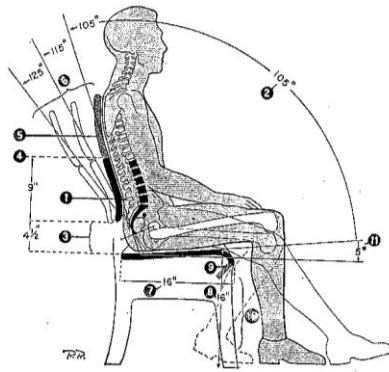


Figure 23 Caractéristiques de base d'un siège « confortable et protecteur » pour Keegan (1953).

En posture assise redressée, la présence d'un support lombaire stabilise la colonne et permet de reculer la position du centre de gravité du tronc en étendant sa partie supérieure de façon intermittente, ce qui permet de diminuer l'activité des muscles érecteurs nécessaire pour contrer la gravité (Corlett et Eklund, 1984). Bendix et al. (1985) n'ont cependant pas noté de différence dans l'activité des érecteurs lombaires lorsque le dossier était davantage utilisé en raison de l'inclinaison vers l'arrière du siège testé, tout comme Andersson (1974). La cyphose lombaire observée dans ce cas (due à l'assise vers l'arrière) pourrait avoir compensé la réduction de charge sur la colonne obtenue grâce au support du dossier.

Pour les postures inclinées vers l'arrière, l'extension du support dorsal au-dessus de la région lombaire est nécessaire pour permettre la relaxation musculaire.

De nombreuses études ont désigné l'inclinaison du dossier comme la caractéristique du siège ayant la plus grande influence sur l'activité musculaire (Andersson et al., 1975; Magnusson et Pope, 1998).

La diminution de la tension exercée par les muscles extenseurs diminue la charge sur la colonne. Cette diminution peut provenir plus directement d'une modification de la position du tronc.

En posture assise inclinée vers l'arrière, le dossier contre plus directement les forces de gravité en supportant une partie (qui augmente avec l'inclinaison) du poids du haut du corps et permet de décaler le centre de gravité du corps vers l'arrière, réduisant ainsi la charge sur la colonne (Rohlmann et al., 2011) et le moment à contrer par l'activité musculaire et les structures passives. Selon Branton (1969), en deçà de 30° d'inclinaison vers l'arrière, la relaxation musculaire qu'il permet influence le confort d'une posture et donc son adoption par l'utilisateur, mais sa contribution au poids du corps reste très faible. De la même façon, Nag et al. (2007) n'ont pas trouvé de différences significatives dans le poids transmis à l'assise en comparant des inclinaisons jusqu'à 25°, même s'ils estiment une réduction de 4 % du poids transféré à l'assise par 10° d'inclinaison supplémentaire au-delà de 5°.

Treaster et Marras (1987) ont observé qu'une inclinaison de 120° (la plus importante testée dans leur

étude) permettait de diminuer les pressions importantes sur le siège et d'obtenir une meilleure répartition de la pression sur le dossier.

Il a été observé que l'inclinaison vers l'arrière du dossier (jusqu'à 120° également) réduisait l'activité des muscles du dos et la pression intradiscale (Andersson et Ortengren, 1974; Andersson et al., 1974) (Figure 24). Lors de leurs mesures sur une chaise de bureau, l'effet de l'augmentation de l'inclinaison diminuait après 100°, ce qui pourrait qualifier l'inclinaison optimale pour diminuer la flexion du cou lors d'une tâche visuelle.

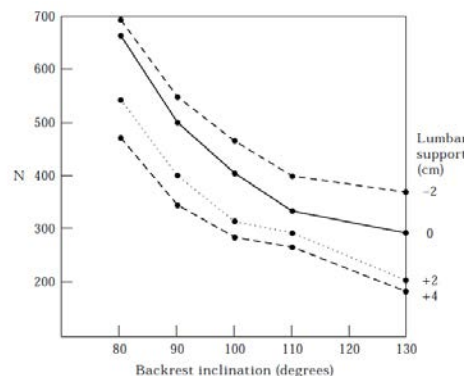


Figure 24 Charge sur la colonne lombaire en fonction de l'inclinaison du dossier, et pour différentes profondeurs de support lombaire (Andersson et al., 1974)

En mesurant la charge sur la colonne grâce à un implant vertébral instrumenté, Rohlmann et al. (2011) ont aussi noté une diminution de la charge sur la colonne avec l'inclinaison du dossier, se stabilisant à partir de 120-130° (un dossier était présent à partir de 108°).

Ainsi, dans la plupart des études, l'inclinaison de 30° vers l'arrière (120°) est jugée la plus favorable pour décharger la région lombaire. Une inclinaison de 120° a été prouvée favorable pour la réduction de hauteur en vibration (Magnusson et Pope, 1998; Magnusson et al., 1994). Hosea et al. (1986) ont également jugé l'inclinaison à 120° optimale car elle conduisait aux activités minimales des extenseurs de la colonne pendant la conduite. En effet, si un contact visuel doit être maintenu ou une tâche doit être réalisée à l'avant, l'inclinaison trop importante impose des contraintes au niveau cervical.

Les zones d'appui du dos dépendent fortement du design du dossier. En effet, sur un dossier droit (Matsumoto et Saito, 2004), la surface totale de contact varie facilement avec l'inclinaison du dossier, et les variations individuelles dans la courbure de la colonne vertébrale modifient les zones d'appui (Figure 25).

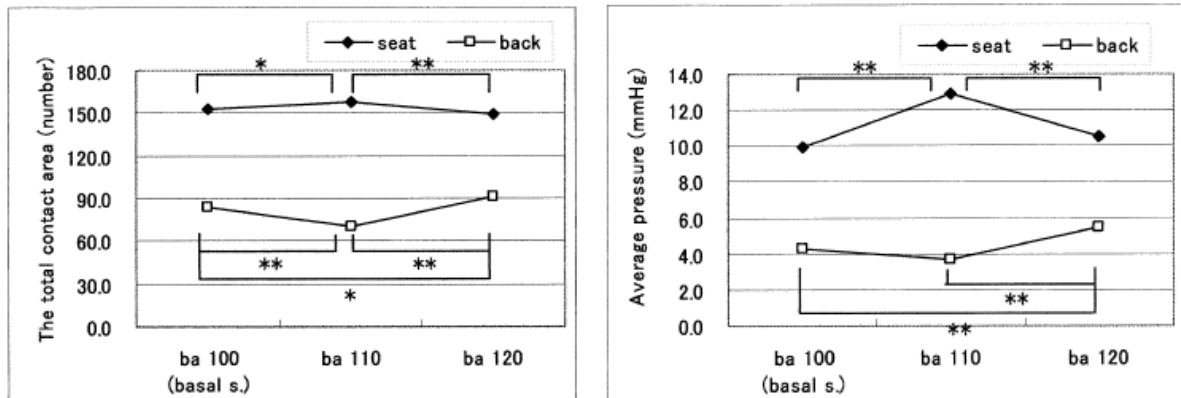


Figure 25 Modification de la surface de contact et de la pression moyenne sur le dossier et le siège avec l'augmentation de l'inclinaison du dossier (100° - 110° - 120°) (Matsumoto et Saito 2004)

L'inclinaison du dossier a une influence sur la pression maximale atteinte à l'interface avec les fesses, puisqu'elle permet de décharger ces dernières en faveur du dos et de la zone sacrococcygienne (Park et Jang, 2011) (Figure 26).

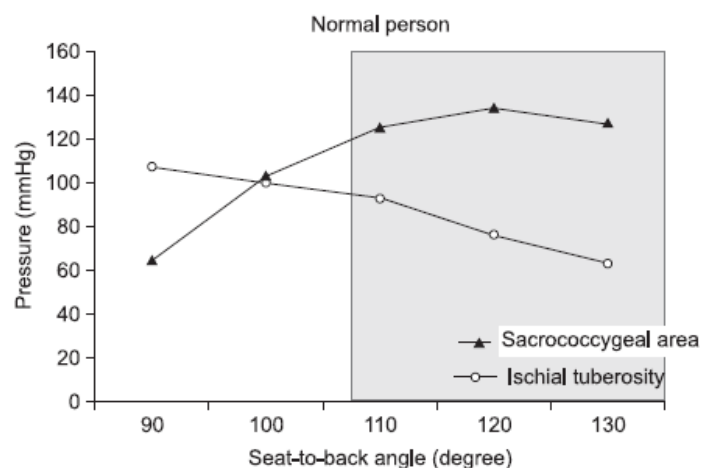


Figure 26 Pression moyenne sur la zone des IT et la zone sacrococcygienne en fonction de l'inclinaison du dossier (Park et Jang, 2011)

Les études sur l'élévation de la partie supérieure des lits d'hôpitaux mettent l'accent sur la pression en zone sacrale qui augmente lorsque les fesses sont déchargées (Sideranko et al., 1992 ; Allen et al., 1993, 1994), et où l'afflux sanguin est particulièrement important et crucial (Burk et Grap, 2012).

Influence de la forme du dossier

Le dossier, pour supporter et stabiliser la colonne de la meilleure façon, peut s'adapter à ses courbures spécifiques.

La présence d'un support lombaire est considérée comme importante depuis Akerblom (1948), pour la relaxation des muscles et des structures passives pour certains auteurs, et pour la pression intradiscale

sans influencer les muscles de façon majeure (Magnusson et Pope, 1998) pour d'autres. Dans les études d'Andersson et al. concernant la pression intradiscale et l'activité musculaire sur différents sièges, l'effet de l'augmentation du dossier se trouvait amplifié par la présence d'un support lombaire (Figure 24).

Le support lombaire est destiné à promouvoir la lordose lombaire, en empêchant la rotation pelvienne postérieure lorsque la ligne de gravité est postérieure aux tubérosités ischiatiques (Figure 27) (Asatekin, 1975; Goossens et al., 2003; Kroemer et Robinette, 1969; Mandal, 1991).

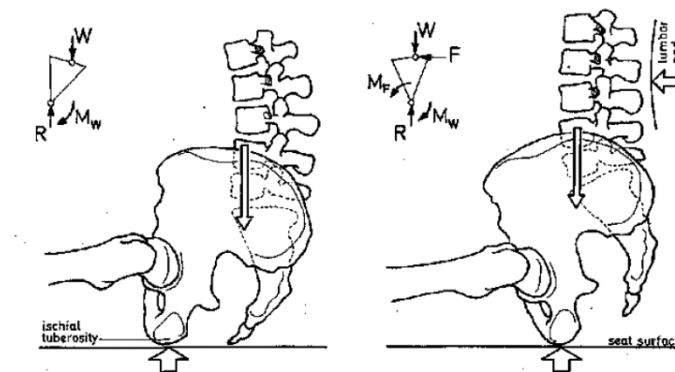


Figure 27 Effet d'un support lombaire sur la rotation du pelvis lorsque le poids du corps est situé derrière les tubérosités ischiatiques (Asatekin, 1975)

Cependant, cet effet semble confiné à la posture assise destinée à la réalisation d'une tâche active vers l'avant, et ne pas s'appliquer aux postures de repos (Bendix et al., 1996).

L'effet à long terme est également discutable. En effet, si le support lombaire stabilise la colonne lorsqu'une lordose lombaire est présente, sa présence n'est pas suffisante pour assurer cette courbure. La hauteur et l'inclinaison de l'assise ont une plus grande influence sur la courbure lombaire (Bendix et al., 1985). De plus, le choix de l'utilisateur reste prépondérant et les changements posturaux bénéfiques ont une plus grande influence sur la courbure lombaire. Si le sujet choisit d'adopter une courbure lombaire cyphotique ou plate, ce qui peut arriver après un certain temps d'assise notamment, le support lombaire applique une pression importante dans la région lombaire supérieure, et le bas du dos n'est pas soutenu (Makhsous et al., 2009; Reed et al., 1991).

La profondeur et la hauteur du support lombaire idéal dépend grandement des caractéristiques individuelles, ce qui peut résulter en un effet non voulu et mener à une activité musculaire des extenseurs accrue (Hosea et al., 1986).

Les dossiers hauts peuvent également présenter un support scapulaire. Il a été montré par Goossens et al. (2003) qu'une distance minimale de 6 cm de distance au support lombaire doit être respectée pour éviter d'annuler l'effet de ce dernier.

Coussins

Les caractéristiques mécaniques du matériau à la surface de contact ont évidemment une influence importante sur les pressions à l'interface. Diebschlag et al. (1988) ont recommandé des coussins en mousse à caractéristiques linéaires (polyuréthane principalement), pour limiter la pression critique aux tubérosités ischiatiques et obtenir une distribution plus adéquate.

Propriétés mécaniques des mousses

Les mousses sont caractérisées par de nombreuses propriétés mécaniques qui affectent le support fourni et ressenti (dureté, rigidité). Les liens entre ces caractéristiques et les contraintes ne sont pas directs.

Ebe et Griffin (2001) ont observé que sur des mousses de polyuréthane HR de même dureté (évaluée par indentation, pour une compression de 25%) mais de compositions (et de densité) différentes, la rigidité pour un chargement de 490 N était associée au confort ressenti, une faible rigidité menant à un confort plus important. Lorsque des coussins de même composition mais de dureté différente étaient testés, la sensation de confort n'était plus corrélée linéairement à la rigidité de l'échantillon, mais une rigidité intermédiaire maximisait le confort. Ces observations ont été associées à deux facteurs différents : la sensation de dureté, lorsque celle-ci est importante, qui mène à un inconfort, et la sensation de "*bottoming*". Cette dernière est liée la sensation que la mousse est compressée à son niveau maximal. Ainsi, une mousse moins dure (de densité plus faible pour la même composition) est jugée moins confortable lorsque cette sensation est présente. La pression au niveau des tubérosités ischiatiques s'est révélée associée au confort, augmentant à la fois pour les mousses les plus dures et les mousses les moins dures, reflétant les 2 aspects liés aux propriétés de la mousse.

La mesure de la pression sous les tubérosités ischiatiques semble donc tenir compte de ces 2 facteurs et être un meilleur indicateur de confort que les caractéristiques de la mousse (Ebe et Griffin, 2001). Ces auteurs ont également suggéré que lorsque les propriétés mécaniques de la mousse sont identiques, l'épaisseur, qui reflète la sensation de "*bottoming*", domine l'évaluation du confort.

Epaisseur

Ragan et al. (2012) ont reporté les pressions à l'interface maximales pour différentes épaisseurs (de 0 à 16 cm) de coussin en mousse de polyuréthane (open cell) et observé une réduction jusqu'à 50% de la pression à l'interface pour 8 centimètres d'épaisseur. Au-delà, l'influence est presque négligeable et Zacharow (1984) a mis en évidence les inconvénients d'un coussin trop épais (la stabilité posturale est compromise, ce qui mène à un chargement asymétrique, et des pressions élevées).

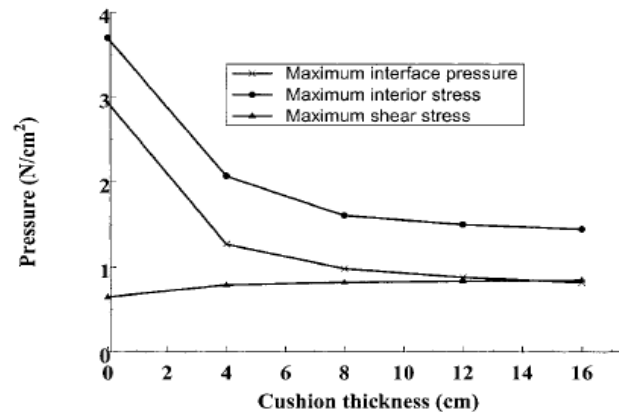


Figure 28 Pression en fonction de l'épaisseur du coussin (Ragan et al., 2002)

Accoudoirs

Les accoudoirs constituent une surface d'appui supplémentaire, augmentant la stabilité. Leur présence permet de diminuer l'activité musculaire des muscles au niveau du cou, des épaules et des bras (Feng et al., 1997; Schuldt et al., 1986; Weber et al., 1984) et la pression intradiscale (Andersson et Ortengren, 1974; Magnusson et Pope, 1998) (Figure 29).

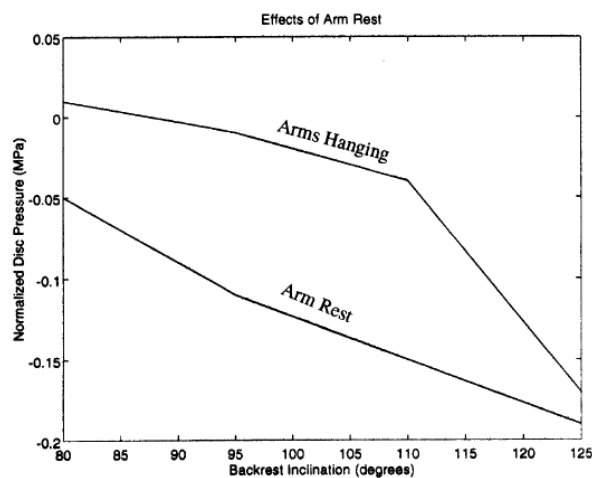


Figure 29 Effet de l'inclinaison du dossier sur la pression intradiscale (normalisée à 0,51 mPa), avec et sans accoudoirs (Andersson et Ortengren, 1974 dans Harrison et al., 1999)

Ils facilitent le changement de position et le passage assis-debout (voir STS), bien qu'ils peuvent présenter un risque de gêne pour la mobilité du tronc, des épaules et des bras et sont donc déconseillés lorsqu'une mobilité importante du haut du corps est requise (Eberhard, 1968 ; Kromer, 1971).

La présence d'accoudoirs influence également le transfert du poids du corps à l'assise et aux pieds. Swearingen et al. (1962) avaient estimé à 12,4% la proportion du poids du corps supportée par les

accoudoirs (dans Harrison et al., 1999). Dans l'étude de Nag et al. (2007), les accoudoirs diminuaient en position redressée jusqu'à 12 % le poids sur le siège (selon leur hauteur) et jusqu'à 18% celui transmis aux pieds (sans influence significative de leur hauteur).

Hauteur des accoudoirs

La donnée anthropométrique de référence pour la hauteur de l'accoudoir est la hauteur du coude au repos ("*Elbow rest height*"). Les standards européens (EN 1335-1) recommandent une gamme minimale allant de 200 à 250 mm au-dessus de la surface de l'assise lorsque leur hauteur est ajustable (CEN, 2000 dans Pheasant et Haslegrave, 2005).

Des accoudoirs trop hauts imposent une élévation des épaules et l'abduction des bras, ce qui implique une activité accrue des muscles du cou et de l'épaule (Matsumoto et Saito, 2004; Zhu et Shin, 2011). Des accoudoirs trop bas résultent en un glissement des fesses vers l'avant ou l'adoption d'une posture penchée vers l'avant pour pouvoir les utiliser (Andersson et Ortengren, 1974) mais sont probablement mieux adaptés à une posture relâchée que les premiers (Pheasant et Haslegrave, 2016). Certains auteurs plaident pour un support des parties charnues uniquement et non osseuses du coude, qui présentent les nerfs à risque, à moins que l'accoudoir soit grandement rembourré (Pheasant et Haslegrave, 2016).

Nag et al. (2008) ont testé l'influence de ce paramètre sur la distribution du poids en mesurant les forces sur le siège et aux pieds. La réduction maximale du poids sur le siège (-12%) a été observée pour la hauteur maximale de l'accoudoir, 68 cm, qui représentait 40% de la taille des sujets (Figure 30). Avec cette hauteur d'accoudoirs, le poids est supporté environ à 60% par l'assise et 33% par les pieds (moyenne pour les différentes hauteurs), ce qui signifierait que les accoudoirs supportent environ 7 % du poids du corps.

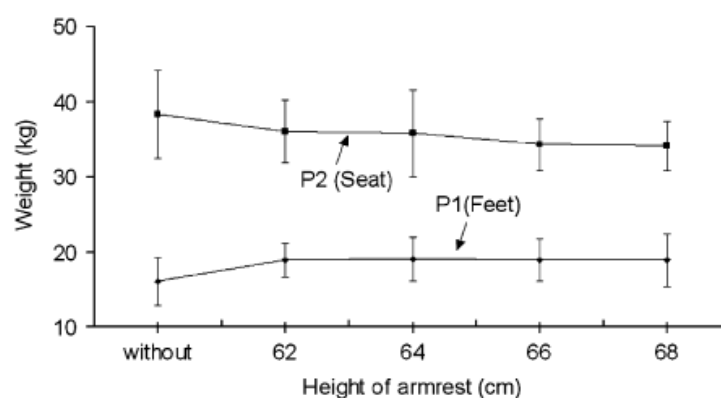


Figure 30 Distribution du poids du corps au siège et aux pieds pour différentes hauteurs d'accoudoirs (Nag et al., 2008)

Les pressions moyennes à l'interface avec le siège et le dossier augmentent lorsque les accoudoirs s'éloignent de la hauteur du coude (60 cm vers le bas ou vers le haut) (Matsumoto et Saito, 2004).

4. CONDITIONS SPECIFIQUES AU TRANSPORT AERIEN

La composante appliquée de cette thèse porte sur le support au développement d'un prototype de siège d'avion destiné aux vols moyen-courriers (entre 1h30 et 5h de vol). Un avion destiné à ces vols comprend généralement entre 120 et 210 places, une allée unique et 5 ou 6 sièges de front.

1. Le siège d'avion

Caractéristiques principales

Le siège d'avion, comme la plupart des sièges de transport de moyenne à longue durée (bus, train), est composé d'un dossier haut, muni d'un repose-tête.

En 1962, Keegan, dans sa revue de 31 sièges à usages différents, les classe dans la catégorie des sièges ajustables en raison de la possibilité fréquente d'incliner le dossier. Ce mécanisme n'est cependant souvent pas installé pour les vols court-courrier et low-cost. Il diffère également selon le siège, offrant ou non une assise s'inclinant et s'avançant simultanément pour permettre de garder le même angle tronc-cuisses en position inclinée. Un brevet déposé en 2014 par Peter C. Meister et Aravinda Mahabaleshwara (B/E Aerospace, Inc.) décrit même une assise inclinable de façon indépendante du dossier jusqu'à 20° de l'horizontale.

Selon Keegan toujours, le repose-tête devait être ajustable, en raison de la variabilité interindividuelle de la rondeur des épaules. Il recommande également d'assurer la stabilisation latérale de la position de la tête via une courbure dans le plan horizontal ou des supports latéraux au niveau du repose-tête, qu'on retrouve désormais sur la plupart des sièges.

Si le principal défaut de ces sièges était le manque de support lombaire pour cet auteur, celui-ci est désormais présent avec la tendance vers les sièges « slimline » (voir confinement).

En ce qui concerne les critères anthropométriques, la question de la largeur du siège d'avion a mené à de nombreux débats. Robinette, dès le début des années 1980, a réalisé de nombreuses études anthropométriques tridimensionnelles (Robinette et Daanen, 2006), qui ont l'avantage de permettre d'analyser des cas spécifiques d'occupation. Elle a ainsi pu remarquer que, si de nombreuses études étaient basées sur des bornes supérieures de tailles guidées par le percentile 99 ou 95 masculin (excluant certes déjà une partie de la population), celui-ci n'était pas pertinent pour la largeur du siège, les hanches féminines étant plus larges dans son étude. De plus, elle soutient que les épaules sont le niveau le plus large, et que c'est cette mesure qui devrait être considérée pour diminuer la gêne occasionnée également aux passagers adjacents.

Des études menées par le *U.K.'s London Sleep Center* en conjonction avec Airbus sur 6 sujets ont

également mis en évidence l'importance de la largeur du siège sur la qualité du sommeil, en rapportant une amélioration importante de celle-ci lors du passage de 17 à 18 inches (43,18 à 45,72 cm).

De manière générale, nombreuses sont les études à pointer l'incohérence entre la diminution des dimensions du siège et la population dont la taille augmente.

Immobilisation prolongée

L'utilisation du siège d'avion est différente de la plupart des sièges utilisés dans un cadre professionnel. En effet, le siège d'avion n'est pas nécessairement associé à la réalisation d'une tâche, et il n'est, pour la plupart des passagers, pas utilisé quotidiennement, ce qui élimine la possibilité d'adaptation par l'entraînement. Le siège d'avion est plutôt associé à une immobilisation prolongée (entre 1h30 et 5h pour les moyens courriers), augmentant le risque d'embolie pulmonaire et de phlébite profonde. En effet, les troubles de la circulation provoqués par l'immobilisation peuvent avoir des conséquences graves, comme la formation de caillots après environ une demi-heure.

Les allées et venues dans le couloir central sont donc recommandées mais rarement facilitées par les conditions.

Confinement : Espace personnel et posture contrainte

Pour des raisons économiques, la cabine de l'avion est de plus en plus dense. Le « *seat pitch* », distance entre 2 rangées de sièges consécutives, autour de 86 cm (34 in) dans les années 1950, peut désormais atteindre un minimum de 28 in (moyenne 30-31 in aux Etats-Unis, 75-80 cm en classe économique en Europe). L'espace nécessaire à l'avant dépend en théorie de la hauteur de l'assise, la tendance à tendre les jambes étant amplifiée lorsque l'assise est plus basse que le creux poplité (Pheasant et Haslegrave, 2016).

Généralement réduit sur les court et moyen-courrier, il varie cependant entre les transporteurs aériens et les types d'appareils. Avec l'épaisseur du dossier, cette distance est le meilleur indicateur de l'espace disponible pour les jambes. La tendance observée ces dernières années consiste à compenser la réduction du *pitch* par une diminution de l'épaisseur du dossier, avec des sièges appelés « *slimline* ». La gamme BL35 du fabricant allemand Recaro propose même la pochette au-dessus de la table pour gagner de l'espace au niveau des genoux.

Ces sièges proposent moins de rembourrage au profit d'un dossier à haute densité. Ils permettent également évidemment de réduire la masse et ainsi réduire la quantité de carburant nécessaire.

Le placement des pieds sous l'assise est souvent impossible.

Le manque de place n'est pas seulement un problème pour le confort à proprement parler, car il peut

également causer une contamination par diffusion de germes bactériens et de virus.

De plus, l'accoudoir doit se partager avec le ou les sièges voisins, ce qui restreint encore la mobilité.

Enfin, la distance entre le plancher de la cabine et le panneau de commandes au plafond ne permet pas toujours de se tenir debout (162 cm pour la flotte de Ryanair).

Sécurité

Sans s'intéresser aux effets à long terme sur la santé, la FAA rappelle que le siège d'avion joue un rôle primordial pour la sécurité de son occupant, en agissant sur les 3 axes principaux que sont la protection et l'évacuation en cas de crash, ainsi que la résistance au feu. Ces caractéristiques sont évaluées principalement par des tests. Les critères limitent l'accélération maximale subie par la tête et l'effort aux fémurs lors d'un profil d'accélération du siège imposé.

2. L'environnement

L'environnement d'un siège d'avion diffère de celui de la plupart des sièges de travail sur lesquels ont été réalisées les études citées ci-dessus. Tout d'abord, des vibrations sont transmises au corps par le siège et le plancher. La cabine de l'avion constitue également un espace confiné particulier par sa pressurisation et la répartition dense des sièges restreint la mobilité. L'environnement vibratoire ne sera pas reproduit pendant les expérimentations de cette thèse.

Vibrations

Origine et caractéristiques des vibrations dans un avion

Dans le transport aérien, les passagers sont en contact avec des structures vibrantes, qui transmettent cette vibration au corps. On parle de *vibrations du corps entier* car le point d'appui du corps est le même que le point de contact avec le système en vibration. Les vibrations peuvent provenir de sources internes ou externes à l'avion. La principale source (interne) est le turboréacteur, système de propulsion de l'avion. La principale source externe est la turbulence de l'air, qui peut entraîner des tremblements des avions commerciaux.

Les avions à moyen-courrier (considérés dans le cadre du projet) émettent des vibrations à une fréquence maximale de 30 Hz durant le décollage et 50 Hz durant la phase de vol (Données ARTEC Aerospace). L'amplitude de ces vibrations est de l'ordre de $0,5 \text{ ms}^{-2}$ (Palmer et al., 2000). Ces accélérations, surtout ressenties aux atterrissages, aux décollages, dans les virages ou lors de zones de turbulence, peuvent provoquer des chutes et des crises neurovégétatives, causées par les incohérences entre les informations recueillies par les canaux semi-circulaires de l'oreille interne et les sensations somesthésiques et visuelles (Bourde et al., 2013). Si les vibrations verticales sont les plus étudiées, des

vibrations selon tous les axes peuvent être présentes (Smith et Suzanne, 2006).

Effets sur le corps

Les différents éléments du corps humain agissent comme des filtres en atténuant ou amplifiant les vibrations en fonction de leur fréquence. Les régions du corps humain sont caractérisées par une fréquence de résonance qui dépend de l'individu et de la posture adoptée.

Différentes fonctions peuvent être affectées par la présence de vibrations.

Le rapport entre les vibrations et le mouvement du corps qu'elles produisent est souvent étudiée en utilisant les notions de *transmissibilité* et *impédance* (Seidel et Griffin, 1990). La transmissibilité est un indicateur de la fraction des vibrations transmise. Une posture relâchée ou détendue diminue la transmissibilité (Rubin et al., 2003)

L'impédance mécanique représente la résistance au mouvement opposée par une structure soumise à une force donnée. L'impédance verticale du corps humain présente généralement une résonance à 5 Hz environ. Elle influence de manière importante la façon dont la vibration est transmise aux sièges.

Le rachis, et particulièrement la région lombaire, est fortement affecté par les vibrations en posture assise, puisqu'elle constitue le canal principal de transmission des vibrations à la partie supérieure du tronc.

Effets à long terme

L'exposition quotidienne et de longue durée aux vibrations a été significativement corrélée à l'apparition du syndrome lombaire (lombalgie chronique ou aiguë) (Pointillart, 2009). Ce risque est d'autant plus important que l'exposition aux vibrations est combinée avec des postures inadaptées.

L'étude de la bibliographie réalisée par Souissi (2014) a permis d'identifier quatre systèmes affectés chez les populations soumises à des environnements vibratoires : le système musculo-squelettique, le système digestif, le système nerveux, et le système vasculaire.

Effets à court terme

Lorsque l'exposition n'est pas quotidienne, comme c'est généralement le cas pour les passagers de vols aériens, des modifications des fonctions physiologiques peuvent être observées, dans le système neuromusculaire notamment. En effet, la vibration du corps entier diffère du mouvement volontaire du corps principalement par l'absence de contrôle par anticipation. Une certaine fatigue peut apparaître dans les muscles superficiels du dos en raison de leur activation réflexe, ainsi que la disparition des réflexes tendineux (Seidel et Griffin, 1990). Des études électromyographiques ont noté une charge spinale accrue entre 6,5 Hz et 8 Hz, due à la stabilisation musculaire réduite. L'étude

électromyographique de Seroussi et al. (1989) a indiqué qu'une charge plus importante était subie par la colonne en conditions vibratoires que statiques, pour presque toutes les fréquences entre 3 et 10 Hz testées (pour une amplitude de 0,1g RMS).

En outre, des modifications cardio-vasculaires, respiratoires, endocriniennes et métaboliques apparaissent, ainsi que des modifications des systèmes nerveux sensoriel et central.

Effets positifs

Les vibrations à une fréquence de 30 Hz et entre 4 mm et 10 mm d'amplitude sont conseillées comme exercice physique bénéfique. Elles contribuent à l'augmentation de la densité minérale osseuse, la force musculaire et la performance athlétique, et à l'amélioration de l'équilibre.

Pour conclure, les effets des vibrations diffèrent grandement en fonction de la posture, de l'individu, de l'amplitude, ce qui rend leur généralisation délicate.

Influence du dossier

La présence d'un dossier modifie la transmission des vibrations verticales à la tête du sujet assis (Griffin et al., 1979 ; Paddan et Griffin, 1988) et peut augmenter la magnitude de vibration du corps entier. Lorsque les coussins du siège offrent une amplification importante à la résonance, la vibration verticale du corps peut être réduite par le dossier, qui oscille alors moins fortement (Griffin, 1999).

Bonney (1988) a mesuré, durant une simulation de conduite, un gain de hauteur (0,81 mm) avec un dossier incliné de 20° vers l'arrière, et une réduction de hauteur (1,27 mm) pour un dossier formant un angle de 90° avec l'assise. Ces résultats suggèrent une réduction de la charge avec l'inclinaison du dossier en conditions de vibrations également. Cependant, Magnusson et al. (1993) n'ont pas pu confirmer d'influence de l'inclinaison du dossier sur l'effet de la vibration. Leurs travaux ont néanmoins montré une augmentation de la gamme de fréquences atténuées et une légère réduction de la fréquence de résonance et du gain crête atteint sur la gamme de fréquences.

Il est à noter qu'une partie de ce chapitre concernant les vibrations, s'est appuyé sur une revue exhaustive de la question proposée par Souissi (2014), dans un document interne au laboratoire PoM.

Pressurisation de la cabine et circulation de l'air

Un avion en croisière vole à environ 10 000 mètres au-dessus du niveau de la mer. A cette altitude, la température et la pression sont très faibles et la teneur en oxygène de l'air est fortement diminuée. Le système de pressurisation permet de rétablir dans la cabine de l'avion (altitude-cabine) une pression équivalente à celle régnant aux alentours de 2000 mètres d'altitude dans l'atmosphère standard.

Pour des raisons techniques, elle ne peut atteindre de valeurs plus élevées, qui permettraient une

saturation en oxygène du sang artériel à 100 % (comme observé au niveau de la mer). Cette désaturation en oxygène de l'hémoglobine peut atteindre des valeurs inquiétantes et entraîner une hypoxie ou des insuffisances respiratoires, c'est pourquoi l'avion dispose de sources d'oxygène à utiliser en cas d'urgence. Elle peut également favoriser la survenue d'arythmies cardiaques ou de crises d'épilepsie.

La faible pression dans la cabine cause une augmentation des volumes de gaz à l'intérieur du corps. Ce phénomène peut avoir des conséquences indésirables sur les cicatrices opératoires récentes, ou péjorer un pneumothorax préexistant. La diminution de la pression altère également l'activité de la coagulation sanguine, tout comme l'immobilité et la déshydratation, qui sont donc considérés comme des facteurs déclenchants de l'embolie pulmonaire.

En raison de la circulation de l'air dans la cabine, la propagation des virus dans les avions est une préoccupation majeure pour la *Federal Aviation Administration* américaine depuis 2003.

Ces conditions ne seront pas recréées dans le cadre de ce travail, seul l'aspect environnement contraint dans la direction horizontale sera considéré.

III. LE MOUVEMENT VOLONTAIRE

L'étude de la posture assise nécessite de considérer deux facettes principales. C'est évidemment une posture associée au repos, qui peut être maintenue pendant une longue durée. Ce maintien induit des contraintes statiques, abordées dans la première partie de ce cadre théorique. Mais la posture assise est également une posture de transition vers la posture debout, prérequis à l'autonomie et essentielle pour de nombreuses activités ainsi que le fonctionnement d'organes vitaux. La tâche dynamique de passage d'une posture assise à une posture debout est au centre de ce travail. Cette partie reprend les caractéristiques du mouvement volontaire dans le cadre du contrôle postural afin de l'appliquer au transfert assis-debout.

Le mouvement est dit volontaire lorsqu'il vise à remplir une tâche, caractérisée par la catégorie à laquelle elle appartient, ses paramètres spécifiques (vitesse, amplitude, conditions finales et initiales, orientation, etc.) et son contexte environnemental (friction ou élasticité du sol, résistance au vent ou à l'eau, etc.).

En reprenant les lois de la mécanique newtonienne, seules les forces externes (poids et réaction au sol souvent) peuvent mettre en mouvement un corps. Les forces musculaires sont des forces internes, et ne peuvent donc pas en principe causer un mouvement du CM global (ou un mouvement de rotation autour de celui-ci), mais uniquement mettre en mouvement des segments corporels. Cependant, lorsque le corps humain est en appui, ces forces internes peuvent modifier les forces externes indirectement, en diffusant (selon le principe d'action-réaction) jusqu'à la surface d'appui.

C'est ainsi la réaction externe à l'action liée au mouvement de segments qui mène à des mouvements du centre de masse (CM) (Bouisset, 1991). En découle, selon Gray (1968), que « *le corps doit exercer une force égale et opposée à celle voulue sur l'environnement extérieur* ». Les muscles servent ensuite à ajuster la coordination entre les forces internes et externes pour éviter les effets négatifs des forces externes et remplir la tâche.

1. LE MOUVEMENT VOLONTAIRE, PERTURBATION

Tout mouvement volontaire, même segmentaire, constitue donc une perturbation transitoire de l'équilibre postural :

Un mouvement segmentaire modifie la position du CM du/des segment(s) corporel(s) concerné(s), ce qui modifie la position du centre de masse et donc les valeurs de référence visées par le contrôle postural, qui constituent les conditions d'équilibre (Massion, 1992). Si ce mouvement modifie la base de support, ces conditions sont d'autant plus actualisées. La réalisation d'une tâche motrice constitue

donc une perturbation endogène.

De plus, l'accélération d'un segment corporel génère des forces de sens opposé à cette accélération, selon le principe d'action-réaction. Ces forces internes développées par les actions musculaires se transmettent de segments en segments et jusqu'à la surface d'appui. Elles modifient ainsi les forces externes subies par le corps, dans une direction opposée au mouvement.

Par exemple, lors de la tâche d'élévation du bras, les forces de réactions sont dirigées vers l'arrière et le bas, au niveau de l'épaule. De plus, bouger une extrémité distale induit un déplacement du CM et une possible perte d'équilibre.

Souvent la condition initiale est « statique » (assis, debout), et ces phénomènes dynamiques causent une perturbation de l'équilibre, qui doit être contrée. Le concept d'« **ajustement postural** » fait référence aux phénomènes dynamiques destinés à compenser les perturbations associées au mouvement volontaire (Bouisset et Zattara, 1981, 1987; Friedli et al., 1988).

2. LES AJUSTEMENTS POSTURAUX

Le contrôle moteur implique ainsi deux types d'organisations : une liée à la posture et l'autre liée au mouvement. Les segments corporels impliqués dans le mouvement volontaire constituent la chaîne focale, qui reprend le segment mobilisé. Les segments corporels impliqués dans les ajustements posturaux constituent la chaîne posturale. Il s'agit des segments entre les segments mobilisés et la surface d'appui (Bouisset et Zattara, 1981). Les deux aspects du contrôle postural (statique et dynamique) et le contrôle moteur sont symbolisés par 3 personnes dans la conceptualisation d'organisation du mouvement volontaire de Hess (1943) (Hess, 1943) (Figure 31). La réussite du mouvement focal (ici, le saut) dépend du contrôle postural adéquat, plus précisément de ses 2 composantes : le porteur, qui représente la composante posturale statique (maintien de la posture, qui subit la réaction vers l'arrière), et le supporteur, qui représente la composante posturale dynamique, compensant la réaction subie par le porteur vers l'arrière en le poussant vers l'avant. Ce modèle illustre l'importance des 2^{ème} et 3^{ème} composantes du mouvement volontaire mais également celle de leur coordination. Il reprend les actions **simultanées** des segments focaux et posturaux. Les ajustements posturaux ont été mis en avant par Babinski (1899) lors de l'observation de mouvements d'inclinaison du tronc et de la tête vers l'avant, systématiquement accompagnés de mouvements au niveau des hanches et genoux dans la direction opposée. Les ajustements posturaux ont en réalité lieu **avant, pendant et après** le mouvement focal.

Ils sont classés selon leur chronologie d'apparition par rapport au mouvement focal : on distingue les

ajustements posturaux anticipateurs (APA) des simultanés (SPA) et consécutifs (CPA). Les APA précèdent le mouvement focal, les SPA l'accompagnent et les CPA le suivent et permettent de rétablir l'équilibre.

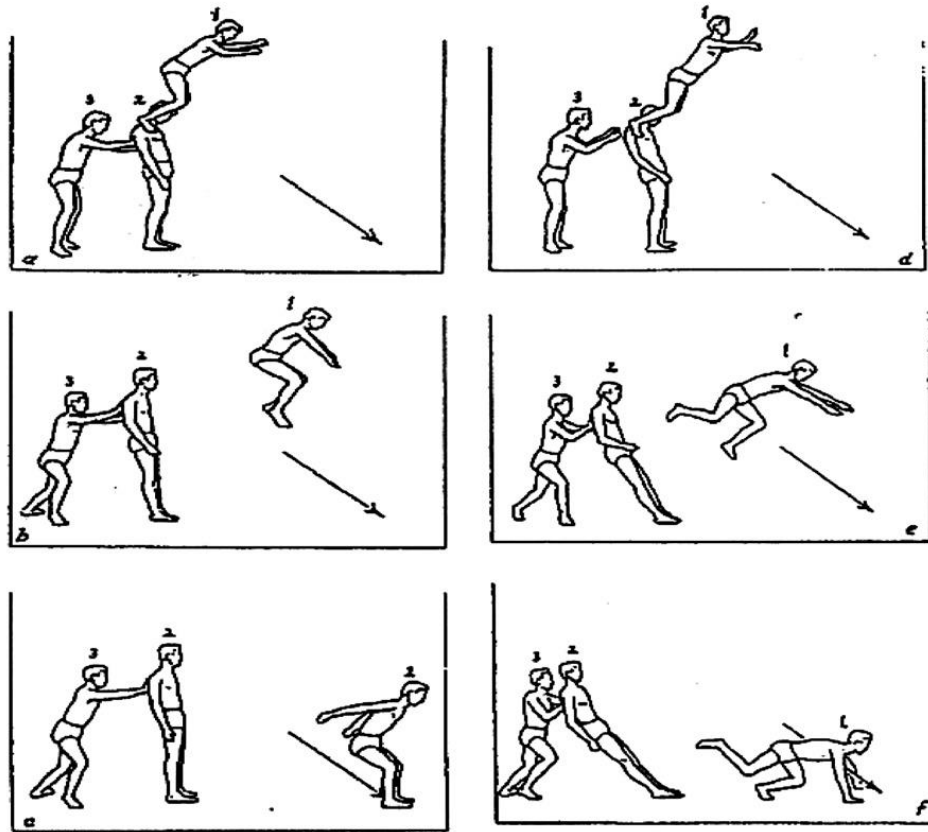


Figure 31 Modélisation des composantes statiques et dynamiques de la posture et du mouvement (Hess, 1943).

1. Les ajustements posturaux anticipateurs (APA)

Les ajustements posturaux anticipateurs (APA) ont été mis en évidence par Belenkii et al. (1967), sous la forme d'une activité musculaire du membre inférieur précédant celle des mobilisateurs primaires pour un mouvement de lever de bras en posture debout. Bouisset et Zattara (1987, 1988) ont observé que l'accélération du CM liée à cette activation précoce était dans le sens opposée aux forces de réaction (au niveau de l'épaule) du mouvement. En effet, les forces musculaires générées au niveau de l'épaule pour l'élévation du bras génèrent une force de réaction interne résultante orientée vers l'arrière et le bas. Ces forces étant transmises jusqu'à la surface d'appui, le corps subit une force externe globale dirigée vers l'arrière et le bas. Les APA associés à ce mouvement sont caractérisés par une accélération du CM vers l'avant et le haut, s'opposant ainsi aux forces de réaction du mouvement volontaire. Ils sont souvent réalisés par l'activation de muscles exerçant une action sur la surface d'appui (Crenna et Frigo, 1991). Ils ont ainsi proposé que ces APA ont pour but de d'atténuer la perturbation de

la posture (et de l'équilibre) associée au mouvement à venir avant que celle-ci ne soit présente (contrôle proactif). Il s'agit de la fonction traditionnellement attribuée aux APA, minimiser la perturbation à venir pour garder le CM dans la base de sustentation/support (« minimiser » car elle n'est pas compensée dans sa totalité, les CPA oeuvrant après le mouvement focal en complément). De nombreuses études ont mis en évidence cette finalité des APA lors du paradigme classique d'élévation du bras en position debout (Belen'kiĭ et al., 1967; Bouisset et Zattara, 1981, 1987; Friedli et al., 1984, 1988).

Dans le cas d'un mouvement qui modifie la base de support, comme un mouvement du membre inférieur, les APA visent à déplacer le CM vers la future base de support. Ces mouvements reprennent la tâche d'élévation du membre inférieur (e.g., Do et al., 1991; Mouchnino et al., 1992), d'élévation sur la pointe des pieds ou de balancement sur les talons (Clement et al., 1984; Lipshits et al., 1981; Nardone et Schieppati, 1988). Ce déplacement est une condition nécessaire à la réussite de la tâche et conforte la fonction stabilisatrice des APA, qui minimise les perturbations à l'équilibre postural.

Pour les tâches qui impliquent un mouvement du corps entier les APA ont cependant un rôle déstabilisant : ils créent les conditions dynamiques permettant le déplacement du CM vers l'avant, utile à la tâche (en utilisant la gravité) (saut, toucher d'un objet, initiation de la marche, passage assis-debout, etc.) (Le Pellec et Maton, 1999; Stapley et al., 1998). Ils contribuent ainsi à perturber la posture initiale pour positionner le corps dans une position et des conditions dynamiques favorables à l'exécution de la tâche à venir. Ils assistent ainsi la performance motrice.

Les ajustements posturaux anticipateurs (APA) ont donc à la fois un rôle stabilisant et déstabilisant. Ils sont les plus étudiés dans la littérature, comparativement aux ajustements posturaux consécutifs ou contemporains du mouvement focal, et souvent comme représentatifs des ajustements posturaux (Bouisset et Do, 2008). Ils sont considérés comme préprogrammés, puisque, intervenant avant le mouvement focal, ils ne peuvent résulter d'un phénomène réflexe (Bouisset et Zattara, 1988; Massion, 1992). Ainsi, une certaine expérience est nécessaire pour lier le mouvement à la perturbation qu'il engendre (dans les jambes : dès la prime enfance), la boucle de pro-action impliquant la construction d'une image interne de la perturbation à minimiser et du contrôle nécessaire pour l'annuler. Les APA sont caractérisés le plus souvent par leur durée et leur amplitude.

Adaptabilité

Les APA s'adaptent aux paramètres du mouvement, mais également aux conditions posturales dans lesquelles il est réalisé.

Paramètres du mouvement

Les APA sont spécifiques à un mouvement focal. Les caractéristiques (durée, amplitude) des APA

dépendent de la vitesse du mouvement (proportionnelle à son carré) (Bouisset et al., 2000) et de l'inertie des segments corporels mobilisés (Horak et al., 1984; Lee et al., 1987). Lorsque le mouvement est réalisé à vitesse très lente, ils peuvent être absents. Cela conforte l'argument qu'ils s'opposent aux forces de réaction du mouvement, qui sont en réalité des forces d'inertie. Les APA sont ainsi programmés en fonction de l'intensité de la perturbation posturale induite par le mouvement volontaire.

Paramètres de stabilité / conditions posturales

Les APA dépendent de la surface de la base de support et de la stabilité. De nombreuses études ont considéré l'effet d'une stabilité accrue ou réduite mécaniquement par la modification des conditions de support (Cordo et Nashner, 1982; van der Fits et al., 1998; Friedli et al., 1984). Les APA sont atténués lorsque la stabilité est plus importante (Cordo et Nashner, 1982), possiblement parce qu'ils ne sont dans ces cas plus essentiels pour la stabilité.

Quand la condition de support est trop instable et les APA la déstabiliseraient davantage, ils sont atténués, voire supprimés, au prix d'un coût énergétique musculaire plus importante (Aruin et al., 1998; Nouillot et al., 1992; Yiou et al., 2007).

Mobilité

La restriction de la mobilité de la chaîne posturale limite la génération de la contre-perturbation dynamique adaptée et réduit la performance du mouvement. Cela a été observé pour des efforts de poussée horizontale sur une barre dynamométrique (Le Bozec et al., 1997 ; Le Bozec et Bouisset, 2001,2004) et des tâches de pointage (Lino et Bouisset,1994) en posture assise, en variant le pourcentage de contact ischiofémoral avec le siège (30% ou 100%). Des résultats semblables ont également été obtenus pour des tâches plus complexes comme la flexion du tronc et le STS (Diakhaté et al., 2013). L'amplitude des APA était augmentée et la performance, évaluée par la force maximale de poussée ou la vitesse maximale atteinte, également.

Les ajustements posturaux consécutifs (CPA)

Un nouvel état d'équilibre doit être retrouvé à la fin du mouvement focal. Les CPA ont suscité historiquement moins d'intérêt que les APA, mais récemment de nombreuses études les ont investigués lors de tâches d'efforts de poussée, saisie bi et unilatérale, flexion du membre supérieur, pas, taper dans une balle. Ces ajustements compensent/contrebalancent l'effet déstabilisant du mouvement volontaire et assurent l'équilibre final du corps. Pour la tâche d'élévation du membre supérieur, Bouisset et Zattara (1987) ont mis en avant des propriétés biomécaniques différentes de ceux des APA. En particulier, ils sont surtout sensibles aux forces linéaires appliquées au CM qu'aux moments, au contraire des APA. Les

travaux récents de Fourcade et al. (2018) ont étudié l'adaptation des APA et des CPA à la vitesse d'exécution d'une tâche de pointage. Les CPA se sont révélés plus importants que les APA pour toute vitesse, indiquant qu'il est plus coûteux de stopper que de préparer le mouvement focal. Dans le cas d'un mouvement segmentaire distal comme celui considéré, les APA sont en effet liés à la demande locale et la stabilisation du segment focal, alors que les CPA sont responsables de l'équilibre global du corps après le mouvement. Ils dépendent des mêmes paramètres que les APA, mais semblent être ajustés différemment, en amplitude mais pas en durée (Fourcade et al., 2018; Memari et al., 2013). S'ils apparaissent après le mouvement focal, ils ne sont pourtant pas le résultat d'un réflexe au sens strict mais bien d'un processus global dans lequel les 2 types de contrôles coopèrent (Gelfand et al., 1971; Latash, 1998).

Le concept de capacité posturo-cinétique

Le concept de capacité posturo-cinétique désigne la capacité à développer une contre-perturbation à la perturbation induite par le mouvement volontaire, et ainsi gérer la perturbation associée au mouvement à venir (Bouisset et Le Bozec, 1999). Elle dépend de la configuration de la chaîne posturale, du contexte environnemental et de l'état fonctionnel du système postural. La performance est le résultat de la coopération entre la CPC et la CFC (capacité à effectuer le mouvement volontaire per se, donc à mobiliser le mouvement focal). La CPC contrôle la performance en préparant, soutenant et contribuant à l'efficacité de l'acte moteur (Figure 32). La CPC peut être définie comme le rapport entre la performance (vitesse ou force max, etc.) et les APA correspondants (durée, amplitude, ou même surface). L'inverse équivaut au coût postural. Cette définition repose sur l'idée que les APA sont représentatifs des ajustements posturaux en général, soutenue par la supposition qu'ils sont issus d'un programme moteur unique. Ainsi, selon ce concept, la qualité des ajustements posturaux a des conséquences positives sur la performance du mouvement focal et la stabilité posturale. Cette capacité intervient à différents niveaux du système moteur, c'est pourquoi elle peut être évaluée en utilisant différents indicateurs : les profils EMG ou biomécaniques peuvent aussi être utilisés pour évaluer la CPC, en considérant que la synergie de base est optimisée, et que donc une modification de celle-ci indique un processus moins économique.

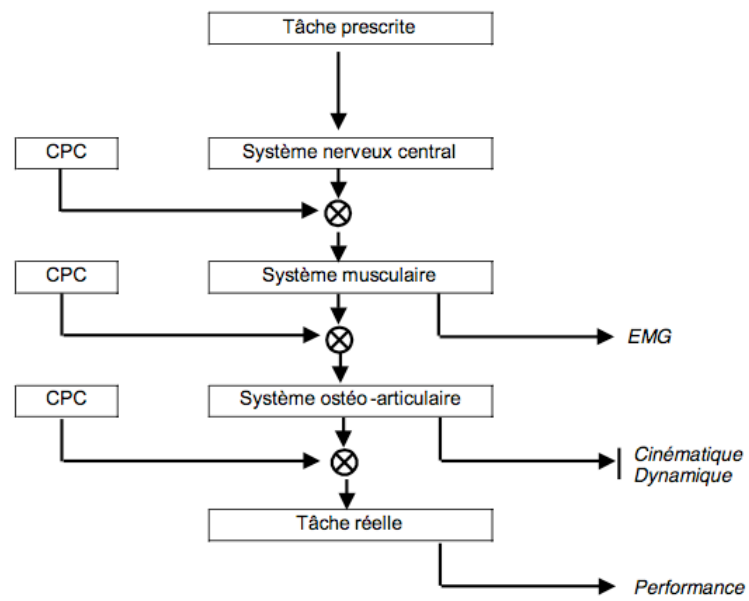


Figure 32 Capacité posturo-cinétique dans la réalisation de la tâche prescrite (Bouisset et Do, 2008).

IV. LE TRANSFERT ASSIS-DEBOUT

Le transfert assis-debout ou sit-to-stand (STS) est la tâche destinée à passer de la posture assise (sur un support tel qu'une chaise, un bord de lit, etc.) à la posture debout érigée. Elle est constituée d'une séquence de mouvements impliquant le tronc et les membres inférieurs (Kerr et al., 1994), durant laquelle le CM du corps avance et s'élève et la chaîne posturale est étendue. Les bras sont parfois utilisés pour assister le mouvement.

Pour des raisons liées aux inconvénients du maintien de la posture assise évoquées plus tôt, le STS est une tâche importante, notamment car elle permet tout d'abord de soulager les contraintes abordées dans la première partie de ce cadre théorique (contraintes discales, pression à l'interface et activité musculaire). La facilité de lever a même été considérée par 42 % des sujets âgés comme leur critère principal dans la sélection d'une chaise (Munton et al., 1981). La capacité à réaliser cette transition est un prérequis à de nombreuses activités (Kerr et al., 1997; Kralj et al., 1990), dont la marche. Elle est également bénéfique au bon fonctionnement de certains organes (reins, vessie, intestins) (Leo, 1985; Krebs et al., 1983; Comar, 1955; Gould et al., 1955 dans Kralj et al., 1990). Plus que toute autre, cette tâche est fondamentale pour l'autonomie, d'autant qu'il s'agit d'un des mouvements les plus communs de la vie de tous les jours, sa fréquence tournant autour de 60 fois par jour (Dall et Kerr, 2010) et 3 à 4 fois par heure.

1. COMPLEXITE

Le STS est un mouvement particulièrement exigeant pour le contrôle moteur, pour 3 raisons principales :

- 1) Il implique un transfert d'appui vers une base de sustentation réduite par rapport à l'initiale (Etnyre et Thomas, 2007; Hirschfeld et al., 1999) ;
- 2) Il implique une élévation du centre de masse (Riley et al., 1991) ;
- 3) Il mobilise une grande partie des segments corporels et modifie les interrelations entre ceux-ci (Jones et al., 1963).

Cette transition est donc « déstabilisante » par nature, effectuée par un mouvement antigravitaire, ce qui en fait la tâche la plus exigeante mécaniquement des activités quotidiennes (comprenant la marche, la montée d'escaliers, etc.) selon Riley et al. (1990), mais au moins tout aussi importante que la marche (Etnyre et Thomas, 2007).

2. DESCRIPTION

Le STS débute par une flexion du tronc, suivie d'une extension du membre inférieur et du tronc une fois que l'appui est transféré aux pieds. Cette description correspond aux premières séparations en phases, basées sur des critères cinématiques (Nuzik et al., 1986; Kelley et al., 1976). Selon Nuzik et al. (1986), la phase de flexion constitue 35% de la durée du mouvement et s'arrête lors de l'initiation de l'extension au cou et au genou, qui se propage ensuite de la tête au pelvis (Figure 33). Le mouvement se termine à la fin de la rotation antérieure du pelvis. Cette étude présente des différences interindividuelles importantes concernant le segment du corps responsable de l'initiation du mouvement. Elle propose une séparation claire entre 2 phases distinctes non superposées dans le temps, et séparées par le décollement du siège (*seat-off* ou SO), description reprise par Rodosky et al. (1989), qui ont considéré les événements liés aux angles aux articulations (hanche – genou – cheville) comme limites entre ces phases (Figure 34).

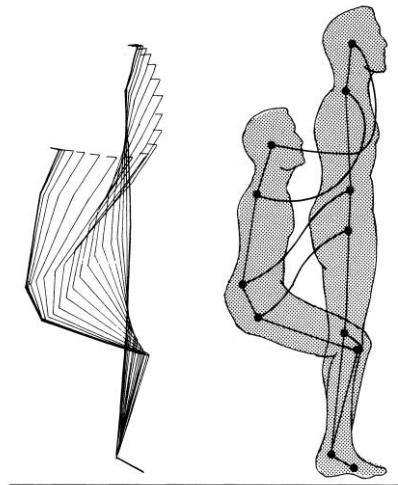


Figure 33 Trajectoires des segments corporels et de repères anatomiques (tragus, acromion, crête iliaque, hanche, genou) lors du STS (Nuzik et al., 1986).

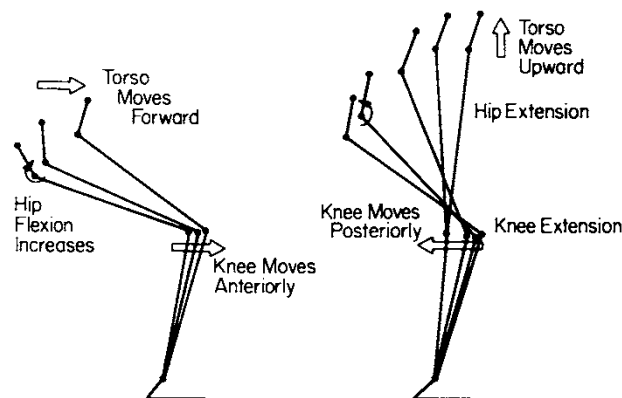


Figure 34 Illustration des 2 phases distinctes du STS selon (Rodosky et al., 1989)

Un intérêt particulier est porté à l'instant de décolllement du siège, communément appelé "*seat-off*", "*lift-off*" ou "*thighs off*", dans la plupart des études du STS. Plus généralement, il correspond à la transition entre le mouvement horizontal et le mouvement vertical mais également au transfert de poids vers la nouvelle base de support constituée par les pieds. Différents critères sont utilisés pour le détecter (voir Forces de réaction au sol).

Millington et al. (1992) séparent la première phase, de flexion du tronc, en 2 parties (à 27% et 36% de la durée du mouvement), définissant ainsi 3 phases cinématiques : la deuxième phase débute à l'initiation de l'extension du genou, qui précède l'initiation de l'extension du tronc, qui annonce la troisième phase (Kelley et al., 1976; Canning et al., 1985; Shepherd et Gentile, 1994) (Figure 35).

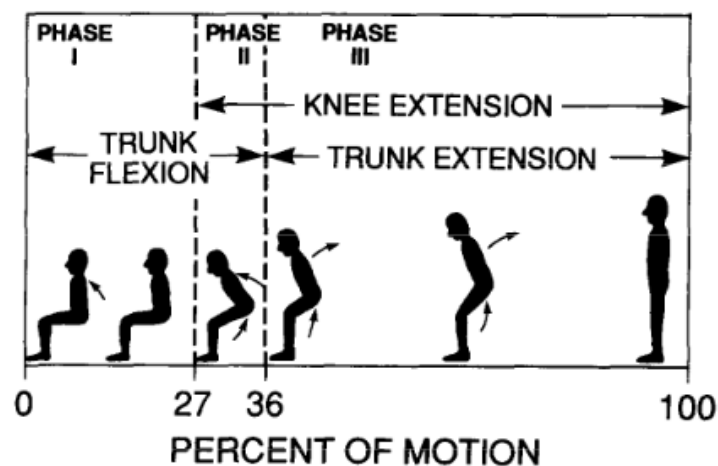


Figure 35 Les 3 phases du STS d'après Millington et al. (1992).

Schenkman et al. (1990) ont proposé une séparation du STS en 4 phases (Figure 36). La première phase (phase I) débute à l'initiation du mouvement et se termine juste avant le décolllement des fesses du siège. Durant cette phase, le tronc réalise une flexion vers l'avant, générant ainsi une quantité de mouvement du haut du corps. Une fois que les fesses ont déchargé le siège (moment où la force sous les pieds augmente) commence la phase II, dite de « transfert de quantité de mouvement » ("*momentum transfer*"). La quantité de mouvement du haut du corps est transmise au corps entier en quantité de mouvement horizontale et verticale durant cette phase, ce qui permet le déplacement vers le haut et vers l'avant du CM, vers la base de support constituée des pieds. C'est durant cette phase que sont atteintes les valeurs maximales de flexion pour le tronc, la hanche et d'extension pour la tête, et les moments maximaux à la hanche et au genou. La phase II se termine lorsque la dorsiflexion à la cheville est maximale, juste avant que le CM commence à reculer. La phase III est la phase d'extension du tronc et du membre inférieur. A la fin de l'extension de la hanche (ou le moment où sa vitesse atteint 0 pour la première fois) commence la phase la quatrième phase, de stabilisation (phase IV). Cette phase

n'est ensuite pas considérée dans les analyses, en raison de la difficulté à définir sa fin (oscillations posturales en posture debout).

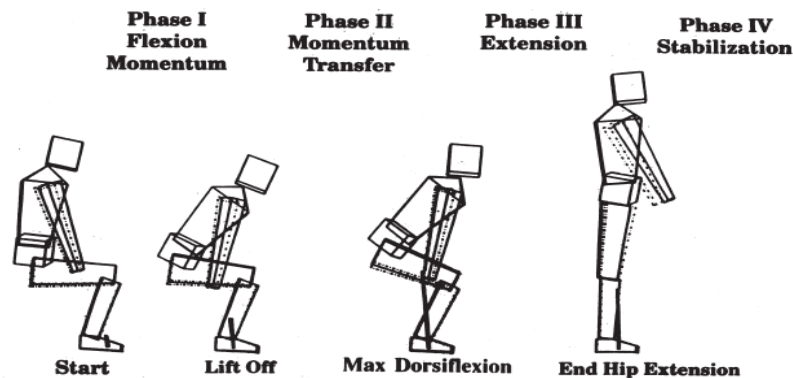


Figure 36 Les 4 phases du STS (Schenkman et al., 1990).

D'autres auteurs ont également décrit ces patrons de développement et transfert de forces plus complexes que la vision purement cinématique. L'élément principal est le développement de cette quantité de mouvement horizontale (due à l'impulsion vers l'avant) pendant la phase de contact avec le siège, ensuite transmise pour permettre l'avancement et l'ascension verticale du corps entier (Millington et al., 1992; Pai et Rogers, 1990, 1991a; Schenkman et al., 1990).

La phase de transition, durant laquelle l'accélération du centre de masse du corps, horizontale pendant la première partie du mouvement, devient verticale, est considérée par Roebroek et al. (1994) dans leur division en 3 phases. Elle est délimitée par les instants où les vitesses horizontale et verticale du centre de masse du corps sont maximales (Figure 37). Après le *seat-off*, les articulations sont en extension. Cette séparation du mouvement en 3 phases en fonction de l'accélération du centre de masse plutôt que les mouvements articulaires isolés est défendue par ces auteurs car elle se rapporte au but concret du mouvement, qui est d'avancer et élever le corps.

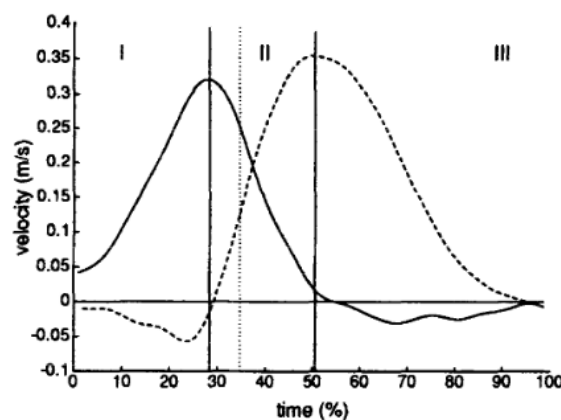


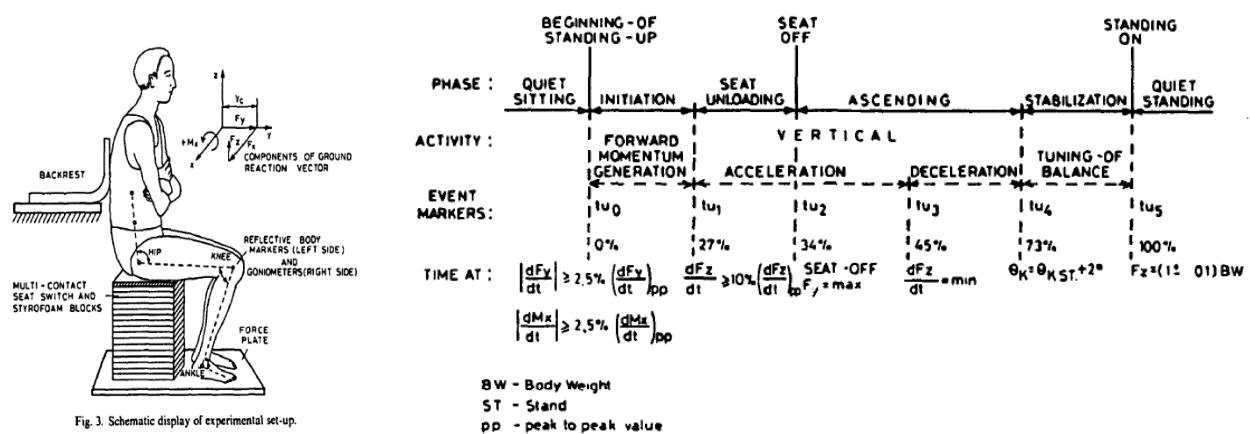
Figure 37 Séparation en 3 phases selon la vitesse du CM (Roebroek et al., 1994)

Pour mettre en avant la superposition de la flexion du tronc et le déplacement vertical en phase II de Schenkman et al. (1990) et le caractère continu des phénomènes constituant le STS, Kerr et al. (1994) ont divisé le mouvement en 4 composantes se superposant (flexion vers l'avant, extension du genou, déplacement vertical, récupération) plutôt qu'en phases temporelles successives, basées sur 7 événements cinématiques.

Ainsi, les quatre phases qu'on retrouve souvent, plus ou moins divisées ou fusionnées, sont les suivantes :

- 1) Flexion du tronc : le haut du corps génère une quantité de mouvement vers l'avant
- 2) Transition : Décharge du siège, transfert du poids vers les pieds : le transfert de quantité de mouvement d'horizontal à vertical et horizontal a lieu et le genou est en extension.
- 3) Extension / Verticalisation : il n'y a plus de contact avec le siège et le tronc et le genou sont en extension
- 4) Stabilisation : oscillations posturales en posture debout.

Dans la vision contrôle du mouvement, la séparation en 2 phases permet de distinguer une phase préparatoire qui correspond aux APA et se termine à la décharge du siège, et une phase focale durant laquelle l'élévation du CM et l'extension de la chaîne cinématique ont lieu. La délimitation entre les deux phases devrait se dérouler au début de la décharge de l'assise en faveur des pieds. La séparation pourrait donc se faire après la première « sous-phase » identifiée par Kralj et al. (1990), au moment où la force verticale commence à augmenter (Figure 38), en considérant que génération de l'impulsion vers l'avant fait partie de la phase préparatoire, mais que le déchargement qui résulte de la propulsion est inclus dans le mouvement focal.



Dans la même idée, Boukadida et al. (2015) ont adopté le modèle à deux phases, délimitées par une

phase de transition, qui débute au moment où la force verticale sous les fesses égale à celle sous les pieds.

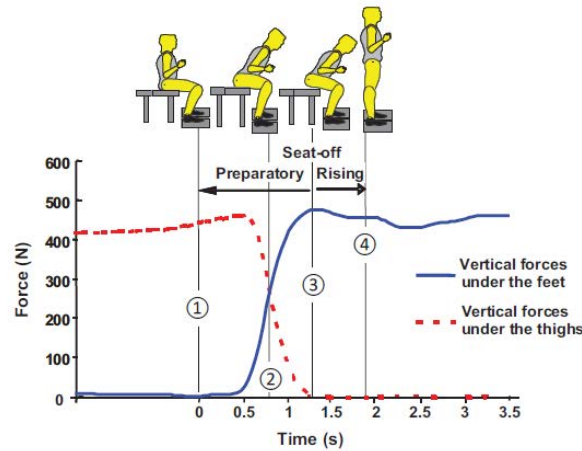


Figure 39 Séparation du STS en 2 phases selon (Boukadida et al., 2015)

1. Flexion du tronc

A notre connaissance, la quasi-totalité des études concernant le sit-to-stand utilisent comme posture de départ un tronc vertical (perpendiculaire au sol). Lorsqu'un dossier est présent, c'est uniquement pour standardiser cette posture initiale et il ne sert pas d'appui au sujet. La flexion du tronc se fait avec ou sans flexion synchrone du pelvis (Millington et al., 1992). En effet, Hirshfeld et al. (1999) ont observé une rotation antérieure du tronc avant le début de celle du pelvis, indiquant une flexion (cyphose) de la colonne lombaire qui retarde celle du pelvis. L'observation contraire est cependant faite par Krebs et al. (1992) et Schenkman et al. (1990) notamment. Leurs travaux indiquent que le tronc bouge avec le pelvis de façon synchrone (le tronc ne bouge pas par rapport au pelvis mais bouge par rapport au repère de la pièce) jusqu'au *seat-off*. Les travaux de Tully et al. (2005) ont montré qu'alors que la colonne lombaire et la hanche sont en flexion (la hanche 3 fois plus rapidement) durant la première phase, la colonne thoracique est en extension relative. Après le *seat-off*, la hanche et la colonne lombaire sont en extension (avec le même rapport 3) et la colonne thoracique en flexion pour revenir à son inclinaison initiale (Figure 40).

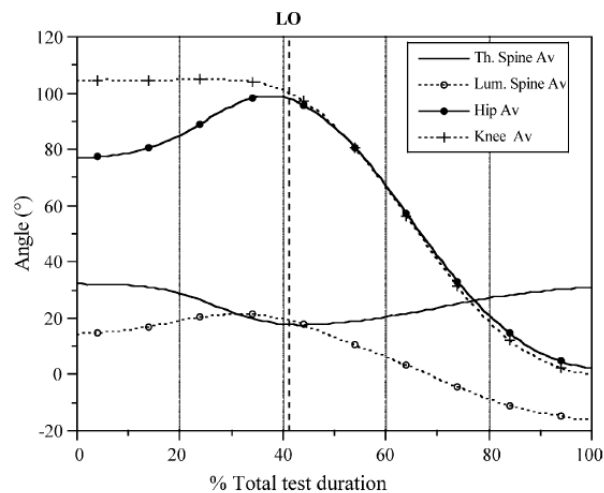


Figure 40 Variations angulaires de la colonne thoracique, la colonne lombaire, la hanche et le genou lors du STS (Tully et al., 2005).

Les variations angulaires mesurées à la hanche suivent des allures semblables selon les différents moyens de capture.

Après le seat-off, le pelvis est en rotation antérieure ou en flexion à un niveau plus élevé que le tronc, la colonne est donc en extension relative. Le pelvis initie une rotation vers l'arrière à la fin du mouvement, alors que le tronc est également en extension, ce qui pourrait indiquer un mouvement synchrone.

La flexion du tronc remplit donc 2 rôles, celui d'avancer le CM vers la future base de support et la génération de la quantité de mouvement horizontale (Riley et al., 1991). Ainsi, au moment où le contact avec le siège est perdu, si le CM n'est pas dans la base de support, il est animé d'une vitesse dirigée vers celle-ci qui lui permet de conserver la stabilité et surmonter le moment déséquilibrant du poids du corps (Hughes et al., 1994; Pai et Rogers, 1991a). Ceci est théorisé par la notion de centre de masse extrapolé, qui tient compte de la vitesse et est la variable de contrôle à garder dans la base de support pour conserver la stabilité dynamique (Hof et al., 2005).

Cette description correspond à une population jeune et saine. En effet, pour des sujets âgés (avec ou sans difficulté à se lever), le STS est caractérisé par des rotations plus importantes aux articulations (Alexander et al., 1991). Ils semblent ainsi privilégier la stabilité (centre de masse proche des pieds, qui constituent la future base de support) lors de ce mouvement (lent), malgré des moments aux articulations plus élevés. Cette observation a mené Hughes et al. (1994) à caractériser les stratégies de lever adoptées par les personnes âgées, et observer la modification de la stratégie face à une difficulté grandissante de la tâche (via la diminution de la hauteur du siège).

3. STRATEGIE

Berger et al. (1988, dans Riley et al., 1991) ont mis en évidence deux hypothèses de stratégies de lever, correspondant aux 2 fonctions de la flexion du tronc. La première, dite du transfert de quantité de mouvement (ou "*momentum*"), consiste donc à générer une quantité de mouvement horizontale suffisante pour être transférée en quantité de mouvement verticale lors du décolllement du siège (Pai et Rogers, 1991a; Schenkman et al., 1990). La seconde, dite de stabilisation, veut que la flexion du tronc serve à placer le centre de gravité du corps dans la base de support délimitée par les pieds avant de décoller le corps du siège (« nez au-dessus des orteils »). Cette stratégie réduit le moment maximal en extension au genou et augmente la flexion plantaire (de 36%) par rapport à la stratégie de transfert (Gillette et Stevermer, 2012). On retrouve également parfois la stratégie dite verticale, sans flexion du tronc avant l'extension du membre inférieur (Anan et al., 2012; Gillette et Stevermer, 2012). Cette dernière augmente le moment au genou (de 20%) et diminue celui à la hanche ainsi que la flexion plantaire à la cheville (de 44%) (Gillette et Stevermer, 2012).

Riley et al. (1991) ont évalué la stratégie adoptée par des sujets jeunes sains féminins en se basant sur les trois premières phases du modèle de Schenkman et al. (1990). Leurs résultats ont montré que la vitesse horizontale du centre de masse ne s'annulait pas lorsque le bras de levier de la gravité devenait nul (« centre de gravité bien placé »), et que le décolllement du siège avait lieu avant cet événement, ce qui les a menés à conclure que la stratégie du transfert (et non celle de stabilisation) était la plus utilisée par les sujets sains.

Cette stratégie semble en effet être plus efficace et diminuer les moments maximaux aux articulations (Scarborough et al., 2007; Schultz et al., 1992; Van der heijden et al., 2009). Cependant, en cas de faiblesse musculaire, des compensations stratégiques apparaissent : le moment au genou semble être un élément limitant, et les sujets adoptent une stratégie de stabilisation en fléchissant davantage le tronc, ce qui diminue le moment au genou au détriment de la hanche et la cheville. Ces compensations ont été observées lors de l'augmentation de la charge pour simuler la faiblesse musculaire (Van der heijden et al., 2009) et lors de la diminution de la hauteur pour des sujets âgés aux capacités fonctionnelles réduites (Hughes et al., 1994). Schultz et al. (1992), en analysant des données de Alexander et al. (1991), ont également observé que les personnes âgées privilégiaient quant à elles la stratégie de stabilisation, bien qu'elle imposait un moment total plus important aux articulations.

L'importance de la génération de quantité de mouvement horizontale par la flexion du tronc pour la réussite du STS (Pai et Rogers, 1990, 1991a; Pai et al., 1994) ont mené à considérer l'influence de postures initiales avec le tronc déjà fléchi (Shepherd et Gentile, 1994), ainsi qu'en imposant une

stratégie : flexion extrême (Doorenbosch et al., 1994; Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999) ou l'absence de flexion (Anan et al., 2012; Doorenbosch et al., 1994; Scarborough et al., 2007; Shepherd et Gentile, 1994).

Ces observations peuvent être reliées au concept de capacité posturo-cinétique, puisqu'elles mettent avant les modifications de la phase préparatoire, qui correspond aux APA, et leurs conséquences sur la performance.

Les travaux de Shepherd et Gentile (1994) avec des postures initiales avec le tronc fléchi (à 30° et 60°) ont montré que la phase d'extension étant allongée et le moment plus important pendant une plus grande partie de celle-ci, ce qui implique un plus grand effort musculaire du membre inférieur que lorsque le tronc est droit. Ainsi, la coordination adéquate des segments contribue à la performance. La réalisation du STS en atteignant une flexion importante du tronc avant le seat-off augmente significativement le moment net au genou (27%) et l'activité des ischio-jambiers et réduit celle du droit fémoral et du tibial antérieur (Doorenbosch et al., 1994). L'activité des fléchisseurs plantaires (gastrocnémien médial et soléaire) tend à augmenter. Cette observation sur les muscles de la jambe a également été notée par (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999) pour la stratégie de flexion importante du tronc, ainsi que l'allongement de la durée du mouvement de STS. Ces auteurs ont attribué la diminution (et le retard temporel) d'activité du tibial antérieur au besoin plus faible d'ajustements posturaux préparatoires lorsque le tronc est fortement incliné. Anan et al. (2012) ont réalisé une étude des puissances à chaque extrémité de segment pour investiguer le transfert d'énergie mécanique : ils ont conclu que la dorsiflexion de la cheville visait plutôt pour faciliter l'extension du genou qu'à avancer le CM du corps (action-réaction). Moins de flexion active du tronc mène à un besoin de plus de flexion vers l'avant à la cheville.

Une posture assise initiale avec les pieds en avant des genoux allonge la trajectoire antérieure du centre de masse du corps et la durée de la phase préparatoire (Shepherd et Koh, 1996). Une augmentation de l'activité des fléchisseurs plantaires et une diminution et un retard de celle du tibial antérieur ont été observés (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999; Vander Linden et al., 1994). L'activité des muscles abdominaux est accrue, car ils constituent probablement dans ce cas l'agoniste principal du mouvement du centre de masse vers l'avant selon (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999). Dans la seconde phase, les moments nets au genou et à la hanche est augmenté et un moment de dorsiflexion est développé à la cheville (Mathiyakom et al., 2005).

Une position plus postérieure des pieds permet de diminuer la flexion de la hanche, la vitesse de flexion de la hanche et le moment maximal à la hanche (de 50%) (Janssen et al., 2002; Kawagoe et al., 2000;

Mathiyakom et al., 2005; Shepherd et Koh, 1996). Dans les travaux de Vander Linden et al. (1994), l'activation des quadriceps est plus précoce lorsque les chevilles sont initialement en dorsiflexion plus importante (18° Versus 5°).

Les grandes variabilités observées dans les études des angles aux articulations ont révélé une grande diversité des mouvements à la fois inter- et intra-individuelle, qui a pu contribuer à la difficulté d'établir une description commune/standardisée du STS (Etnyre et Thomas, 2007). De plus, certaines procédures impliquent des contraintes de réalisation du mouvement pour le sujet (pour ne pas cacher les marqueurs), ce qui diminue la variabilité mais éloigne le mouvement exécuté du mouvement exécuté dans des conditions normales.

En considérant le concept de CPC, une séparation en deux phases principales paraît plus pertinente : une préparatoire liée à l'activité posturale et une ascendante, associée au mouvement focal. Cette séparation est difficilement applicable aux études cinématiques car la première phase n'est pas souvent visible. En effet, souvent le départ du mouvement n'est pas déclenché par un signal externe, et son initiation est détectée directement par le déplacement d'un segment corporel, ce qui ne permet pas de considérer les phénomènes antérieurs. La première phase s'apparente à la première phase (I) de Schenkman et al. (1990) allongée de l'initiation, alors que la seconde reprend les phases II et III.

Ce retour récent (Boukadida et al., 2015) à une division en deux phases principales basé sur ces critères est particulièrement compatible avec l'étude des forces de réaction au sol. De plus, la mesure des forces de réaction au sol est avancée par de nombreux auteurs comme un moyen plus robuste de définir des événements décrivant de façon invariable le mouvement de STS (Etnyre et Thomas, 2007).

4. FORCES DE REACTION AU SOL

L'utilisation de plateformes de forces permet de quantifier les forces nécessaires à la tâche de STS via l'étude des forces de réaction au sol. Ces forces seules ne donnent pas d'informations sur les forces exercées au niveau des articulations isolées. Les moments et forces de contact aux articulations peuvent être calculés à l'aide de modèles à partir des forces de réaction, de la position des segments corporels et des données anthropométriques. Ils donnent des indications sur les forces musculaires générées mais également sur la stratégie adoptée pour soulager une articulation, parmi le grand nombre de degrés de liberté du système articulé constitué par le corps humain. En général, les moments à la hanche, au genou et à la cheville atteignent leurs maximas au moment du décollement du siège, ce qui les rend dépendants de la stratégie adoptée, qui définit la configuration des segments au moment du *seat-off*.

Les forces de réaction au sol correspondent cependant aux forces résultantes externes et donc aux

profils d'accélération du centre de masse du corps. Ces forces sont exercées sur l'entièreté de la surface de contact entre le sol et le corps, mais représentées par leur résultante ayant son origine au barycentre, appelé centre de pression (CP). Ces plateformes fournissent généralement les forces dans les 3 directions orthogonales (verticale, antéro-postérieure et médio-latérale) ainsi que les moments selon ces 3 mêmes axes, qui permettent d'obtenir la position du centre des pressions (voir matériel et méthodes). La position du centre de pression est régulée pour compenser le mouvement du centre de masse et ainsi limiter la demande relative à la stabilité (voir Contrôle postural).

Dans le cas du STS, la plateforme est placée soit sous l'ensemble siège et pieds du sujet, soit sous les pieds du sujet uniquement, avec dans ce cas la possibilité d'une seconde plateforme de forces sous le séant du sujet, au niveau de l'assise du siège. Lorsque le nombre de plateformes est doublé, une analyse de l'asymétrie de la tâche est possible.

1. Phénomènes biomécaniques

Cette méthode permet également une comparaison plus aisée entre les travaux que les paramètres cinématiques en mettant en avant des événements survenant de façon plus invariable, caractéristique de choix dans la quête de standardisation du mouvement de transition assis-debout (Kerr et al., 1994). En effet, son allure reste semblable dans la quasi-totalité des études investiguées dans le cadre de ce travail.

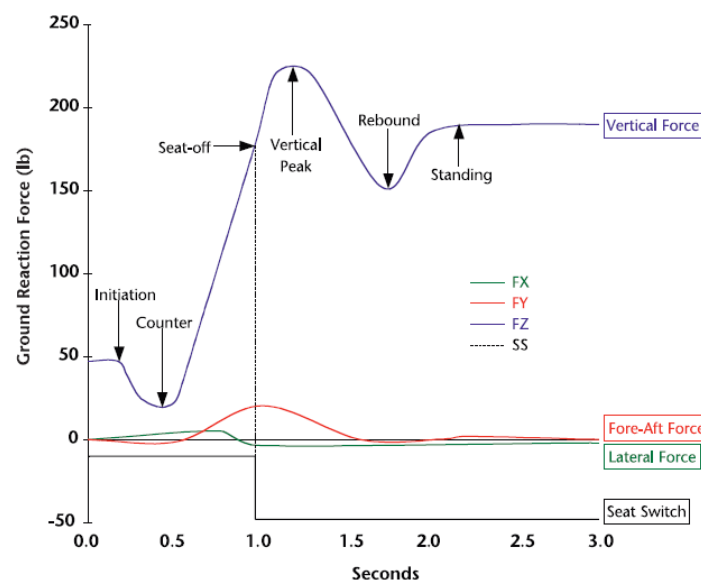


Figure 41 Profils des forces de réaction au sol au niveau des pieds lors du STS (Etnyre et Thomas, 2007).

Les événements-clés qui ponctuent les profils des forces sous les pieds sont les suivants :

- 1) La force de réaction verticale :

- a. une réduction menant à un minimum, liée au chargement des fesses ;
 - b. puis une augmentation rapide correspondant au chargement des pieds durant la décharge du siège, jusqu'à un maximum à la perte de contact avec le siège ;
 - c. suivie d'un rebond (valeur la plus basse après le pic) correspondant à la décélération ;
 - d. avant une remontée et stabilisation autour du poids du corps.
- 2) La force de réaction horizontale / antéro-postérieure : un maximum et un minimum (en théorie : les 2 aires se compensent puisqu'elles correspondent aux impulsions), correspondant aux forces propulsives et frénatrices.
- 3) La force de réaction latérale : un maximum et un minimum, reflétant les pics à gauche et à droite.

L'interprétation et l'extraction des événements-clés (principalement le début et la fin du mouvement, et le moment où l'assise est déchargée) à partir de cette allure varient selon les groupes recherches.

2. Indicateurs temporels

Le début du mouvement

Selon les auteurs, l'événement considéré comme initiant le mouvement diffère.

Kralj et al. (1990), dans une des premières études séparant le mouvement en phases en utilisant des événements liés aux forces de réaction au sol (en association aux angles aux articulations), associent le début du mouvement à la variation de la force antéro-postérieure sous le siège. La diminution de la force verticale est un critère courant, avec des seuils absolus (Carr et Gentile, 1994; McGibbon et al., 2004) ou relatifs concernant l'intensité de la force (Fleming et al., 1991) et sa vitesse de réduction (Kralj et al., 1990) selon les auteurs. L'utilisation du déplacement d'une partie du corps ou de la flexion du tronc conduit à une variabilité importante en raison de la variabilité des stratégies adoptées (Etnyre et Thomas, 2007; Millington et al., 1992; Nuzik et al., 1986).

Le seat-off ou lift-off

La plupart des modèles à 2 phases évoqués plus haut considèrent donc le seat-off comme l'événement séparant la phase préparatoire de la phase ascendante (Houck et al., 2011). Cet événement se retrouve en conséquence bien plus tard que dans les études cinématiques et est précédé par les pics d'accélération (Hirschfeld et al., 1999). Il est souvent détecté via l'instrumentation de l'assise du siège (seat switch ou plateforme de force sous les fesses, ce qui induit déjà une différence entre ceux qui le

définissent par les fesses et ceux par les cuisses) (Etnyre et Thomas, 2007; Hirschfeld et al., 1999; McGibbon et al., 2004). Cependant, des variations dans sa définition et donc dans sa détection existent.

Les événements couramment associés à l'instant du lift-off sont le minimum de la force de réaction antéro-postérieure (maximale vers l'arrière) (Doorenbosch et al., 1994; Kralj et al., 1990; Roebroek et al., 1994; Bahrami et al., 2000), le maximum de la force de réaction verticale (Kaya et al., 1998; Diakhaté et al., 2013) et le moment où celle-ci atteint 100% du poids du corps (McGibbon et al., 2001). Schenkman et al. (1990) considèrent l'instant où la force sous les pieds augmente sans plus de précision. On retrouve également des critères cinématiques (Millington et al., 1992) : la phase de transition est définie comme allant du début de l'extension du genou au passage de flexion à extension du tronc.

Kralj et al. (1990) ont défini 2 événements liés à la décharge du siège, le début de celle-ci, lorsque la force de réaction verticale commence à augmenter, et la perte du contact, lorsque la force AP vers l'arrière est maximale.

La fin du mouvement

La phase de stabilisation est parfois négligée car sa fin est difficile à détecter en raison des oscillations dans les deux directions du plan horizontal toujours présentes en posture debout. Pour Kralj et al. (1990), cette phase commence lorsque la flexion du genou passe sous un seuil défini, et se termine lorsque la composante verticale de la force de réaction reste confinée autour du poids du corps (+/- 1%). La plupart des auteurs associent de la même façon la fin de la transition à une force de réaction verticale autour du poids du corps (Fleming et al., 1991; Houck et al., 2011), la détermination visuelle se révélant plus fiable pour Etnyre et Thomas (2007). Les critères concernant la cinématique d'une partie du corps sont également fréquents, mais les différences individuelles les rendent peu exploitables.

3. Indicateurs de performance

Pour de la marche, la phase d'initiation correspond à la période transitoire entre la modification de la posture debout érigée et le processus stationnaire de la marche, au premier impact du talon (Breniere et Do, 1986). Durant cette phase, le centre de pression recule et se déplace vers le pied qui va être soulevé ("*swinging foot*"). Le pic de vitesse atteint à la fin du premier pas ("*progression velocity*") ainsi que le temps pour l'atteindre et la fréquence du premier pas caractérisent la performance focale, alors que le recul du CP et la durée des APA (jusqu'au décolllement du talon) caractérisent la phase posturale.

Dans le cas du STS, les indicateurs de performance dépendent des études et il existe peu de standardisation sur ce mouvement non-cyclique. On retrouve l'amplitude du recul du centre de pression pour caractériser les APA (Diakhaté et al., 2013), les durées du mouvement et les pics de

force/accélération et vitesse/quantité de mouvement, ainsi que d'énergie cinétique. La quantité de mouvement nécessaire au seat-off pour réaliser le mouvement est parfois considérée (Mathiyakom et al., 2005).

Les profils et les délais temporels entre ceux-ci permettent de caractériser la stratégie. La position du centre de masse par rapport au centre de pression ou à la base de support au moment du seat-off est également un paramètre d'intérêt (Bahrami et al., 2000; Riley et al., 1991; Schenkman et al., 1990).

5. PATRON D' ACTIONS MUSCULAIRES

La transition assis-debout requiert l'activation de nombreux muscles du membre inférieur mais également du tronc, afin de générer les forces motrices et assurer la stabilité du corps. Selon Munton et al., (1984), auteurs d'une des premières études s'intéressant au recrutement musculaire, les principaux muscles impliqués dans le mouvement sont les quadriceps, les ischio-jambiers et les fessiers (Figure 42). Plus généralement, on retrouve également les muscles jambier antérieur, soléaire, et gastrocnémiens, ainsi que les abdominaux, mais également les muscles du cou, liés à l'initiation du mouvement. La transition assis-debout est caractérisée par un enchevêtrement entre l'activité posturale et l'activité liée à l'exécution du mouvement. Pour distinguer les deux groupes muscles liés à ces deux activités, Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé (1999) se sont basés sur les variabilités de la latence de l'activation (par rapport au moment de décollement du siège) et l'amplitude de l'activité électromyographique (Friedli et al., 1984) dans les différentes conditions de lever, les ajustements posturaux dépendant des conditions initiales et de la stratégie de mouvement.

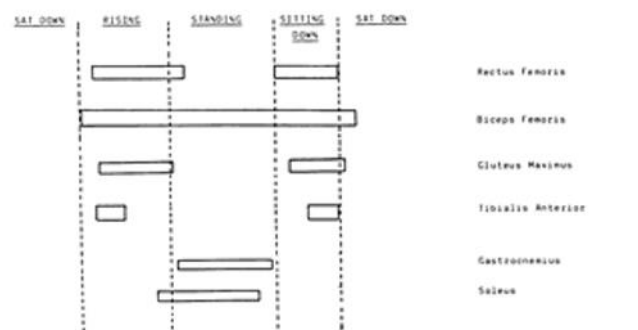


Figure 42 Patron d'actions musculaires (Munton et al., 1981).

Les extenseurs du membre inférieur, qui sont souvent les seuls considérés dans les études électromyographiques, sont les muscles activés avec la plus grande amplitude du STS (Gross et al., 1998; Roebroek et al., 1994), avec parfois des pics d'activités qui dépassent ceux en contraction isométrique standard pour le tibial antérieur, le vaste latéral et le droit fémoral (Gross et al., 1998).

1. Chronologie des activations musculaires

Pour la réussite du STS, l'activation musculaire coordonnée est cruciale pour le contrôle efficace du mouvement. Si certaines différences existent entre les nombreuses études (origines diverses : contrôle de la position de départ, variations individuelles, âges, etc.), un pattern commun d'activation des muscles impliqués peut être décrit pour le STS standard (Figure 43 et Figure 44).

Durant la phase préparatoire, avant le seat-off, le **muscle tibial antérieur** est le premier muscle actif (Dehail et al., 2007; Doorenbosch et al., 1994; Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999; Roebroek et al., 1994; Vander Linden et al., 1994a). Son activité stabilise le pied (puis contribue à l'avancement du CM avant l'extension) (Anan et al., 2012; Khemlani et al., 1999; Vander Linden et al., 1994a). Ce muscle est sans doute le plus représentatif des ajustements « préparatoires » (destinées à mettre les segments corporels dans la position la plus adéquate pour minimiser la perte d'énergie ou d'équilibre) selon Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé (1999). Crenna et Frigo (1991) ont mis en avant l'importance du couple soléaire – tibial antérieur dans les programmes moteurs liés à la préparation de mouvements orientés vers l'avant. Il est également envisagé que le TA pourrait contribuer à l'accélération angulaire à la hanche (transmission de la force d'inertie d'un segment à l'autre) (Khemlani et al., 1999; Zajac, 1993).

Les **muscles abdominaux** sont ensuite activés et permettent la flexion du tronc (An et al., 2013; Eom et al., 2016; Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Lee et al., 2015).

Peu avant la décharge du siège, les **extenseurs spinaux, du genou puis de la hanche (muscles fessiers et ischio-jambiers)** sont activés et atteignent leurs maximas au *seat-off*, avant de diminuer à la fin du mouvement (Millington et al., 1992). Le quadriceps, bi-articulaire, n'intervient pas toujours dès le début de la flexion du tronc. Plus particulièrement le muscle ilio-psoas initie la flexion de la hanche, qui est ensuite continuée par le quadriceps, qui stabilise le genou et permet son extension selon (Millington et al., 1992). Les extenseurs du genou (vastes et droit fémoral) sont considérablement actifs au seat-off (jusqu'à 50-80% de la contraction maximale standard). Après le décollement du siège, les muscles ischio-jambiers décélèrent la flexion de la hanche, encourageant ainsi son extension. La co-contraction des muscles ischio-jambiers et du muscle droit fémoral renforce leur action (les IJ ne sont donc pas fléchisseurs du genou pour cette tâche). Le délai entre les moments d'activations des muscles ischio-jambiers et quadriceps (et les paraspinaux) et le seat-off reste approximativement constant pour toute condition et stratégie (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999). Ils sont donc considérés comme les générateurs des forces motrices de la transition assis-debout, activés une fois le CM avancé par la flexion du tronc (Vander Linden et al., 1994).

Afin de freiner le mouvement vers l'avant, le muscle tibial antérieur fournit des couples de dorsiflexion à la cheville, qui permettent de garder le centre de pression en position postérieure sous les pieds. En phase de stabilisation, les muscles du triceps sural (**soléaire et gastrocnémien**) se contractent pour le contrôle la transition vers l'avant du corps (Boukadida et al., 2015; Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999; Roebroek et al., 1994).

L'activité tonique du muscle soléaire permet de garder le centre de masse dans la base de support en station debout (voir contrôle postural), mais il est aussi actif pendant le mouvement pour la posture, surtout en conditions pieds en avant et flexion maximale du tronc avant le seat-off (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999). Son activité est retardée dans la condition où l'extension du genou initie le mouvement. Dans ces 3 conditions, son pattern d'activation est le réciproque de celui du tibial antérieur (Crenna et Frigo, 1991).

Les résultats de Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé (1999) séparant les muscles posturaux des muscles moteurs lors de la transition assis-debout soutiennent l'idée que la séquence est centralement programmée, et exécutée seulement une fois que les muscles posturaux préparatoires ont bien placé le centre de gravité du corps. Selon leurs travaux, pour la tâche de STS, le tibial antérieur, le soléaire, le SCOM, le trapèze et les abdominaux sont des muscles posturaux, alors que les érecteurs spinaux, les ischio-jambiers et les quadriceps sont les moteurs du mouvement.

La facilitation de la transition assis-debout dépend des caractéristiques du siège (hauteur, accoudoirs, position des pieds), mais leur effet sur l'activité musculaire n'a pas pu être démontré par Munton et al. (1984).

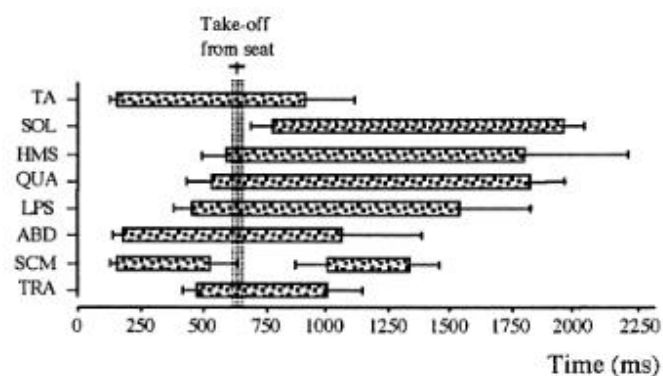


Figure 43 Patron musculaire pour le STS de référence (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999).

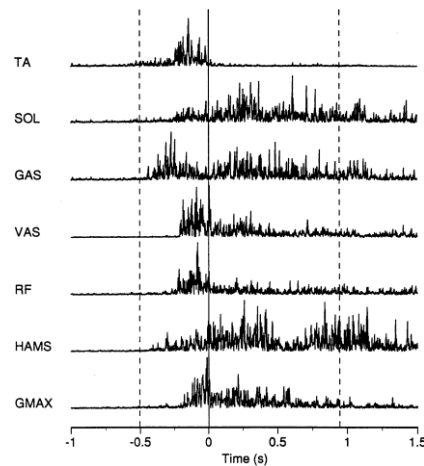


Figure 44 Patron musculaire lors du STS (échelles verticales variées) (Gross et al., 1998).

Les études (relativement rares) s'intéressant aux muscles du haut du corps notent une activation excentrique des muscles paraspinaux au début de la phase de transfert du poids pour contrôler la flexion du tronc (Millington et al., 1992 ; Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls Solé, 1999), ainsi qu'un modèle triphasique d'activation des *muscles sterno-cléido-mastoidien et trapèze*, caractéristique du mouvement ballistique (Rodrigues-de-Paula Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls Solé, 1999). Les activités de ces deux muscles sont inhibées lorsqu'un support est offert à la tête, mais accrues lorsque la position initiale des pieds est à l'avant, reflétant l'effort supplémentaire nécessaire pour garder la tête dans l'alignement du corps. En effet, l'orientation de l'oreille interne est essentielle pour interagir avec le monde extérieur.

Les études de An et al. (2013, 2016) et Hanawa et al. (2017) ont mis en évidence les synergies musculaires à l'œuvre pour la réalisation du STS. Cette hypothèse de contrôle par synergies musculaires (Bernstein, 1996) repose sur le fait que le corps humain est un système à beaucoup de degrés de liberté (redondance). L'utilisation d'unités fonctionnelles (synergies) permet un contrôle des muscles par groupes et donc une réduction des variables à contrôler par le système nerveux central. Leurs travaux ont mis en évidence 3 ou 4 synergies à l'œuvre dans la tâche de STS. La première comprend principalement le tibial antérieur, le droit fémoral et pour Hanawa et al. (2017) le vaste latéral, la deuxième les extenseurs du genou et de la hanche (VL, VM, RF, ST et GM) et la troisième les muscles postérieurs de la jambe (le soléaire ou le peroneus longus et le gastrocnémien médial). La première vise à réaliser une flexion dorsale de la cheville, étendre le genou et fléchir la hanche, pour la décoller du siège (contributions aux vitesses horizontale et verticale). La deuxième avance le CM et étend le corps. La troisième stabilise la posture (muscles anti-gravité). Les profils d'activation de ces synergies ne sont pas modifiés avec la hauteur du siège, mais bien avec la vitesse : on note une activation décalée et prolongée de la première synergie.

6. AIDES MECANQUES – INFLUENCE DU SIEGE

Une modification de la stratégie de lever permet de compenser physiquement une faiblesse musculaire aux articulations sollicitées et faciliter l'exécution de la tâche motrice. Doorenboesch et al. (1994) ont souligné que ces compensations pouvaient être mécaniques, via le design ou le fonctionnement du siège.

1. Influence de la hauteur de l'assise

L'augmentation de la hauteur de l'assise facilite la transition assis-debout (Finley et al., 1983) en diminuant les moments maximaux calculés en flexion à la hanche et au genou (Rodosky et al., 1989; Arborelius et al., 1992; Burdett et al., 1985) ainsi que les forces de contact (tibio-fémoral et patello-fémoral), les tensions musculaires au genou (Ellis et al., 1984) et les amplitudes de mouvement à la hanche et au genou. L'influence sur l'articulation de la cheville est faible (Rodosky et al., 1989; Arborelius et al., 1992; Burdett et al., 1985), peut-être en raison de l'implication tardive de cette articulation dans le mouvement sit-to-stand.

Diminuer la hauteur du siège mène à une augmentation de la vitesse angulaire maximale du tronc, signe d'un ajustement du contrôle via la quantité de mouvement générée dans la première phase pour Schenkman et al. (1996), qui affirment que l'avancement du CM durant cette phase est fortuit, la génération de quantité de mouvement du haut du corps étant utilisée pour assister le décollement du siège (à la hanche et au genou). Une modification de la stratégie (repositionnement) peut également être observée avec la diminution de la hauteur du siège chez les sujets âgés, indiquant une limite face à la difficulté grandissante de la tâche (Hughes et al., 1994; Schenkman et al., 1996).

Dans les travaux de An et al. (2013), les synergies musculaires restent les mêmes lorsque la hauteur du siège est modifiée.

2. Influence des accoudoirs

Influence de la présence d'accoudoirs

Le mouvement des bras non contraint joue un rôle important dans les propulsions verticale et horizontale du corps lors de la transition assis-debout (Carr et Gentile, 1994), la flexion des épaules étant synchronisée avec l'extension des articulations des membres inférieurs (Carr, 1987). Le balancement des bras semble contribuer à l'élan vertical au *seat-off* (Etnyre et Thomas, 2007).

L'utilisation d'accoudoirs pour assister le mouvement permet une plus grande stabilité (Alexander et al., 1991; Bahrami et al., 2000) et augmente la base de support en offrant une surface d'appui supplémentaire. L'aide offerte par les accoudoirs contribuerait principalement à la génération

propulsion vers l'avant, et diminuerait ainsi l'impulsion à générer par la flexion du tronc pour obtenir cette force horizontale (Alexander et al., 1991; Kralj et al., 1990). Elle facilite ainsi le contrôle postural en limitant la demande posturale (O'Meara et Smith, 2006; Pai et Rogers, 1990). L'utilisation des accoudoirs (à la hauteur adéquate) pour se lever diminue les moments aux hanches et genoux (Arborelius et al., 1992; Bahrami et al., 2000; Burdett et al., 1985; Rodosky et al., 1989; Seedhom et Terayama, 1976) et augmente ceux aux chevilles et épaules (Bahrami et al., 2000; Schultz et al., 1992).

Des auteurs ont noté la diminution de la force verticale de réaction au sol sous les pieds pendant la transition (en comparaison avec bras libres ou pas), reflétant le fait qu'une partie était exercée au niveau des accoudoirs (Etnyre et Thomas, 2007; Kinoshita et al., 2015) et le mouvement des bras libres contribue à l'impulsion vers le haut.

Etnyre et Thomas (2007) ont réalisé une étude de l'évolution des forces de réaction au sol (sous les pieds) dans différentes conditions initiales pour déterminer les événements invariables. Des différences significatives dans les caractéristiques d'amplitude et temporelles existaient pour les forces verticale (pic plus faible et plus tôt, valeur au *seat-off* plus faible, *rebound* plus haut que bras libres) et médio-latérale (pics plus tard que mains sur genoux), mais pas pour la force antéro-postérieure.

Selon Bahrami et al. (2000), qui se sont intéressés à la stabilité, le transfert de l'impulsion et la répartition des charges entre les membres, les accoudoirs donnent de la stabilité, ce qui réduit le déplacement du centre de masse vers l'avant lors de la phase préparatoire (courbe globale ne va jamais vers le négatif en vertical) et mène à une vitesse horizontale plus faible au *seat-off*. La vitesse d'ascension au *seat-off* est plus grande mais la tâche complète est effectuée en plus de temps. Alexander et al. (1991) ont observé, dans la même idée, une flexion du tronc plus faible avec l'aide d'un accoudoir pour les sujets âgés. Burdett et al. (1985) ont cependant observé que l'utilisation des accoudoirs n'influait pas l'amplitude de mouvement des articulations.

Selon les auteurs, l'aide des bras est un facteur plus significatif que la hauteur du siège (Ellis et al., 1984) ou les deux ont une influence semblable.

Une force plus importante imposée par les bras réduit d'autant plus les moments aux genoux et hanches (Wretenberg et al., 1993), les bras contribuant aux charges statiques en plus des dynamiques dans ces cas (Bahrami et al., 2000). Le placement des mains sur les accoudoirs n'a pas montré d'effet significatif (Wretenberg et al., 1993).

Influence de la hauteur des accoudoirs

Finley et al. (1983, en jugeant la difficulté) ont recommandé des accoudoirs à une distance minimale de

10 in (25,4 cm) au-dessus de l'assise (Goldsmith (1976) recommandait 17,8 cm). Leur étude a également mis en évidence une interaction entre les hauteurs des accoudoirs et du siège (dans les 2 sens, le bénéfice de la hauteur du siège étant perdu si les accoudoirs sont trop bas, et vice-versa).

L'augmentation de la hauteur des accoudoirs n'a pas montré pas d'effet significatif dans l'étude de Wretenberg et al. (1993), bien qu'ils étaient utilisés plus longtemps (corrélation hauteur-durée), mais les moments maximaux arrivant au début du mouvement, ces facteurs ont peu d'influence.

Des rails d'assistance, concept un peu différent étudié par Kinoshita à des positions haute et basse ont montré une différence dans la flexion du tronc et les moments aux articulations sollicitées, ainsi que dans le patron des forces de réaction au sol : un rail en position haute diminue le moment à la hanche, en position basse diminue le moment au genou.

Ainsi, les accoudoirs offrent une stabilité et rendent la génération de propulsion via la flexion du tronc moins indispensable, ce qui diminue la demande neuro-musculaire pour contrôler l'équilibre.

3. Influence de la vitesse

La vitesse est souvent choisie par le sujet, avec des indications d'intensité (vitesse naturelle, le plus vite possible, etc.), même si certaines études ont utilisé un métronome pour la contraindre (Roebroek et al., 1994).

Lorsque la vitesse d'exécution de la tâche de STS augmente (lente - naturelle – rapide), la durée du mouvement (Papa et Cappozzo, 2000) et celles des 2 phases avant la perte de contact avec le siège diminuent (Vander Linden et al., 1994a). Le CM a une vitesse plus importante mais suit également une trajectoire plus efficace (Pai et Rogers, 1990). A la décharge du siège, il est plus postérieur et le tronc est moins fléchi (Gross et al., 1998; Pai et Rogers, 1991b; Papa et Cappozzo, 2000). La vitesse du CM du corps au moment de l'initiation de la décharge est plus importante, et la vitesse maximale est atteinte plus tard (Papa et Cappozzo, 2000). Le pic de quantité de mouvement horizontale n'est pas atteint plus rapidement à vitesse rapide, contrairement à celui de quantité de mouvement verticale. Le délai entre ces 2 événements diminue donc avec la vitesse. Normalisés à la durée totale, le *momentum* horizontal maximal arrive cependant de plus en plus tard, le *seat-off* également, alors que le *momentum* vertical maximal est atteint après le même délai relatif (Pai et al., 1994). Le *seat-off* arrive cependant au même moment relatif du mouvement pour Gross et al. (1998). Le sujet augmente la quantité de mouvement maximale verticale à plus grande échelle que la quantité de mouvement maximale horizontale (Gross et al., 1998; Pai et Rogers, 1990).

Ce phénomène a été associé à des stratégies de contrôle neuromusculaire différentes pour la tâche de

STS, les contraintes mécaniques étant différentes dans les deux directions (Pai et al., 1994) : la composante horizontale étant en charge de la stabilité alors que la composante verticale est liée à l'augmentation de l'énergie potentielle. La composante horizontale est une sorte d'invariant (relatif) du mouvement (Riley et al., 1991; Gross et al., 1998). En étudiant les quantités de mouvement de différents segments corporels, ils ont attribué ce pic à celle du segment tête-tronc-bras, et le pic vertical à la cuisse. Le segment tête-tronc-bras est donc responsable de la relative invariance de la quantité de mouvement maximale horizontale, la cuisse de l'augmentation progressive de la verticale.

Les vitesses angulaires maximales à la cheville, au genou et à la hanche augmentent avec la vitesse (Gross et al., 1998), de même que les couples maximaux de dorsiflexion à la cheville, de flexion et d'extension (Gross et al., 1998) à la hanche et d'extension au genou (Pai et Rogers, 1991b).

Les forces de réaction verticale maximale (Gross et al., 1998; Vander Linden et al., 1994) et antéro-postérieure frénatrice (Gross et al., 1998) augmentent avec la vitesse.

Les amplitudes des activités musculaires des muscles du membre inférieur investigués par Gross et al. (1998), à savoir les tibial antérieur, soléaire, gastrocnémiens, quadriceps, ischio-jambiers (IJ) et grand glutéal, ont montré une augmentation avec la vitesse, mais seules les augmentations des quadriceps, IJ et gastrocnémiens étaient statistiquement significatives. Les quadriceps et extenseurs spinaux sont activés plus tôt dans la première phase à vitesse maximale, ce qui correspond au *seat-off* précoce (Vander Linden et al., 1994).

PROBLEMATIQUE

Le transfert assis-debout, tâche fréquente et exigeante, peut être divisé en deux phases principales, une préparatoire ou posturale et une ascendante ou focale (Hirschfeld et al., 1999; Nuzik et al., 1986; Schenkman et al., 1990). La première implique principalement une flexion du tronc visant à rapprocher le centre de masse de la future base de support mais également générer une quantité de mouvement vers l'avant. Si la phase focale, durant laquelle le corps est étendu et avancé, semble représenter davantage le STS, cette phase préparatoire revêt une importance cruciale. Les phénomènes biomécaniques et la coordination intersegmentaire montrent qu'elle est contrôlée finement pour atteindre la posture debout érigée en fin de mouvement (Pai et Rogers, 1990, 1991a; Pai et al., 1994; Vander Linden et al., 1994a).

La phase posturale considérée dans ce travail reprend le début du mouvement, de l'amorce du recul du CP à celle de la décharge du siège. Elle est caractérisée par la génération des forces de propulsion sur la surface d'appui du siège (Hirschfeld et al., 1999) et la flexion du tronc vers l'avant (Nuzik et al., 1986). Ces forces sont générées par les muscles, en premier lieu du tronc et de la jambe (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Gross et al., 1998; Khemlani et al., 1999).

Les déterminants du STS souvent investigués sont liés à la stratégie (Anan et al., 2012; Doorenbosch et al., 1994; Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Mourey et al., 1998; Papa et Cappozzo, 2000; Scarborough et al., 2007; Vander Linden et al., 1994a) ou à l'orientation des segments corporels. En particulier, les conséquences de l'orientation de la jambe via le placement des pieds (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999; Mathiyakom et al., 2005; Shepherd et Koh, 1996), de la cuisse via la hauteur du siège (An et al., 2013; Arborelius et al., 1992; Hughes et al., 1994; Rodosky et al., 1989; Schenkman et al., 1996), ainsi que du tronc dans des inclinaisons peu fréquentes (Shepherd et Gentile, 1994) ont été étudiées. Il a ainsi été observé que lorsque la flexion active du tronc n'est pas présente, une activité plus importante des muscles du membre inférieur est nécessaire (Anan et al., 2012; Shepherd et Gentile, 1994). Lorsqu'elle est contrainte jusqu'à une amplitude maximale avant la décharge du siège, la stratégie s'éloigne également de la coordination segmentaire idéale, et on retrouve un moment plus important à la hanche et une activité accrue des muscles du membre inférieur (Doorenbosch et al., 1994; Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999).

Sur un siège plus bas, la trajectoire verticale du CM pour rejoindre la posture debout est allongée et les articulations davantage fléchies. Cela mène à des moments aux articulations plus importants et à la nécessité de générer une plus grande vitesse vers l'avant (Mathiyakom et al., 2005; Schenkman et al., 1996). Lorsque les pieds sont éloignés, la trajectoire du CM est également plus importante mais cette

Problématique

fois dans la direction horizontale. Des études ont observé que cette configuration menait à une augmentation de la flexion du tronc et de la durée de la phase posturale (Shepherd et Koh, 1996), ainsi que du moment à la hanche (Kawagoe et al., 2000). Cette configuration peut être favorisée par un siège avec un espace libre sous l'assise.

Tous ces résultats mettent en évidence l'adaptation aux conditions initiales, qui peut parfois mener à un changement de stratégie. La plupart de ces observations ont été faites en considérant le STS depuis un tabouret, avec des conditions plus ou moins restreintes d'exécution (bras croisés, etc.).

La question de l'adaptation à d'autres conditions biomécaniques imposées par un siège moins standardisé peut être posée. En particulier, les phénomènes constituant la phase posturale peuvent être directement influencés par le niveau d'inclinaison du tronc, les caractéristiques du coussin et la présence d'une rangée de sièges à l'avant.

Avec le tronc initialement incliné vers l'arrière, la trajectoire du CM est allongée. De plus, la configuration segmentaire crée un couple déséquilibrant au début du mouvement du tronc et donc nécessite une force musculaire plus importante pour contrer la gravité. Enfin, lorsque la tâche de transfert assis-debout est réalisée, le tronc atteint sa posture droite (flexion 90°) après une certaine amplitude de mouvement. Ces considérations pourraient mener à une modification de la stratégie de mouvement.

Par ailleurs, la modification des propriétés mécaniques de la surface d'appui pourrait modifier les caractéristiques de la propulsion générée. Une densité de mousse différente devrait entraîner des phénomènes mécaniques additionnels intervenant entre la transmission des forces musculaires diffusant à la surface de la mousse et les forces de réaction générées par celles-ci, qui déterminent les déplacements du CM. En particulier, les capacités d'absorption de l'énergie d'impact d'un sol en mousse lors d'une chute permettent de diminuer la force de réaction subie par le sujet (Lam et al., 2004).

Il est été observé que lors du STS, la quantité de mouvement maximale générée est ajustée finement, ce qui est associé à la nécessité de maintenir la posture debout érigée en fin de mouvement, sans faire de pas ni chuter (Pai et Lee, 1994; Pai et Rogers, 1990). L'espace disponible face au sujet pourrait imposer une contrainte supplémentaire limitant la génération de quantité de mouvement dans la phase préparatoire et modifiant ainsi la phase posturale. Dans ce cas, une compensation par le membre inférieur devrait sans doute être réalisée, les muscles de celui-ci s'activant à un moment précis pour profiter des phénomènes ayant lieu dans la phase posturale lors du STS (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Vander Linden et al., 1994).

En effet, la phase focale étant étroitement liée à la dynamique posturale, ces variations dans la phase

Problématique

posturale pourraient avoir des effets sur la performance ou augmenter l'effort nécessaire pour se lever en s'éloignant de la coordination optimale entre les mouvements segmentaires.

Il paraît donc pertinent d'étudier les effets de ces paramètres du siège, avec un intérêt fondamental pour la compréhension des mécanismes du STS et des applications directes pour la conception de sièges, y compris ceux destinés aux populations à risque (senior, handicapés...).

Quatre séries d'expérimentations seront menées, correspondant aux paramètres cités ci-dessus. La première visera à étudier le patron musculaire global lors du STS et ses variations lors de la modification de l'inclinaison progressive du dossier, de 0° à 40° vers l'arrière. La seconde reprendra cette analyse en y ajoutant l'étude des forces de réaction au sol pour étudier la dynamique du mouvement. La troisième expérimentation concernera l'effet de la densité de la mousse recouvrant le siège et le dossier sur ces mêmes paramètres. La dernière expérimentation s'intéressera à l'influence de l'occupation du champ avant par une rangée de sièges supplémentaires.

Les hypothèses étaient les suivantes :

- 1) Les phénomènes dynamiques qui ont lieu pendant le transfert assis-debout impliquent des actions musculaires le long de l'ensemble de la chaîne posturale, avec un patron d'activation relativement stable.
- 2) L'effet de l'inclinaison du dossier peut entraîner un simple ajustement des actions musculaires au décours angulaire supplémentaire et aux contraintes additionnelles imposées par le couple déséquilibrant plus élevé du poids, ou à l'inverse une réorganisation plus large du patron moteur de la tâche. Il est envisageable qu'il existe un seuil d'inclinaison à partir duquel la stratégie d'adaptation serait différente.
- 3) Une densité de mousse différente devrait entraîner des phénomènes mécaniques additionnels intervenant entre la transmission des forces musculaires diffusant à la surface de la mousse et les forces de réaction générées par celles-ci. Etant donnée la faible connaissance des propriétés mécaniques de la mousse, ses effets précis sont difficilement prévisibles.
- 4) L'occupation du champ avant peut avoir des effets de 2 types : la limitation directe de l'amplitude de flexion du tronc qui amènerait à une réorganisation du STS, ou le changement de l'environnement visuel qui entraînerait une modification des repères spatiaux pouvant aussi influencer la programmation de la tâche. Dans les 2 cas, le niveau de performance pendant la phase posturale pourrait être réduite, avec ajustements nécessaires pendant la phase.

EXPERIMENTATIONS

I. MATERIEL ET METHODES

Ces 4 séries d'expérimentation reposent sur un matériel et des méthodes communes, reprises dans ce chapitre. Les spécificités de chacune des méthodes sont reprises pour chaque étude dans le chapitre dédié.

1. *SIEGE*

Les quatre études ont été réalisées le même dispositif. Un siège d'avion classique (d'une rangée de 2 sièges) a été rendu modulable par le partenaire industriel Artec Aerospace à la suite d'une revue de littérature sur la posture assise et le transfert assis-debout et l'influence des paramètres principaux du siège sur ces aspects. Un résumé de ces considérations est repris dans le cadre théorique.

Le siège ajustable permet l'investigation de l'influence des paramètres suivants : la hauteur du siège, l'inclinaison du dossier, l'inclinaison de l'assise, ainsi que la hauteur et la profondeur des accoudoirs. Tous ces paramètres n'ont cependant pas été considérés dans le cadre de ce travail de thèse.

L'inclinaison du dossier est ajustable dans la gamme 90°-130° de façon continue. La variation de l'inclinaison se fait via une manivelle accessible à l'arrière du siège. Une échelle graduée en degrés permet de lire l'inclinaison atteinte, et ainsi d'obtenir un réglage fin et reproductible (Figure 45).

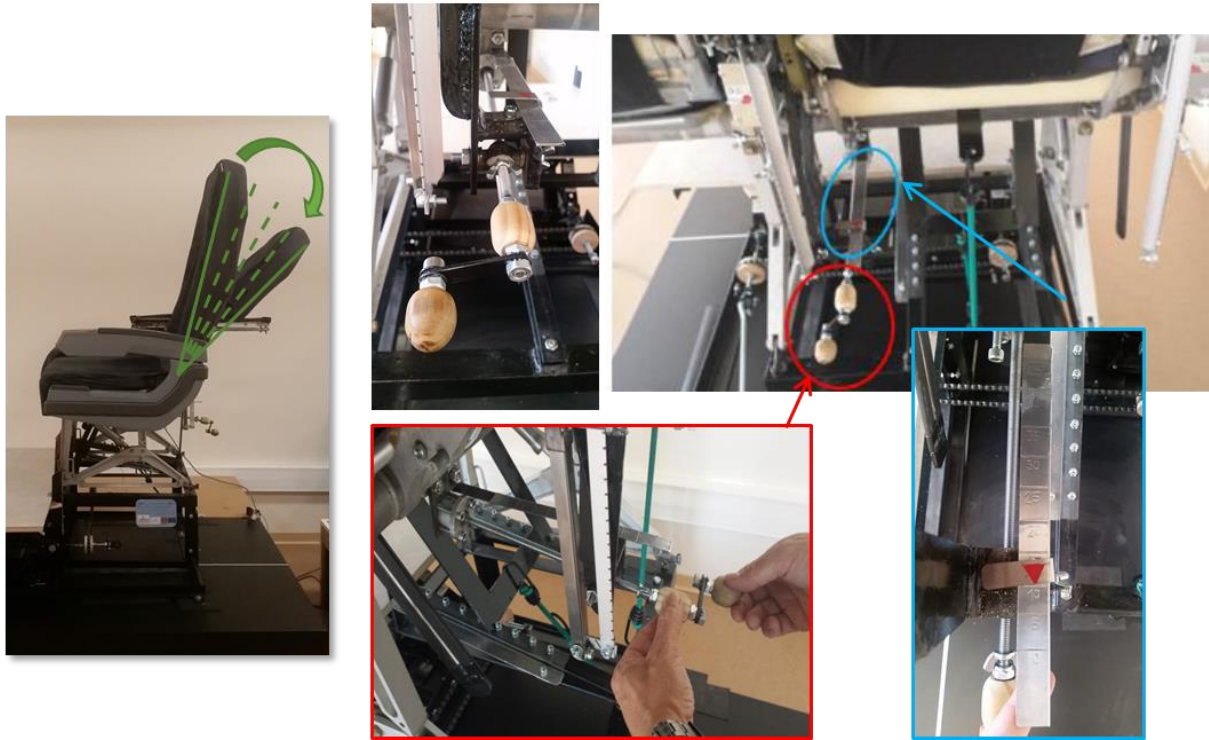


Figure 45 Mécanisme de variation de l'inclinaison du dossier.

L'assise peut être inclinée de -14° vers l'arrière à 15° vers l'avant selon une échelle discrète (par pas de 5°). Pour ce faire, elle a été repensée structurellement et remplacée par une assise sur charnière reposant sur une jambe de soutien. Celle-ci peut être manipulée pour atteindre le cran désiré, correspondant à une inclinaison de l'assise précisée sur une règle le long du crantage. Deux sandows complètent le mécanisme, un supérieur pour délester du poids de l'assise (5kg) lors de la manipulation et un inférieur assurant un verrouillage du cran utilisé, à détacher avant l'ajustement de l'inclinaison et rattacher après. Le mécanisme est visible sur la Figure 46.

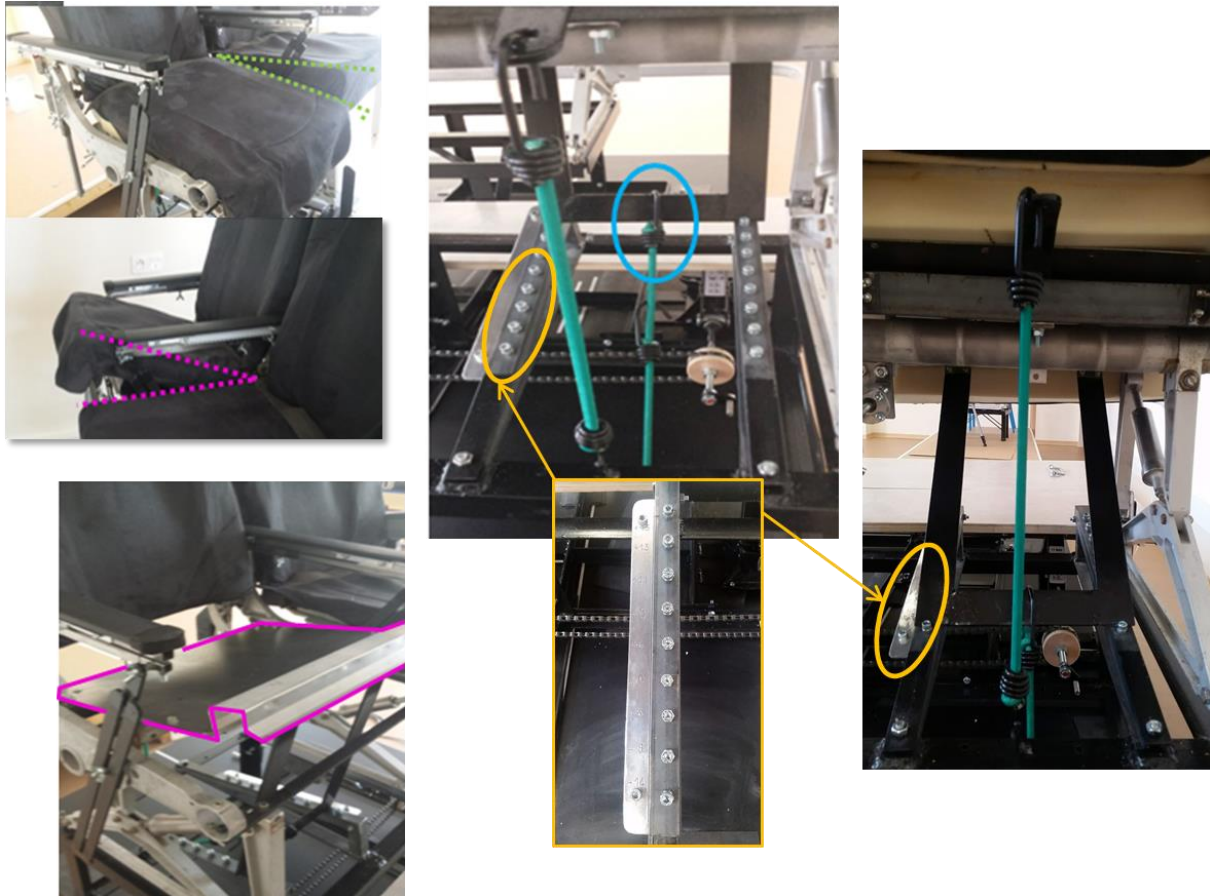


Figure 46 Mécanisme d'ajustement de l'inclinaison de l'assise.

Les surface de du dossier et de l'assise sont recouvertes d'une mousse en polyuréthane HR (haute résilience) épousant leur forme. Ce matériau a été choisi en raison de ses bonnes propriétés élastiques (indispensable pour la bonne transmission des forces enregistrées par la plateforme de forces). Trois coussins d'assise et trois coussins de dossier ont été réalisés, de densités 30, 40 et 50 kg/m³ (Figure 47). Ils sont de mêmes dimensions et ont été recouverts du même tissu.

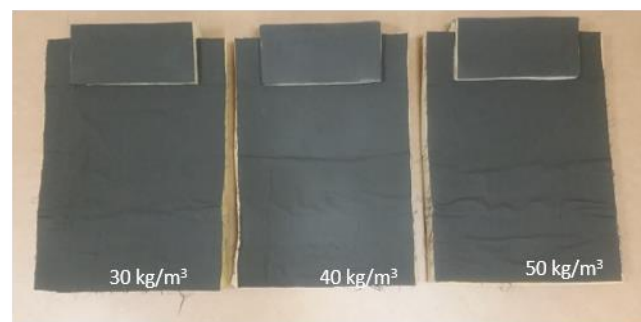


Figure 47 Coussins de dossier, faits de mousses de polyuréthane de densités différentes.

La modification de la hauteur du siège est simulée par l'utilisation d'un plancher mobile à l'avant du siège, sous les pieds du sujet. Le plancher est monté sur 2 crics automobiles permettant de le descendre

de 8 centimètres et le monter de 10 centimètres par rapport à la hauteur de référence de 45 cm, selon une échelle continue (37-55cm). Les 2 crics sont liés par un système de chaîne et pignons afin d'être commandés par une manivelle unique directement liée au cric droit, qui entraîne le cric gauche. Un système de verrouillage complémentaire à 2 points de serrage permet de bloquer de façon stable le plancher une fois la hauteur voulue atteinte, lisible sur une échelle graduée (Figure 48).



Figure 48 Mécanisme d'ajustement de la hauteur et de sécurisation de la plateforme et du plancher supplémentaire.

Un plancher supplémentaire à l'avant de ce plancher est présent pour des raisons de sécurité (Figure 48), et peut être remplacé par une rangée de sièges pour simuler l'environnement habituel dans la cabine. Ce plancher est monté sur un cric et est solidarisé au plancher principal via des grenouillères pour le serrage et des verrous de sécurité. Il est stabilisé latéralement par des coulisseaux se fixant la structure de fixation à la plateforme, tout comme son cric. La rangée de siège le remplaçant est également fixée à ce système par des vis et papillons (Figure 49).



Figure 49 Configuration row-to-row.

Les accoudoirs ont été reconçus pour permettre un réglage en hauteur de 15 à 30 cm, et en longueur de 15 à 40 cm de façon continue. Le mécanisme consiste en des tubes de section carrée coulissant l'un dans l'autre. La configuration choisie est serrée par des vis de pression munies d'un papillon. Un coulisseau a été ajouté à l'avant de l'accoudoir pour assurer sa stabilité et sa solidité (Figure 50).



Figure 50 Accoudoirs.

Pour des raisons de sécurité et d'intégrité des mécanismes et systèmes de commande, tous les ajustements sont réalisés à vide, sans sujet sur le plancher ou le siège. L'entièreté de ce banc de test est montée sur un système araignée réalisé sur mesure pour permettre sa fixation à une plateforme de forces de grande dimension (2mx1m) du laboratoire PoM.

Caractéristique du siège	Paramètre	Gamme de variation
Assise	Inclinaison	-14° - +15°
Dossier	Inclinaison	90° - 130°
Accoudoirs	Hauteur	15 cm – 30 cm
	Longueur/Profondeur	15 cm – 40 cm
Plancher	Hauteur	37 cm – 55 cm

Tableau 1 Caractéristiques ajustables du siège

2. ELECTROMYOGRAPHIE

Un dispositif EMG de surface sans fil de surface à 16 canaux a été utilisé (Zero Wire, Aurion, Milan, Italy) (gain de 1000, filtrage 10 Hz-1 kHz).

Les électrodes bipolaires ont été placées en respectant une distance interélectrode de 2 cm, dans la direction des fibres musculaires sur 15 muscles pour la première expérimentation (Figure 51) :

7 muscles du tronc : extenseurs du cou (ExtC), trapèze supérieur (TraS), sterno-cléido-mastoïdien (SCOM), oblique externe (OE), rectus abdominis (RA), érecteurs spinaux en T10 (ES T10) et L3 (ES L3) ; et 8 muscles du membre inférieur : rectus femoris (RF), vaste médial (VM), tibial antérieur (TA), gastrocnémien médial (GM), grand fessier (GluM), biceps fémoral (BF), semitendineux (ST) et soléaire (Sol).

Pour les 3 expérimentations suivantes, l'oblique externe, le biceps fémoral et le grand fessier n'ont pas été investigués, en raison respectivement de la faible importance ou la redondance de leurs activités, ainsi que la difficulté à obtenir des signaux exploitables. Les extenseurs spinaux thoraciques ont été considérés au niveau de la sixième vertèbre thoracique (ES T6) au lieu de la dixième (ES T10), l'essai en MVC restant inchangé.

Ces électrodes ont été placées unilatéralement, du côté de la jambe dominante du sujet, sur les corps musculaires après palpation et contraction résistée et préparation de la peau (nettoyage à l'alcool + rasage si nécessaire). La fréquence d'acquisition était de 1000 Hz.

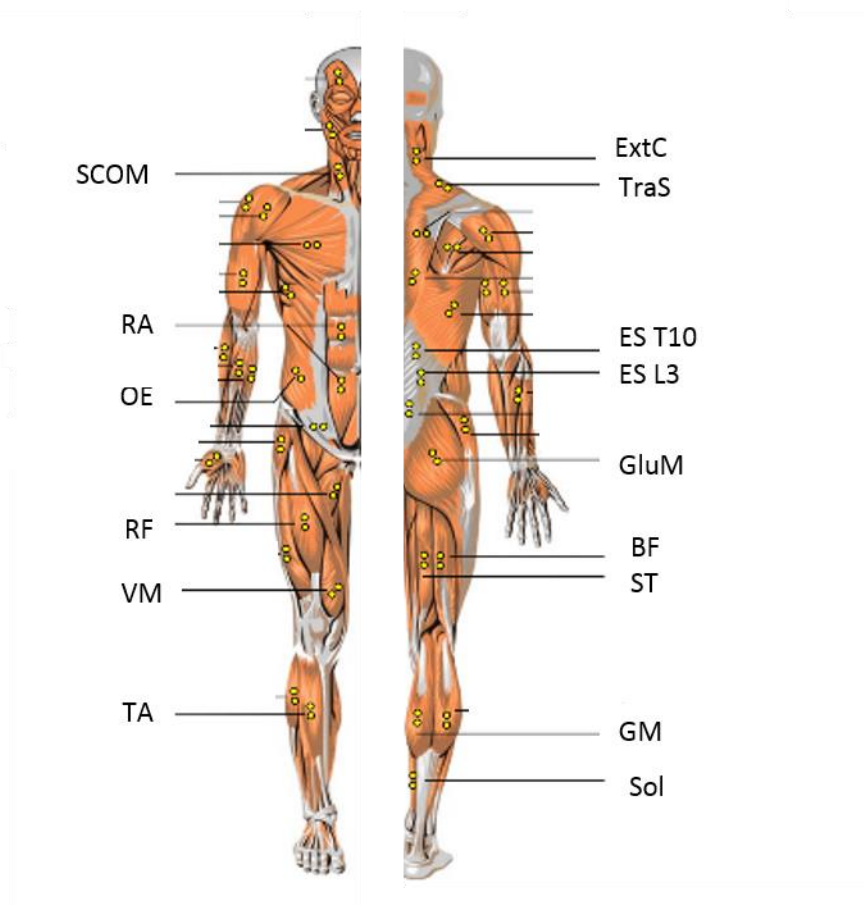


Figure 51 Muscles investigués et position des électrodes, d'après (Konrad, 2006)

Des essais de contraction volontaire maximale (MVC) isométrique ont été enregistrés en vue de normaliser les signaux EMG : *en posture assise* : ExtC : extension de la tête, avec contre-appui au niveau de la colonne thoracique ; TraS : élévation de l'épaule, résistance au niveau de l'acromion ; *en decubitus dorsal* : SCOM : tête positionnée en rotation contralatérale, mouvement de décollement de la tête contre résistance avec contre-appui sternum ; OE : main homolatérale derrière la tête, flexion rotation contralatérale, résistance sur l'olécrâne ; RA : membres inférieurs du sujet en crochet, mains derrière la nuque, flexion de la partie supérieure du tronc contre résistance au niveau de l'olécrâne avec contre-appui sur les genoux ; RF : genou tendu, flexion de la cuisse contre résistance à la cheville ; VM : extension genou et cuisse, résistance sous le genou et sur la cheville ; TA : flexion dorsale de la cheville contre résistance ; *en procubitus* : GM : genou tendu, flexion plantaire de la cheville contre résistance ; ES T10/T6 et L3 : mains sous le front, extension du tronc contre résistance, contre-appui sur l'extrémité distale des cuisses ; GluM : genou tendu, extension de la cuisse contre résistance, contre-appui pelvien ; ST et BF : flexion du genou, résistance sur la partie antérieure de la cheville ; Sol : genou fléchi, flexion plantaire de la cheville contre résistance au niveau de l'avant de la plante du pied.

3. CAPTEUR DE PRESSION

Un capteur de pression capacitif de 25mm^2 (C500 sensor PPS, Los Angeles, USA) a été inséré au sein de l'assise du siège, sous le coussin, entre la casquette et l'armature. Sa position correspondait au milieu de la moitié distale de la cuisse droite du sujet.

4. PLATEFORME DE FORCES

Une plateforme de forces à 6 canaux (Modèle sur mesure, Bertec, Columbus, OH) a été utilisée pour enregistrer les forces et moments exercés (1000 Hz) sur la surface dans les 3 directions orthogonales, à partir desquelles les paramètres cinématiques ont été calculés (position du CP, vitesses et déplacement du CM) (Figure 52). Le système de coordonnées utilisé dans le cadre de ce travail est centré sur la surface de la plateforme, avec l'axe antéro-postérieur (x) orienté vers l'avant, le médio-latéral (y) vers la gauche, et l'axe vertical (z) vers le haut pour suivre les conventions habituelles dans ce type d'études (Figure 53).

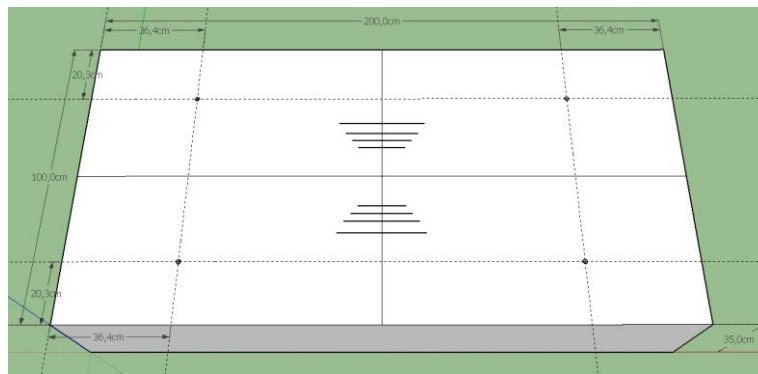


Figure 52 Schéma de la plateforme de forces.

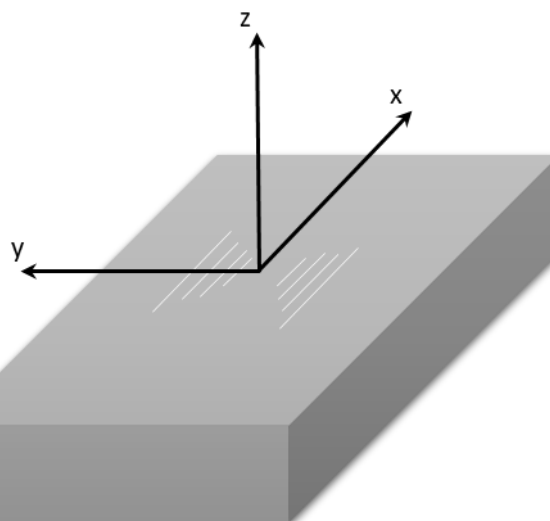


Figure 53 Système d'axes utilisé pour les forces de réaction au sol.

5. CENTRE DE PRESSION

La position antéro-postérieure du centre de pression (CP) a été calculée grâce au moment au centre de la plateforme selon l'axe y :

$$M_y = hF_x - x_p F_z$$

$$\Leftrightarrow x_p = \frac{hF_x - M_y}{F_z}$$

La valeur de h utilisée est celle de la plateforme à l'avant du siège. Cela mène à une approximation avant le décollement du sujet du siège, où des forces de réaction sont également exercées à l'interaction avec le siège, à hauteurs variables.

6. PROTOCOLE

Après la pose des électrodes et l'enregistrement des essais en MVC, le plancher du siège était ajusté à la hauteur du creux poplité du sujet, pour que les genoux soient maintenus à angle droit en posture assise. Cet ajustement était destiné à diminuer les effets des variations individuelles de hauteur de la hauteur fixe du siège, qui n'est pas un paramètre dont l'influence a été investiguée dans le cadre de cette thèse. De la même façon, les bras du sujet assis sur le siège étaient croisés, avec les mains en regard des coudes, pour éviter que les mains ne prennent appui sur les cuisses et contrôler dans une certaine limite le mouvement des bras. Ces 2 aspects éloignent le STS réalisé du contexte d'application réaliste, mais ont été choisies pour limiter les variations interindividuelles et les effets difficilement discriminables.

Il était demandé au sujet de ne pas anticiper la tâche de transfert assis-debout et de rester détendu, la tête et le tronc en appui sur le dossier. Après précision de la vitesse demandée (confortable ou maximale), un signal verbal lui indiquait de se lever. La vitesse confortable était décrite comme la vitesse habituellement utilisée pour se lever d'un siège dans la vie quotidienne. La vitesse maximale était décrite comme la plus rapide possible. Les pieds devaient rester en appui sur le plancher du siège. Une fois debout, le sujet attendait un signal sonore datant la fin de l'enregistrement pour se rasseoir. Trois essais étaient réalisés pour chaque vitesse. Les bras étaient gardés croisés jusqu'à la fin de l'enregistrement. Les variables dépendantes dont les effets ont été étudiés dans chaque expérimentation et les conditions expérimentales spécifiques sont reprises dans les chapitres dédiés.

7. ANALYSE DES DONNEES

1. Traitement du signal EMG

Le signal brut EMG a été filtré (passe-bande Butterworth 3^e ordre, 10-450 Hz et rectifié. Pour analyser

le patron musculaire, un algorithme de détection de l'instant d'activation basé sur les travaux de différents auteurs (Hodges et H. Bui, 1997; Lidiérth, 1986; Staude et al., 2001) a été utilisé : le muscle est considéré actif lorsque la moyenne du signal sur 50 ms dépasse de 2 écarts-types pendant 90 ms la moyenne calculée sur 50 ms de ligne de base avant le début du mouvement, sans retomber sous ce seuil pendant plus de 15 ms (Figure 54). Ces instants d'activation ont été vérifiés et corrigés visuellement lorsque nécessaire pour que la première bouffée (même plus faible en amplitude que la ou les suivante(s)) soit toujours considérée. En raison du contact avec la surface du siège, des artéfacts ont été observés dans certains signaux des muscles situés face dorsale du tronc, et les signaux concernés ont été supprimés de l'étude.

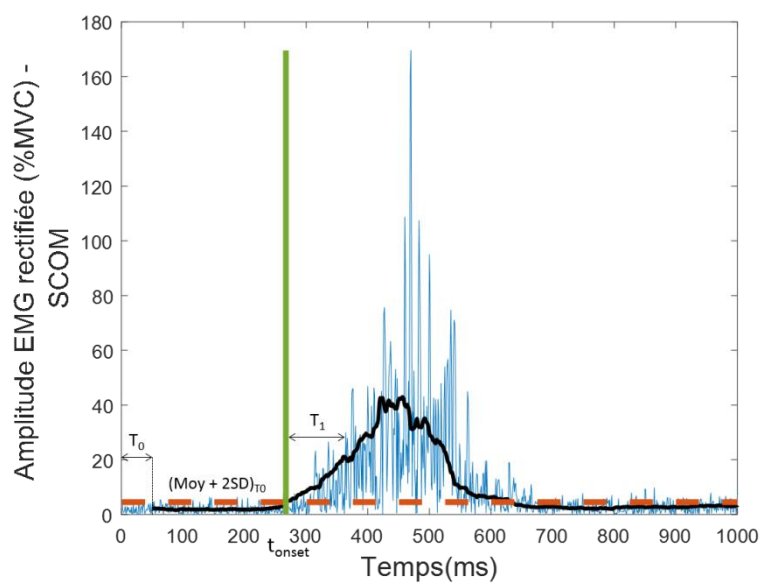


Figure 54 Détection de l'activation du SCOM.

Pour le niveau d'activité, l'amplitude moyenne rectifiée normalisée sur chaque phase a été utilisée. Cette valeur est obtenue en intégrant le signal filtré rectifié normalisé lissé (moyenne glissante 51 ms) sur une phase, et en divisant cette valeur par la durée de la phase (Figure 55). La normalisation est faite par rapport à l'amplitude moyenne rectifiée obtenue par la même méthode sur les essais de MVC. Deux essais ayant été réalisés par muscle, la valeur maximale de cette dernière est considérée.

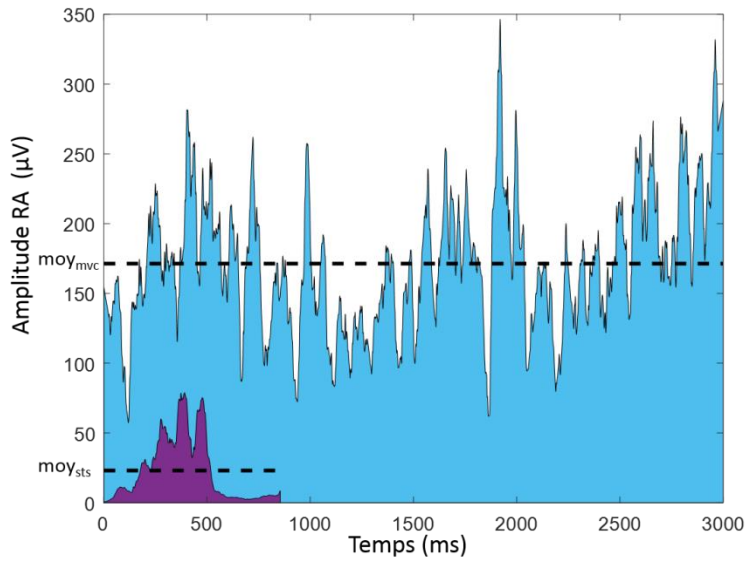


Figure 55 Amplitudes et amplitudes moyennes (pointillés) du RA lors de l'essai MVC et lors de la phase posturale du STS.

2. Marqueurs de phases du STS

Début du mouvement

Le début du STS (t_0) a été défini par l'instant où le CP présentait la première variation répondant au critère suivant : toutes les valeurs d'une fenêtre de 200 ms (T_{test}) sont inférieures au seuil correspondant à la moyenne diminuée de 2 écarts-types calculés sur les 400 ms (T_{ref}) précédant le début de cette fenêtre (Figure 56).

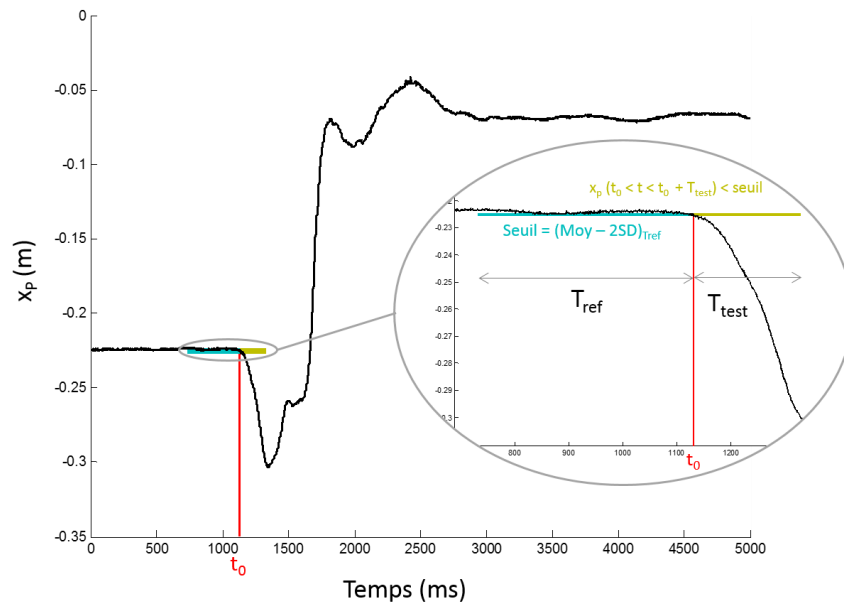


Figure 56 Détection du début du mouvement par l'amorce du recul du CP.

Fin du mouvement

La fin du mouvement (t_{fin}) est définie par le moment où l'amplitude pic à pic ($max - min$) sur un échantillon de 400 points (400ms) ne dépasse pas 1 cm, après la phase de transfert du CP vers l'avant. Celle-ci est calculée de la manière suivante : le signal est d'abord lissé par un filtre Butterworth passe-bas du 2^e ordre (fréquence de coupure : 10 Hz), puis le point de pente maximale est détecté, et à partir de celui-ci, le point après lequel la pente redevient négative et le reste pendant 10 ms. Entre ce point et la fin de l'enregistrement, la fin du mouvement est attribuée à l'instant à partir duquel la distance pic à pic sur une fenêtre de 400 ms est inférieure ou égale à 1 centimètre (Figure 57).

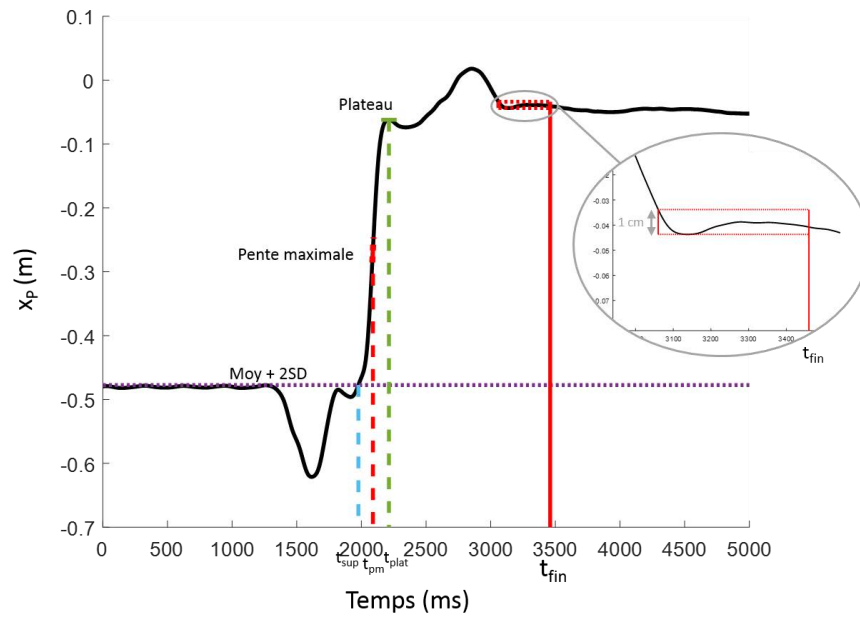


Figure 57 Détection de la fin du mouvement par la stabilisation du CP.

Seat-off

La décharge du siège, séparant les phases posturale et focale, a été calculée grâce au capteur de pression placé sous le coussin de l'assise, au niveau de la cuisse droite du sujet. Ce seat-off est associé au début de la décharge du siège, à partir duquel la cuisse perd le contact.

L'algorithme est le suivant : l'instant de pente minimale est détecté et, à partir de ce point, en reculant vers t_0 , le moment à partir duquel la pente est positive pendant au moins 10 échantillons (10 ms) est associé au seat-off, t_{SO} (Figure 58). Cet algorithme s'est révélé robuste aux variations de profils du signal du capteur de pression.

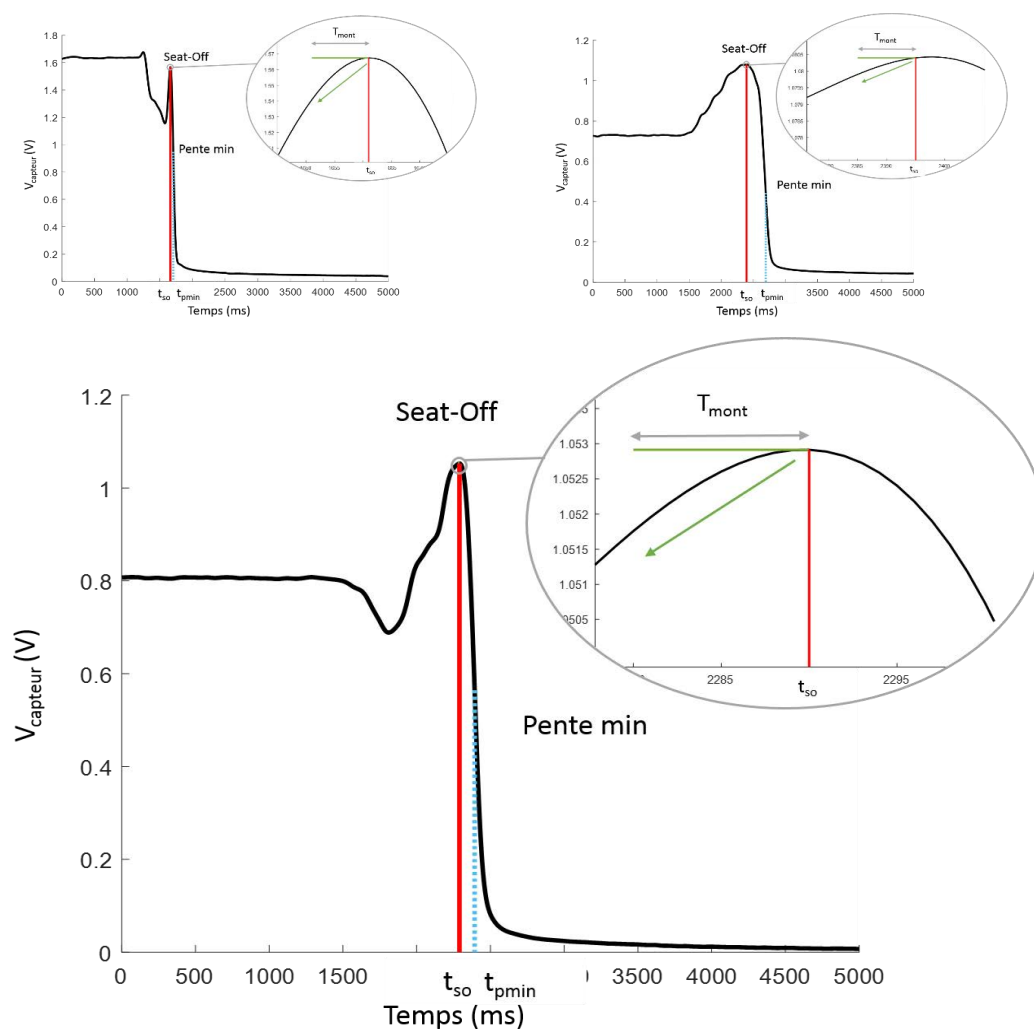


Figure 58 Détection de l'instant de seat-off à partir du signal du capteur de pression pour différents profils de celui-ci.

Indicateurs biomécaniques

L'amplitude du recul du CP a été enregistrée pour chaque essai.

Les forces de réaction au sol antéro-postérieure (R_x) et verticale (R_z) ont été utilisées pour obtenir les caractéristiques du mouvement. En effet, la totalité du système siège + sujet reposant sur la plateforme, les variations de force correspondent au mouvement du centre de masse (CM) (en négligeant l'inertie). Les accélérations linéaires du centre de masse dans ces 2 directions du plan sagittal ont été calculées (2^{ème} loi de Newton, $F = ma$), en utilisant les masses des sujets (m , obtenue en mesurant le poids du sujet (mg) lors de la phase statique avant le début du mouvement). Les vitesses linéaires du centre de masse (v_x et v_z) ont été obtenues en intégrant les accélérations correspondantes, en considérant une vitesse initiale nulle. Les maximas de ces 2 grandeurs ont été enregistrés pour chaque essai, afin de caractériser la performance. La position antéropostérieure du CM au seat-off a également été analysée. Elle a été obtenue en intégrant la vitesse v_x de t_0 à t_{SO} , en considérant la position antéropostérieure initiale du CP comme position initiale du CM.

Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel SPSS (Chicago, USA). Une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées à deux ou trois facteurs selon l'expérimentation a été effectuée pour chaque variable dépendante. Lorsque les résultats de cette analyse indiquaient un effet statistiquement significatif, l'analyse de contrastes était étudiée pour comparer les modalités de la variable indépendante concernée. Pour le facteur inclinaison, les contrastes étaient de type répété, c'est-à-dire que la moyenne de chaque niveau était comparée à celle du niveau suivant, afin d'analyser les variations progressives liées à ce facteur. Le niveau de différence statistiquement significative était fixé à un seuil pour p égal à 0,05. Les codes pour les étoiles représentant les intervalles de p dans la suite de ce travail sont les suivants : $0,01 < p \leq 0,05$: * ; $0,001 < p \leq 0,01$: ** ; $p \leq 0,001$: *** .

I. ETUDE 1

1. INTRODUCTION

Le STS est un mouvement complexe, impliquant le recrutement d'une large partie de la chaîne ostéoarticulaire avec une coordination adéquate entre ses segments. Peu d'études électromyographiques se sont cependant intéressées aux muscles de la partie supérieure du corps pour l'étude du STS, se limitant à certains mécanismes ou synergies musculaires, surtout de la musculature du genou.

L'analyse de l'activité électromyographique de muscles impliqués dans le transfert assis-debout ont montré l'influence que les conditions de réalisation du mouvement sur le patron musculaire (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999; Vander Linden et al., 1994b). A notre connaissance, peu d'attention a été donnée aux postures assises initiales avec le tronc reposant contre un dossier, et encore moins avec un dossier récliné. Cette configuration correspond cependant à la plupart des sièges de repos.

Etant donnée l'importance du tronc dans le mouvement de transfert assis-debout, à la fois pour le mouvement et la stabilité, cette étude s'intéresse à l'influence de l'inclinaison du dossier (et donc de la position initiale du tronc) sur le patron d'activation musculaire et les niveaux d'activité des 15 muscles étudiés, dans chacune des phases. De plus, la vitesse d'exécution influençant les caractéristiques dynamiques du mouvement, celle-ci présente un intérêt d'investigation supplémentaire.

2. MATERIEL ET METHODES

1. Sujets

Dix sujets sains (6 femmes – 4 hommes) libres de tout antécédent médical de l'appareil locomoteur et du système neurosensorimoteur ont été recrutés parmi la population étudiante pour cette étude. L'âge moyen était de 23 ans (± 3), la taille moyenne de 167,9 cm ($\pm 8,2$) et l'IMC de 21,8 ($\pm 1,9$) (Tableau 2). Un formulaire de consentement éclairé était rempli et signé par les participants avant chaque début d'expérimentation et après une explication complète de celle-ci, conduite en conformité avec la déclaration d'Helsinki.

Sujet	Sexe	Age (ans)	Poids (kg)	Taille (cm)	IMC (kg/m ²)
1	F	25	65	166	23,6
2	F	28	47	160	18,4
3	F	22	67	168	23,7

4	M	28	60	163	22,6
5	M	19	65	170	22,5
6	F	21	61	164	22,7
7	M	24	78	186	22,5
8	F	20	51	163	19,2
9	M	24	72	178	22,7
10	F	21	52	161	20,1
Moy		23,2	61,8	167,9	21,8
SD		3,2	9,7	8,2	1,9

Tableau 2 Sexe, âge, poids, taille et Indice de Masse Corporelle (IMC) de chaque sujet.

2. EMG

Le dispositif EMG de surface sans fil à 16 canaux a été utilisé (Zero Wire, Aurion, Milan, Italy). Les électrodes bipolaires ont été placées sur les 15 muscles présentés dans Matériel et Méthodes : ExtC, TraS, SCOM, RA, ES T10, ES L3, RF, VM, TA, GM, GluM, BF, ST et Sol. Les essais en MVC sont également décrits dans le chapitre Matériel et Méthodes.

3. Protocole

Le protocole correspond à celui décrit dans le chapitre Matériel et Méthodes. L'inclinaison du dossier était modifiée après la réalisation des trois répétitions à chaque vitesse. Le STS était réalisé depuis 5 modalités d'inclinaison du dossier, de 0° à 40° par pas de 10°.

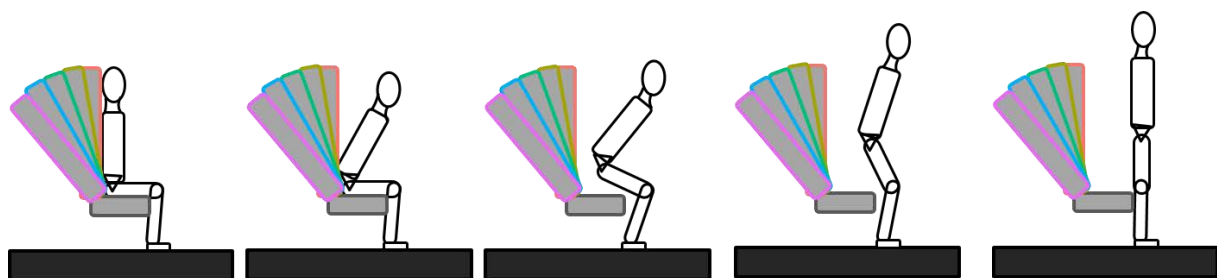


Figure 59 Protocole étude 1

4. Analyse des données

Les délais d'activation des muscles ont été déterminés en suivant la méthode décrite dans le chapitre Matériel et Méthodes.

Pour cette étude exclusivement électromyographique, la séparation en phases a été réalisée à partir de la chronologie des actions musculaires : le début de la tâche a été associé au moment où le premier

muscle était actif, ce premier muscle étant généralement le SCOM ou les muscles abdominaux. Les délais considérés pour les autres muscles sont donc tous relatifs à l'activation du premier muscle. Le seat-off, instant de décollement du siège, a été associé au délai d'activation du vaste médial. Ce choix est basé sur la littérature, l'extension du genou étant caractéristique de l'ascension une fois les conditions réunies par les muscles activés en phase posturale (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Vander Linden et al., 1994b). Mono-articulaire, il a été préféré au droit fémoral, qui pourrait être impliqué dans la flexion du tronc en plus de l'extension du genou. Il est important de noter que l'extension du tronc est parfois considérée comme le réel début de la phase d'ascension, une fois décollé du siège, et qu'elle a lieu après l'initiation de l'extension du genou. Cependant, l'étude des muscles dorsaux étant limitée par des facteurs techniques dans cette étude, ce critère n'a pas été sélectionné. Dans les expérimentations complémentaires avec un capteur de pression sous la cuisse, le seat-off se rapprochait ce choix de paramètre en étant corrélé à l'activation du VM (bien que plus tardif). La fin du mouvement a été associée à la fin de la bouffée d'activation du vaste médial.

Complément : Ordre relatif d'activation

A partir de ces instants d'activation, un ordre d'activation a été calculé pour chaque essai et les rangs associés à chaque muscle ont été analysés. Afin d'obtenir des résultats pertinents, les essais ne possédant pas une valeur de délai pour la totalité des muscles, le nombre de muscles étudiés avec cette méthode a été réduit à 5 du plan ventral (SCOM, RA, TA, RF, VM) et les essais qui ne contenaient pas les 5 muscles ont été supprimés de cette analyse. Cette opération résultant en très peu de données disponibles, l'ordre d'activation n'a été étudié que de façon qualitative, en s'intéressant aux médianes des rangs de chacun des 5 muscles, qui se sont révélées stables avec l'inclinaison.

5. Analyse statistique

L'analyse statistique est décrite dans Matériel et Méthodes. Les facteurs de l'ANOVA à mesures répétées étaient pour cette étude l'inclinaison (5 modalités) et la vitesse (2 modalités).

3. RESULTATS

Les éléments de statistiques descriptives pour l'ensemble des paramètres étudiés sont repris en Annexes dans les tableaux correspondants.

1. Patron d'activation

En moyenne, il apparaît que le patron d'activation musculaire est globalement stable pour les muscles du plan ventral, avec l'ordre suivant : SCOM, RA, TA, RF/VM, VM/RF. Le muscle oblique externe s'active le plus souvent après le SCOM et avant le RA, mais son patron est plus instable.

Tous les muscles du plan ventral sont activés durant la phase posturale, le VM intervenant en dernier et assurant la transition vers la phase focale.

Ce n'est pas toujours le cas pour les muscles du plan dorsal, dont l'ordre d'activation paraît plus aléatoire. A vitesse confortable et pour les premières inclinaisons du dossier, les muscles postérieurs du membre inférieur (les ischio-jambiers (ST et BF), le gastrocnémien médial et le soléaire) sont activés en moyenne après cette transition. Les extenseurs spinaux sont activés peu avant les muscles de la cuisse et les ischio-jambiers généralement au même moment que les quadriceps. Les muscles postérieurs de la jambe sont également actifs en posture debout. Le patron d'activation global des 15 muscles testés est visible sur la Figure 60 (les pointillés représentent le *seat-off*). Des éléments de statistiques descriptives ont été utilisés pour représenter ce patron en Figure 61.

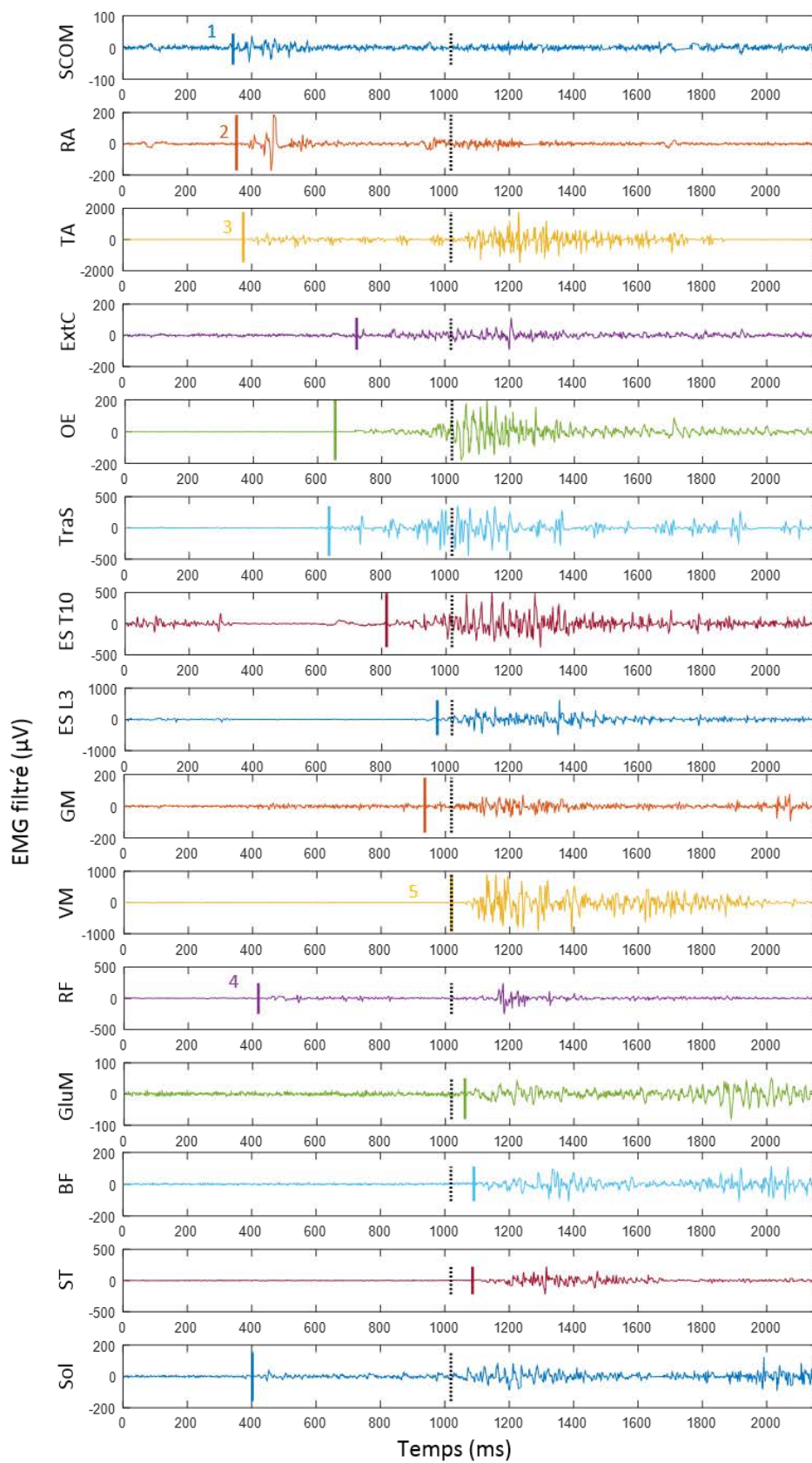


Figure 60 Patron musculaire lors du STS pour l'inclinaison 0° à vitesse confortable.

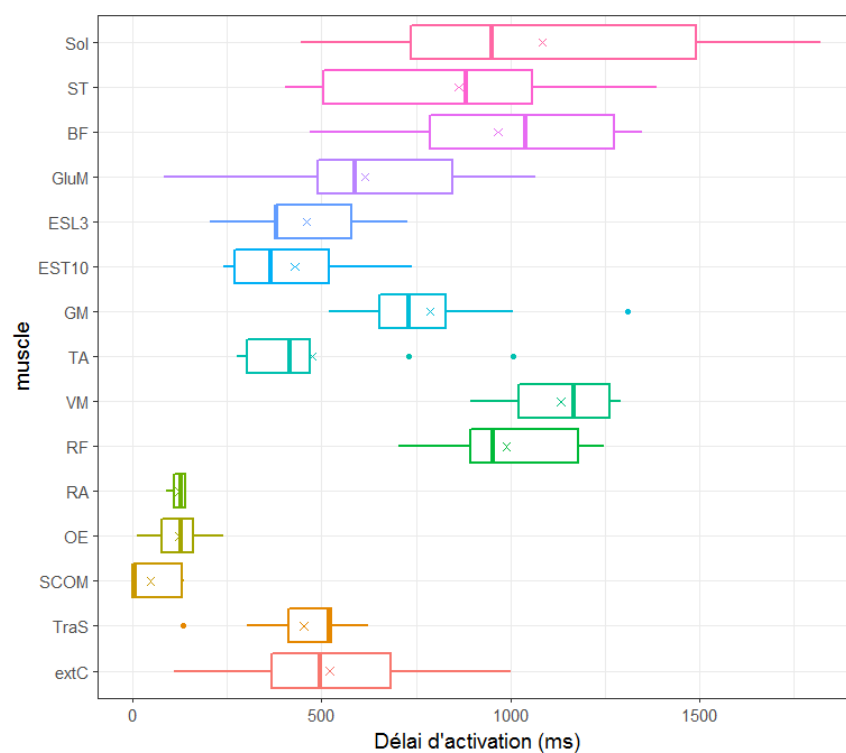
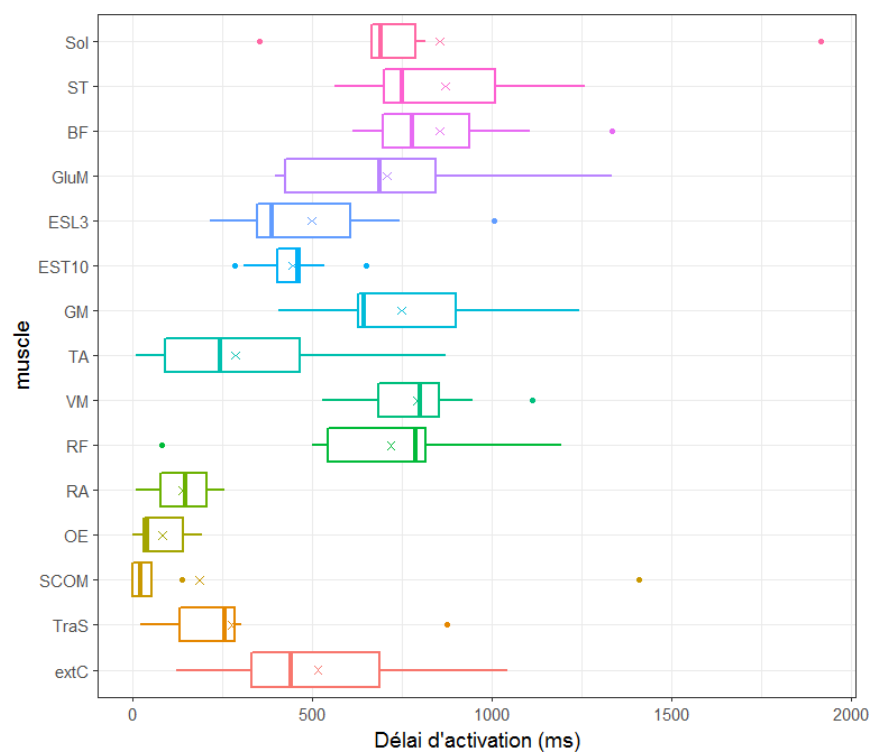


Figure 61 Box plots des délais d'activation pour les 15 muscles étudiés, pour les essais à inclinaison 0° (haut) et 40° (bas) et à vitesse confortable. Les croix indiquent les valeurs moyennes.

2. Délais d'activation

Les observations quantitatives du patron musculaire obtenues par l'analyse des délais sont présentées dans ce paragraphe. Les délais moyens d'activation des muscles par rapport au premier activé (14 valeurs différentes de zéro pour chaque essai) étaient tous inférieurs ou égaux à 2.2 secondes. Le délai d'activation moyen (sur les 5 inclinaisons et les 10 sujets) du vaste médial, indicateur du seat-off, était de 917.5 (± 204.1) ms à vitesse confortable, 557.9 (± 136.4) ms à vitesse maximale. Ce délai correspond à la durée de la phase posturale. La durée totale du mouvement (jusqu'à la fin de la bouffée du vaste médial) était en moyenne 2054.4 (± 359.2) ms à vitesse confortable, 1519.8 (± 269.6) ms à vitesse maximale. La phase focale durait donc en moyenne 1136.92 (± 221.2) ms à vitesse confortable, 961.9 (± 261.8) ms à vitesse maximale. L'ensemble des valeurs de délais est visible en Annexes.

Durées caractéristiques

Les durées de la phase posturale et totale augmentaient avec l'inclinaison du dossier ($p < 0,001$) et diminuaient avec la vitesse ($p < 0,001$). Pour la durée de la phase focale, aucun effet significatif des facteurs inclinaison et vitesse n'a été observé.

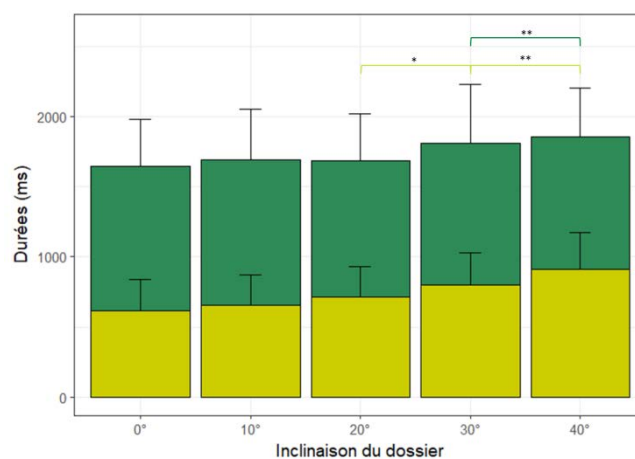


Figure 62 Durée de la phase posturale (en verts anis) et durée totale (vert foncé) en fonction de l'inclinaison du dossier.

Activations musculaires

L'augmentation de l'inclinaison a modifié les délais d'activation du VM ($p < 0,001$), du tibial antérieur ($p < 0,05$) et du trapèze supérieur ($p < 0,05$) (Figure 64). Pour les autres muscles, les délais d'activation ne subissaient pas de modifications significatives avec l'inclinaison (Figure 63). Pour le trapèze supérieur, une interaction inclinaison-vitesse était présente ($p < 0,05$), l'inclinaison n'ayant un effet significatif qu'à vitesse confortable.

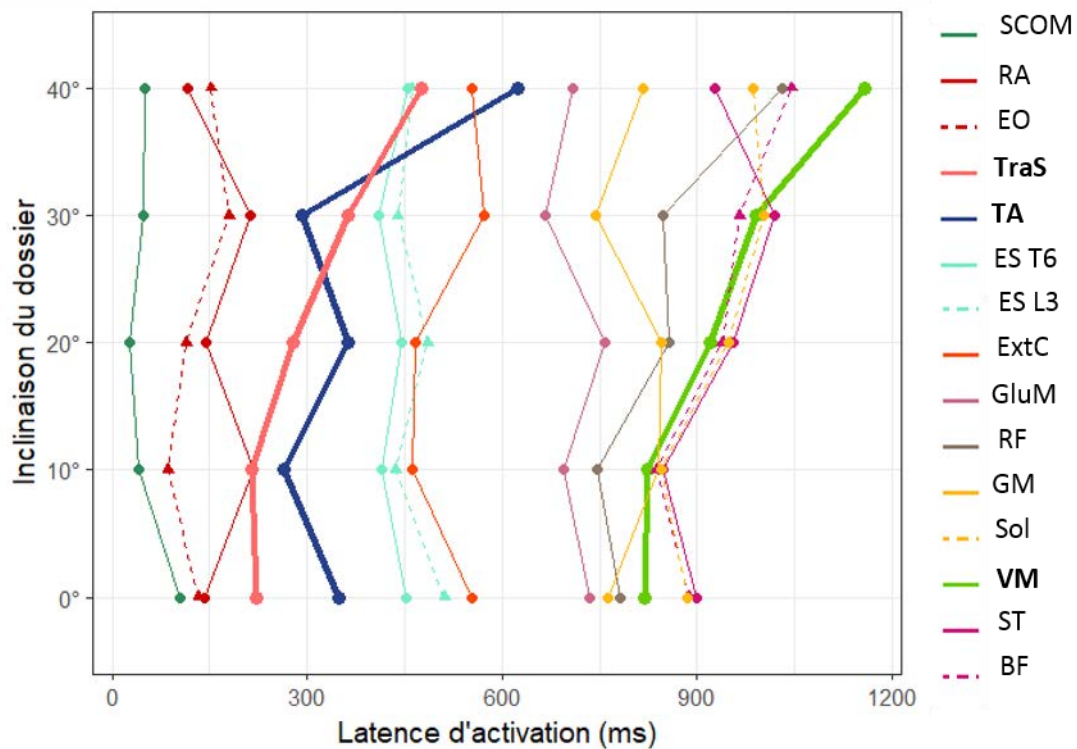


Figure 63 Délais d'activation moyens (abscisse) pour les 15 muscles pour chaque inclinaison (ordonnée), STS à vitesse confortable.

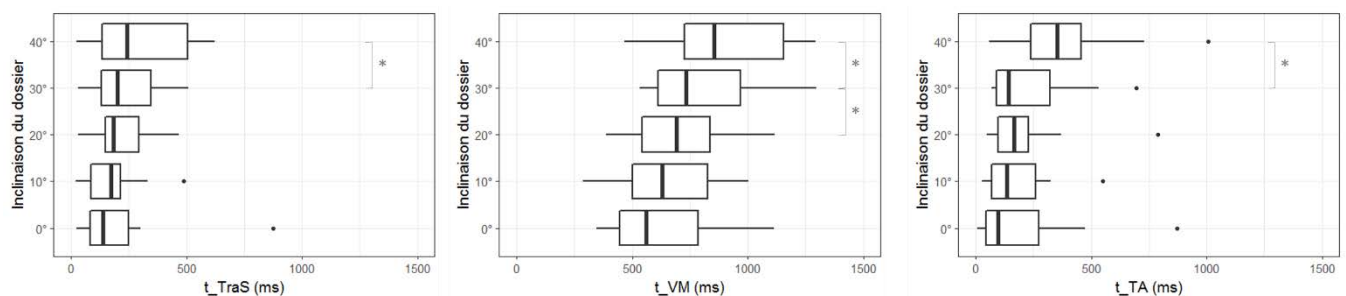


Figure 64 Délais d'activation du TraS (vitesse confortable), du VM et du TA en fonction de l'inclinaison.

Des analyses complémentaires ont été réalisées pour le TraS et le TA afin d'observer si leur activation était liée à celle du VM, début du mouvement focal (Figure 65). Les tests statistiques sur les délais par rapport à l'activation du vaste médial ont montré une influence significative de l'inclinaison sur le délai entre l'activation du TraS et du VM ($p < 0,01$) mais non significative pour le TA ($p = 0,08$) bien que les activations des deux muscles eussent tendance s'éloigner du seat-off avec l'inclinaison (Figure 66). En considérant le délai d'activation relatif à la durée de la phase posturale, aucun effet de l'inclinaison n'a été observé pour ces 2 muscles (TA : $p = 0,15$; TraS : $p = 0,84$). Ces 2 muscles ne s'activaient donc pas toujours au même moment avec l'augmentation de l'inclinaison, mais bien au même niveau de

progression de la phase posturale (Figure 67).

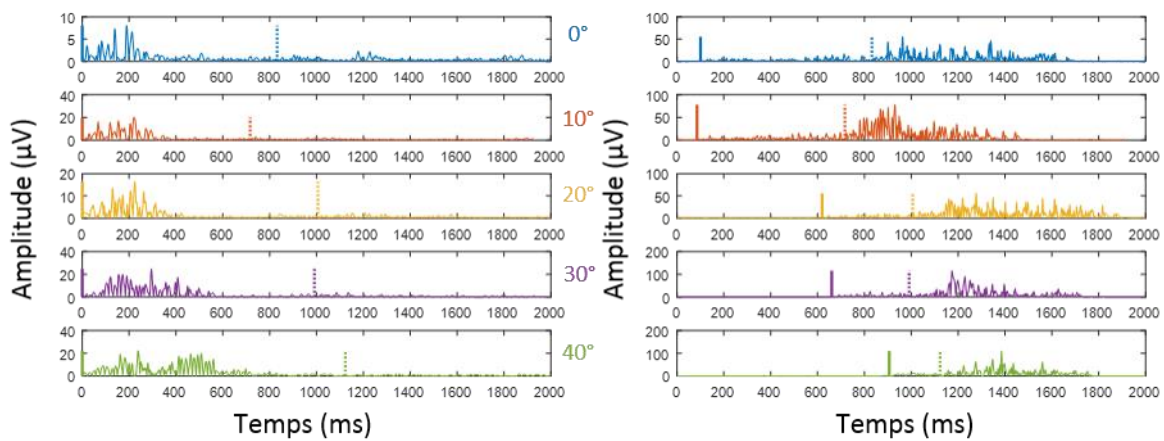


Figure 65 EMG filtré rectifié lissé du SCOM (gauche) et du TA (droite) à vitesse confortable. Le segment en pointillés indique le SO.

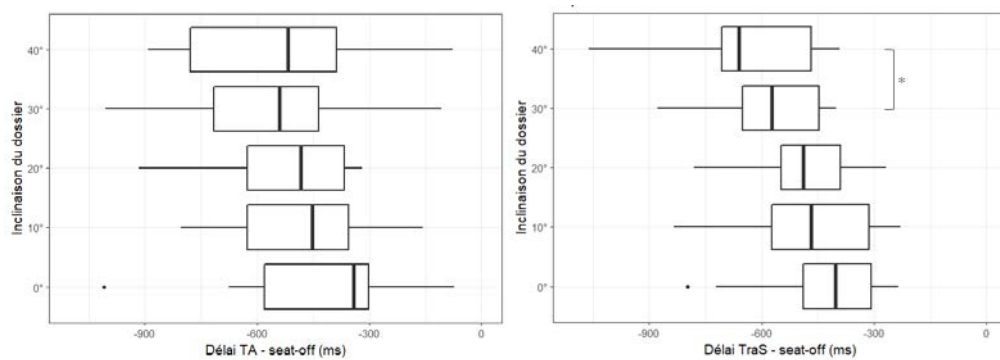


Figure 66 Délais d'activation du TraS et du TA par rapport au SO en fonction de l'inclinaison.

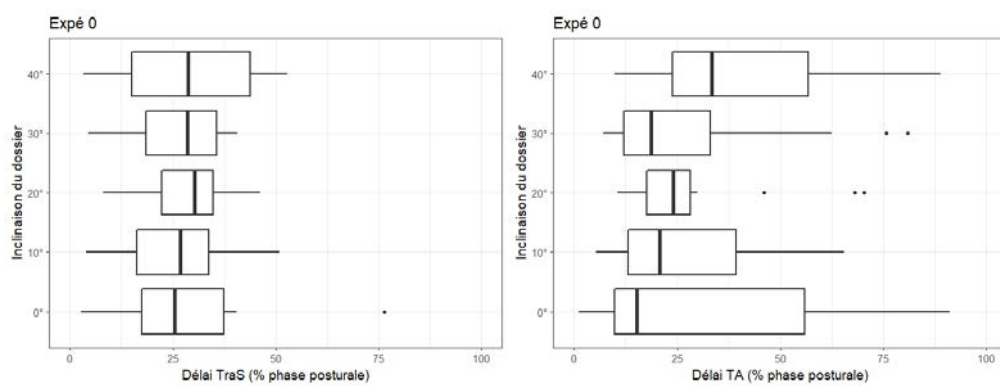


Figure 67 Délais relatifs à la PP des TA et TraS en fonction de l'inclinaison.

Concernant la vitesse d'exécution du mouvement, l'analyse statistique a montré que les délais étaient

significativement plus courts à vitesse maximale pour 12 des muscles considérés, les 3 muscles non influencés par ce facteur étant les muscles souvent activés en premier (abdominaux et SCOM) et qui servaient donc souvent de référence aux calculs de délais. En moyenne cependant, les délais d'activation se sont tous révélés plus faibles à vitesse maximale (Figure 68).

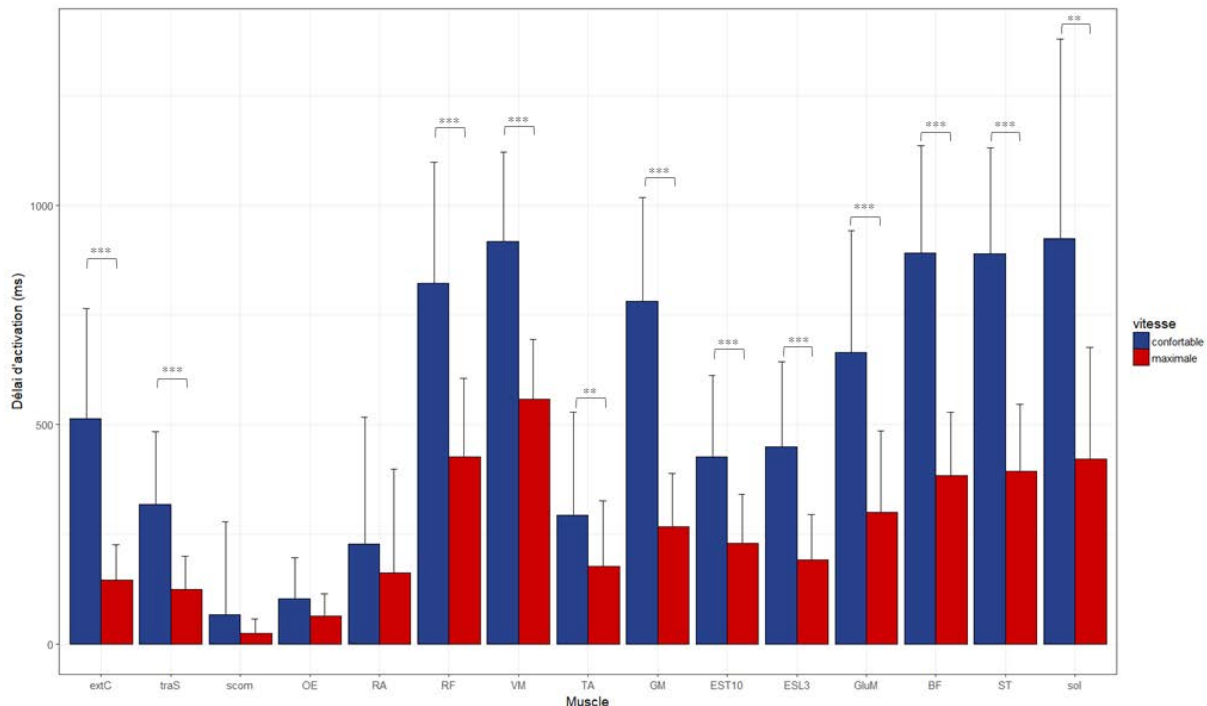


Figure 68 Délais d'activation moyens des 15 muscles aux 2 vitesses.

3. Niveaux d'activité

Les niveaux d'activité moyens sur les phases ont été calculés en utilisant la méthode décrite dans Matériel et Méthodes.

Phase posturale

En phase posturale, les tests statistiques ont montré que les SCOM, OE, RA, ES L3, ST et TA avaient une activité moyenne sensible à l'inclinaison. Cependant, pour les OE, RA, ES L3 et ST, l'analyse des contrastes répétés n'a pas montré d'effet significatif lors du passage d'une inclinaison à la suivante. L'activité du SCOM augmentait avec l'inclinaison ($p < 0,01$) alors que celle du TA diminuait avec l'inclinaison ($p < 0,01$) (Figure 69).

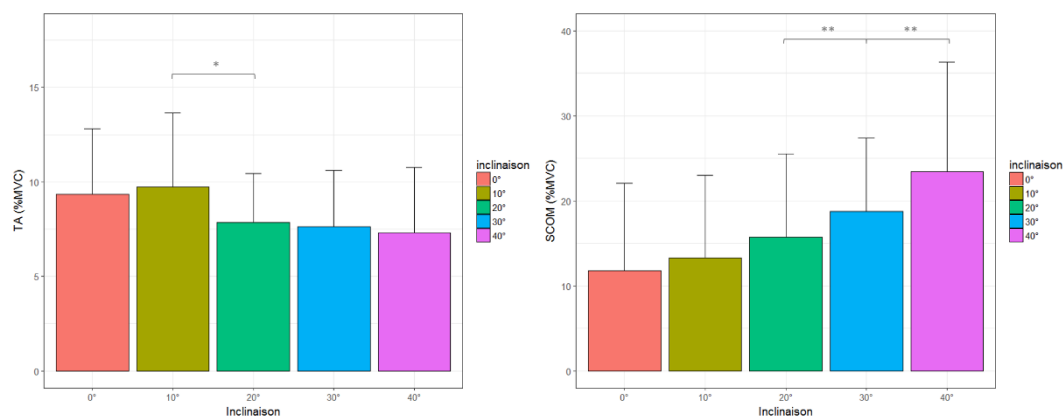


Figure 69 Activités des SCOM et TA en phase posturale.

Réaliser le mouvement à vitesse maximale a nécessité des activités plus importantes en phase posturale de 11 des 15 muscles. Les valeurs de p sont visibles dans le tableau en Annexes. Le RF, le TA, le GluM et le Sol ne présentaient pas de modifications significatives, mais leurs niveaux d'activité moyens étaient tout de même plus élevés à vitesse maximale (Figure 70).

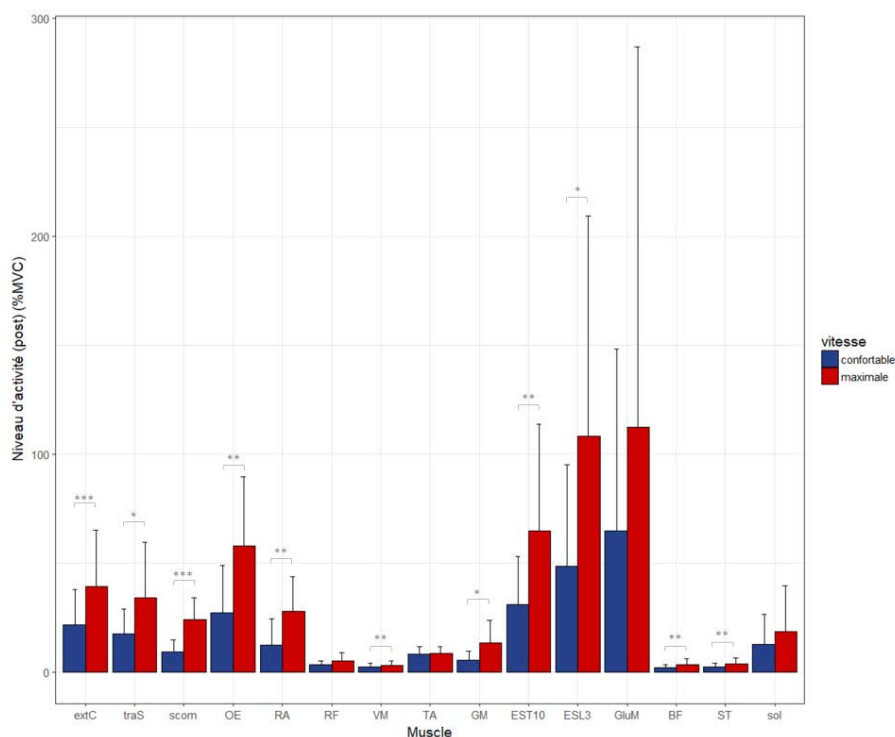


Figure 70 Activités des 15 muscles en phase posturale aux 2 vitesses.

Phase focale

En phase focale, l'inclinaison du dossier a montré un effet statistiquement significatif uniquement sur l'activité des SCOM et des ExtC, mais l'analyse des contrastes n'a pas mis en avant de modifications significatives.

La vitesse a un effet significatif sur les niveaux d'activité des ExtC, TraS, SCOM, RF, VM, GM, ES L3, GluM et BF, plus hauts avec la vitesse, alors que ce n'est qu'une tendance en considérant les valeurs moyennes pour les OE, RA, TA, ES T10, ST et Sol (Figure 71). Les valeurs de p sont visibles dans le tableau en annexes.

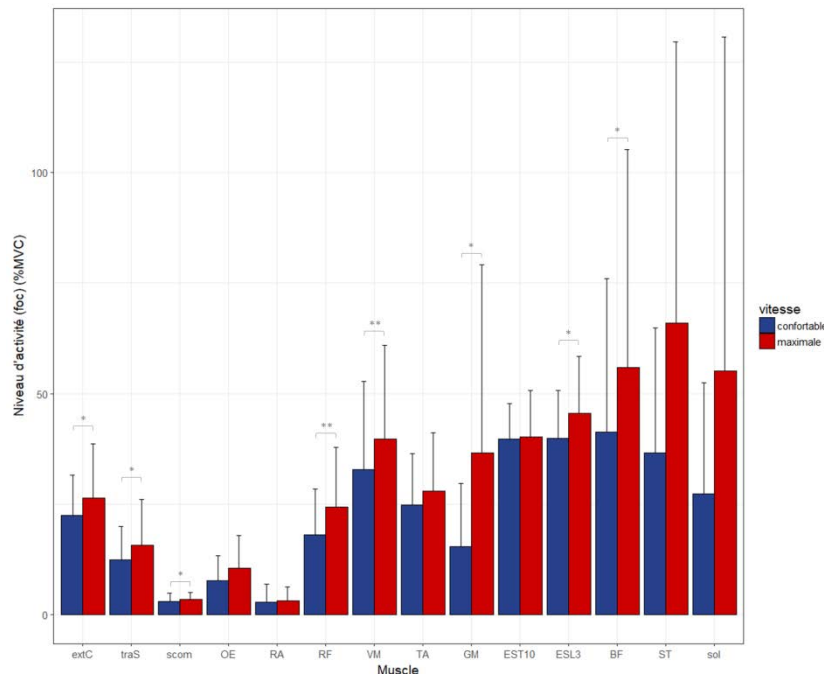


Figure 71 Activités des 15 muscles en phase focale aux 2 vitesses.

4. DISCUSSION

Les résultats de cette analyse exclusivement électromyographique mettent en évidence la topographie élargie des actions musculaires lors du STS, l'ensemble des muscles considérés tout au long de la chaîne cinématique étant recruté. La plupart des activations ont lieu dans la première phase, dite posturale ou préparatoire, durant laquelle le tronc réalise un mouvement de flexion. Seuls certains muscles du membre inférieur sont activés après l'initiation de l'extension du genou (activation du vaste médial datant le *seat-off* dans cette étude), mais la plupart de ceux-ci présentent leur pic d'activité dans la seconde phase. Le plan d'action répond donc bien à l'exécution de la flexion du tronc et pelvis puis l'extension des membres inférieurs et est cohérent avec la littérature (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Gross et al., 1998; Millington et al., 1992; Munton et al., 1984).

Lorsque l'inclinaison du dossier augmente, ce patron reste stable. Les muscles dont l'activation est retardée maintiennent un délai d'activation relatif fixe au sein de la phase posturale qui est allongée. L'invariance du patron global est un indicateur de l'efficacité de la stratégie de STS.

En augmentant progressivement l'inclinaison du dossier, une contrainte biomécanique grandissante est

créée. Le dossier incliné éloigne davantage le centre de masse de la base de support constituée des pieds, ce qui allonge la phase posturale, et retarde donc l'activation du vaste médial, responsable de l'extension du genou, qui marque le début de la décharge du siège (seat-off).

De plus, l'inclinaison vers l'arrière ajoute une composante antigravitaire au mouvement initial de flexion du tronc. Ainsi, la pesanteur ne peut plus être utilisée pour assister le mouvement, du moins au début de celui-ci. L'interruption d'activité des extenseurs spinaux au début du mouvement (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999) n'est donc pas toujours observée. Ceci explique également les activités accrues des muscles impliqués dans la flexion du tronc sur cette phase.

Il a été montré que les extenseurs spinaux par exemple sont d'abord contractés de façon excentrique lors de la flexion (Millington et al., 1992), avant de contribuer à l'extension du tronc, ce qui limite les déductions cinématiques des activités musculaires seules. L'activation retardée du trapèze pourrait correspondre au moment où la gravité contribue à la flexion, mais aussi à la stabilisation de la tête.

Le recul du CP est réalisé par le couple fonctionnel TA-Sol lors de l'initiation de mouvements vers l'avant (Crenna et Frigo, 1991) tels que l'élévation sur la pointe des pieds (Lipshits et al., 1981), la marche (Breniere et Do, 1986) ou encore la saisie d'un objet au sol (Stapley et al., 1998). Dans les conditions étudiées dans cette thèse, un dossier est présent et les forces de propulsion sont principalement exercées sur le siège, alors que les forces frénatrices sont exercées par les pieds sur le sol (ici la plateforme) une fois le contact avec le siège perdu. Si l'activation du TA durant la phase posturale a été observée, ce n'est pas le cas de l'inhibition du Sol, ce muscle étant très peu actif dans la position relâchée d'un siège avec dossier.

La réduction de l'importance du TA peut être liée à la flexion plus importante du tronc. Elle a également été observée lorsque le tronc est fléchi jusqu'à un niveau maximal, ce qui avait été associé à un moindre besoin d'ajustements préparatoires dans ce cas (Doorenbosch et al., 1994; Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999). L'importance du tibial antérieur pour le recul du centre de pression est ici réduite, puisque le contact avec une surface d'appui au niveau du dos est possible. Cela pourrait expliquer la diminution de son niveau d'activité moyen. Celle-ci est peut-être simplement liée à l'augmentation de la durée de la phase posturale, si la bouffée d'activité reste constante. En effet, activé parmi les 3 premiers muscles pour les faibles inclinaisons, le TA l'est significativement plus tard (presque synchrone avec les extenseurs spinaux et du cou) pour les inclinaisons importantes.

Ces modifications dans la phase posturale n'ont pas d'effet détectable en phase focale. Cette contrainte d'inclinaison cause ainsi des ajustements directement liés à ses caractéristiques, sans réorganisation du mouvement. L'activation accrue des muscles du cou (ExtC et SCOM) en phase focale correspond au

besoin de garder la tête droite/ dans le plan horizontal afin de l'utiliser comme référentiel pendant le mouvement (Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Jones et al., 1963; Mourey et al., 1998).

Réaliser le mouvement à vitesse maximale impose une contrainte additionnelle de performance. L'augmentation de vitesse est principalement réalisée durant la phase posturale, les muscles s'y activant plus rapidement et à un plus haut niveau. La durée de la phase focale n'est pas significativement réduite et à peine plus de la moitié des muscles y ont un niveau d'activité plus élevé (8 sur 15). Cela confirme le rôle fondamental de la phase posturale dans le contrôle du mouvement par la génération de quantité de mouvement vers l'avant. En considérant cette stratégie, on peut comprendre que le mouvement d'ascension utilise la flexion en phase posturale, et que c'est donc en phase posturale qu'une plus grande partie de la performance est déterminée. Le plus faible nombre de muscles dont l'activité augmente à vitesse maximale pourrait être un indicateur de la bonne réalisation de ce transfert d'énergie cinétique.

5. *LIMITATIONS*

Les artefacts dans les signaux liés au contact des boîtiers sans fil ont considérablement réduit le nombre de sujets analysés pour certains muscles. De nombreux signaux EMG des muscles postérieurs (en raison du contact avec le siège) et le RA (en raison du contact avec les avant-bras du sujet) ont dû être supprimés de l'analyse.

Cette étude s'est limitée à l'effet des conditions sur les niveaux moyens d'activité sur les deux phases du mouvement. La durée de la phase posturale augmentant, les variations peuvent donc être liées à cet effet ou à celui de l'amplitude de l'activité musculaire. Le parti pris était d'obtenir une indication de l'implication de chaque muscle dans chaque phase en la considérant dans sa totalité.

Les délais d'activation étaient validés même pour de faibles amplitudes et pas uniquement pour la bouffée principale, afin de considérer les phénomènes posturaux. Ces indicateurs ne donnent pas d'information sur le moment où le pic d'activité musculaire est atteint pour chaque muscle.

L'absence de statistiques inférentielles sur les rangs dans l'analyse de la chronologie d'activation en raison du faible nombre de sujets complets est également une limitation de cette étude.

Enfin, elle ne considère que les actions musculaires, et pas les phénomènes dynamiques qu'elles causent et contrôlent. Dans les expérimentations suivantes, la mesure des forces de réaction au sol est réalisée en complément.

II. ETUDE 2

1. INTRODUCTION

Les actions musculaires permettent des mouvements segmentaires, et créent et modulent les forces externes pour mettre en mouvement le CM. Cette deuxième étude reprend les modalités de la première étude (EMG) et s'intéresse aux phénomènes dynamiques gérés par l'activation musculaire et leurs variations en fonction de l'inclinaison initiale du tronc. Elle vise à comprendre le contrôle du mouvement de transfert assis-debout et ses adaptations aux contraintes.

Le transfert assis-debout est souvent décrit comme un mouvement durant lequel une quantité de mouvement vers l'avant est générée par le haut du corps puis utilisée pour le mouvement vers le haut et l'avant du corps entier (Pai et Rogers, 1990; Schenkman et al., 1990). La flexion du tronc permet également de rapprocher le centre de masse de la future base de support constituée des pieds. L'importance relative de ces 2 aspects définit la stratégie de lever, qui peut être caractérisée par le transfert de quantité de mouvement ou la recherche de stabilisation (Hughes et al., 1994).

Lorsque le tronc est incliné vers l'arrière, la trajectoire totale à effectuer par le centre de masse pour rejoindre la posture debout est allongée. De plus, le mouvement initial a une composante antigravitaire supplémentaire, qui augmente comme le sinus de l'angle d'inclinaison vers l'arrière (l'inclinaison 0° correspondant au tronc droit). Le mouvement initial de flexion du tronc ne profite donc plus de la gravité (comme pour l'initiation de la marche ou de l'élévation sur la pointe des pieds) et paraît donc plus exigeant.

Cependant, il a toujours une composante vers l'avant dans la gamme d'inclinaisons considérée (0-40°). Ce mouvement permet donc de développer une certaine vitesse/ quantité de mouvement, qui pourrait être bénéfique. Cette quantité de mouvement vers l'avant maximale semble être un invariant relatif de la tâche, pour des questions de stabilité (Pai et al., 1994).

Cette expérimentation s'intéresse donc à la façon dont le système nerveux central adapte la programmation de la tâche de STS à la contrainte supplémentaire induite par l'inclinaison du dossier.

2. MATERIEL ET METHODES

1. Sujets

Quinze sujets sains (8 femmes – 7 hommes) ne présentant aucun antécédent médical de l'appareil locomoteur et du système neurosensorimoteur ont été recrutés parmi la population étudiante pour cette étude. L'âge moyen était de 23 (± 3), la taille moyenne de 171,6 cm ($\pm 7,4$) et l'IMC de 22,2 ($\pm 1,9$) (Tableau 3). Un formulaire de consentement éclairé était rempli et signé par les participants avant

chaque début d'expérimentation et après une explication complète de celle-ci, conduite en conformité avec la déclaration d'Helsinki. Un sujet (le n° 7) a été retiré de l'étude à la suite d'un problème technique, réduisant le nombre à 14.

Sujet	Sexe	Age (ans)	Poids (kg)	Taille (cm)	IMC (kg/m ²)
1	F	22	58,5	165	21,5
2	F	20	63	175	20,6
3	F	28	46,9	160	18,3
4	F	23	61,8	168	21,9
5	M	28	59,9	164	22,3
6	F	18	53,3	169	18,7
7	M	25	72	178	22,7
8	M	24	79,2	186	22,9
9	F	25	61,4	165	22,6
10	M	22	68,3	168	24,2
11	F	23	72,9	172	24,6
12	M	19	64,8	175	21,2
13	M	19	78,1	179	24,4
14	F	25	62,6	166	22,7
15	M	23	84	184	24,8
Moy		22,9	65,8	171,6	22,2
SD		3	9,7	7,4	1,9

Tableau 3 Sexes, âges, poids, tailles et IMC des sujets étudiés.

2. EMG

Comme annoncé dans le chapitre Matériel et Méthodes, onze muscles parmi ceux investigués dans l'expérimentation 1 ont été repris dans l'analyse EMG de cette étude. Il s'agit des ExtC, TraS, SCOM, RA, OE, VM, RF, TA, Sol, GM, ST, ES L3. Les extenseurs thoraciques ont été considérés au niveau de T6 au lieu de T10, et les GluM, BF et OE n'ont pas été considérés en raison de la difficulté à obtenir un signal non bruité pour GluM, la redondance pour BF et OE (avec RF et RA respectivement).

3. Protocole

Le protocole était identique à celui de la première étude.

4. Analyse des données

Séparation en phases

Cette séparation a été réalisée à partir de l'analyse du déplacement du CP et du capteur de pression

présent au niveau de l'assise du siège pour le seat-off. Les méthodes sont décrites dans le chapitre Matériel et méthodes. Les durées de chaque phase ainsi que la durée de la phase posturale relative à la durée totale ont été calculées à partir de ces indicateurs temporels.

Paramètres

Les paramètres EMG calculés étaient à nouveau les activités moyennes sur chacune des phases et les délais d'activation par rapport au début du mouvement. Les délais d'activation des muscles étudiés ont été détectés de la manière décrite dans l'étude 1. Les délais d'activation par rapport au début du mouvement ont été considérés, et, lorsque ceux-ci variaient, les délais absolus et relatifs par rapport au seat-off.

Des forces de réaction au sol ont été déduits le recul maximal du CP, les vitesses maximales dans les direction antéropostérieure ($v_{x\ max}$) et verticale ($v_{z\ max}$), ainsi que la position antéropostérieure du CM au moment du seat-off.

Analyse statistique

L'analyse statistique était identique à celle de l'étude 1, mais les variables dépendantes incluaient également les paramètres liés aux forces de réaction au sol.

3. RESULTATS

Les éléments de statistiques descriptives pour l'ensemble des paramètres étudiés sont repris en Annexes dans les tableaux correspondants.

1. EMG

Délais d'activation

Un effet statistiquement significatif de l'inclinaison a été observé sur les délais d'activation par rapport au début du mouvement des ES L3 ($p<0,01$), VM ($p<0,001$) et TA ($p<0,05$). Le ES L3 s'activait de plus en plus tôt par rapport au début du mouvement lorsque le dossier est incliné vers l'arrière, mais l'analyse des contrastes n'a pas montré d'effet significatif lors du passage d'une inclinaison à la suivante. Le VM s'activait de plus en plus tard. Le TA présentait un profil plus original, avec une activation plus précoce pour la première augmentation d'inclinaison ($p<0,05$) et un retard ensuite pour les suivantes, significatif entre 20° et 30° ($p<0,05$) selon l'analyse des contrastes réalisée. Pour le ST, une interaction entre les facteurs inclinaison et vitesse était présente ($p<0,01$) : à vitesse confortable, l'inclinaison avait un effet significatif ($p<0,05$), le ST s'activant de plus en plus tard avec l'inclinaison, mais pas à vitesse maximale ($p=0,26$). Ces variations sont visibles sur la Figure 72.

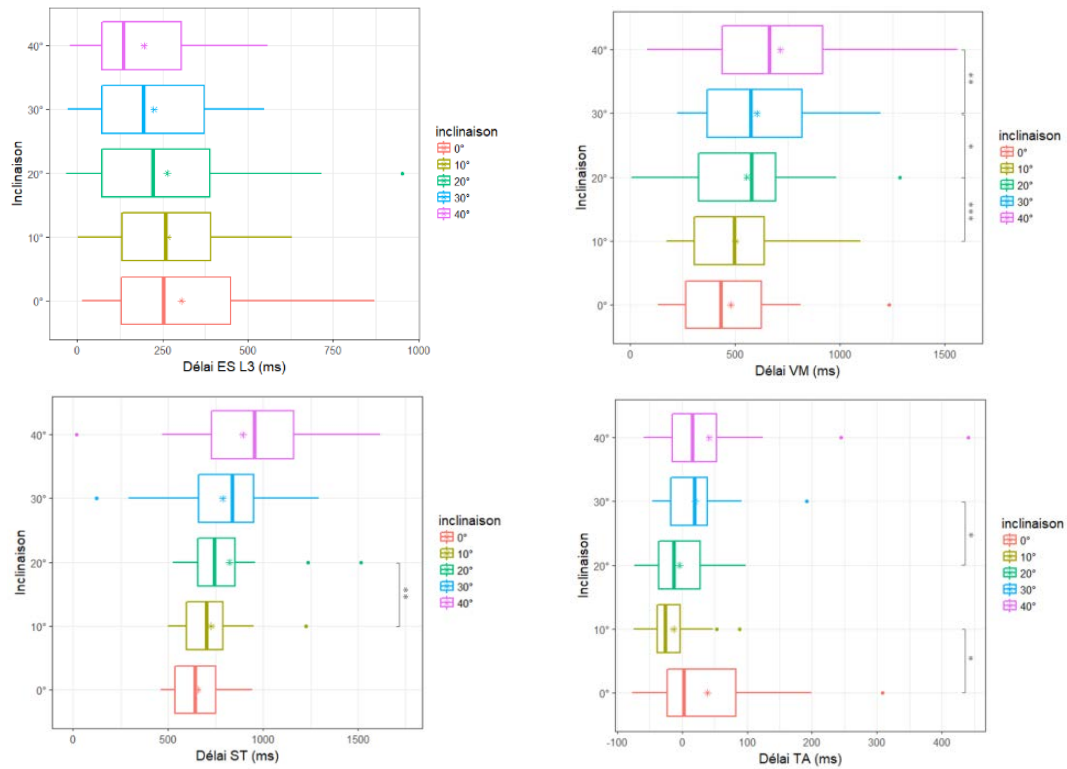


Figure 72 Boxplots des délais des ES L3, VM, ST (à vitesse confortable) et TA en fonction de l'inclinaison.

Des analyses supplémentaires ont été réalisées pour les muscles dont l'activation était retardée, afin d'observer l'évolution du délai entre leur activation et le seat-off (Figure 73).

Pour le VM, aucun effet significatif de l'inclinaison ($p=0,07$) ni de la vitesse ($p=0,08$) sur le délai d'activation par rapport au seat-off n'a été reporté. Il s'activait en moyenne 98,5 ms avant le SO pour les 5 inclinaisons. De la même façon, à vitesse confortable, le délai d'activation du ST par rapport au seat-off était constant avec l'augmentation de l'inclinaison ($p=0,06$). Le ST s'active en moyenne 87,7 ms avant le seat-off.

Pour le délai entre l'activation du TA et le seat-off, des effets significatifs de l'inclinaison ($p<0,001$) et de la vitesse ($p<0,001$) ont été mis en évidence. L'analyse des contrastes a montré que chaque augmentation d'inclinaison éloignait l'activation du TA du moment de seat-off. Le TA était donc activé plus tôt par rapport à la progression de la phase posturale.

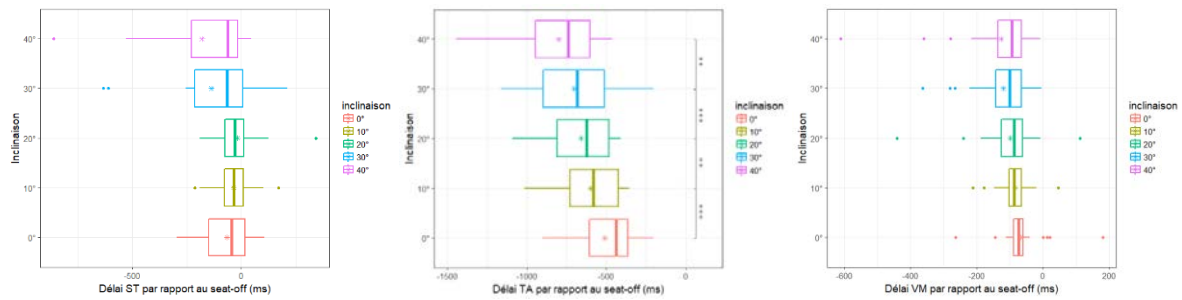


Figure 73 Délais d'activation des ST (à vitesse confortable), TA et VM par rapport au SO.

Lorsque la tâche était effectuée à vitesse maximale, la majorité des muscles s'activait plus tôt. L'effet de la vitesse s'est montré significatif pour ExtC ($p < 0,001$), TraS ($p < 0,01$), VM ($p < 0,001$), RF ($p < 0,001$), TA ($p < 0,01$), Sol ($p < 0,001$), GM ($p < 0,001$), ST ($p < 0,001$), ES T6 ($p < 0,001$), ES L3 ($p < 0,001$), mais pas pour SCOM et RA.

Niveaux d'activité

Phase posturale

Un effet statistiquement significatif de l'inclinaison du dossier sur les niveaux d'activité des TraS ($p < 0,05$), SCOM ($p < 0,001$), RA ($p < 0,001$) et TA ($p < 0,05$) ont été observés. Avec l'augmentation de l'inclinaison du dossier, les TA et TraS étaient en moyenne moins actifs dans la phase posturale (PP), alors que les SCOM et RA étaient plus actifs dans cette phase. Les tracés bruts du SCOM pour un essai par inclinaison sont visibles sur la Figure 76.

Les changements d'inclinaison menant à une variation significative variaient en fonction des muscles étudiés (Figure 74 et Figure 75).

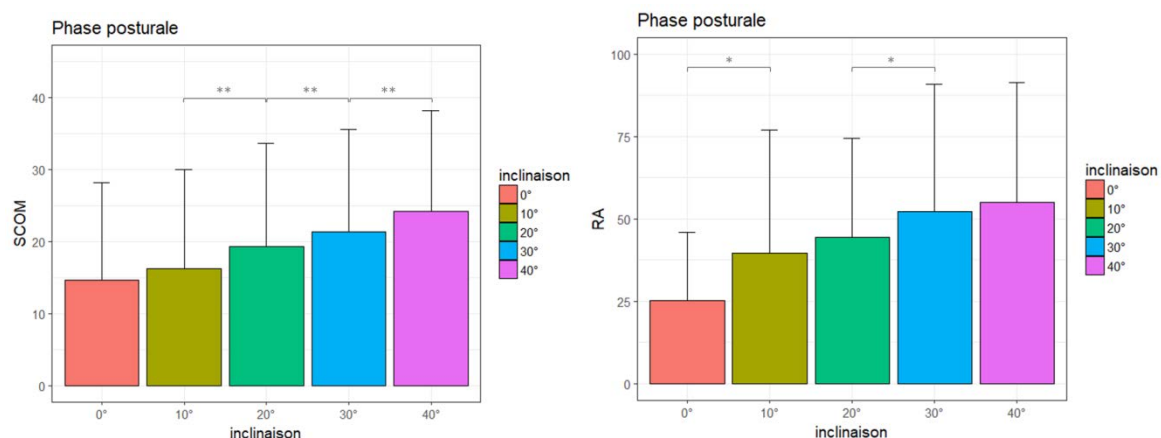


Figure 74 Activités des SCOM et RA en PP pour les 5 inclinaisons.

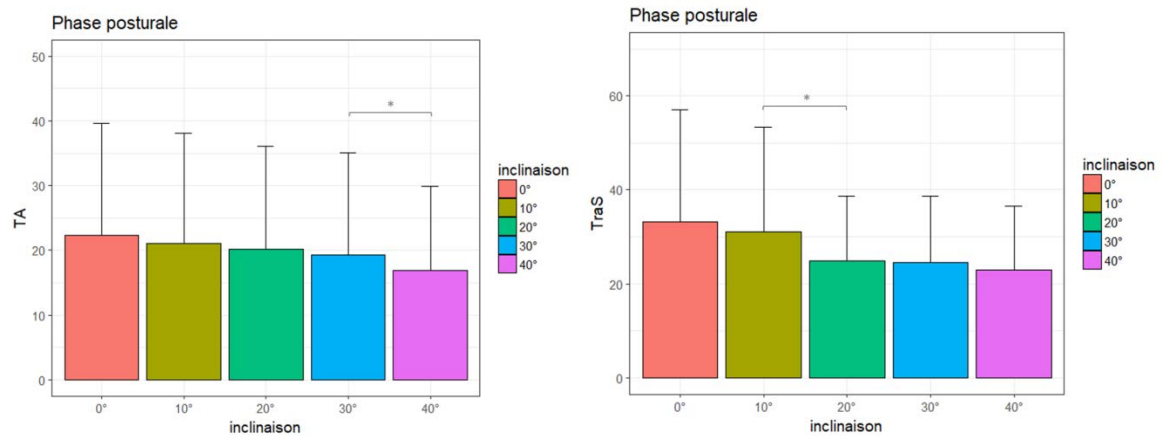


Figure 75 Activités des TA et TraS en PP en fonction de l'inclinaison

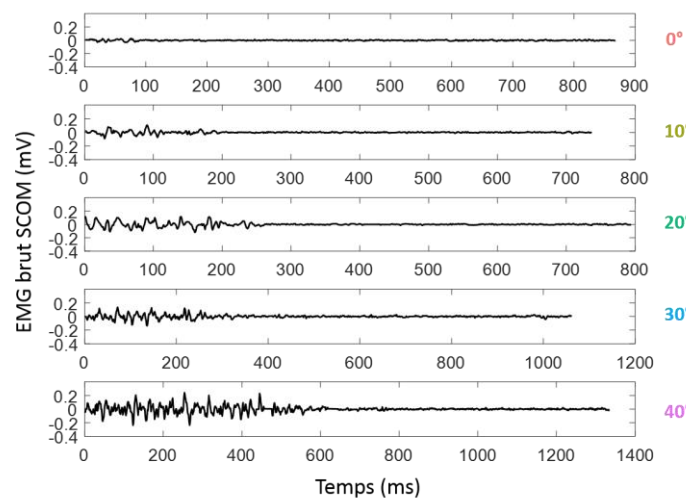


Figure 76 Tracés EMG brut du SCOM en phase posturale pour les 5 inclinaisons.

La vitesse d'exécution du mouvement avait un effet significatif sur 10 des 12 muscles testés. Seuls les TA et ES T6 n'étaient pas influencés significativement, mais leurs niveaux d'activité moyens étaient tout de même plus élevés à vitesse maximale (Figure 77).

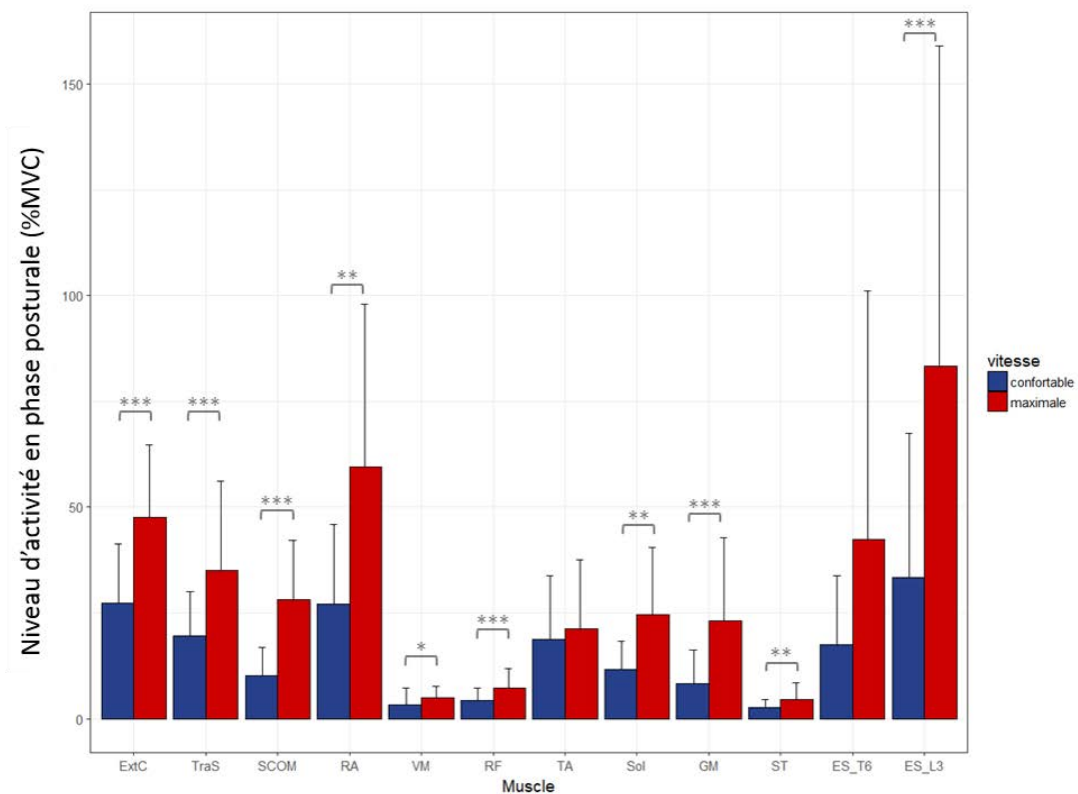


Figure 77 Activités en phase posturale des 15 muscles pour les 2 vitesses d'exécution.

Phase focale

En phase focale, le RF ($p < 0,05$) et le Sol ($p < 0,05$) avaient un niveau d'activité qui variait avec l'inclinaison du dossier. L'activité de ces muscles tendait à diminuer faiblement lorsque l'inclinaison du dossier augmente. L'analyse des contrastes n'a pas mis en évidence de variation significative lors de l'augmentation progressive de l'inclinaison pour le Sol, mais une diminution entre les inclinaisons 0° et 10° a été observée pour le RF ($p < 0,01$) (Figure 78).

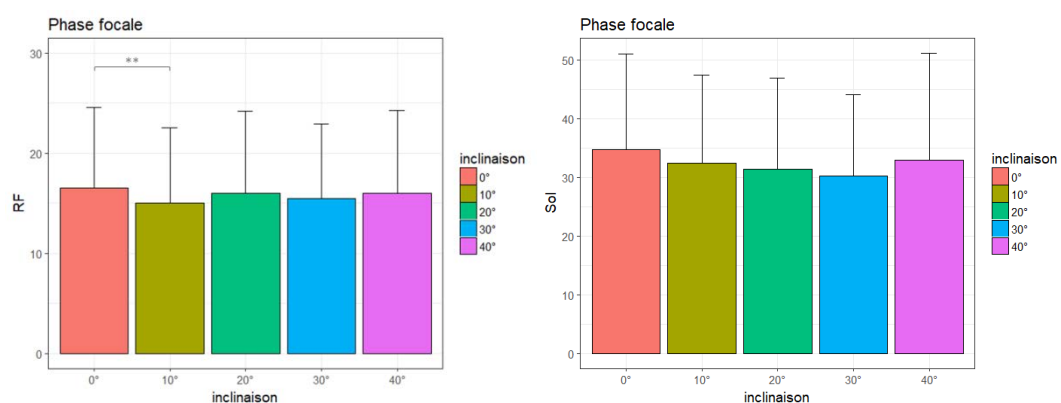


Figure 78 Activités des RF et Sol en phase focale en fonction de l'inclinaison du dossier

Exécuter le STS à vitesse maximale a nécessité une activité accrue en phase focale de la moitié des muscles testés : RA ($p<0,05$), RF ($p<0,001$), VM ($p<0,001$), Sol ($p<0,05$), GM ($p<0,01$) et ST ($p<0,01$). Aucun effet statistiquement significatif n'a été observé pour ExtC, TraS, SCOM, TA, ES T6 et ES L3. Parmi ces muscles, le TraS et le ES T6 sont les seuls à avoir une activité moyenne en phase focale réduite à vitesse maximale (Figure 79).

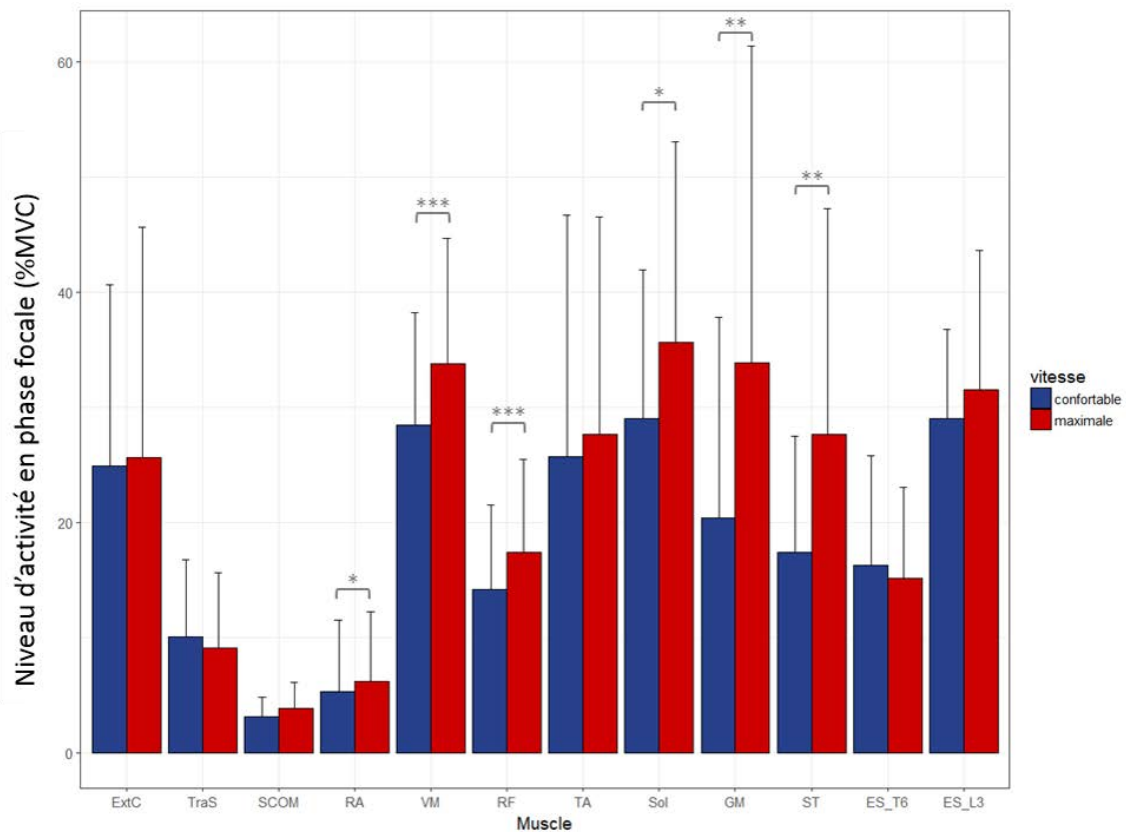


Figure 79 Activités en phase focale en fonction de la vitesse d'exécution.

2. Paramètres biomécaniques

Profils

Les profils d'accélération dans les 2 directions du plan sagittal et le déplacement du centre de pression obtenus à partir des forces de réaction au sol sont présentés sur la Figure 80. Au début de la phase posturale, l'accélération antérieure augmente et admet un ou plusieurs pic(s). A partir de la décharge du siège, l'accélération verticale augmente rapidement jusqu'à un pic au moment où le contact est complètement perdu. Durant cette décharge, la vitesse maximale antérieure est atteinte, puis ce mouvement est freiné. Après le décollement total, l'accélération verticale diminue et la vitesse verticale atteint ensuite son maximum, pour enfin se stabiliser autour de zéro (Figure 80).

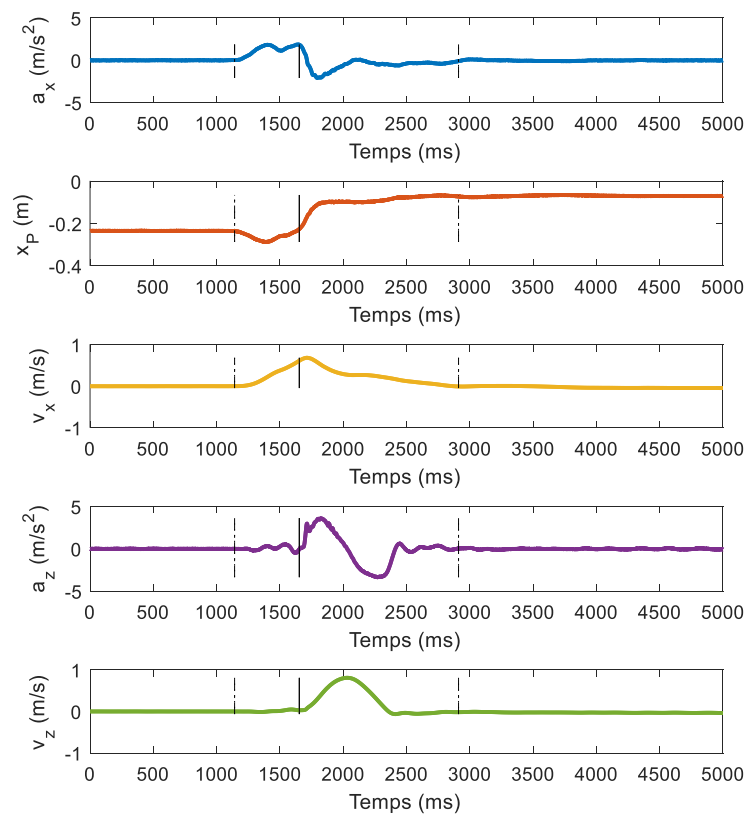


Figure 80 Accélérations et vitesses dans le plan sagittal et déplacement AP du CP lors du STS.

L'accélération antérieure maximale est atteinte à 2 moments principaux différents de la phase posturale selon les essais, au moment de recul maximal du CP ou en fin de phase posturale, juste avant le seat-off. A vitesse maximale, elle plus souvent atteinte en début de phase posturale, à vitesse confortable, en fin de phase posturale (Figure 81).

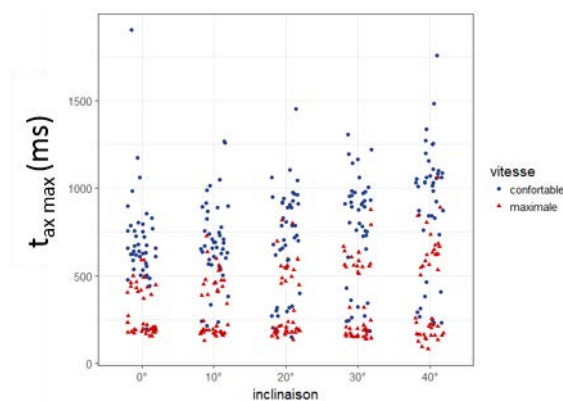


Figure 81 Instant où l'accélération AP maximale est atteinte par rapport au début du mouvement en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.

Paramètres temporels

Le seat-off, détecté par un capteur de pression, délimitait les phases posturale et focale (voir Matériel et Méthodes). L'instant de vitesse AP maximale, ultérieur au seat-off, s'est révélé corrélé avec la durée posturale ($r=0,98$; $p<0,001$) (Figure 82). La vitesse maximale est en effet souvent considérée comme un événement de la première phase, lorsque celle-ci se termine au décollage complet du siège. Dans le cadre de ce travail, la détection d'un seat-off « précoce » était liée à la volonté de faire débuter la phase focale à l'initiation de la décharge du siège, parfois avant que le mouvement vers l'avant soit ralenti.

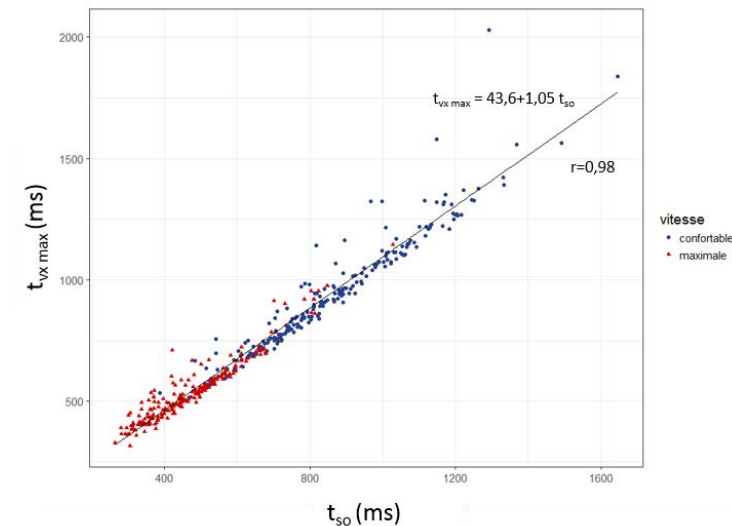


Figure 82 Corrélation entre l'instant de vx max et l'instant de SO.

Les durées posturale et totale augmentaient avec l'inclinaison du dossier. Cette variation a été confirmée par l'ANOVA pour la durée totale du mouvement ($p<0,001$) (Figure 83). Pour la durée de la phase posturale, une interaction entre les facteurs inclinaison et vitesse était présente ($p<0,001$). L'inclinaison avait un effet significatif à la fois à vitesse confortable ($p<0,001$) et à vitesse maximale ($p<0,001$). La première augmentation d'inclinaison ne menait pas à une augmentation significative de la durée de la phase posturale à vitesse confortable (Figure 84).

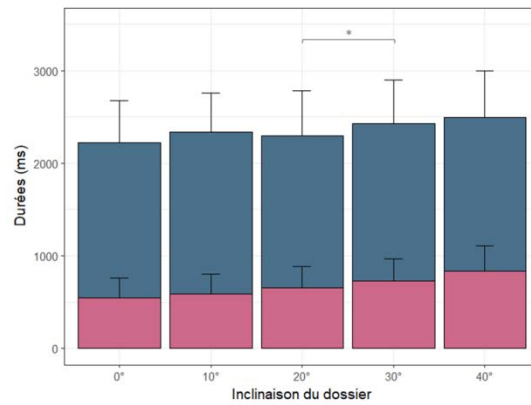


Figure 83 Durée totale en fonction de l'inclinaison.

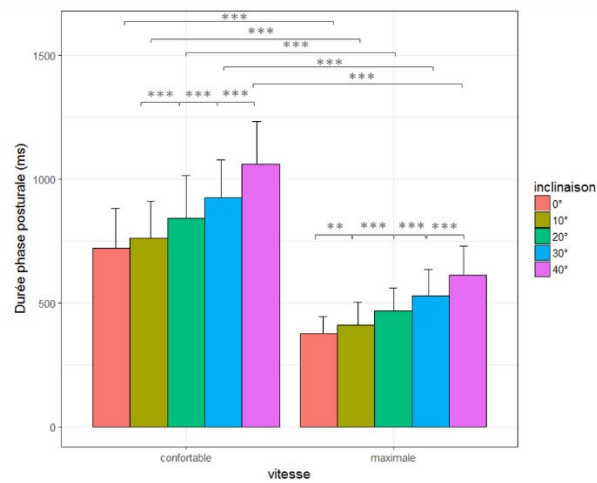


Figure 84 Durée de la phase posturale en fonction de l'inclinaison et la vitesse.

La durée focale n'était influencée que par la vitesse ($p < 0,01$), sa valeur moyenne diminuant de 10% lorsque le mouvement est effectué à vitesse maximale (Figure 85).

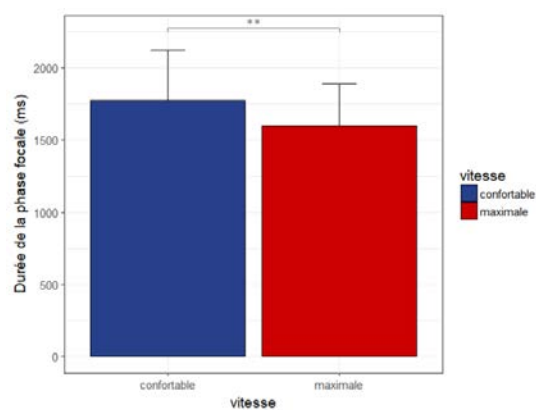


Figure 85 Durée de la phase focale en fonction de la vitesse

Il a été également observé que la durée relative de la phase posturale diminuait quand la vitesse

d'exécution augmente ($p < 0,001$) (Figure 86).

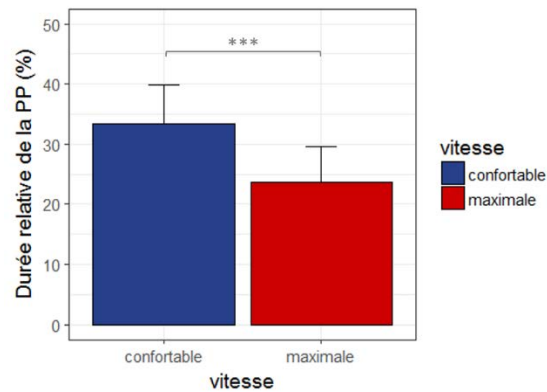


Figure 86 Vitesse au SO et durée relative de la phase posturale en fonction de la vitesse.

Recul du centre de pression

L'analyse ANOVA du recul du centre de pression a révélé une interaction entre les facteurs inclinaison et vitesse ($p < 0,001$). A vitesse confortable, l'effet de l'inclinaison n'est pas statistiquement significatif ($p = 0,11$), mais il l'était à vitesse maximale ($p < 0,001$). Dans cette condition, l'amplitude du recul du CP, plus importante qu'à vitesse confortable pour toute inclinaison, diminuait avec l'inclinaison à partir de 10° (Figure 87). La vitesse avait un effet significatif pour chaque inclinaison ($p < 0,001$).

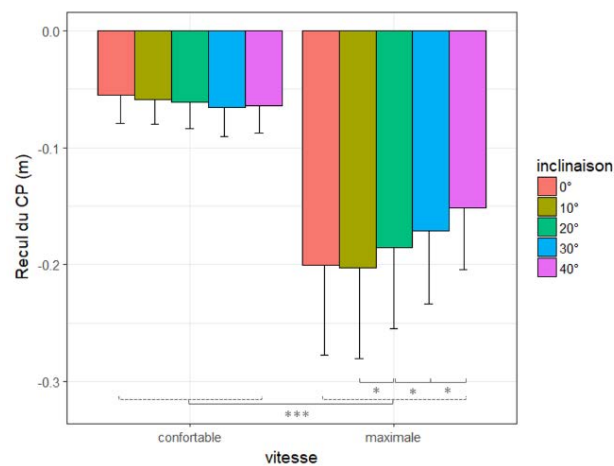


Figure 87 Recul du CP en fonction de la vitesse et de l'inclinaison.

Position antéropostérieure du CM au seat-off

Le CM était plus postérieur au moment de la décharge du siège lorsque le mouvement était exécuté à vitesse maximale ($p < 0,001$) (Figure 88). Un effet de l'inclinaison du dossier a également été observé ($p < 0,001$).

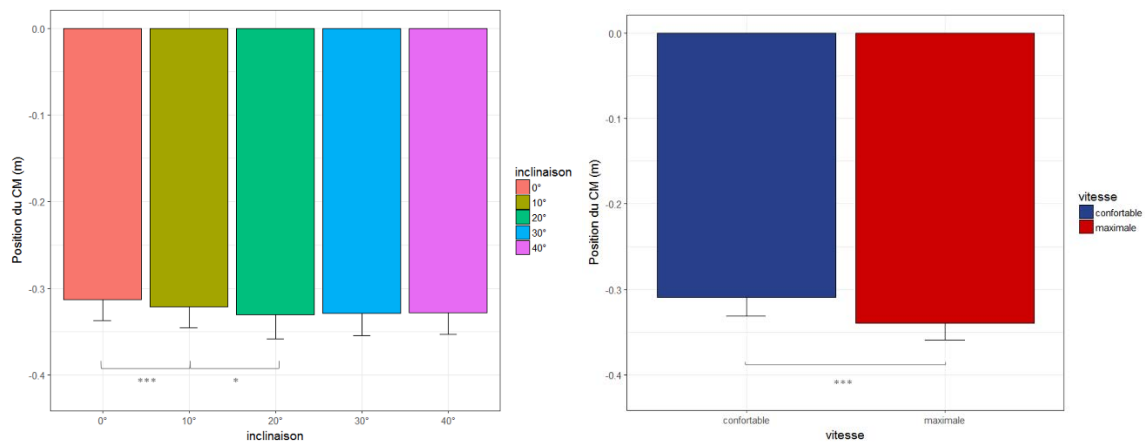


Figure 88 Position AP du CM au SO en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.

Performance

Vitesse antéropostérieure maximale

La vitesse antéropostérieure maximale, atteinte juste après le seat-off, augmentait de façon statistiquement significative avec l'inclinaison ($p < 0,001$) et la vitesse ($p < 0,001$). En moyenne, son augmentation était de 30.8% lorsque la tâche était effectuée à vitesse maximale (Figure 89).

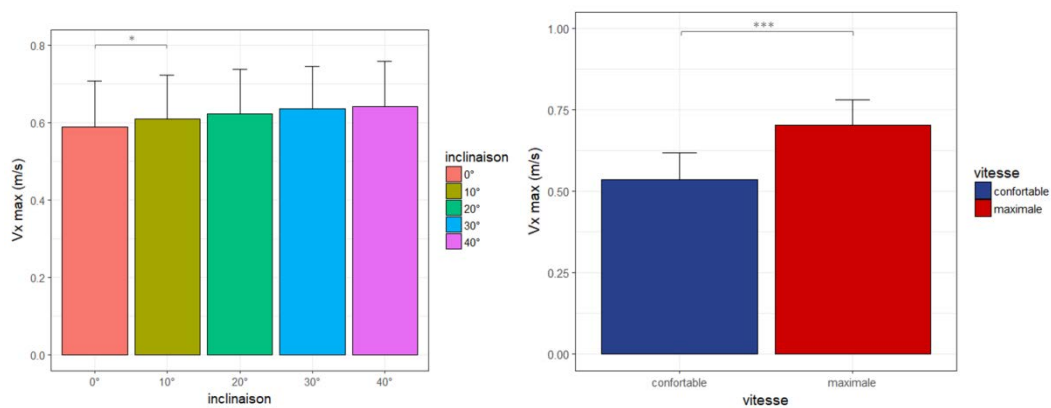


Figure 89 Vitesse AP maximale en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.

Vitesse verticale maximale

La vitesse verticale maximale dépendait uniquement de la vitesse d'exécution ($p < 0,001$), augmentant en moyenne de 48.9% lorsque la tâche était effectuée à vitesse maximale (Figure 90).

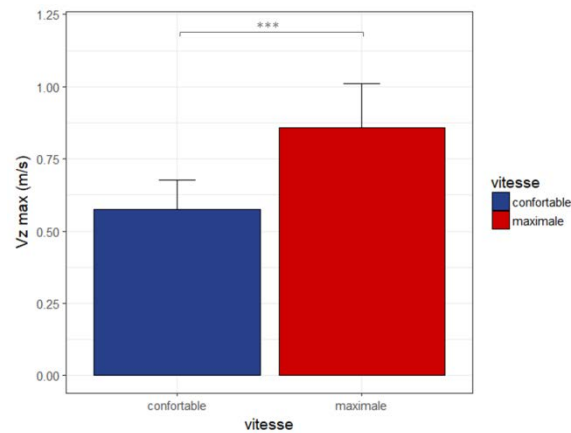


Figure 90 Vitesse verticale maximale en fonction de la vitesse d'exécution du STS.

4. DISCUSSION

Les profils d'accélération et de vitesses sont restés stables avec l'augmentation de l'inclinaison, mais l'accélération vers l'avant a montré un ou 2 pics d'importance relative variable durant la phase posturale, de façon aléatoire. Le premier pic apparaît lié à la propulsion initiale au recul du CP, le second à la propulsion pour la décharge du siège. Le rapport d'amplitude entre ces 2 pics n'est pas fixe, il apparaît donc que la vitesse est ajustée au moment où la décharge du siège est programmée. La flexion initiale du tronc et la décharge du siège apparaissent donc comme 2 mouvements gérés séquentiellement.

Comme dans l'étude 1, les modifications dans le patron et l'intensité de l'activité musculaire correspondaient à la contrainte imposée. Les muscles du tronc sont les muscles activés au plus haut niveau durant la phase posturale, et ont fourni un effort plus important lorsque le tronc était initialement incliné vers l'arrière. Les ES L3 sont activés plus tôt lorsque l'inclinaison du siège est augmentée, ce qui peut être lié au moment déséquilibrant plus important au début du mouvement. L'activation tardive du VM correspond à la décharge du siège retardée lorsque le tronc est incliné. Le TA, activé précocement lorsque le tronc est droit et moins lorsqu'une stratégie de flexion complète du tronc est adoptée ou que les pieds sont plus en avant (Doorenbosch et al., 1994; Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999), intervient plus tard lorsque le tronc est incliné vers l'arrière au-delà de 20°. Il semble moins crucial pour la préparation du mouvement. Il est à nouveau envisageable que sa bouffée d'activité soit identique, mais puisque cette phase est augmentée, son activité moyenne est réduite. Les délais considérés dans cette étude sont relatifs à l'initiation du recul du CP et non au premier muscle activé comme dans l'étude 1.

A vitesse confortable, ces variations d'activités musculaires permettent une amplitude de recul du CP

constante malgré la modification de l'inclinaison du tronc.

La vitesse maximale atteinte dans la direction AP augmente avec l'inclinaison du siège. Cette observation peut être liée au décours angulaire allongé lorsque le tronc est davantage incliné au début du mouvement. Elle permet de déclencher la décharge du siège pour une position plus postérieure du centre de masse, bien qu'un seuil semble atteint à partir de l'inclinaison 20° (Figure 88).

A vitesse maximale, le recul du CP est bien plus important qu'à vitesse confortable (activités musculaires accrues principalement en phase posturale) et apparaît bien lié à une performance maximale. Son amplitude diminue avec l'inclinaison. Ce recul évolue en fait comme le cosinus de l'angle d'inclinaison, qui correspond à la composante AP du mouvement angulaire d'extension du tronc. Il est donc envisageable que le CP ne puisse pas reculer autant à partir de 20° d'inclinaison en raison de la configuration du tronc. Cependant, la vitesse maximale est augmentée grâce à l'énergie emmagasinée, plus importante à vitesse maximale. Le pic d'accélération AP atteint au moment du recul maximal du CP permet de réaliser le mouvement plus souvent sans que le second pic le dépasse en amplitude (Figure 81), et ce malgré la réduction du pic original liée aux limites de la configuration.

La vitesse verticale maximale ne dépend que de la vitesse d'exécution de la tâche. L'augmentation de la vitesse AP maximale n'a pas d'effet sur la durée de la phase focale. Cependant, il est envisageable qu'elle permette au RF de profiter de cette quantité de mouvement et être moins actif en phase focale pour l'élévation et l'extension, durant laquelle le corps utilise cette quantité de mouvement pour avancer et s'élever (Shepherd et Gentile, 1994).

Lors du passage à vitesse maximale, l'augmentation relative de la vitesse maximale AP atteinte est plus faible que celle de la vitesse maximale verticale, mais on ne retrouve pas le déséquilibre important observé dans les études de (Gross et al., 1998; Pai et Rogers, 1990), associé au fin contrôle de la stabilité. La stratégie semble être modifiée, la décharge du siège a lieu plus tôt dans le mouvement et pour une configuration des segments corporels différente, avec un CM plus postérieur au moment du seat-off, ce qui correspond à la littérature (Pai et al., 1994; Vander Linden et al., 1994a).

5. LIMITATIONS

Les limitations abordées dans l'étude 1 sur les EMG sont à nouveau pertinentes.

La cinématique des segments corporels n'ayant pas été étudiée, il n'a pas été possible d'associer les phénomènes dynamiques étudiées à des données angulaires.

III. ETUDE 3

1. INTRODUCTION

La mousse recouvrant le siège est un élément-clé pour le confort dans tous types de sièges (Ferguson-Pell, 1990; Staarink, 1995). En effet, elle influence la stabilité et la répartition de pression à l'interface entre le siège et le corps. La distribution de la pression sur la surface d'appui est l'indicateur le plus fréquemment associé au confort (de Looze et al., 2003) mais aussi aux risques d'escarres pour les populations fragiles (sujets en fauteuil roulant, patients alités...). La densité de la mousse affecte le support fourni par le siège et la distribution de pression au contact corps-siège, c'est pourquoi une grande attention est donc portée à cet aspect en condition statique. Si l'influence des caractéristiques de la mousse (rigidité, épaisseur) dans un environnement vibratoire représente un champ d'intérêt des études sur le confort (Ebe et Griffin, 2000), ce paramètre est peu investigué en conditions de tâches dynamiques actives.

L'influence de certaines caractéristiques de l'assise sur la dynamique posturale lors de tâches dynamiques en posture assise ont été étudiées, telles que le type de coussin pour une tâche de saisie chez des sujets paraplégiques (Aissaoui et al., 2001), la surface de contact avec le tabouret (Bouisset et al., 2002; Le Bozec et Bouisset, 2004) et les caractéristiques tribologiques de la surface d'appui pour des efforts de poussée (Gaudez, 2004).

Cependant, rares sont les études qui se sont intéressées à l'effet des caractéristiques du support pour des tâches plus complexes impliquant l'ensemble du corps comme le STS. La réduction de la surface de contact ischiofémoral (de 100% à 30%) avec un tabouret a mené à une augmentation de la performance lors de la flexion du tronc et le STS, ce qui peut être associé à la mobilité pelvienne plus importante (Bouisset et al., 2002; Diakhaté et al., 2013; Le Bozec et Bouisset, 2004). D'autres liens entre la mobilité articulaire et la capacité posturo-cinétique lors du STS ont été mis en évidence par des blocages actifs et passifs de segments de la colonne vertébrale lors du STS (Hamaoui et Alamini-Rodrigues, 2017). Ces études ont montré des réorganisations des APA parfois insuffisantes pour maintenir la performance du mouvement focal lorsque le mouvement du segment lombaire ou cervical était restreint.

Il a également été observé que l'épaisseur du coussin et la compressibilité du siège compliquait la tâche pour des sujets âgés (Alexander et al., 1996; Anan et al., 2008).

La génération des forces de propulsions contre la surface d'appui est basée sur le principe d'action-réaction. Sur une mousse, une partie de l'énergie d'impact est absorbée et la force obtenue pour une même action musculaire est réduite. Lorsque la densité de la mousse recouvrant le siège augmente, ces

phénomènes sont modifiés.

Le but de cette étude a été d'étudier l'influence de la densité de la mousse sur les paramètres biomécaniques du STS, en partant du principe qu'une mousse moins dense limiterait la mobilité du bassin.

2. MATERIEL ET METHODES

1. Sujets

Les sujets de cette étude sont les mêmes que ceux de l'étude 2, repris dans le Tableau 3 (page 108).

2. EMG

Les 12 muscles étudiés sont également les mêmes que dans l'étude 2 : ExtC, TraS, SCOM, RA, VM, RF, TA, Sol, GM, ST, ES T6, ES L6.

3. Protocole

Le protocole était identique à celui de l'étude 1. Bien que cette étude ne porte pas sur l'effet de l'inclinaison, ce facteur a été conservé pour étudier les éventuelles et la robustesse des résultats de l'étude précédente. Le nombre d'inclinaisons du dossier a cependant été réduit à 3 : 0°, 20° et 40°. Une fois les tâches de STS réalisées pour les 3 inclinaisons et les 2 vitesses d'exécution, les coussins de l'assise et du dossier étaient modifiés et la série était réalisée à nouveau. Les 3 coussins étaient en mousse de polyuréthane, recouverts du même tissu, et se différenciant par leur densité : 30kg/m³, 40 kg/m³, 50 kg/m³. Dans la suite de ce travail, ils sont appelés Mousses 30, 40 et 50 respectivement. Les conditions de réalisation du STS sont reprises dans la Figure 91.

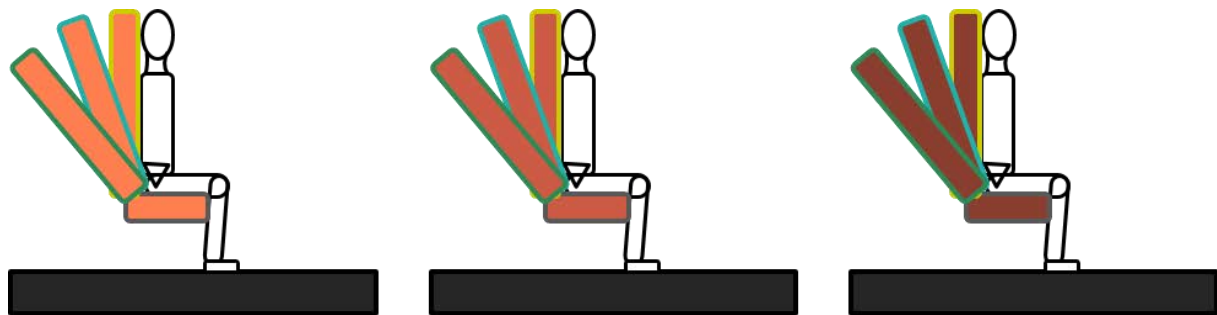


Figure 91 Protocole étude 3 : 3 coussins différents / 3 inclinaisons différentes.

4. Analyse des données

Séparation en phases

Cette séparation a été réalisée à partir de l'analyse du déplacement du CP et du capteur de pression pour le seat-off. Les méthodes sont décrites dans le chapitre Matériel et méthodes. Les durées de

chaque phase ainsi que la durée de la phase posturale relative à la durée totale ont été calculées.

Paramètres

Les paramètres EMG calculés étaient les activités moyennes sur chacune des phases. Les délais d'activation des muscles n'ont pas été considérés dans cette étude.

Des forces de réaction au sol ont été déduits le recul maximal du CP et les vitesses maximales dans les direction antéropostérieure ($v_{x\ max}$) et verticale ($v_{z\ max}$).

3. RESULTATS

Les éléments de statistiques descriptives pour l'ensemble des paramètres étudiés sont repris en Annexes dans les tableaux correspondants.

1. EMG

Phase posturale

Effet de la mousse

L'ANOVA a mis en évidence un effet significatif de la densité de la mousse recouvrant le siège sur les niveaux d'activité des TraS ($p < 0,01$), SCOM ($p < 0,05$) et VM ($p < 0,01$). Le TraS avait une activité moins importante lorsque la densité de la mousse diminue, alors que le niveau d'activité du SCOM augmentait (Figure 92).

Une interaction entre vitesse et mousse était présente pour le VM, et la mousse ne modifiait le niveau d'activité de ce muscle qu'à vitesse maximale ($p < 0,001$). Il atteignait un niveau minimal pour la mousse 40. Une augmentation du niveau d'activité avec la vitesse a été observée pour les 3 mousses ($p < 0,001$).

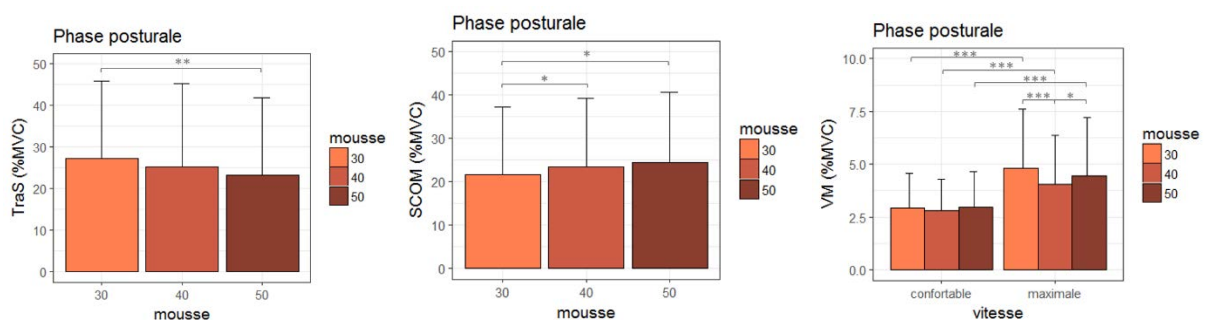


Figure 92 Activités des TraS, SCOM et VM en phase posturale en fonction de la densité de la mousse (et de la vitesse).

Pour ExtC, à vitesse maximale, il existait une interaction entre les facteurs inclinaison et mousse, ce dernier facteur ayant un effet significatif uniquement pour l'inclinaison 0° ($p < 0,05$) (Figure 93).

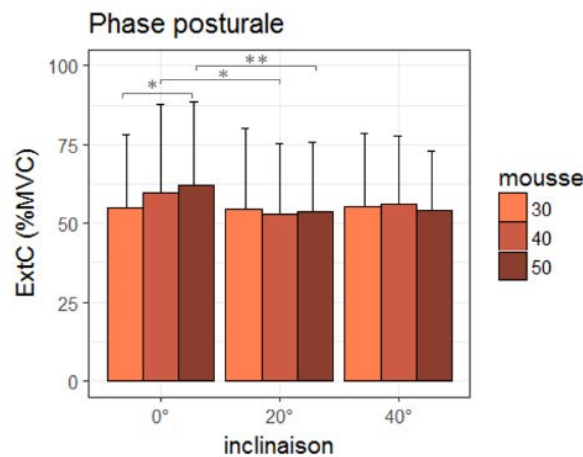


Figure 93 Activité de ExtC à vitesse maximale en fonction de l'inclinaison et la mousse.

Effet de l'inclinaison

En phase posturale, un effet statistiquement significatif de l'inclinaison du dossier sur les niveaux d'activité des SCOM ($p < 0,05$) et TA ($p < 0,01$) a été observé. L'activité moyenne du TA diminuait avec l'inclinaison, celle du SCOM augmentait.

Une interaction entre les facteurs inclinaison et vitesse était présente pour les muscles ExtC ($p < 0,05$), TraS ($p < 0,05$) et RA ($p < 0,05$).

Pour ExtC, l'effet de l'inclinaison n'était statistiquement significatif qu'à vitesse confortable ($p < 0,05$). L'analyse des contrastes a montré une variation significative entre les inclinaisons 0° et 20° ($p < 0,01$). A vitesse maximale, une interaction entre les facteurs mousse et inclinaison était présente, et l'effet de l'inclinaison n'était significatif que sur la mousse 40 ($p < 0,05$) et la mousse 50 ($p < 0,01$). Dans ces 2 conditions, c'est le passage de l'inclinaison de 0 à 20° qui menait à une réduction de l'activité des ExtC au cours de la phase posturale (Figure 93).

Pour TraS, c'est au contraire uniquement à vitesse maximale que l'inclinaison a montré un effet significatif, l'activité moyenne de ce muscle diminuant avec l'inclinaison ($p < 0,05$). L'analyse des contrastes a mis en évidence une variation significative entre les inclinaisons 20° et 40° ($p < 0,01$) (Figure 95).

Pour RA, l'effet de l'inclinaison était statistiquement significatif pour les 2 vitesses ($p < 0,01$ à vitesse confortable et à vitesse maximale), avec des modifications mineures : à vitesse maximale, le passage de l'inclinaison 0° à l'inclinaison 20° ne modifiait pas significativement l'activité du RA, alors que c'était le cas à vitesse confortable. La vitesse n'avait un effet significatif que pour l'inclinaison 0° ($p < 0,01$) (Figure 95).

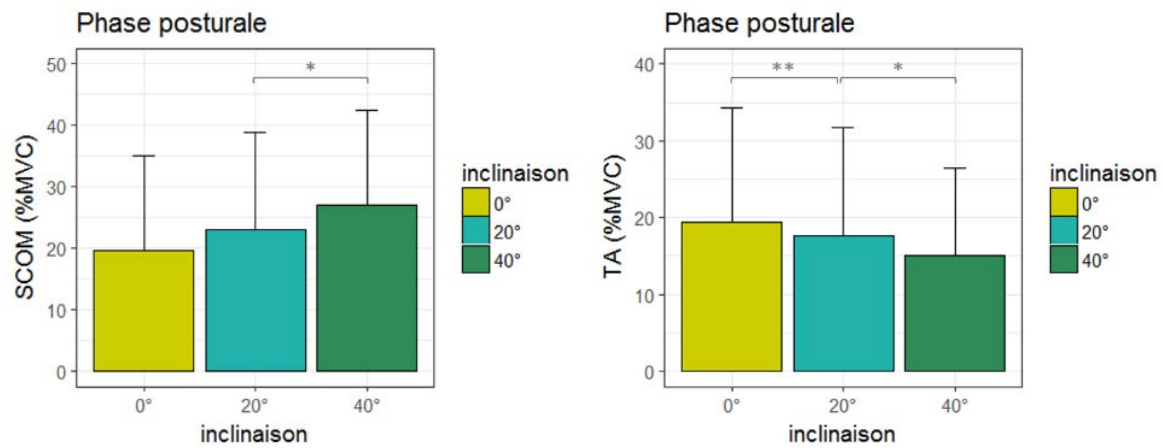


Figure 94 Activités des SCOM et TA en phase posturale en fonction de l'inclinaison.

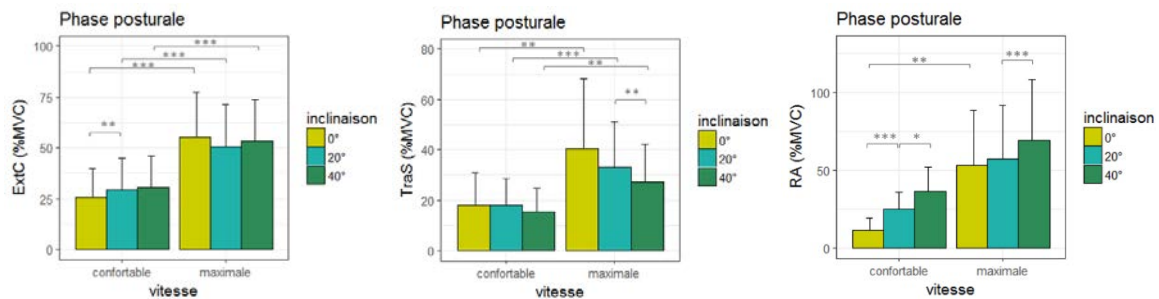


Figure 95 Activités des ExtC, TraS et RA en phase posturale en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.

Effet de la vitesse

La vitesse d'exécution du mouvement avait un effet significatif sur les niveaux d'activité des ExtC ($p < 0,001$), TraS ($p < 0,001$), SCOM ($p < 0,001$), VM ($p < 0,001$), RF ($p < 0,001$), Sol ($p < 0,01$), GM ($p < 0,05$), ST ($p < 0,05$), ES T6 ($p < 0,001$), ES L3 ($p < 0,01$), soit tous les muscles testés à l'exception de RA pour les inclinaisons de dossier 20° et 40°, et TA (Figure 96).

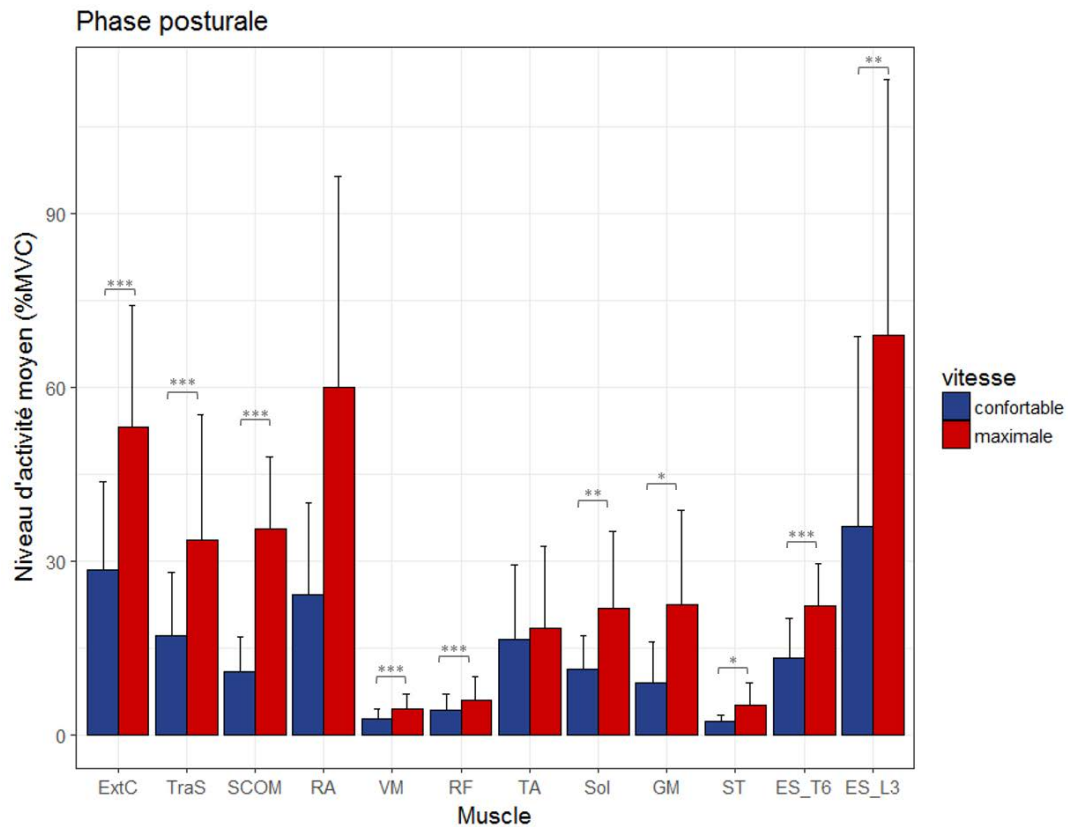


Figure 96 Activité en phase posturale en fonction de la vitesse.

Phase focale

Effet de la mousse

Le seul muscle dont le niveau d'activité en phase focale était influencé par la densité de la mousse est le TraS (Figure 97). Son activité moyenne était plus importante lorsque la mousse était moins dense ($p < 0,01$).

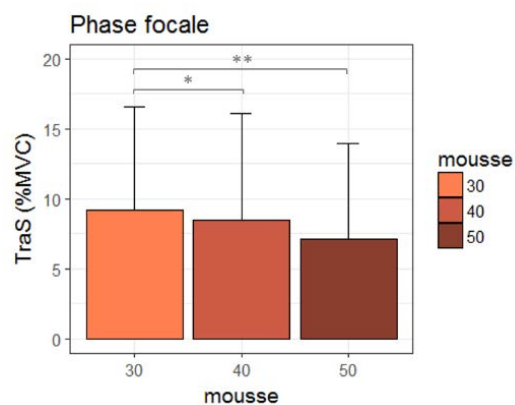


Figure 97 Activité du TraS en phase focale en fonction de la mousse.

Effets de l'inclinaison et de la vitesse

En phase focale, une interaction entre les facteurs inclinaison et vitesse était présente pour les activités de RF ($p<0,05$), GM ($p<0,05$), Sol ($p<0,05$) et ES T6 ($p<0,05$).

Pour Sol, l'inclinaison avait un effet uniquement à vitesse maximale ($p<0,05$), mais aucun contraste ne s'est révélé significatif. A cette vitesse, il y avait également une interaction entre les effets de la mousse et de l'inclinaison. Aucun effet de la mousse pour aucune inclinaison et aucun effet de l'inclinaison pour aucune mousse n'ont cependant été mis en évidence. La vitesse avait un effet pour les inclinaisons 20° ($p<0,05$) et 40° ($p<0,05$).

Pour GM, l'inclinaison n'avait pas d'effet significatif à vitesse confortable mais bien à vitesse maximale ($p<0,05$). Dans cette condition, l'analyse des contrastes a révélé une augmentation de l'activité moyenne lorsque l'inclinaison était augmentée de 20° à 40° ($p<0,05$). La vitesse avait un effet significatif pour les 3 inclinaisons (0° : $p<0,01$; 20° : $p<0,05$; 40° : $p<0,05$) (Figure 98).

Pour RF, l'inclinaison avait également un effet significatif à vitesse maximale ($p<0,05$), diminuant son activité moyenne. Aucun effet significatif de l'inclinaison n'a été observé à vitesse confortable. La vitesse n'avait pas d'effet pour l'inclinaison 40° (Figure 98).

L'activité de ES T6 était influencée par l'inclinaison du dossier à vitesse confortable ($p<0,05$), mais pas à vitesse maximale. La vitesse avait un effet significatif uniquement pour l'inclinaison 40° ($p<0,05$) (Figure 98). Pour ce muscle, une interaction significative entre les facteurs vitesse et mousse a également été relevée ($p<0,01$). Cependant, la mousse n'avait un effet significatif ni à vitesse confortable ($p=0,055$), ni à vitesse maximale ($p=0,85$), et la vitesse n'avait un effet significatif pour aucune mousse ($p=0,09$; $p=0,2$ et $p=0,8$).

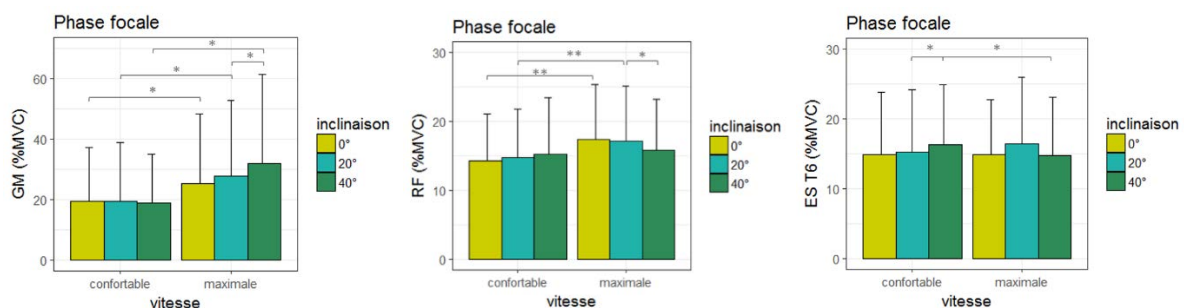


Figure 98 Activités des GM, RF et ES T6 en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.

Réaliser le mouvement à vitesse maximale a mené à un effet significatif sur les SCOM ($p<0,05$), RA ($p<0,01$), RF (à l'exception de l'inclinaison 40°), ES T6 (uniquement pour l'inclinaison 40°), Sol ($p<0,05$) et GM ($p<0,05$) (Figure 99). ES T6 était le seul muscle à présenter une diminution de son activité

moyenne avec l'augmentation de vitesse d'exécution (pour l'inclinaison 40°, Figure 98).

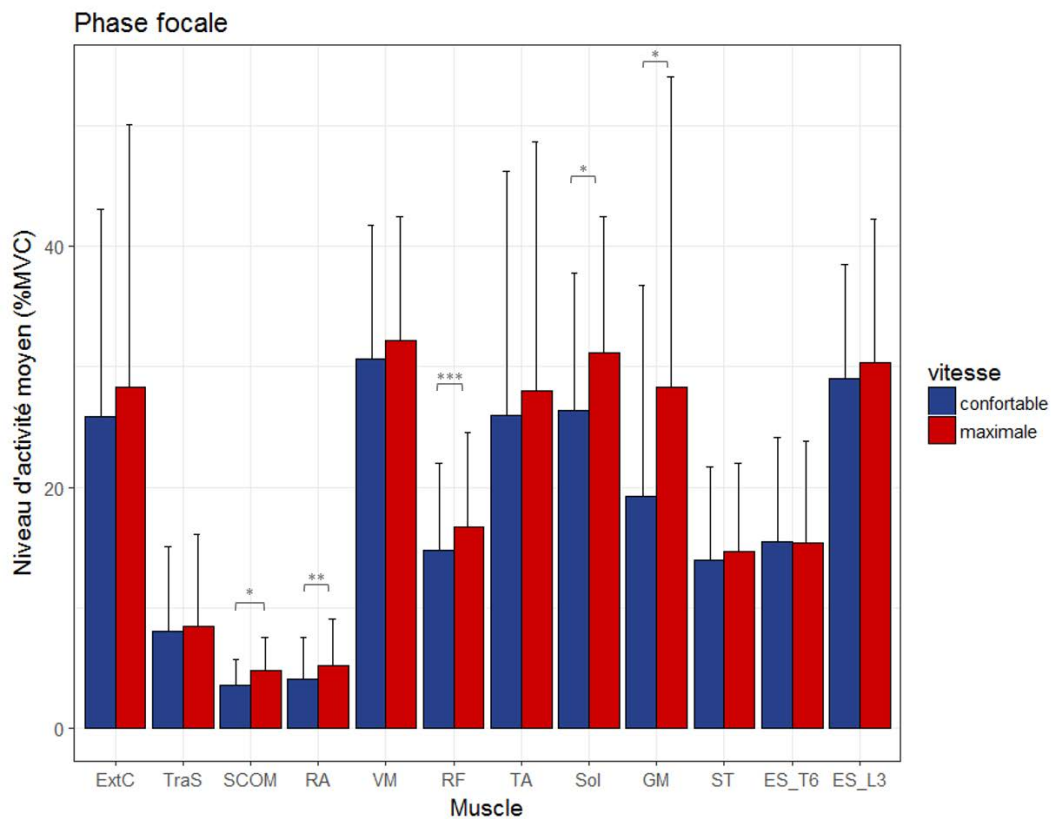


Figure 99 Activités en phase focale en fonction de la vitesse.

2. Paramètres biomécaniques

Paramètres temporels

Effet de la mousse

A vitesse confortable, la densité de la mousse a un effet significatif sur la durée de la phase posturale pour les inclinaisons 0° ($p < 0,05$) et 20° ($p < 0,05$), ces effets étant opposés : la durée focale diminue avec une mousse plus dense pour l'inclinaison 0° ; augmente pour l'inclinaison 20° (Figure 100). Pour l'inclinaison 40°, aucun effet de la mousse n'a été mis en évidence ($p = 0,39$).

La durée de la phase posturale varie significativement avec la densité de la mousse, diminuant de 3,9 % pour l'augmentation de densité de 40 à 50 kg/m³ ($p < 0,05$).

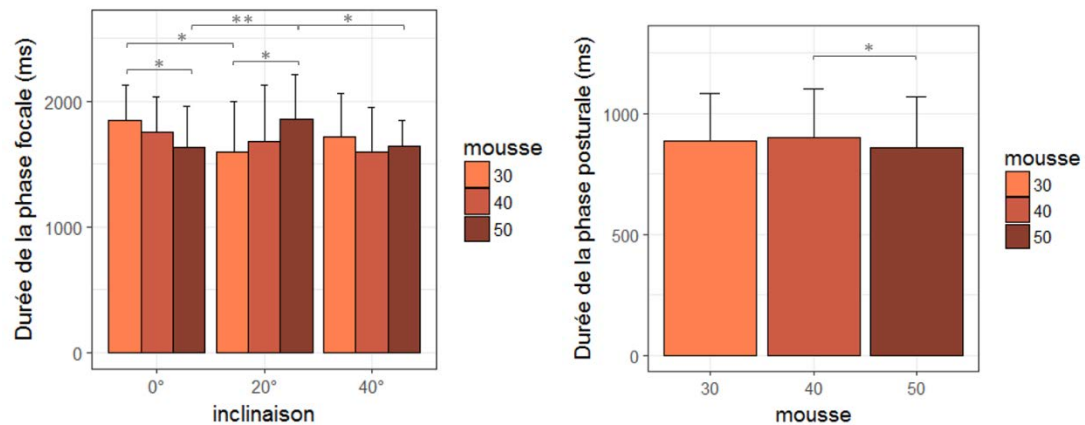


Figure 100 Durées des phases focale (à vitesse confortable) et posturale en fonction de la mousse (et de l'inclinaison).

Effets de l'inclinaison et de la vitesse

La durée totale augmentait de façon statistiquement significative avec l'inclinaison du dossier ($p < 0,001$). Pour les durées des phases posturale ($p < 0,001$) et focale ($p < 0,05$), il existait une interaction significative entre les facteurs inclinaison et vitesse. Pour la durée focale, une interaction avec la mousse était aussi présente ($p < 0,05$).

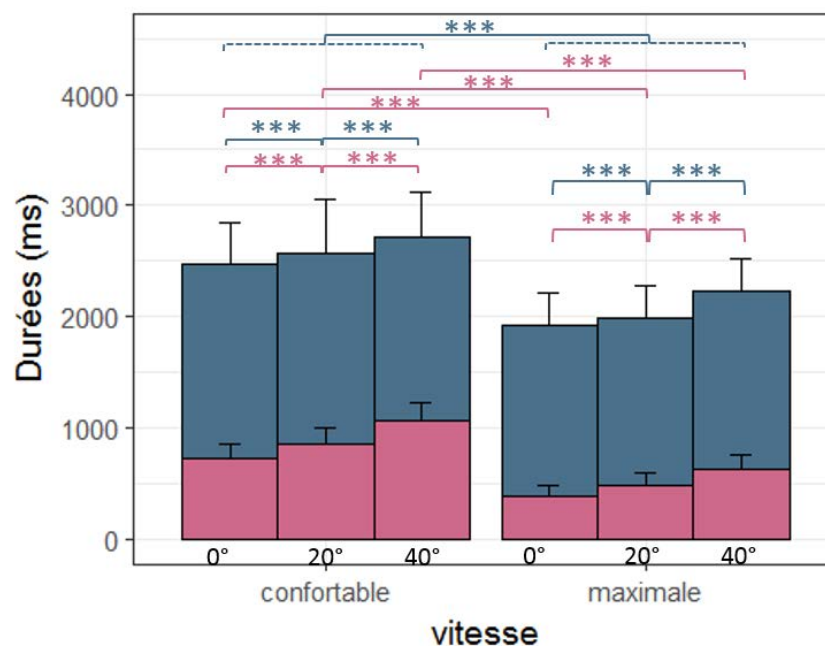


Figure 101 Durée de la phase posturale et durée totale en fonction de l'inclinaison et la vitesse.

L'inclinaison avait un effet statistiquement significatif sur la durée posturale à vitesse confortable ($p < 0,001$) et à vitesse maximale ($p < 0,001$). Les variations de la durée de la phase posturale et de la durée

totale avec l'inclinaison et la vitesse sont visibles sur la Figure 101.

La durée de la phase focale dépendait de la vitesse pour les inclinaisons 0° ($p<0,05$) et 20° ($p<0,05$), mais pas 40° ($p=0,24$). A vitesse confortable, la durée de la phase focale n'était pas significativement influencée par l'inclinaison ni la densité de la mousse, mais il existait une interaction entre ces facteurs ($p<0,01$). A vitesse maximale, aucun effet de l'inclinaison ni de la densité de la mousse n'a été observé sur la durée de la phase focale.

La durée totale et la durée de la phase posturale diminuaient avec la vitesse (totale : $p<0,001$; posturale : $p<0,001$ pour chaque inclinaison).

Profils

On retrouve à nouveau l'accélération maximale AP qui peut avoir lieu en début de mouvement ou peu avant le seat-off, cette première configuration étant plus souvent présente à vitesse maximale, ainsi que la corrélation entre l'instant de vitesse maximale AP et le seat-off ($r=0,98$; $p<0,001$).

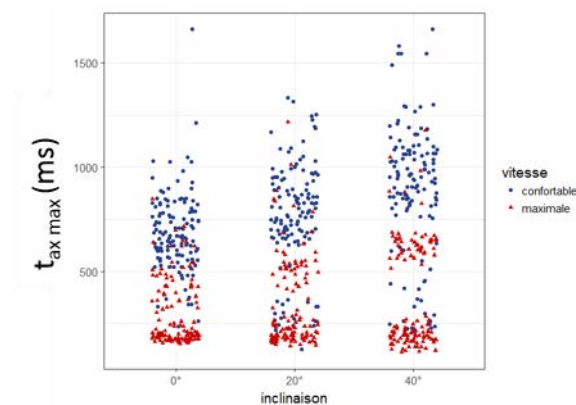


Figure 102 Instant d'accélération maximale AP en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.

Recul du centre de pression

Effet de la mousse

A vitesse confortable, un effet significatif de la mousse a été observé ($p<0,001$). Le recul du CP était plus important sur la mousse la plus dense que sur les deux autres (Figure 103).

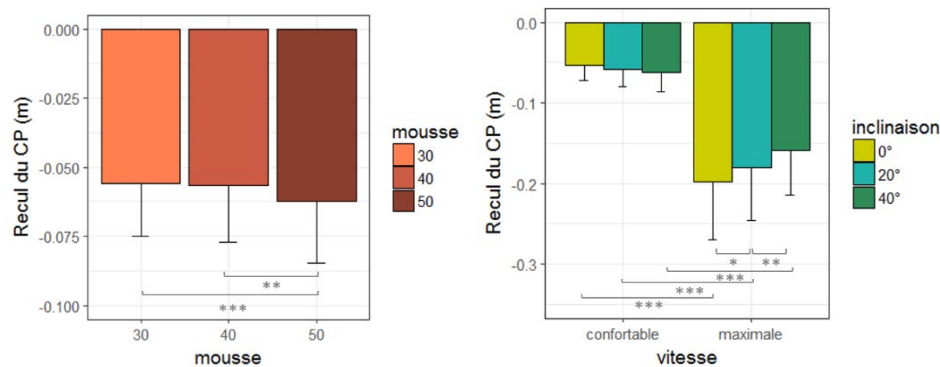


Figure 103 Recul du CP en fonction de la vitesse, l'inclinaison et la mousse.

Effets de l'inclinaison et de la vitesse

Une interaction statistiquement significative entre inclinaison et vitesse a été observée : à vitesse confortable, l'inclinaison a cette fois un effet significatif ($p < 0,05$ mais aucun contraste significatif), l'amplitude du recul tendant à augmenter lorsqu'elle augmente. A vitesse maximale également, on a retrouvé un effet significatif de l'inclinaison du dossier ($p < 0,001$), mais qui réduisait l'amplitude de recul, comme observé pour l'expérimentation 1 (Figure 103).

Performance

Vitesse AP maximale

Pour la vitesse AP maximale, aucun effet de la mousse n'a été observé.

Une interaction entre les effets de l'inclinaison et la vitesse était présente ($p < 0,001$). L'inclinaison avait un effet statistiquement significatif à vitesse confortable ($p < 0,001$) et à vitesse maximale ($p < 0,001$) (Figure 104).

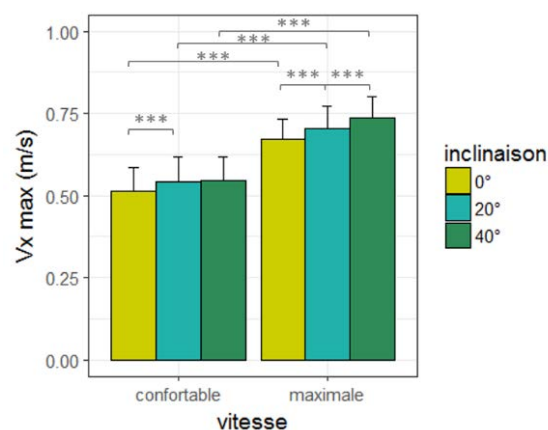


Figure 104 Vitesse AP maximale en fonction de la vitesse et de l'inclinaison.

Vitesse verticale maximale

La vitesse verticale maximale atteinte était influencée par la mousse ($p < 0,01$), augmentant de 3,2 % entre les mousses 30 et 40 (Figure 105).

Une interaction entre l'inclinaison et la vitesse était également présente ($p < 0,05$). A vitesse confortable, un effet significatif de l'inclinaison était présent ($p < 0,01$), mais pas à vitesse maximale (Figure 105). La vitesse avait un effet significatif pour chaque inclinaison ($p < 0,001$).

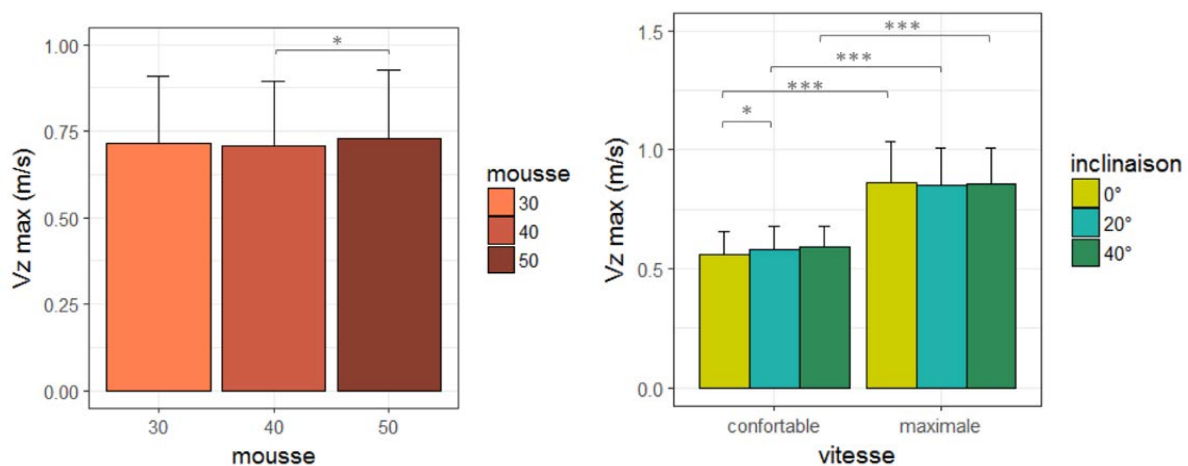


Figure 105 Vitesse verticale maximale en fonction de la vitesse, l'inclinaison et la mousse.

4. DISCUSSION

Très peu d'études ont considéré l'influence du paramètre mousse sur le STS. Anan et al. (2008), en analysant l'effet de la variation de l'épaisseur du coussin de 0 à 90 mm pour des sujets âgés, ont noté une augmentation de la flexion du tronc au moment du seat-off pour l'épaisseur la plus importante, ainsi qu'une augmentation du moment d'extension au genou. Ils ont suggéré que cela indiquait un transfert de la quantité de mouvement moins efficace avec un coussin épais pour cette population.

Dans nos travaux, la variation de la densité de la mousse recouvrant assise et dossier du siège a causé des variations en phase posturale, modifiant ses paramètres et causant des variations dans les niveaux d'activités des muscles impliqués dans le contrôle de la tête, ainsi que le vaste médial, extenseur du genou et moteur de la décharge du siège.

L'activité du VM est minimale pour l'inclinaison de densité intermédiaire (40 kg/m^3). Ces résultats pourraient provenir de 2 phénomènes différents. D'une part, sur la mousse 30, il peut être supposé que les cuisses sont davantage enfoncées dans le coussin de l'assise, ce qui augmente l'activité musculaire

nécessaire pour initier la décharge du siège, en fin de phase posturale. D'autre part, cela réduit la mobilité du pelvis et des cuisses. Diakhaté et al. (2013) ont observé l'effet d'une mobilité réduite lors de l'exécution de tâches de STS et de flexion du tronc, en modifiant le contact ischiofémoral avec le tabouret. Ce frein pourrait justifier l'activité plus importante du VM.

De plus, sur la mousse de densité 50kg/m^3 , la liberté de mouvement pourrait nécessiter une action de stabilisation du VM lors de la flexion du tronc. Cette interprétation d'activité stabilisatrice s'étend au SCOM et au ExtC avant l'initiation du mouvement. En effet, le maintien de la posture assise sur la mousse la plus dense pourrait nécessiter une activité plus importante de ces muscles pour la stabilisation de la tête. Il est également envisageable que les effets temporels aient des effets sur les activités moyennes, étant donné la variation de la durée de la phase posturale avec la densité de la mousse.

La mousse 50, la plus dense, permet un recul plus important du CP et une durée de phase posturale réduite ainsi qu'une amélioration de la performance, la vitesse verticale maximale étant plus importante.

La durée de la phase focale n'est sensible à la mousse qu'à vitesse confortable. L'augmentation de la densité de la mousse a un effet bénéfique sur cet indicateur de performance pour l'inclinaison 0° , mais l'effet est opposé lorsque le dossier est incliné à 20° . Pour cette modification d'inclinaison à vitesse confortable, la vitesse verticale maximale est augmentée, ce qui suggère un transfert optimal de la quantité de mouvement. Celui-ci pourrait être favorisé par les propriétés élastiques de la mousse. A vitesse maximale, cet effet sur la durée de la phase focale semble s'effacer. Il est également possible que la stabilisation en posture debout, incluse dans la phase focale, joue un rôle dans ces observations.

Elles mettent en avant la complexité et le nombre élevé de paramètres impliqués dans la performance du STS, les variations associées à la densité de la mousse restant faibles et interagissant avec les autres paramètres.

On retrouve les mêmes observations sur l'effet de l'inclinaison que dans l'expérimentation précédente. A vitesse maximale, l'activité du RF diminue avec l'inclinaison en phase focale, ce qui indique un effet bénéfique de l'augmentation de la vitesse horizontale pour l'extension. De plus, pour l'inclinaison la plus importante (40°), l'augmentation de la vitesse ne mène pas à une augmentation de l'activité du RF, et diminue même celle de ES L3. Ces résultats indiquent une stratégie optimisée sous la contrainte de vitesse. Grâce à la liaison fonctionnelle entre les 2 phases, les activités accrues des muscles en phase posturale permettant une économie en phase focale.

5. *LIMITATIONS*

La faible connaissance des propriétés de la mousse (dureté, rigidité) rend difficile l'interprétation des effets, mais elles correspondaient aux standards utilisés dans la fabrication des sièges et donc à des situations proches de la réalisation du STS au quotidien.

L'inclinaison du siège était augmentée de façon graduelle, non randomisée. Les interactions avec l'inclinaison pour la durée focale notamment peuvent provenir d'un effet d'entraînement, qui aurait mené à une adaptation dans l'anticipation de la tâche de STS.

IV. ETUDE 4

1. INTRODUCTION

La tâche de STS est classiquement étudiée dans des conditions standardisées, avec le sujet assis sur un tabouret et un champ avant totalement libre. Ce n'est pas toujours le cas du point de vue fonctionnel. En effet la plupart des transferts STS de la vie quotidienne sont réalisés dans des situations où l'environnement situé face au sujet est contraint. Le simple fait d'être assis face à une table ou un bureau induit des contraintes supplémentaires à gérer. Dans les transports en commun, la proximité avec d'autres sièges et passagers éloigne également le sujet du STS optimisé.

Les contraintes environnementales étudiées dans la littérature sont peu abondantes. Mourey et al. (2000) ont étudié l'effet du paramètre vision sur le STS via le bandage des yeux pour des populations jeunes et âgées. Si la durée du mouvement était inchangée pour les 2 groupes, la vitesse du CM était réduite pour les sujets âgés dans la condition yeux bandés.

Il est également accepté que des facteurs psychologiques comme la peur de tomber ou d'autres émotions peuvent induire des modifications dans le contrôle de l'équilibre et la gestion des APA. L'hypothèse de la direction motivationnelle veut que des stimuli plaisants facilitent les comportements d'approche et perturbent les comportements d'évitement, et inversement pour des stimuli déplaisants (Gélat et al., 2011; Naugle et al., 2011; Stins et Beek, 2011). La tâche de STS pouvant être considérée comme un comportement d'approche, il est envisageable que l'occupation du champ mène à une adaptation dès la programmation du mouvement.

Par ailleurs, de nombreuses études ont mis en avant l'importance du mouvement vers l'avant et son contrôle lors de la préparation du STS. La génération de la quantité de mouvement vers l'avant a un rôle prépondérant dans la stratégie. La réduction du champ avant devrait avoir pour effet de contraindre ce mouvement, et mener à une stratégie qui s'éloigne de celle classiquement décrite et optimisée.

L'objectif de cette quatrième étude est de répondre à la question de la modification des paramètres du STS dans une situation où le champ avant est contraint par une rangée de sièges additionnelle, ce qui est typiquement le cas dans les transports en commun.

2. MATERIEL ET METHODES

1. Sujets

Quinze sujets sains (9 femmes – 6 hommes) ne présentant aucun antécédent médical de l'appareil locomoteur et du système neurosensorimoteur ont été recrutés parmi la population étudiante pour cette étude. L'âge moyen était de 23 (± 3), la taille moyenne de 171,1 cm ($\pm 6,4$) et l'IMC de 22 ($\pm 2,5$)

(Tableau 4). Un formulaire de consentement éclairé était rempli et signé par les participants avant chaque début d'expérimentation et après une explication complète de celle-ci, conduite en conformité avec la déclaration d'Helsinki.

Sujet	Sexe	Age (ans)	Poids (kg)	Taille (cm)	IMC (kg/m ²)
1	F	26	63,8	166	23,2
2	F	29	47,5	165	17,4
3	F	21	64	175	20,9
4	F	25	59,2	165	21,7
5	F	20	66,1	170	22,9
6	M	18	64,9	183	19,4
7	M	29	60,9	163,5	22,8
8	F	23	56,8	163	21,4
9	F	23	60,9	168	21,6
10	M	19	68	175	22,2
11	M	24	96,9	183	28,9
12	F	25	66,6	168	23,6
13	F	22	68,2	170	23,6
14	M	22	65,2	177	20,8
15	M	23	61	175	19,9
Moy		23,3	64,7	171,1	22
SD		3,1	10	6,4	2,5

Tableau 4 Sexes, âges, poids, tailles et IMC des sujets étudiés.

2. EMG

Les 12 muscles étudiés sont les mêmes que ceux des études 2 et 3.

3. Protocole

Le protocole est repris dans Matériel et méthodes. La rangée de siège était ajoutée ou enlevée (Figure 106) après l'exécution du STS pour les 3 inclinaisons et les 2 vitesses, et la série était exécutée à nouveau après une pause de 15 minutes.

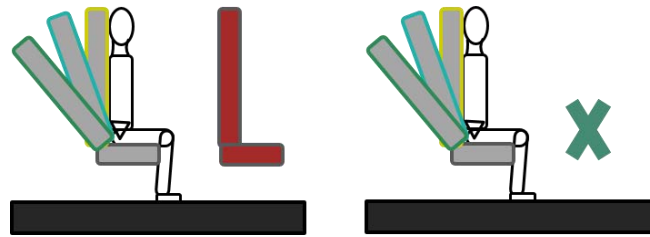


Figure 106 Protocole étude 4 : champ avant libre (gauche) / occupé (droite).

4. Analyse des données

Séparation en phases

Cette séparation a été réalisée à partir de l'analyse du déplacement du CP et du capteur de pression pour le seat-off. Les méthodes sont décrites dans le chapitre Matériel et méthodes. Les durées de chaque phase ainsi que la durée de la phase posturale relative à la durée totale ont été calculées.

Paramètres

Les paramètres EMG calculés étaient les activités moyennes sur chacune des phases. Les délais d'activation des muscles n'ont pas été considérés dans cette étude.

Des forces de réaction au sol ont été déduits le recul maximal du CP, les vitesses maximales dans les direction antéropostérieure ($v_{x\max}$) et verticale ($v_{z\max}$). La vitesse verticale ($v_{z\text{SO}}$) et la position antéropostérieure du CM au seat-off ont également été considérés.

3. RESULTATS

Les éléments de statistiques descriptives pour l'ensemble des paramètres étudiés sont repris en Annexes dans les tableaux correspondants.

1. EMG

Phase posturale

Effet du champ avant

Le TA ($p < 0,01$), le Sol ($p < 0,05$), le GM ($p < 0,05$) et le ES T6 ($p < 0,05$) avaient un niveau d'activité accru dans la condition champ avant occupé (Figure 108 et Figure 108).

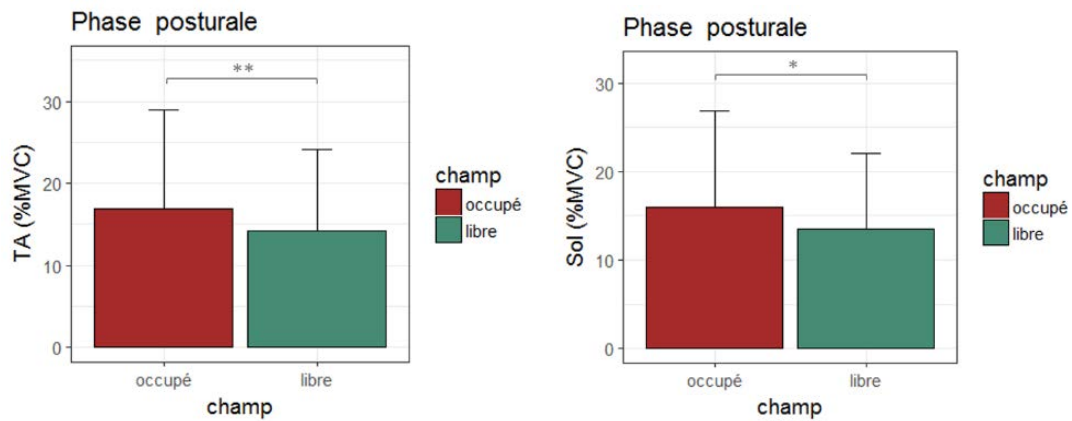


Figure 107 Activités des TA et Sol en phase posturale en fonction du champ abant.

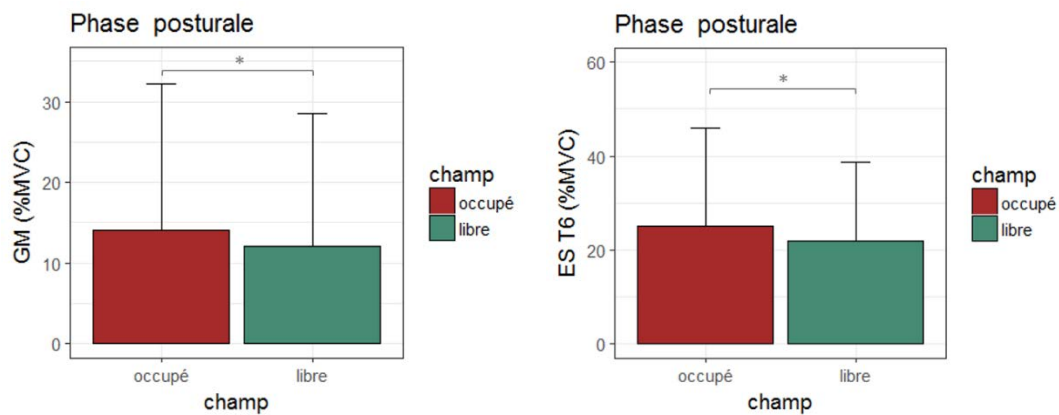


Figure 108 Activités des GM et ES T6 en phase posturale en fonction du champ avant.

Effets de l'inclinaison et de la vitesse

Il a été observé que les SCOM ($p < 0,001$), RA ($p < 0,001$) et TA ($p < 0,01$) avaient des niveaux d'activité modifiés avec l'inclinaison. Une interaction entre les facteurs inclinaison et vitesse était présente pour le TraS ($p < 0,05$), pour lequel l'effet de l'inclinaison n'est significatif qu'à vitesse maximale ($p < 0,01$) (Figure 109 et Figure 110).

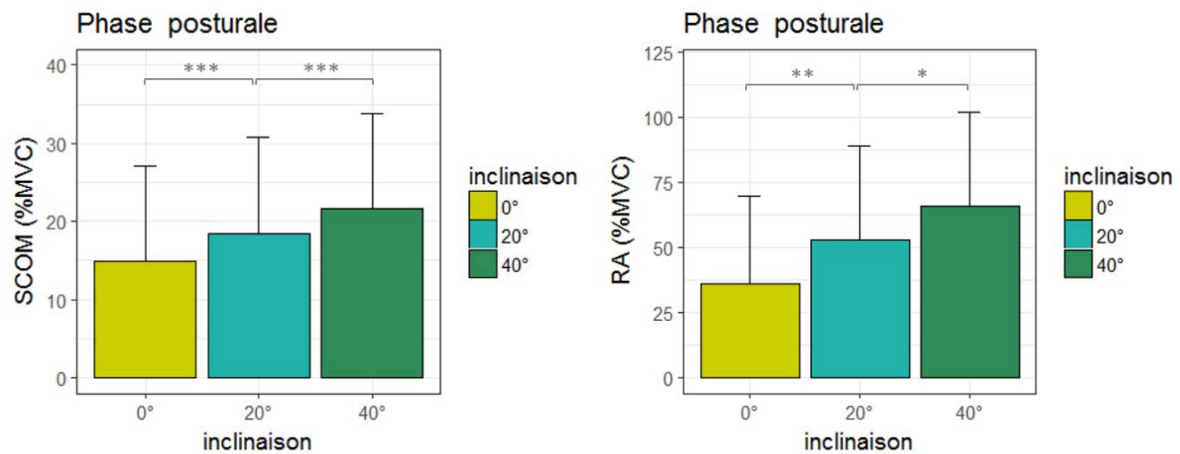


Figure 109 Activités des SCOM et RA en phase posturale en fonction de l'inclinaison.

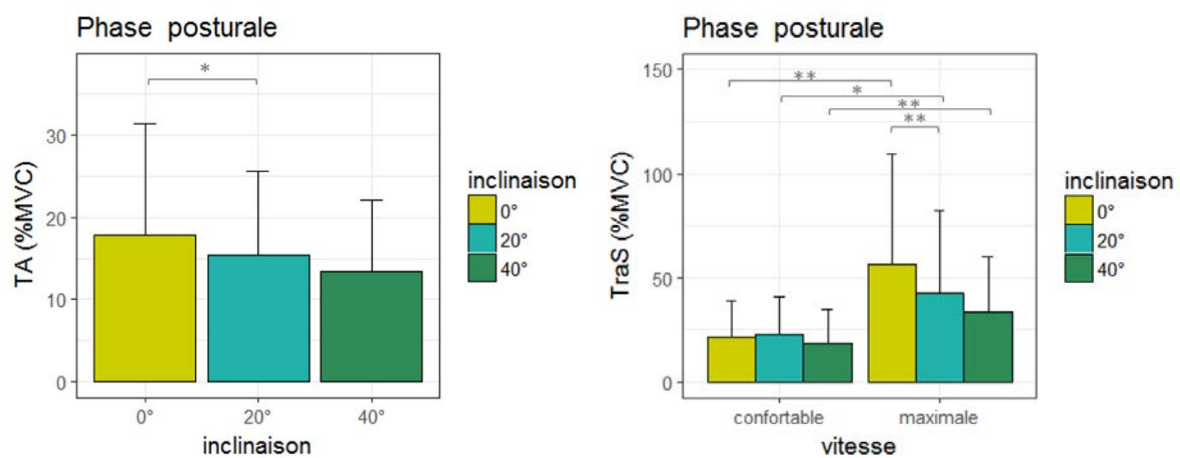


Figure 110 Activités des TA et TraS en phase posturale en fonction de l'inclinaison.

Tous les muscles sauf le TA et le GM sont influencés par la vitesse d'exécution. Le GM a tout de même un niveau moyen qui augmente avec la vitesse, alors que celui du TA diminue (Figure 111).

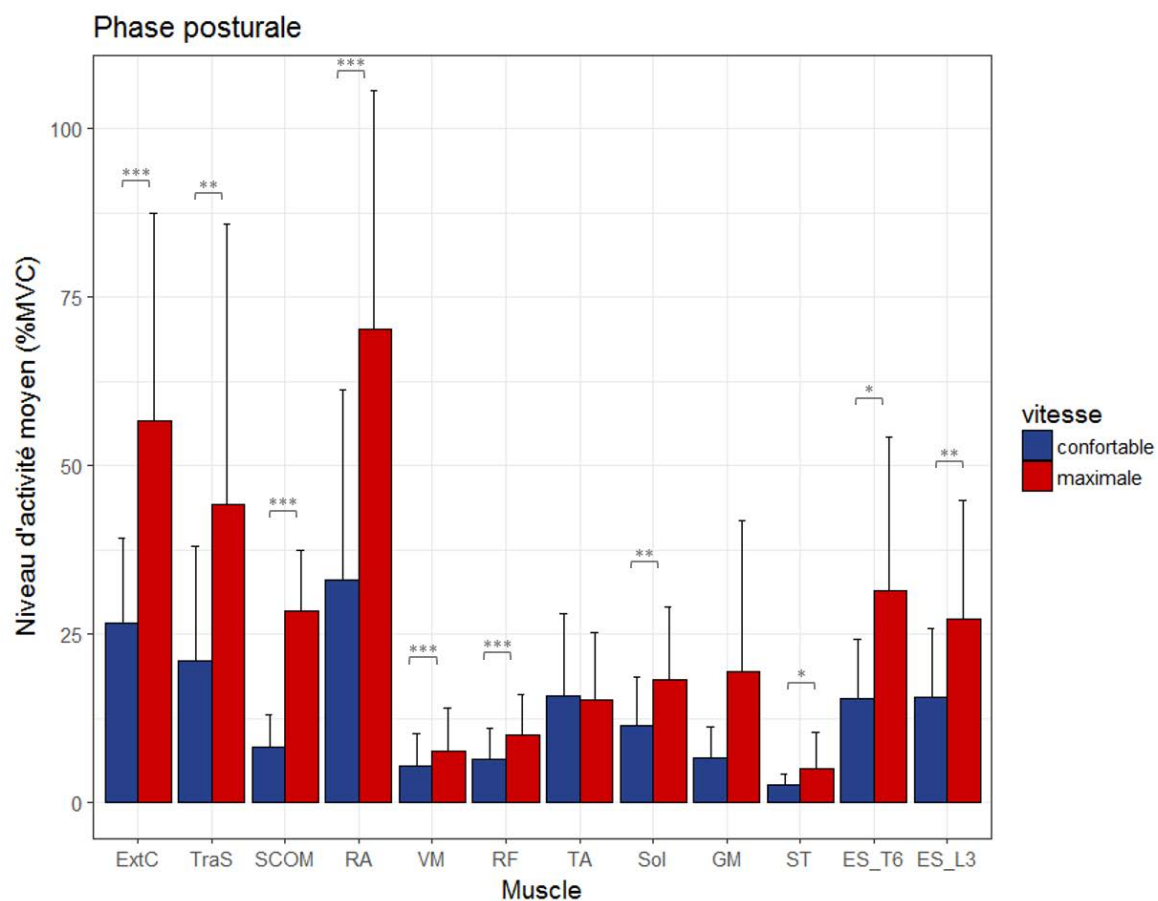


Figure 111 Activités en phase posturale en fonction de la vitesse.

Phase focale

Effet du champ avant

Dans la situation avec la rangée de siège présente à l'avant, les activités du RF ($p < 0,001$) et du TA ($p < 0,001$) en phase focale étaient augmentées (Figure 112).

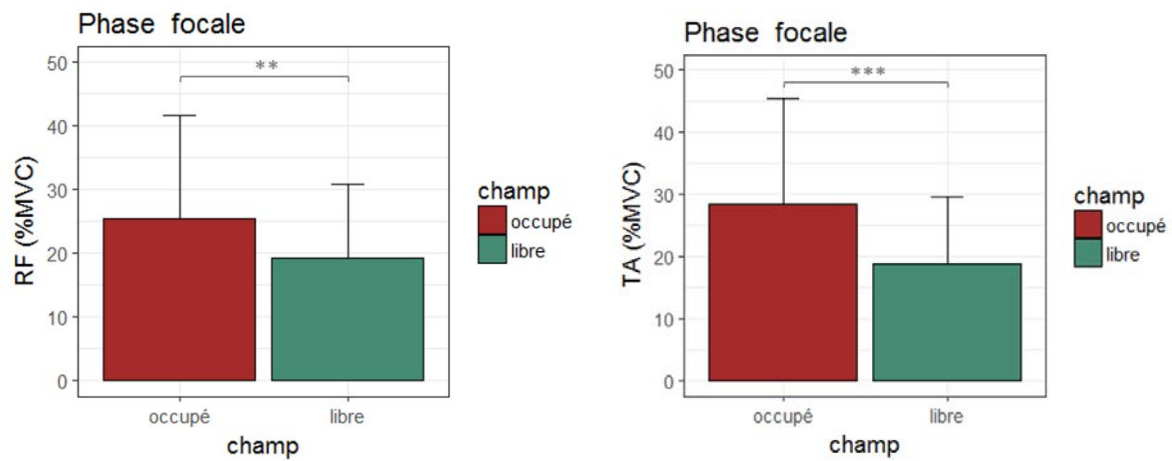


Figure 112 Activités des RF et TA en phase focale en fonction du champ avant.

Effets de l'inclinaison et de la vitesse

L'inclinaison n'a d'effet significatif sur l'activité d'aucun muscle en phase focale. La vitesse a un effet stat significatif sur ExtC ($p < 0,05$), SCOM ($p < 0,001$), RF ($p < 0,001$) et GM ($p < 0,05$) (Figure 113).

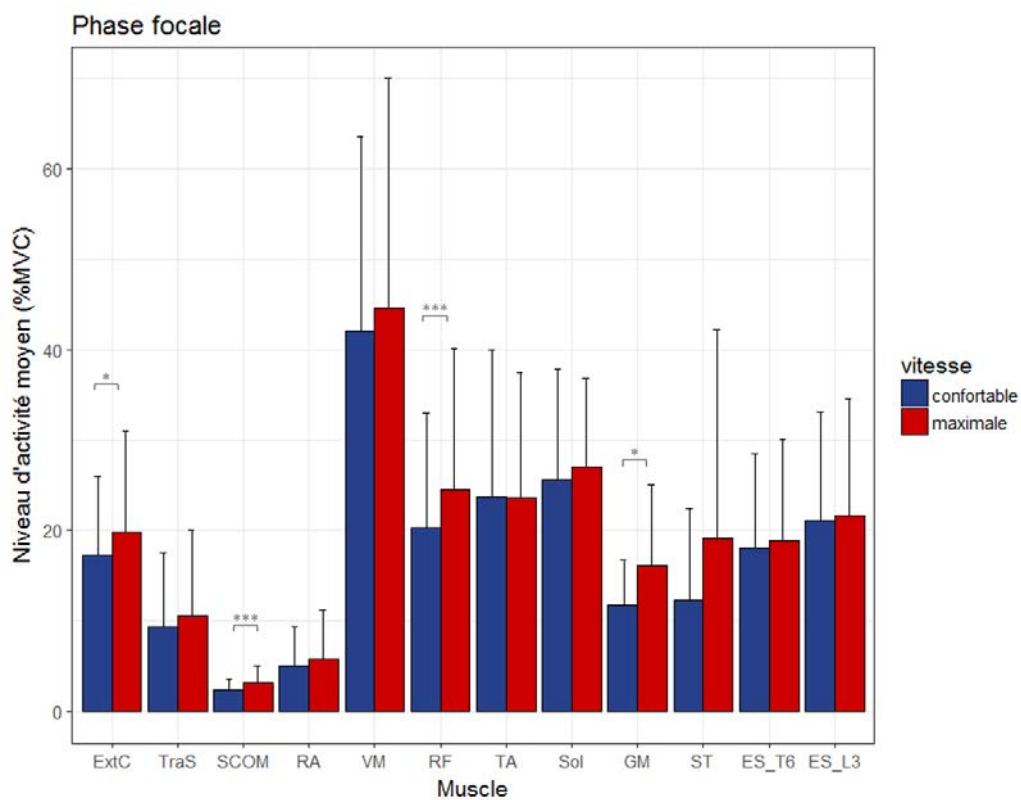


Figure 113 Activités en phase posturale en fonction de la vitesse.

2. Paramètres biomécaniques

Paramètres temporels

Effet du champ avant

Aucun effet de la condition de champ avant sur les durées caractéristiques du mouvement n'a été observé.

Effets de l'inclinaison et de la vitesse

Pour les durées totale et posturales, des interactions significatives entre interaction et vitesse ($p < 0,05$ et $p < 0,001$) ont été observées. La durée de la phase posturale était augmentée à vitesse confortable ($p < 0,001$) et à vitesse maximale ($p < 0,001$). La durée totale augmentait avec l'inclinaison uniquement à vitesse confortable ($p < 0,01$). La durée de la phase focale ne dépendait que de la vitesse ($p < 0,01$) (Figure 114).

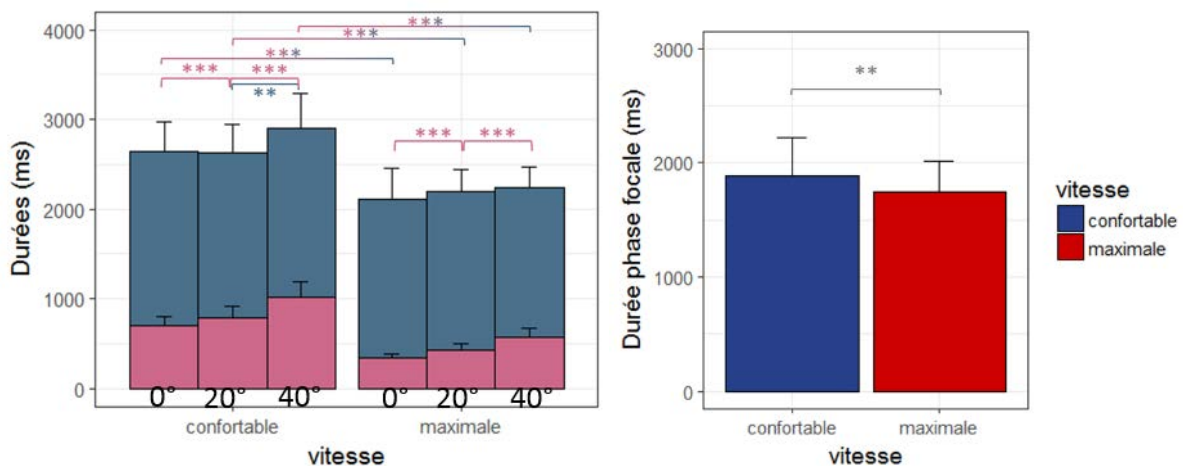


Figure 114 Durées en fonction de la vitesse et de l'inclinaison.

Recul du centre de pression

Effet du champ avant

A vitesse confortable, une interaction entre les effets de l'inclinaison et du champ avant était présente ($p < 0,01$) : l'effet de l'environnement n'était présent que pour l'inclinaison 0° ($p < 0,05$). Pour cette inclinaison et à cette vitesse d'exécution, le recul du CP était moindre dans la condition où le champ avant était occupé.

Effets de l'inclinaison et de la vitesse

A nouveau, une interaction entre les effets de l'inclinaison et de la vitesse sur le recul du CP a été observée ($p < 0,001$) (Figure 115). Exécuter la tâche à vitesse maximale a nécessité un recul plus

important du CP pour toute inclinaison ($p < 0,001$).

A vitesse confortable, un effet significatif de l'inclinaison a été mis en évidence ($p < 0,001$), ainsi qu'une interaction entre les effets de l'inclinaison et l'environnement ($p < 0,01$), mais l'inclinaison avait un effet significatif pour les 2 conditions de champ avant (champ libre : $p < 0,05$; champ occupé : $p < 0,001$). A vitesse maximale, l'inclinaison avait un effet opposé à celui observé à vitesse maximale, sans interaction.

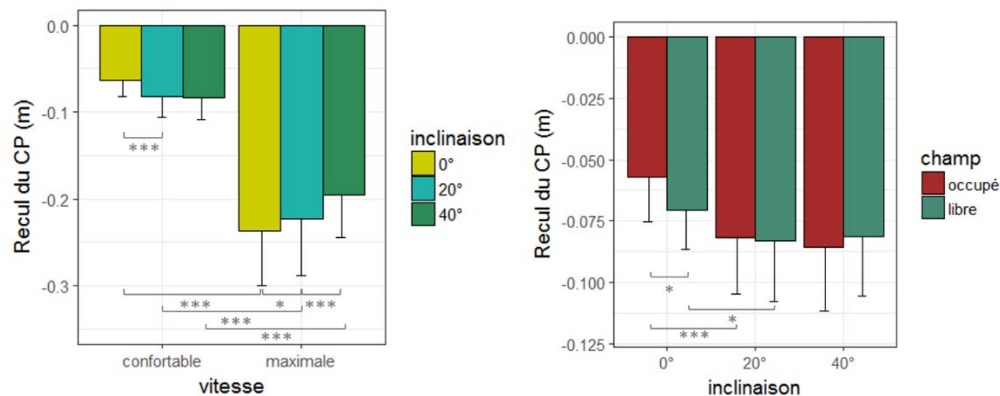


Figure 115 Recul du CP en fonction de la vitesse, l'inclinaison et le champ avant.

Position du CM au SO

Aucun effet significatif du champ avant sur ce paramètre n'a été observé ($p = 0,11$).

Le CM était plus postérieur au moment de la décharge du siège lorsque l'inclinaison ($p < 0,001$) et la vitesse ($p < 0,001$) augmentaient (Figure 116).

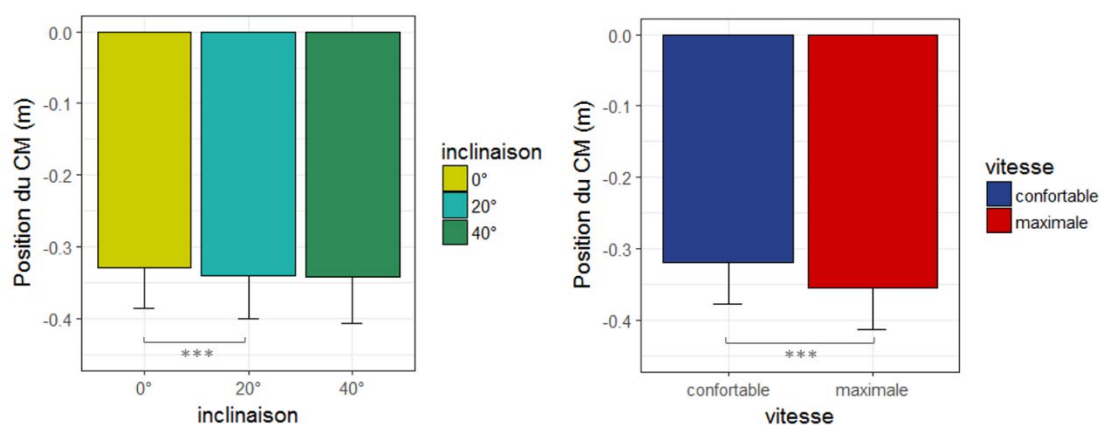


Figure 116 Position du CM au SO en fonction de l'inclinaison et de la vitesse.

Performance

Vitesse antéropostérieure maximale

Des interactions à la fois entre les facteurs inclinaison et vitesse ($p < 0,05$) et entre les facteurs inclinaison

et environnement ($p < 0,01$) ont été observées.

Effet du champ avant

L'effet de l'occupation du champ avant étaient significatifs pour les 2 vitesses ($p < 0,01$ aux 2 vitesses) et les 3 inclinaisons (0° : $p < 0,05$; 20° : $p < 0,01$; 40° : $p < 0,05$). La vitesse maximale AP était diminuée lorsque le champ avant était occupé par une rangée de sièges (Figure 117).

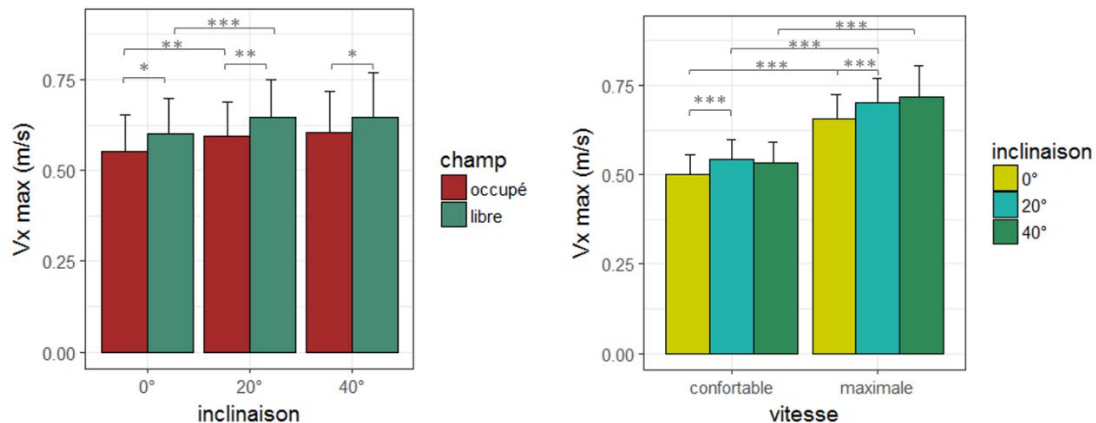


Figure 117 Vitesse maximale AP en fonction de l'inclinaison, la vitesse et le champ avant.

L'effet de l'inclinaison était significatif pour les 2 vitesses ($p < 0,001$ aux 2 vitesses) et pour les deux conditions de champ avant environnement (occupé : $p < 0,01$; libre : $p < 0,001$).

La vitesse maximale AP augmentait avec l'inclinaison du dossier, d'après l'analyse des contrastes significativement pour la première augmentation d'inclinaison, de 0° à 20° (Figure 117).

Ce paramètre augmentait également avec la vitesse d'exécution du mouvement pour chaque inclinaison du dossier ($p < 0,001$ pour les 3 inclinaisons).

Vitesse verticale maximale

La vitesse verticale maximale n'était pas modifiée par l'occupation du champ avant.

Une interaction significative avec l'inclinaison était présente ($p < 0,001$), mais aucun effet significatif de l'inclinaison n'a été observé à aucune vitesse (Figure 118). L'augmentation de vitesse d'exécution menait à une plus grande vitesse verticale maximale pour chaque inclinaison ($p < 0,001$).

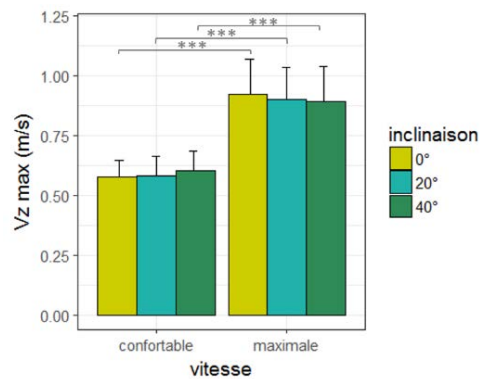


Figure 118 Vitesse verticale maximale en fonction de la vitesse et l'inclinaison.

Vitesse verticale au seat-off

Effet du champ avant

Les interactions entre les facteurs inclinaison et champ avant ($p < 0,05$) et vitesse et champ avant ($p < 0,001$) étaient significatives. L'effet de l'environnement s'est montré significatif pour les 2 vitesses ($p < 0,001$ à vitesse confortable et $p < 0,01$ à vitesse maximale) et les 3 inclinaisons (0° : $p < 0,001$; 20° : $p < 0,05$; 40° : $p < 0,001$). La vitesse verticale au seat-off était augmentée lorsque le champ avant était occupé dans chaque condition (Figure 119).

Effets de l'inclinaison et de la vitesse

Lorsque le champ avant était libre, la vitesse d'exécution avait un effet significatif ($p < 0,001$) mais pas ($p = 0,16$). Lorsqu'il était occupé cependant, l'effet de l'inclinaison était également significatif ($p < 0,05$). L'effet de la vitesse était significatif pour les 2 conditions de champ avant ($p < 0,001$). L'analyse des contrastes a montré une diminution de la vitesse verticale au seat-off entre les inclinaisons 20° et 40° ($p < 0,05$).

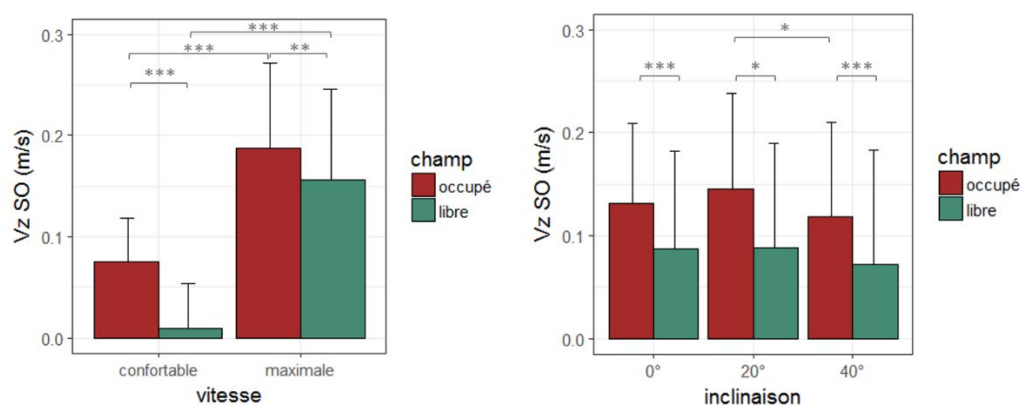


Figure 119 Vitesse verticale au SO en fonction de la vitesse d'exécution, l'inclinaison et le champ avant.

4. DISCUSSION

L'effet de l'environnement avant se retrouve principalement sur le contrôle de la vitesse maximale antéropostérieure. Ce paramètre est réduit dans la configuration où le champ avant est occupé par une rangée de sièges additionnelle. Des actions musculaires de contrôle sont observées au niveau de la jambe et du tronc.

Sous ces contraintes réelles, le mouvement est donc réalisé de façon moins libre, le profit tiré de la quantité de mouvement générée est moindre et une activité musculaire plus importante est nécessaire en phase posturale et en phase focale pour atteindre la même vitesse verticale. Le RF, dont le niveau d'activité augmente, est un indicateur de cette stratégie modifiée. Le CM au seat-off ne subissant pas d'effet du champ avant, ce n'est pas la position du CM mais bien la dynamique du mouvement modifiée qui impose cette activité plus importante.

Afin d'approfondir l'analyse de cette stratégie qui semblait modifiée, la vitesse au seat-off a été étudiée. La vitesse verticale atteinte en fin de phase posturale est augmentée, afin de compenser cette réduction dans la direction horizontale. Ce contrôle est opéré dès la phase posturale par les muscles de la jambe principalement.

La stratégie de STS semble s'éloigner de la stratégie optimale. La vitesse verticale au seat-off était en moyenne proche de zéro à vitesse confortable lorsque l'environnement est libre (parfois négative). Avec le champ avant occupé, elle n'est négative que pour 8 essais (5 sujets différents). La phase posturale se termine donc avec une vitesse verticale positive. L'activité plus importante des extenseurs thoraciques pourrait signifier une extension du tronc / de la hanche avant celle du genou, ce qui diffère de la stratégie la plus commune (Doorenbosch et al., 1994; Millington et al., 1992). Cette inversion a été observée lorsque le mouvement de flexion est réduit par une posture initiale avec le tronc fléchi vers l'avant (Shepherd et Gentile, 1994). Ces auteurs avaient observé une stratégie proche du saut vertical, avec l'importante contribution de la jambe et du tronc pour le mouvement vertical, et pas du genou. Ces observations suggèrent une stratégie de STS moins efficace car plus coûteuse. Selon Anan et al. (2012) également, la stratégie de verticalisation (flexion minimale du tronc) n'utilise pas l'énergie mécanique de façon efficace et nécessite un plus grand contrôle des extenseurs du genou. La flexion du tronc et de la jambe au seat-off est utilisée non seulement pour avancer le CM, mais également pour faciliter l'extension du genou grâce au transfert d'énergie entre segments, réduisant l'activité musculaire nécessaire. L'absence de flexion active du tronc mène ainsi au besoin de dorsiflexion plus importante de la jambe. Cette observation peut se présenter comme la réciproque de celle sur la réduction de l'activité du TA lorsque la stratégie où le tronc est fléchi jusqu'à un niveau maximal est

adoptée (Doorenbosch et al., 1994; Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé, 1999; Schultz et al., 1992).

La réorganisation ne modifie pas la durée de la phase posturale ni la vitesse verticale maximale atteinte. Celle-ci nécessite cependant une activité plus importante du TA et du RF en phase focale pour l'extension.

Cette stratégie plus coûteuse s'est donc révélée efficace. Il doit être rappelé que la population étudiée ici était jeune et saine.

L'interaction significative avec l'inclinaison pourrait indiquer un contrôle plus important lorsque le siège avant et dans le champ visuel direct du sujet. En effet, à vitesse confortable, l'occupation du champ avant réduit le recul du CP avec le dossier droit (inclinaison 0°). Cela rejoint les facteurs psychologiques perturbant l'initiation des mouvements d'approche lors de stimuli déplaisants. La priorité semble ici portée sur la protection face à la peur de l'obstacle.

5. LIMITATIONS

Si la volonté était de se rapprocher des conditions réelles de STS dans les transports, la hauteur du plafond souvent réduite dans les cabines aériennes n'a pas été simulée. De plus, le sujet était soumis à des contraintes supplémentaires, telles que l'interdiction de s'aider du siège situé à l'avant.

DISCUSSION GENERALE

I. CONNAISSANCE DU STS

Les travaux menés dans le cadre de cette thèse contribuent tout d'abord à l'élargissement des connaissances fondamentales sur les déterminants du STS.

Ils ont mis en évidence le patron d'actions musculaire étendu associé au STS, rarement étudié dans sa totalité. La stabilité de ce patron global face aux variations d'inclinaison imposées est le signe d'une stratégie optimisée. L'analyse du STS était basée sur une séparation en une phase posturale et une phase focale, séparées par l'instant où la décharge du siège est amorcée. La première phase reprend principalement la flexion du tronc générant la quantité de mouvement vers l'avant, la seconde l'extension du membre inférieur (Nuzik et al., 1986; Pai et Rogers, 1991a; Schenkman et al., 1990). La sensibilité des activités musculaires aux paramètres du siège a montré un effet principal en phase posturale, ce qui renforce la séparation fonctionnelle entre les deux phases. Cette sensibilité s'est limitée aux muscles catégorisés posturaux par Rodrigues-de-Paula-Goulart et Valls-Solé (1999). En effet, les effets de l'inclinaison, paramètre testé dans les 4 études expérimentales, ont principalement modifié les niveaux d'activité des SCOM, RA et TA en phase posturale, avec des modifications musculaires variées en phase focale, mais impliquant principalement les muscles du membre inférieur (RF, GM, Sol). Les 2 phases étant liées par le transfert de quantité de mouvement (Schenkman et al., 1990), cette séparation a montré ses limites pour certains aspects, des liaisons étant présentes et fondamentales pour la réussite du STS. Ces aspects mettent en avant l'importance de la génération et du transfert de quantité de mouvement dans la stratégie.

Les effets de la vitesse se sont révélés transversaux. Liée à la contrainte de performance, l'exécution du STS à vitesse maximale a mené à une décharge du siège plus précoce relativement à la durée du mouvement total. Cette décharge se fait pour un CM plus postérieur que lorsque le STS est effectué à vitesse confortable, ce qui est cohérent avec la littérature (Pai et al., 1994; Vander Linden et al., 1994). Ces résultats soulignent l'adaptation des paramètres spatio-temporels de la tâche à une contrainte de pression temporelle. La contrainte de vitesse a également modifié les adaptations aux paramètres testés, en témoignent les interactions statistiquement significatives avec les facteurs étudiés.

II. ADAPTATION DES APA

Les paramètres investigués liés strictement au siège (inclinaison du dossier et densité de la mousse) ont mené à des adaptations aux contraintes durant la phase posturale principalement.

Les ajustements posturaux sont spécifiques à une tâche et ses caractéristiques principales (vitesse, inertie), mais également aux conditions de réalisation et aux postures finale et initiale. Lorsque l'inclinaison du siège est augmentée, la représentation interne des nouvelles contraintes permet d'opérer un contrôle pro-actif en prévoyant les conséquences de celles-ci (à vitesse confortable). Cette programmation semble limitée au mouvement vers l'avant, sans effet sur le mouvement vertical, bien que l'activité musculaire pour initier l'extension soit parfois modifiée en raison des transferts d'énergie entre segments. A l'initiation du mouvement, l'inclinaison plus importante induit des modifications qui correspondent à la tâche de flexion du tronc plus exigeante. La propulsion liée au réel transfert de poids, arrivant plus tard, est ajustée en amplitude en fonction de la vitesse atteinte. La présence d'une intégration de la contrainte pour le transfert assis-debout dès l'initiation du mouvement paraît moins probable que celle d'adaptations par mécanismes de rétroaction à la fin de la flexion du tronc.

Pour la mousse recouvrant la surface du siège, les effets observés peuvent être associés à la plus grande mobilité sur la mousse la plus dense, qui améliore la performance. L'absence de pré-compensation dans la génération de la propulsion peut être liée au fait qu'une conscience directe de sa densité n'est pas présente. Les ajustements posturaux anticipateurs adéquats sont acquis par apprentissage car ils nécessitent de prédire les conséquences des actions (Massion, 1992) et les sujets n'étaient pas familiers des mousses utilisées. Les faibles effets observés semblent correspondre à des effets mécaniques directs et non à une intégration des contraintes dans le système nerveux central.

Lors de l'occupation du champ avant, une réorganisation du mouvement semble avoir eu lieu face à la contrainte. La présence d'un siège à l'avant a limité la vitesse vers l'avant et mené à une modification de la stratégie, qui se rapprochait alors des stratégies qui n'utilisent pas la flexion du tronc, de verticalisation ou avec tronc fléchi (Anan et al., 2012; Doorenbosch et al., 1994; Shepherd et Gentile, 1994). La réorganisation semble avoir été programmée dès le recul du CP lorsque le tronc était initialement en position verticale, ce qui peut être lié à la présence de la rangée de sièges dans le champ visuel direct du sujet. La priorité du système nerveux central se rapprochait de la protection dans ce cas dès la phase anticipatoire, ce qui peut être mis en parallèle avec les facteurs psychologiques influençant les APA, qui peuvent être liés à la menace posturale et la peur de tomber (Adkin et al., 2000; Yiou et al., 2011) mais également aux émotions plaisantes ou déplaisantes (Gélat et al., 2011; Naugle et al., 2011; Stins et Beek, 2011).

III. ERGONOMIE DU SIEGE

Les contraintes statiques n'ont pas été mesurées dans ce travail, mais l'influence des paramètres investigués sur le STS peuvent être mis en parallèle avec les considérations liées au maintien de la posture assise.

L'inclinaison vers l'arrière du dossier permet une meilleure répartition du poids et une réduction des contraintes discales et de l'activité musculaire. Cette réduction semble limitée à l'inclinaison 110-120°, souvent considérée comme optimale (Andersson et al., 1979; Rohlmann et al., 2011). Dans les expérimentations réalisées dans le cadre de cette thèse lors du STS, l'inclinaison vers l'arrière du dossier a nécessité des activations musculaires plus importantes des muscles du tronc dès la première modification. L'augmentation de la vitesse vers l'avant s'est cependant limitée aux premières inclinaisons considérées. Lorsqu'un effet était présent durant la phase focale (ce qui était rare), il était également confiné aux premières inclinaisons. Au-delà, la seule différence est généralement le coût musculaire plus élevé. Ainsi, si aucun seuil de réorganisation du mouvement n'a pu être observé, il peut donc être déduit que la posture initiale avec tronc incliné vers l'arrière implique un effort plus important pour la tâche de STS, qui n'augmente pas linéairement avec l'inclinaison du dossier.

La mousse recouvrant le siège joue un rôle prépondérant dans la façon dont les forces sont échangées à l'interface. En modifiant la surface de contact, la variation de la densité de la mousse fait varier la pression à l'interface entre le corps et le siège, indicatrice de confort (de Looze et al., 2003). L'enveloppement du corps plus important sur une mousse moins dense permet de réduire la pression moyenne (Krouskop et al., 1986). Les travaux menés dans le cadre de cette thèse ont démontré que la densité de la mousse a un effet opposé sur la performance lors du STS, qui est meilleure sur la mousse la plus dense.

La présence d'une rangée à l'avant n'a pas d'effet prépondérant sur les contraintes en posture assise statique, bien qu'elle puisse limiter les changements posturaux bénéfiques et l'extension au genou. Si le placement plus antérieur des pieds n'améliore pas la performance de STS (Khemlani et al., 1999; Shepherd et Koh, 1996), l'étude réalisée a mis en évidence la modification de stratégie induite par cette contrainte. Si la stratégie adoptée face à la contrainte à l'avant ne s'est révélée que plus coûteuse sur la population étudiée, il est envisageable que ce facteur ait un effet limitant pour d'autres, moins jeunes et/ou moins saines.

Discussion générale

En conclusion, ces travaux se sont intéressés à des paramètres réalistes du siège afin d'étudier la dualité entre les considérations statiques et les considérations dynamiques liées au STS. L'analyse de ces paramètres a révélé des variations plus ou moins importantes dans la réalisation de ce mouvement, concernant principalement la phase posturale mais pas exclusivement. Il est également apparu que les facteurs habituellement considérés comme source de confort en posture assise statique peuvent s'avérer limitants pour la tâche de transfert assis debout. Si des configurations optimales de paramètres menant à un compromis entre les aspects statique et dynamique sont difficiles à déterminer, cette observation devrait amener à des doubles études statique et dynamique, permettant un choix éclairé des paramètres du siège selon le contexte et la population concernée.

BIBLIOGRAPHIE

Adams, M.A., and Hutton, W.C. (1985). The effect of posture on the lumbar spine. *J. Bone Joint Surg. Br.* 67, 625–629.

Adams, M.A., McMillan, D.W., Green, T.P., and Dolan, P. (1996a). Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. *Spine* 21, 434–438.

Adams, M.A., McNally, D.S., and Dolan, P. (1996b). “Stress” distributions inside intervertebral discs. The effects of age and degeneration. *J. Bone Joint Surg. Br.* 78, 965–972.

Adams, M.A., May, S., Freeman, B.J., Morrison, H.P., and Dolan, P. (2000). Effects of backward bending on lumbar intervertebral discs. Relevance to physical therapy treatments for low back pain. *Spine* 25, 431–437; discussion 438.

Adkin, A.L., Frank, J.S., Carpenter, M.G., and Peysar, G.W. (2000). Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait Posture* 12, 87–93.

Aissaoui, R., Boucher, C., Bourbonnais, D., Lacoste, M., and Dansereau, J. (2001). Effect of seat cushion on dynamic stability in sitting during a reaching task in wheelchair users with paraplegia. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82, 274–281.

Åkerblom, B. (1948). *Standing and Sitting Posture: With Special Reference to the Construction of Chairs* (Stockholm: Sweden: Nordiska Bokhandeln).

Alamini-Rodrigues, C., and Hamaoui, A. (2017). Effect of three different lumbar splints on posturokinetic capacity when performing the sit-to-stand task. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 60, 406–409.

Alexander, N.B., Schultz, A.B., and Warwick, D.N. (1991). Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. *J. Gerontol.* 46, M91-98.

Alexander, N.B., Koester, D.J., and Grunawalt, J.A. (1996). Chair design affects how older adults rise from a chair. *J. Am. Geriatr. Soc.* 44, 356–362.

Althoff, I., Brinckmann, P., Frobin, W., Sandover, J., and Burton, K. (1992). An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading. Application to sitting postures and whole body vibration. *Spine* 17, 682–693.

An, Q., Ishikawa, Y., Nakagawa, J., Oka, H., Yamakawa, H., Yamashita, A., and Asama, H. (2013). Muscle Synergy Analysis of Human Standing-Up Motion with Different Chair Heights and Different Motion Speeds. In *2013 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, (Manchester: IEEE), pp. 3579–3584.

An, Q., Ishikawa, Y., Funato, T., Aoi, S., Oka, H., Yamakawa, H., Yamashita, A., and Asama, H. (2016). Muscle Synergy Analysis of Human Standing-up Motion Using Forward Dynamic Simulation with Four Body Segment Model. In *Distributed Autonomous Robotic Systems*, N.-Y. Chong, and Y.-J. Cho, eds.

Bibliographie

(Tokyo: Springer Japan), pp. 459–471.

Anan, M., Okumura, K., Kito, N., and Shinkoda, K. (2008). Effects of Variation in Cushion Thickness on the Sit-to-Stand Motion of Elderly People. *J. Phys. Ther. Sci.* 20, 51–57.

Anan, M., Ibara, T., Kito, N., and Shinkoda, K. (2012). The Clarification of the Strategy during Sit-to-Stand Motion from the Standpoint of Mechanical Energy Transfer. *J. Phys. Ther. Sci.* 24, 231–236.

Andersson, B.J., and Ortengren, R. (1974). Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. 3. Studies on a wheelchair. *Scand. J. Rehabil. Med.* 6, 122–127.

Andersson, B.J., Ortengren, R., Nachemson, A., and Elfström, G. (1974a). Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. I. Studies on an experimental chair. *Scand. J. Rehabil. Med.* 6, 104–114.

Andersson, B.J., Ortengren, R., Nachemson, A., and Elfström, G. (1974b). Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. I. Studies on an experimental chair. *Scand. J. Rehabil. Med.* 6, 104–114.

Andersson, B.J., Ortengren, R., Nachemson, A.L., Elfström, G., and Broman, H. (1975). The sitting posture: an electromyographic and discometric study. *Orthop. Clin. North Am.* 6, 105–120.

Andersson, G.B., Murphy, R.W., Ortengren, R., and Nachemson, A.L. (1979). The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. *Spine* 4, 52–58.

Andersson, Gunnar B.J. (1985). Posture and compressive spine loading: intradiscal pressures, trunk myoelectric activities, intra-abdominal pressures, and biochemical analyses. *Ergonomics* 28, 91–93.

Andreoni, G., Santambrogio, G.C., Rabuffetti, M., and Pedotti, A. (2002). Method for the analysis of posture and interface pressure of car drivers. *Appl. Ergon.* 33, 511–522.

Arborelius, U.P., Wretenberg, P., and Lindberg, F. (1992). The effects of armrests and high seat heights on lower-limb joint load and muscular activity during sitting and rising. *Ergonomics* 35, 1377–1391.

Aruin, A.S., Forrest, W.R., and Latash, M.L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 109, 350–359.

Asatekin, M. (1975). POSTURAL AND PHYSIOLOGICAL CRITERIA FOR SEATING —A REVIEW. 30.

Bahrami, F., Riener, R., Jabedar-Maralani, P., and Schmidt, G. (2000). Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects. *Clin. Biomech. Bristol Avon* 15, 123–133.

Belen'kiĭ, V.E., Gurfinkel', V.S., and Pal'tsev, E.I. (1967). [Control elements of voluntary movements]. *Biofizika* 12, 135–141.

Bendix, T. (1984). Seated Trunk Posture at Various Seat Inclinations, Seat Heights, and Table Heights. *Hum. Factors J. Hum. Factors Ergon. Soc.* 26, 695–703.

Bendix, T. (1987). Adjustment of the seated workplace—with special reference to heights and inclinations of seat and table. *Dan. Med. Bull.* 34, 125–139.

Bendix, T., and Biering-Sørensen, F. (1983). Posture of the trunk when sitting on forward inclining seats.

Bibliographie

Scand. J. Rehabil. Med. 15, 197–203.

Bendix, T., Winkel, J., and Jessen, F. (1985). Comparison of office chairs with fixed forwards or backwards inclining, or tiltable seats. *Eur. J. Appl. Physiol.* 54, 378–385.

Bennett, L., Kavner, D., Lee, B.K., and Trainor, F.A. (1979). Shear vs pressure as causative factors in skin blood flow occlusion. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 60, 309–314.

Berthoz, A. (1991). Reference frames for the perception and control of movement. *Brain Space*.

Bohannon, R., Gajdosik, R., and LeVeau, B.F. (1985). Contribution of pelvic and lower limb motion to increases in the angle of passive straight leg raising. *Phys. Ther.* 65, 474–476.

Bouisset, S. (1991). Relation entre support postural et mouvement intentionnel: Approche biomécanique. *Arch. Int. Physiol. Biochim. Biophys.* 99, A77–A92.

Bouisset, S., and Do, M.-C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiol. Clin. Clin. Neurophysiol.* 38, 345–362.

Bouisset, S., and Duchêne, J.L. (1994). Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport* 5, 957–960.

Bouisset, S., and Maton, B. (1995). *Muscles, posture et mouvement* (Hermann - Editeurs des Sciences et des Arts).

Bouisset, S., and Zattara, M. (1981). A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neurosci. Lett.* 22, 263–270.

Bouisset, S., and Zattara, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J. Biomech.* 20, 735–742.

Bouisset, S., Richardson, J., and Zattara, M. (2000). Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value? *Exp. Brain Res.* 132, 79–86.

Bouisset, S., Le Bozec, S., and Ribreau, C. (2002). Postural dynamics in maximal isometric ramp efforts. *Biol. Cybern.* 87, 211–219.

Boukadida, A., Piotte, F., Dehail, P., and Nadeau, S. (2015). Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 58, 167–172.

Branton, P. (1969). Behaviour, body mechanics and discomfort. *Ergonomics* 12, 316–327.

Breniere, Y., and Do, M.C. (1986). When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin? *J. Biomech.* 19, 1035–1040.

Bridger, R.S. (1988). Postural adaptations to a sloping chair and work surface. *Hum. Factors* 30, 237–247.

Burdett, R.G., Habasevich, R., Pisciotta, J., and Simon, S.R. (1985). Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. *Phys. Ther.* 65, 1177–1183.

Bibliographie

- Burk, R.S., and Grap, M.J. (2012). Backrest position in prevention of pressure ulcers and ventilator-associated pneumonia: conflicting recommendations. *Heart Lung J. Crit. Care* 41, 536–545.
- Bush, T.R., and Hubbard, R.P. (2007). Support force measures of midsized men in seated positions. *J. Biomech. Eng.* 129, 58–65.
- Carlsöö, S. (1961). The static muscle load in different work positions: An electromyographic study. *Ergonomics* 4, 193–211.
- Carr, J.H., and Gentile, A.M. (1994). The effect of arm movement on the biomechanics of standing up. *Hum. Mov. Sci.* 13, 175–193.
- Claus, A., Hides, J., Moseley, G.L., and Hodges, P. (2008). Sitting versus standing: Does the intradiscal pressure cause disc degeneration or low back pain? *J. Electromyogr. Kinesiol.* 18, 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. *Man. Ther.* 14, 404–408.
- Cordo, P.J., and Nashner, L.M. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J. Neurophysiol.* 47, 287–302.
- Corlett, E.N., and Eklund, J.A. (1984). How does a backrest work? *Appl. Ergon.* 15, 111–114.
- Corraze, J. (1987). *La neuropsychologie du mouvement* (Presses universitaires de France).
- Crenna, P., and Frigo, C. (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J. Physiol.* 437, 635–653.
- Dall, P.M., and Kerr, A. (2010). Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults. *Appl. Ergon.* 41, 58–61.
- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I., and Petit, J. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a “Sit-to-Walk” task in elderly subjects: Role of strength. *Clin. Biomech.* 22, 1096–1103.
- van Deursen, L.L., van Deursen, D.L., Snijders, C.J., and Wilke, H.J. (2005). Relationship between everyday activities and spinal shrinkage. *Clin. Biomech.* 20, 547–550.
- Diakhaté, D.G., Do, M.C., and Le Bozec, S. (2013). Effects of seat-thigh contact on kinematics performance in sit-to-stand and trunk flexion tasks. *J. Biomech.* 46, 879–882.
- Diebschlag, W., and Hörmann, M. (1987). [Improving seating comfort in wheelchairs for the prevention of pressure sores]. *Rehabil.* 26, 153–183.
- Doorenbosch, C.A., Harlaar, J., Roebroek, M.E., and Lankhorst, G.J. (1994). Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *J. Biomech.* 27, 1299–1307.
- Dreischarf, M., Bergmann, G., Wilke, H.-J., and Rohlmann, A. (2010). Different arm positions and the shape of the thoracic spine can explain contradictory results in the literature about spinal loads for sitting and standing. *Spine* 35, 2015–2021.

Bibliographie

- Ebe, K., and Griffin, M.J. (2000). Qualitative models of seat discomfort including static and dynamic factors. *Ergonomics* 43, 771–790.
- Ebe, K., and Griffin, M.J. (2001). Factors affecting static seat cushion comfort. *Ergonomics* 44, 901–921.
- Edmondston, S.J., Sharp, M., Symes, A., Alhabib, N., and Allison, G.T. (2011). Changes in mechanical load and extensor muscle activity in the cervico-thoracic spine induced by sitting posture modification. *Ergonomics* 54, 179–186.
- Eklund, J., and Liew, M. (1991). Evaluation of seating: The influence of hip and knee angles on spinal posture. *Int. J. Ind. Ergon.* 8, 67–73.
- Eklund, J.A., and Corlett, E.N. (1984). Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine. *Spine* 9, 189–194.
- Eom, J., Rhee, M.-H., and Kim, L.J. (2016). Abdominal muscle activity according to knee joint angle during sit-to-stand. *J. Phys. Ther. Sci.* 28, 1849–1851.
- Etnyre, B., and Thomas, D.Q. (2007). Event standardization of sit-to-stand movements. *Phys. Ther.* 87, 1651–1666.
- Feng, Y., Grooten, W., Wretenberg, P., and Arborelius, U.P. (1997). Effects of arm support on shoulder and arm muscle activity during sedentary work. *Ergonomics* 40, 834–848.
- Ferguson-Pell, M.W. (1990). Seat cushion selection. *J. Rehabil. Res. Dev. Clin. Suppl.* 49–73.
- van der Fits, I.B., Klip, A.W., van Eykern, L.A., and Hadders-Algra, M. (1998). Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. *Exp. Brain Res.* 120, 202–216.
- Floyd, W.F., and Silver, P.H.S. (1955). The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *J. Physiol.* 129, 184–203.
- Friedli, W.G., Hallett, M., and Simon, S.R. (1984). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 47, 611–622.
- Friedli, W.G., Cohen, L., Hallett, M., Stanhope, S., and Simon, S.R. (1988). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 51, 232–243.
- Gadge, K., and Innes, E. (2007). An investigation into the immediate effects on comfort, productivity and posture of the Bambach saddle seat and a standard office chair. *Work Read. Mass* 29, 189–203.
- Gaudez, C. (2004). Incidence des caractéristiques tribologiques des surfaces d'appui sur l'organisation posturo-cinétique au cours d'efforts de poussées isométriques et maximaux.
- Gaudez, C., and Aptel, M. (2008). Les mécanismes neurophysiologiques du mouvement, base pour la compréhension du geste. *Trav. Hum.* 71, 385–404.
- Gélat, T., Coudrat, L., and Le Pellec, A. (2011). Gait initiation is affected during emotional conflict. *Neurosci. Lett.* 497, 64–67.

Bibliographie

- Gelfand, I.M., Gurfinkel, V.S., Tsetlin, M.L., and Shik, M.L. (1971). Some problems in the analysis of movements. In *Models of the Structural-Functional Organization of Certain Biological Systems*, (Cambridge, Massachussets), pp. 329–345.
- Gillette, J.C., and Stevermer, C.A. (2012). The effects of symmetric and asymmetric foot placements on sit-to-stand joint moments. *Gait Posture* 35, 78–82.
- Goossens, R.H., Zegers, R., Hoek van Dijke, G.A., and Snijders, C.J. (1994). Influence of shear on skin oxygen tension. *Clin. Physiol. Oxf. Engl.* 14, 111–118.
- Goossens, R.H.M., Snijders, C.J., Roelofs, G.Y., and van Buchem, F. (2003). Free shoulder space requirements in the design of high backrests. *Ergonomics* 46, 518–530.
- Rodrigues-de-Paula-Goulart, F., and Valls-Solé, J. (1999). Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin. Neurophysiol. Off. J. Int. Fed. Clin. Neurophysiol.* 110, 1634–1640.
- Gouvali, M.K., and Boudolos, K. (2006). Match between school furniture dimensions and children's anthropometry. *Appl. Ergon.* 37, 765–773.
- Grandjean, E., and Hünting, W. (1977). Ergonomics of posture—Review of various problems of standing and sitting posture. *Appl. Ergon.* 8, 135–140.
- Gross, M.M., Stevenson, P.J., Charette, S.L., Pyka, G., and Marcus, R. (1998). Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait Posture* 8, 175–185.
- Hamaoui, A., and Alamini-Rodrigues, C. (2017). Influence of Cervical Spine Mobility on the Focal and Postural Components of the Sit-to-Stand Task. *Frontiers in Human Neuroscience* 11.
- Hamaoui, A., Gonneau, E., and Le Bozec, S. (2010). Respiratory disturbance to posture varies according to the respiratory mode. *Neurosci. Lett.* 475, 141–144.
- Hamaoui, A., Hudson, A.L., Laviolette, L., Nierat, M.-C., Do, M.-C., and Similowski, T. (2014). Postural disturbances resulting from unilateral and bilateral diaphragm contractions: a phrenic nerve stimulation study. *J. Appl. Physiol.* 117, 825–832.
- Hamaoui, A., Hassaïne, M., and Zanone, P.-G. (2015). Sitting on a Sloping Seat Does Not Reduce the Strain Sustained by the Postural Chain. *PLoS ONE* 10.
- Hanawa, H., Kubota, K., Kokubun, T., Marumo, T., Hoshi, F., Kobayashi, A., and Kanemura, N. (2017). Muscle synergies underlying sit-to-stand tasks in elderly people and their relationship with kinetic characteristics. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 37, 15–20.
- Harms-Ringdahl, K., Ekholm, J., Schüldt, K., Németh, G., and Arborelius, U.P. (1986). Load moments and myoelectric activity when the cervical spine is held in full flexion and extension. *Ergonomics* 29, 1539–1552.
- Harrison, D.D., Harrison, S.O., Croft, A.C., Harrison, D.E., and Troyanovich, S.J. (1999). Sitting biomechanics Part I: Review of the Literature. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 22, 594–609.
- Hedman, T.P., and Fernie, G.R. (1997). Mechanical response of the lumbar spine to seated postural

Bibliographie

loads. *Spine* 22, 734–743.

Hess, W.R. (1943). Teleokinetisches und ereismatisches Kräftesystem in der Biomotorik? *Helv Physiol Pharmacol Acta* 1.

Hirschfeld, H., Thorsteinsdottir, M., and Olsson, E. (1999). Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during sit-to-stand. *J. Neurophysiol.* 82, 3021–3029.

Hobson, D.A. (1992). Comparative effects of posture on pressure and shear at the body-seat interface. *J. Rehabil. Res. Dev.* 29, 21.

Hodges, P., and H. Bui, B. (1997). A comparison of computer-based methods for determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 101, 511–519.

Hof, A., Gazendam, M.G.J., and Sinke, W.E. (2005). The condition for dynamic stability. *J. Biomech.* 38, 1–8.

Horak, F.B., Esselman, P., Anderson, M.E., and Lynch, M.K. (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 47, 1020–1028.

Hosea, T.M., Simon, S.R., Delatizky, J., Wong, M.A., and Hsieh, C.C. (1986). Myoelectric analysis of the paraspinal musculature in relation to automobile driving. *Spine* 11, 928–936.

Houck, J., Kneiss, J., Bukata, S.V., and Puzas, J.E. (2011). Analysis of Vertical Ground Reaction Force Variables during a Sit to Stand Task in Participants Recovering from a Hip Fracture. *Clin. Biomech. Bristol Avon* 26, 470–476.

Hughes, M.A., Weiner, D.K., Schenkman, M.L., Long, R.M., and Studenski, S.A. (1994). Chair rise strategies in the elderly. *Clin. Biomech.* 9, 187–192.

Janssen, W.G.M., Bussmann, H.B.J., and Stam, H.J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys. Ther.* 82, 866–879.

Jensen, G.M. (1980). Biomechanics of the lumbar intervertebral disk: a review. *Phys. Ther.* 60, 765–773.

Jones, F.P., Hanson, J.A., Miller, J.F., and Bossom, J. (1963). QUANTITATIVE ANALYSIS OF ABNORMAL MOVEMENT: THE SIT-TO-STAND PATTERN. *Am. J. Phys. Med.* 42, 208–218.

Jürgens, H.W. (1997). Seat pressure distribution. *Coll. Antropol.* 21, 359–366.

Kawagoe, S., Tajima, N., and Chosa, E. (2000). Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *J. Orthop. Sci.* 5, 124–133.

Keegan, J.J. (1953). Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. *J. Bone Joint Surg. Am.* 35-A, 589–603.

Kerr, K., White, J., Barr, D., and Mollan, R. (1994). Standardization and definitions of the sit-stand-sit movement cycle. *Gait Posture* 2, 182–190.

Khemlani, M.M., Carr, J.H., and Crosbie, W.J. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand

Bibliographie

under two initial foot positions. *Clin. Biomech.* 14, 236–246.

Kinoshita, S., Kiyama, R., and Yoshimoto, Y. (2015). Effect of Handrail Height on Sit-To-Stand Movement. *PLoS ONE* 10.

Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography.* 61.

Kralj, A., Jaeger, R.J., and Munih, M. (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *J. Biomech.* 23, 1123–1138.

Kroemer, K.H., and Robinette, J.C. (1969). Ergonomics in the design of office furniture. *IMS Ind. Med. Surg.* 38, 115–125.

Krouskop, T.A., Noble, P.S., Brown, J., and Marburger, R. (1986). Factors affecting the pressure-distributing properties of foam mattress overlays. *J. Rehabil. Res. Dev.* 23, 33–39.

Lam, S.-L., Yip, K.-M., Wang, J.-L., Chang, C.-C., Sun, J.-S., and Hou, S.-M. (2004). The force attenuation effect of foam mattress in simulated sideways falls of hip on level surface. *Biomed. Eng. Appl. Basis Commun.* 16, 265–271.

Landis, E.M. (1927). Micro-injection studies of capillary permeability. *Am. J. Physiol.-Leg. Content* 81, 124–142.

Latash, M.L. (1998). *Progress in Motor Control: Structure-function relations in voluntary movements (Human Kinetics).*

Laville, A. (1985). Postural stress in high-speed precision work. *Ergonomics* 28, 229–236.

Le Bozec, S., and Bouisset, S. (2004). Does postural chain mobility influence muscular control in sitting ramp pushes? *Exp. Brain Res.* 158, 427–437.

Le Pellec, A., and Maton, B. (1999). Anticipatory postural adjustments are associated with single vertical jump and their timing is predictive of jump amplitude. *Exp. Brain Res.* 129, 551–558.

Lee, T.-H., Choi, J.-D., and Lee, N.-G. (2015). Activation timing patterns of the abdominal and leg muscles during the sit-to-stand movement in individuals with chronic hemiparetic stroke. *J. Phys. Ther. Sci.* 27, 3593–3595.

Lee, W.A., Buchanan, T.S., and Rogers, M.W. (1987). Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Exp. Brain Res.* 66, 257–270.

Leivseth, G., and Drerup, B. (1997). Spinal shrinkage during work in a sitting posture compared to work in a standing posture. *Clin. Biomech.* 12, 409–418.

Lidierth, M. (1986). A computer based method for automated measurement of the periods of muscular activity from an EMG and its application to locomotor EMGs. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 64, 378–380.

Life, M.A., and Pheasant, S.T. (1984). An integrated approach to the study of posture in keyboard operation. *Appl. Ergon.* 15, 83–90.

Lipshits, M.I., Mauritz, K., and Popov, K.E. (1981). Quantitative analysis of anticipatory postural

Bibliographie

components of a complex voluntary movement. *Hum. Physiol.* 7, 165–173.

de Looze, M.P., Kuijt-Evers, L.F.M., and van Dieën, J. (2003). Sitting comfort and discomfort and the relationships with objective measures. *Ergonomics* 46, 985–997.

Lundervold, A.J.S. (1951). Electromyographic investigations of position and manner of working in typewriting. *Acta Physiol. Scand. Suppl.* 24, 1–171.

MacDonald, D.A., Moseley, G.L., and Hodges, P.W. (2006). The lumbar multifidus: does the evidence support clinical beliefs? *Man. Ther.* 11, 254–263.

Magnusson, M.L., and Pope, M.H. (1998). A REVIEW OF THE BIOMECHANICS AND EPIDEMIOLOGY OF WORKING POSTURES (IT ISN'T ALWAYS VIBRATION WHICH IS TO BLAME!). *J. Sound Vib.* 215, 965–976.

Magnusson, M., Hansson, T., and Pope, M.H. (1994). The effect of seat back inclination on spine height changes. *Appl. Ergon.* 25, 294–298.

Makhsous, M., Lin, F., Bankard, J., Hendrix, R.W., Hepler, M., and Press, J. (2009). Biomechanical effects of sitting with adjustable ischial and lumbar support on occupational low back pain: evaluation of sitting load and back muscle activity. *BMC Musculoskelet. Disord.* 10, 17.

Mandal, A.C. (1981). The seated man (Homo Sedens) the seated work position. Theory and practice. *Appl. Ergon.* 12, 19–26.

Mandal, A.C. (1991). Investigation of the lumbar flexion of the seated man. *Int. J. Ind. Ergon.* 8, 75–87.

Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Prog. Neurobiol.* 38, 35–56.

Mastalerz, A., and Palczewska, I. (2010). The influence of trunk inclination on muscle activity during sitting on forward inclined seats. *Acta Bioeng. Biomech. Wroc. Univ. Technol.* 12, 19–24.

Mathiyakom, W., McNitt-Gray, J.L., Requejo, P., and Costa, K. (2005). Modifying center of mass trajectory during sit-to-stand tasks redistributes the mechanical demand across the lower extremity joints. *Clin. Biomech.* 20, 105–111.

Matsumoto, M., and Saito, Y. (2004). Effects of Sitting Posture on Sitting Pressures and Electromyograms. *Kawasaki J. Med. Welf.* 10, 1–8.

McGibbon, C.A., Goldvasser, D., Krebs, D.E., and Moxley Scarborough, D. (2004). Instant of chair-rise lift-off can be predicted by foot–floor reaction forces. *Hum. Mov. Sci.* 23, 121–132.

McGill, S.M. (1997). The biomechanics of low back injury: Implications on current practice in industry and the clinic. *J. Biomech.* 30, 465–475.

McGill, S.M., Wijk, M.J.V., Axler, C.T., and Gletsu, M. (1996). Studies of spinal shrinkage to evaluate low-back loading in the workplace. *Ergonomics* 39, 92–102.

McGill, S.M., Hughson, R.L., and Parks, K. (2000). Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clin. Biomech. Bristol Avon* 15, 777–780.

Mergl, C. (2006). Entwicklung eines Verfahrens zur Optimierung des Sitzkomforts auf Automobilsitzen

Bibliographie

(München: Utz, Herbert).

Millington, P.J., Myklebust, B.M., and Shambes, G.M. (1992). Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 73, 609–617.

Moes, N.C.C.M. (2007). Variation in sitting pressure distribution and location of the points of maximum pressure with rotation of the pelvis, gender and body characteristics. *Ergonomics* 50, 536–561.

Mourey, F., Pozzo, T., Rouhier-Marcet, I., and Didier, J.P. (1998). A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. *Age Ageing* 27, 137–146.

Mourey, F., Grishin, A., d'Athis, P., Pozzo, T., and Stapley, P. (2000). Standing Up From a Chair as a Dynamic Equilibrium Task: A Comparison Between Young and Elderly Subjects. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 55, B425–B431.

Munton, J.S., Ellis, M.I., Chamberlain, M.A., and Wright, V. (1981). An investigation into the problems of easy chairs used by the arthritic and the elderly. *Rheumatol. Rehabil.* 20, 164–173.

Munton, J.S., Ellis, M.I., and Wright, V. (1984). Use of electromyography to study leg muscle activity in patients with arthritis and in normal subjects during rising from a chair. *Ann. Rheum. Dis.* 43, 63–65.

Nachemson, A. (1975). Towards a better understanding of low-back pain: a review of the mechanics of the lumbar disc. *Rheumatol. Rehabil.* 14, 129–143.

Nachemson, A., and Morris, J.M. (1964). IN VIVO MEASUREMENTS OF INTRADISCAL PRESSURE. DISCOMETRY, A METHOD FOR THE DETERMINATION OF PRESSURE IN THE LOWER LUMBAR DISCS. *J. Bone Joint Surg. Am.* 46, 1077–1092.

Nag, P.K., Pal, S., Kotadiya, S.M., Nag, A., and Gosai, K. (2008). Human–seat interface analysis of upper and lower body weight distribution. *Int. J. Ind. Ergon.* 38, 539–545.

Nairn, B.C., Chisholm, S.R., and Drake, J.D.M. (2013). What is slumped sitting? A kinematic and electromyographical evaluation. *Man. Ther.* 18, 498–505.

Naugle, K.M., Hass, C.J., Joyner, J., Coombes, S.A., and Janelle, C.M. (2011). Emotional state affects the initiation of forward gait. *Emot. Wash. DC* 11, 267–277.

Ng, D., Cassar, T., and Gross, C.M. (1995). Evaluation of an intelligent seat system. *Appl. Ergon.* 26, 109–116.

Nouillot, P., Bouisset, S., and Do, M.C. (1992). Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? *Neurosci. Lett.* 147, 1–4.

Nuzik, S., Lamb, R., VanSant, A., and Hirt, S. (1986). Sit-to-stand movement pattern. A kinematic study. *Phys. Ther.* 66, 1708–1713.

Okada, M. (1972). An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *J. Hum. Ergol. (Tokyo)* 1, 75–93.

O'Meara, D.M., and Smith, R.M. (2006). The effects of unilateral grab rail assistance on the sit-to-stand performance of older aged adults. *Hum. Mov. Sci.* 25, 257–274.

Bibliographie

- 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. *Man. Ther.* 15, 557–561.
- O'Sullivan, P.B., Grahamslaw, K.M., Kendell, M., Lapenskie, S.C., Möller, N.E., and Richards, K.V. (2002). The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine* 27, 1238–1244.
- O'Sullivan, P.B., Dankaerts, W., Burnett, A.F., Farrell, G.T., Jefford, E., Naylor, C.S., and O'Sullivan, K.J. (2006). Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. *Spine* 31, E707-712.
- Pai, Y.C., and Lee, W.A. (1994). Effect of a terminal constraint on control of balance during sit-to-stand. *J. Mot. Behav.* 26, 247–256.
- Pai, Y.C., and Rogers, M.W. (1990). Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med. Sci. Sports Exerc.* 22, 378–384.
- Pai, Y.C., and Rogers, M.W. (1991a). Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23, 225–230.
- Pai, Y.-C., and Rogers, M.W. (1991b). Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 72, 881–885.
- Pai, Y.-C., Naughton, B., Chang, R., and Rogers, M. (1994). Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. *Gait Posture* 2, 109–116.
- Paillard, J. (1991). Motor and representational framing of space. *JPaillard Ed Brain Space* 163–182.
- Paillard, T. (2016). *Posture et équilibration humaines* (Louvain-la-Neuve: De Boeck Supérieur).
- Papa, E., and Cappozzo, A. (2000). Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J. Biomech.* 33, 1113–1122.
- Park, U.J., and Jang, S.H. (2011). The Influence of Backrest Inclination on Buttock Pressure. *Ann. Rehabil. Med.* 35, 897–906.
- Paulus, W.M., Straube, A., and Brandt, T. (1984). Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain J. Neurol.* 107 (Pt 4), 1143–1163.
- Pheasant, S., and Haslegrave, C.M. (2016). *Bodyspace: Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work*, Third Edition (CRC Press).
- Pipkin, L. (2008). Effect of model design, cushion construction, and interface pressure mats on interface pressure and immersion. *J. Rehabil. Res. Dev.* 45, 875–882.
- Potvin, J.R., Norman, R.W., and McGill, S.M. (1991). Reduction in anterior shear forces on the L4L5 disc by the lumbar musculature. *Clin. Biomech.* 6, 88–96.
- Ragan, R., Kernozek, T.W., Bidar, M., and Matheson, J.W. (2002). Seat-interface pressures on various thicknesses of foam wheelchair cushions: A finite modeling approach. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83, 872–875.

Bibliographie

- Reed, M.P., Saito, M., Kakishima, Y., Lee, N.S., and Schneider, L.W. (1991). An Investigation of Driver Discomfort and Related Seat Design Factors in Extended-Duration Driving. *SAE Trans.* 100, 130–159.
- Reed, M.P., Schneider, L.W., and Ricci, L.L. (1994). Survey of auto seat design recommendations for improved comfort. 96.
- Reswick, J.B., and Rogers, J.E. (1976). Experience at Rancho Los Amigos Hospital With Devices and Techniques to Prevent Pressure Sores. In *Bed Sore Biomechanics: Proceedings of a Seminar on Tissue Viability and Clinical Applications* University of Strathclyde, Glasgow, in August, 1975, R.M. Kenedi, and J.M. Cowden, eds. (London: Macmillan Education UK), pp. 301–310.
- Riley, P.O., Schenkman, M.L., Mann, R.W., and Hodge, W.A. (1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *J. Biomech.* 24, 77–85.
- Robinette, K.M., and Daanen, H.A.M. (2006). Precision of the CAESAR scan-extracted measurements. *Appl. Ergon.* 37, 259–265.
- Rodosky, M.W., Andriacchi, T.P., and Andersson, G.B. (1989). The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 7, 266–271.
- Roebroek, M.E., Doorenbosch, C.A., Harlaar, J., Jacobs, R., and Lankhorst, G.J. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin. Biomech. Bristol Avon* 9, 235–244.
- Rohlmann, A., Claes, L.E., Bergmann, G., Graichen, F., Neef, P., and Wilke, H.J. (2001). Comparison of intradiscal pressures and spinal fixator loads for different body positions and exercises. *Ergonomics* 44, 781–794.
- Rohlmann, A., Zander, T., Graichen, F., Dreischarf, M., and Bergmann, G. (2011). Measured loads on a vertebral body replacement during sitting. *Spine J. Off. J. North Am. Spine Soc.* 11, 870–875.
- Saarni, L., Nygård, C.-H., Rimpelä, A., Nummi, T., and Kaukiainen, A. (2007). The working postures among schoolchildren--a controlled intervention study on the effects of newly designed workstations. *J. Sch. Health* 77, 240–247.
- Salvendy, G. (2012). *Handbook of Human Factors and Ergonomics* (John Wiley & Sons).
- 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, 2468–2474.
- Scarborough, D.M., McGibbon, C.A., and Krebs, D.E. (2007). Chair rise strategies in older adults with functional limitations. *J. Rehabil. Res. Dev.* 44, 33–42.
- Schenkman, M., Berger, R.A., Riley, P.O., Mann, R.W., and Hodge, W.A. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys. Ther.* 70, 638–648; discussion 648-651.
- Schenkman, M., Riley, P., and Pieper, C. (1996). Sit to stand from progressively lower seat heights — alterations in angular velocity. *Clin. Biomech.* 11, 153–158.
- Schoberth, H. (1962). *Sitzhaltung, sitzschaden, sitzmöbel*.
- Schuldt, K., Ekholm, J., Harms-Ringdahl, K., Németh, G., and Arborelius, U.. (1986). Effects of changes in

Bibliographie

sitting work posture on static neck and shoulder muscle activity. *Ergonomics* 29, 1525–1537.

Schultz, A.B., Alexander, N.B., and Ashton-Miller, J.A. (1992). Biomechanical analyses of rising from a chair. *J. Biomech.* 25, 1383–1391.

Seedhom, B.B., and Terayama, K. (1976). Knee forces during the activity of getting out of a chair with and without the aid of arms. *Biomed. Eng.* 11, 278–282.

Shepherd, R.B., and Gentile, A.M. (1994). Sit-to-stand: Functional relationship between upper body and lower limb segments. *Hum. Mov. Sci.* 13, 817–840.

Shepherd, R.B., and Koh, H.P. (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand. J. Rehabil. Med.* 28, 79–88.

Soderberg, G.L., Blanco, M.K., Cosentino, T.L., and Kurdelmeier, K.A. (1986). An EMG Analysis of Posterior Trunk Musculature during Flat and Anteriorly Inclined Sitting. *Hum. Factors J. Hum. Factors Ergon. Soc.* 28, 483–491.

Staarink, H. a. M. (1995). Sitting posture, Comfort and Pressure: Assessing the quality of wheelchair cushions.

Staffel, F. (1884). Zur hygiene des sitzens. *Allgem Gesundheitspflege* 3, 403–421.

Stapley, P., Pozzo, T., and Grishin, A. (1998). The role of anticipatory postural adjustments during whole body forward reaching movements. *Neuroreport* 9, 395–401.

Staude, G., Flachenecker, C., Daumer, M., and Wolf, W. (2001). Onset Detection in Surface Electromyographic Signals: A Systematic Comparison of Methods. *EURASIP J. Adv. Signal Process.* 2001.

Stins, J.F., and Beek, P.J. (2011). Organization of voluntary stepping in response to emotion-inducing pictures. *Gait Posture* 34, 164–168.

Treaster, D., and Marras, W.S. (1987). Measurement of Seat Pressure Distributions. *Hum. Factors J. Hum. Factors Ergon. Soc.* 29, 563–575.

Tully, E.A., Fotoohabadi, M.R., and Galea, M.P. (2005). Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. *Gait Posture* 22, 338–345.

Tveit, P., Daggfeldt, K., Hetland, S., and Thorstensson, A. (1994). Erector spinae lever arm length variations with changes in spinal curvature. *Spine* 19, 199–204.

Van der heijden, M.M.P., Meijer, K., Willems, P.J.B., and Savelberg, H.H.C.M. (2009). Muscles limiting the sit-to-stand movement: An experimental simulation of muscle weakness. *Gait Posture* 30, 110–114.

Vander Linden, D.W., Brunt, D., and McCulloch, M.U. (1994a). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 75, 653–660.

Vander Linden, D.W., Brunt, D., and McCulloch, M.U. (1994b). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 75, 653–660.

Vergara, M., and Page, Á. (2002). Relationship between comfort and back posture and mobility in sitting-posture. *Appl. Ergon.* 33, 1–8.

Bibliographie

- Vink, P. (2004). *Comfort and Design: Principles and Good Practice* (CRC Press).
- Vos, G.A., Congleton, J.J., Steven Moore, J., Amendola, A.A., and Ringer, L. (2006). Postural versus chair design impacts upon interface pressure. *Appl. Ergon.* 37, 619–628.
- Weber, A., Sancin, E., and Grandjean, E. (1984). The effect of various keyboard heights on EMG and physical discomfort. In *Ergonomics and Health in Modern Offices*, (London, UK: Taylor & Francis), pp. 477–483.
- Wilke, H.J., Wolf, S., Claes, L.E., Arand, M., and Wiesend, A. (1996). Influence of varying muscle forces on lumbar intradiscal pressure: an in vitro study. *J. Biomech.* 29, 549–555.
- 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, 755–762.
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 3, 193–214.
- Yiou, E., Hamaoui, A., and Le Bozec, S. (2007). Influence of base of support size on arm pointing performance and associated anticipatory postural adjustments. *Neurosci. Lett.* 423, 29–34.
- Yiou, E., Deroche, T., Do, M.C., and Woodman, T. (2011). Influence of fear of falling on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. *Eur. J. Appl. Physiol.* 111, 611–620.
- Zacharkow, D. (1988). *Posture : sitting, standing, chair design, and exercise* (Springfield, Ill., U.S.A.: Thomas).
- Zajac, F.E. (1993). Muscle coordination of movement: A perspective. *J. Biomech.* 26, 109–124.
- Zander, T., Rohlmann, A., Calisse, J., and Bergmann, G. (2001). Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. *Clin. Biomech.* 16, S73–S80.
- Zander, T., Dreischarf, M., Schmidt, H., Bergmann, G., and Rohlmann, A. (2015). Spinal loads as influenced by external loads: a combined in vivo and in silico investigation. *J. Biomech.* 48, 578–584.
- Zenk, R., Franz, M., Bubb, H., and Vink, P. (2012). Technical note: spine loading in automotive seating. *Appl. Ergon.* 43, 290–295.
- Zhu, X., and Shin, G. (2011). Effects of armrest height on the neck and shoulder muscle activity in keyboard typing. *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annu. Meet.* 55, 958–962.

ANNEXES

I. COMMUNICATIONS

Effect of seat and backrest sloping on the biomechanical strain sustained by the body (Review).

Tebbache N, Hamaoui A.

Neuroergonomics

6-7/10/17 – Paris – Communication orale

Prototype de siège d’avion modulaire pour la détermination des paramètres de moindre contrainte biomécanique.

Tebbache N, Hamaoui A.

Société Francophone Posture Equilibre Locomotion (*SOFPEL*)

8-10/12/17 – Nancy – Communication affichée

Effet du niveau d’inclinaison du dossier sur l’activité musculaire lors du transfert assis-debout.

Tebbache N, Hamaoui A.

Société Francophone Posture Equilibre Locomotion (*SOFPEL*)

1-2/12/18 - Montpellier – Communication orale

Sit-to-stand task muscular pattern for different backrest inclinations.

Tebbache N, Hamaoui A.

International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK)

30/06- 02/07/18 - Dublin, Irlande – Communication affichée

A modular airplane seat prototype to determine the optimal biomechanical conditions for the passenger.

Tebbache N, Hamaoui A.

International Ergonomics Association (IEA)

26-30/08/18 - Florence, Italie – Communication affichée

II. TABLEAUX

Les statistiques descriptives sont reprises dans les tableaux des pages suivantes :

Table des tableaux annexes

Tableau annexe 1 Etude 1 : Délais d'activation par rapport au début du mouvement (1/3).....	170
Tableau annexe 2 Etude 1 : Délais d'activation par rapport au début du mouvement (2/3).....	170
Tableau annexe 3 Etude 1 : Délais d'activation par rapport au début du mouvement (3/3).....	171
Tableau annexe 4 Etude 1 : Délais d'activation par rapport au seat-off.	171
Tableau annexe 5 Etude 1 : Délais d'activation par rapport à la durée de la PP.	172
Tableau annexe 6 Etude 1 : Activités moyennes en phase posturale (1/3).	172
Tableau annexe 7 Etude 1 : Activités moyennes en phase posturale (2/3).	173
Tableau annexe 8 Etude 1 : Activités moyennes en phase posturale (3/3).	173
Tableau annexe 9 Etude 1 : Activités moyennes en phase focale (1/3).....	174
Tableau annexe 10 Etude 1 : Activités moyennes en phase focale (2/3).....	174
Tableau annexe 11 Etude 1 : Activités moyennes en phase focale (3/3).....	175
Tableau annexe 12 Etude 2 : Délais d'activation par rapport au début du mouvement (1/2).....	176
Tableau annexe 13 Etude 2 : Délais d'activation par rapport au début du mouvement (2/2).....	176
Tableau annexe 14 Etude 2 : Délais d'activation par rapport au seat-off.	177
Tableau annexe 15 Etude 2 : Activités moyenne en phase posturale (1/2).....	177
Tableau annexe 16 Etude 2 : Activités moyenne en phase posturale (2/2).....	178
Tableau annexe 17 Etude 2 : Activités moyenne en phase focale (1/2).	178
Tableau annexe 18 Etude 2 : Activités moyenne en phase focale (2/2).	179
Tableau annexe 19 Etude 2 : Paramètres biomécaniques.	179
Tableau annexe 20 Etude 3 : Activités moyennes en phase posturale (1/2).	180
Tableau annexe 21 Etude 3 : Activités moyennes en phase posturale (2/2).	181

Annexes

Tableau annexe 22 Etude 3 : Activités moyennes en phase focale (1/2).....	182
Tableau annexe 23 Etude 3 : Activités moyennes en phase focale (2/2).....	182
Tableau annexe 24 Etude 3 : Paramètres biomécaniques.	183
Tableau annexe 25 Etude 4 : Activités moyennes en phase posturale (1/2).	184
Tableau annexe 26 Etude 4 : Activités moyennes en phase posturale (2/2).	185
Tableau annexe 27 Etude 4 : Activités moyennes en phase focale (1/2).....	186
Tableau annexe 28 Etude 4 : Activités moyennes en phase focale (2/2).....	186
Tableau annexe 29 Etude 4 : Paramètres biomécaniques.	187

1. ETUDE 1

Tableau annexe 1 Etude 1 : Délais d'activation par rapport au début du mouvement (1/3).

Délais (ms)		ExtC		TraS		SCOM		OE		RA	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	9	515,7 ± 285,1	9	274,7 ± 244,2	9	186,4 ± 460,6	7	82,2 ± 76,3	4	138,6 ± 106,9
10°	confortable	9	467,7 ± 223,4	9	235,4 ± 115,2	9	41,4 ± 54,4	7	69,8 ± 55,3	4	366,8 ± 453,2
20°	confortable	9	531,9 ± 256,6	9	289,5 ± 108,8	9	24,7 ± 36,1	7	99,6 ± 82,1	4	202,3 ± 122,1
30°	confortable	9	535,4 ± 272,3	9	334,0 ± 115,4	9	32,7 ± 73,6	7	144,3 ± 154,8	4	308,9 ± 483,9
40°	confortable	9	520,9 ± 265,1	9	453,0 ± 151,3	9	47,0 ± 65,0	7	121,5 ± 75,1	4	121,8 ± 24,6
0°	maximale	9	132,5 ± 46,8	9	109,3 ± 48,5	9	12,1 ± 21,7	7	63,4 ± 62,4	4	258,6 ± 367,7
10°	maximale	9	186,7 ± 100,7	9	126,7 ± 100,1	9	23,9 ± 28,4	7	50,3 ± 40,0	4	214,2 ± 334,2
20°	maximale	9	136,8 ± 38,1	9	134,0 ± 82,4	9	15,9 ± 16,4	7	69,0 ± 63,0	4	199,0 ± 242,7
30°	maximale	9	153,2 ± 96,7	9	122,7 ± 73,9	9	45,6 ± 44,0	7	77,2 ± 57,1	4	58,5 ± 43,2
40°	maximale	9	119,5 ± 95,5	9	125,0 ± 85,1	9	25,2 ± 40,1	7	53,8 ± 39,7	4	80,4 ± 62,2

Tableau annexe 2 Etude 1 : Délais d'activation par rapport au début du mouvement (2/3).

Délais (ms)		RF		VM		TA		GM		ES T10	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	9	718,5 ± 315,6	9	791,5 ± 173,7	9	285,1 ± 279,9	9	747,8 ± 248,0	9	444,5 ± 110,6
10°	confortable	9	737,0 ± 337,8	9	807,5 ± 174,4	9	200,8 ± 164,5	9	801,4 ± 214,9	9	404,7 ± 130,6
20°	confortable	9	813,9 ± 240,4	9	884,4 ± 153,0	9	253,1 ± 211,8	9	811,5 ± 223,3	9	428,5 ± 242,6
30°	confortable	9	852,3 ± 246,9	9	971,0 ± 192,0	9	252,8 ± 213,1	9	762,1 ± 296,2	9	422,4 ± 260,5
40°	confortable	9	988,8 ± 195,1	9	1133,2 ± 141,0	9	474,6 ± 244,3	9	786,8 ± 242,4	9	428,8 ± 187,3
0°	maximale	9	402,4 ± 133,2	9	436,1 ± 84,5	9	103,4 ± 95,6	9	225,3 ± 132,0	9	265,1 ± 95,7
10°	maximale	9	439,6 ± 122,8	9	498,2 ± 132,1	9	152,8 ± 110,5	9	280,5 ± 141,2	9	240,9 ± 135,0
20°	maximale	9	383,8 ± 172,1	9	540,2 ± 97,8	9	150,6 ± 97,5	9	233,7 ± 70,0	9	211,3 ± 106,9

Annexes

30°	maximale	9	427,2 ± 231,0	9	627,1 ± 78,6	9	213,2 ± 185,8	9	313,8 ± 134,4	9	216,9 ± 115,8
40°	maximale	9	477,3 ± 237,2	9	688,0 ± 128,4	9	267,2 ± 195,7	9	283,2 ± 119,7	9	212,9 ± 114,0

Tableau annexe 3 Etude 1 : Délais d'activation par rapport au début du mouvement (3/3).

Délais (ms)		ES L3		GluM		BF		ST		Sol	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	9	498,6 ± 248,6	8	708,4 ± 318,4	9	854,6 ± 239,5	9	870,3 ± 239,3	6	854,9 ± 542,7
10°	confortable	9	407,3 ± 127,1	8	684,7 ± 244,8	9	811,3 ± 253,5	9	824,9 ± 184,3	6	822,0 ± 536,2
20°	confortable	9	465,7 ± 221,3	8	719,8 ± 280,0	9	886,5 ± 250,7	9	903,3 ± 261,8	6	846,4 ± 376,0
30°	confortable	9	417,2 ± 204,4	8	596,3 ± 283,7	9	934,3 ± 154,9	9	988,9 ± 140,2	6	1014,8 ± 340,9
40°	confortable	9	460,5 ± 177,2	8	614,8 ± 312,3	9	967,1 ± 323,5	9	862,7 ± 351,8	6	1084,0 ± 545,9
0°	maximale	9	222,3 ± 66,4	8	327,8 ± 84,3	9	364,2 ± 113,6	9	384,9 ± 114,7	6	308,7 ± 236,8
10°	maximale	9	219,7 ± 98,2	8	283,8 ± 170,2	9	378,6 ± 107,3	9	434,1 ± 73,5	6	455,3 ± 279,5
20°	maximale	9	186,6 ± 112,9	8	249,4 ± 99,7	9	404,5 ± 87,9	9	444,9 ± 56,2	6	414,8 ± 254,2
30°	maximale	9	153,0 ± 113,6	8	269,2 ± 214,4	9	436,6 ± 179,8	9	384,0 ± 176,1	6	456,0 ± 284,7
40°	maximale	9	179,2 ± 125,1	8	369,5 ± 300,5	9	337,2 ± 208,1	9	323,3 ± 253,0	6	470,2 ± 275,7

Tableau annexe 4 Etude 1 : Délais d'activation par rapport au seat-off.

Délais – SO (ms)		TraS		TA	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	9	-529,2 ± 172,8	9	-506,4 ± 282,1
10°	confortable	9	-572,7 ± 158,8	9	-606,7 ± 164,1
20°	confortable	9	-595,0 ± 126,6	9	-634,2 ± 166,7
30°	confortable	9	-644,4 ± 138,9	9	-718,2 ± 204,1
40°	confortable	9	-680,2 ± 175,4	9	-666,1 ± 234,6
0°	maximale	9	-326,9 ± 66,2	9	-332,8 ± 128,4

Annexes

10°	maximale	9	-371,5 ± 110,4	9	-345,4 ± 138,9
20°	maximale	9	-406,2 ± 86,1	9	-389,6 ± 65,4
30°	maximale	9	-504,4 ± 108,1	9	-413,9 ± 167,8
40°	maximale	9	-563,0 ± 139,1	9	-420,9 ± 181,1

Tableau annexe 5 Etude 1 : Délais d'activation par rapport à la durée de la PP.

Délais SO relatifs (%PP)		TraS		TA	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	9	32,0 ± 21,0	9	35,2 ± 31,8
10°	confortable	9	28,7 ± 11,4	9	23,8 ± 18,4
20°	confortable	9	31,9 ± 9,8	9	26,5 ± 18,0
30°	confortable	9	33,4 ± 7,7	9	25,1 ± 19,2
40°	confortable	9	39,5 ± 12,9	9	41,7 ± 20,0
0°	maximale	9	25,0 ± 8,8	9	24,4 ± 22,8
10°	maximale	9	24,5 ± 14,4	9	31,4 ± 21,4
20°	maximale	9	25,8 ± 13,4	9	29,0 ± 17,4
30°	maximale	9	18,6 ± 10,8	9	32,4 ± 26,9
40°	maximale	9	18,6 ± 11,1	9	38,0 ± 28,5

Tableau annexe 6 Etude 1 : Activités moyennes en phase posturale (1/3).

Activité en PP (%MVC)		ExtC		TraS		SCOM		OE		RA	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	9	21,7 ± 22,0	9	17,9 ± 12,0	9	4,7 ± 3,7	7	16,3 ± 22,3	4	3,2 ± 3,4
10°	confortable	9	21,2 ± 16,9	9	20,9 ± 15,3	9	6,4 ± 2,6	7	23,9 ± 18,6	4	3,9 ± 2,6
20°	confortable	9	19,9 ± 15,5	9	16,3 ± 9,1	9	8,1 ± 3,2	7	26,4 ± 21,4	4	9,3 ± 8,3
30°	confortable	9	23,4 ± 15,3	9	18,0 ± 12,2	9	12,2 ± 4,7	7	33,6 ± 25,1	4	17,0 ± 5,7

Annexes

40°	confortable	9	22,0 ± 13,3	9	15,5 ± 7,9	9	14,7 ± 5,7	7	35,7 ± 21,0	4	28,6 ± 14,6
0°	maximale	9	43,6 ± 32,6	9	42,5 ± 34,4	9	18,8 ± 10,1	7	54,6 ± 38,0	4	16,7 ± 12,7
10°	maximale	9	39,9 ± 37,0	9	33,8 ± 24,1	9	20,2 ± 9,3	7	54,5 ± 25,0	4	18,8 ± 12,7
20°	maximale	9	36,5 ± 21,6	9	33,2 ± 24,3	9	23,4 ± 7,8	7	50,2 ± 24,0	4	23,9 ± 15,0
30°	maximale	9	35,8 ± 20,1	9	30,4 ± 23,0	9	25,3 ± 6,4	7	62,4 ± 36,6	4	33,4 ± 11,5
40°	maximale	9	39,9 ± 19,5	9	31,4 ± 22,8	9	32,2 ± 12,2	7	67,8 ± 38,9	4	45,9 ± 11,8

Tableau annexe 7 Etude 1 : Activités moyennes en phase posturale (2/3).

Activité en PP (%MVC)		RF		VM		TA		GM		ES T10	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	9	3,3 ± 1,7	9	2,3 ± 1,8	9	9,8 ± 3,7	9	4,9 ± 3,3	9	25,3 ± 17,9
10°	confortable	9	3,3 ± 1,5	9	2,3 ± 1,8	9	9,8 ± 5,0	9	5,8 ± 5,0	9	38,6 ± 32,1
20°	confortable	9	3,5 ± 1,8	9	2,2 ± 1,7	9	7,4 ± 2,8	9	4,8 ± 3,6	9	30,5 ± 18,1
30°	confortable	9	3,5 ± 2,0	9	2,3 ± 1,7	9	6,7 ± 2,7	9	5,7 ± 4,5	9	30,7 ± 21,5
40°	confortable	9	3,8 ± 2,0	9	2,4 ± 1,7	9	6,8 ± 2,9	9	6,4 ± 4,5	9	29,3 ± 21,5
0°	maximale	9	3,9 ± 2,1	9	3,0 ± 1,9	9	8,9 ± 3,4	9	13,4 ± 12,7	9	65,5 ± 55,3
10°	maximale	9	4,3 ± 2,6	9	3,1 ± 1,7	9	9,6 ± 2,7	9	11,0 ± 9,0	9	77,5 ± 70,2
20°	maximale	9	5,0 ± 3,3	9	3,3 ± 2,0	9	8,3 ± 2,4	9	11,4 ± 8,1	9	66,8 ± 47,1
30°	maximale	9	6,1 ± 5,7	9	3,4 ± 2,3	9	8,5 ± 3,1	9	15,3 ± 12,8	9	56,8 ± 34,8
40°	maximale	9	5,8 ± 4,8	9	3,3 ± 2,5	9	7,8 ± 4,1	9	15,4 ± 11,1	9	56,5 ± 38,0

Tableau annexe 8 Etude 1 : Activités moyennes en phase posturale (3/3).

Activité en PP (%MVC)		ES L3		GluM		BF		ST		Sol	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	9	23,6 ± 22,1	8	29,7 ± 32,8	9	1,9 ± 1,1	9	2,1 ± 1,4	6	12,0 ± 12,4
10°	confortable	9	43,2 ± 42,5	8	45,3 ± 57,5	9	2,0 ± 1,4	9	2,2 ± 1,8	6	12,2 ± 12,4

Annexes

20°	confortable	9	57,2 ± 48,5	8	71,2 ± 94,6	9	2,1 ± 1,5	9	2,3 ± 1,7	6	13,9 ± 17,7
30°	confortable	9	65,2 ± 58,6	8	63,7 ± 86,7	9	2,0 ± 1,3	9	2,3 ± 1,6	6	12,5 ± 15,2
40°	confortable	9	54,6 ± 50,8	8	113,7 ± 116,1	9	2,3 ± 1,6	9	2,7 ± 2,0	6	13,6 ± 15,2
0°	maximale	9	72,1 ± 59,8	8	48,9 ± 62,4	9	3,2 ± 2,4	9	3,3 ± 2,7	6	18,8 ± 22,9
10°	maximale	9	105,7 ± 117,0	8	89,1 ± 146,2	9	3,6 ± 3,1	9	3,1 ± 2,1	6	15,6 ± 18,1
20°	maximale	9	110,2 ± 89,0	8	126,1 ± 237,2	9	3,6 ± 2,9	9	3,3 ± 2,1	6	16,5 ± 18,9
30°	maximale	9	126,4 ± 99,5	8	149,8 ± 230,3	9	3,2 ± 2,3	9	3,7 ± 2,3	6	22,2 ± 28,4
40°	maximale	9	126,9 ± 137,3	8	148,3 ± 161,3	9	4,2 ± 2,9	9	5,1 ± 4,0	6	20,4 ± 22,2

Tableau annexe 9 Etude 1 : Activités moyennes en phase focale (1/3).

Activité en PF (%MVC)		ExtC		TraS		SCOM		OE		RA	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	9	19,9 ± 8,6	9	10,8 ± 6,9	9	2,7 ± 1,6	7	8,3 ± 7,0	4	4,9 ± 8,1
10°	confortable	9	21,0 ± 7,3	9	12,4 ± 7,1	9	2,6 ± 1,4	7	7,9 ± 6,0	4	2,6 ± 3,3
20°	confortable	9	22,4 ± 9,3	9	12,2 ± 7,0	9	2,7 ± 1,5	7	7,4 ± 5,9	4	2,8 ± 3,3
30°	confortable	9	23,1 ± 9,0	9	12,9 ± 8,7	9	3,2 ± 2,5	7	7,3 ± 5,4	4	1,5 ± 1,1
40°	confortable	9	26,2 ± 11,5	9	13,9 ± 8,6	9	3,6 ± 2,5	7	7,4 ± 6,0	4	2,5 ± 3,2
0°	maximale	9	24,1 ± 10,3	9	14,9 ± 9,5	9	3,3 ± 1,7	7	11,0 ± 8,6	4	3,3 ± 4,2
10°	maximale	9	24,6 ± 12,0	9	14,3 ± 8,9	9	3,3 ± 1,6	7	10,6 ± 8,0	4	3,1 ± 3,1
20°	maximale	9	25,3 ± 9,8	9	15,4 ± 9,3	9	3,3 ± 1,7	7	9,6 ± 7,7	4	3,0 ± 4,3
30°	maximale	9	25,9 ± 11,1	9	15,2 ± 13,2	9	3,5 ± 1,9	7	10,9 ± 8,1	4	3,0 ± 3,0
40°	maximale	9	31,8 ± 17,7	9	18,7 ± 11,8	9	3,7 ± 1,8	7	10,3 ± 7,2	4	3,2 ± 3,2

Tableau annexe 10 Etude 1 : Activités moyennes en phase focale (2/3).

Activité en PF (%MVC)		RF		VM		TA		GM		ES T10	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD

Annexes

0°	confortable	9	21,8 ± 14,6	9	32,1 ± 19,2	9	26,4 ± 11,5	9	13,8 ± 11,0	9	38,6 ± 7,8
10°	confortable	9	16,1 ± 9,5	9	32,5 ± 21,3	9	28,2 ± 15,2	9	16,3 ± 14,5	9	40,7 ± 10,3
20°	confortable	9	16,5 ± 9,2	9	31,6 ± 19,4	9	23,8 ± 10,4	9	18,3 ± 20,5	9	41,5 ± 8,9
30°	confortable	9	18,2 ± 9,5	9	33,7 ± 19,9	9	22,4 ± 10,1	9	14,0 ± 12,3	9	39,5 ± 6,8
40°	confortable	9	17,7 ± 9,9	9	33,8 ± 24,5	9	23,7 ± 11,8	9	14,6 ± 14,4	9	38,1 ± 7,0
0°	maximale	9	24,9 ± 14,4	9	43,1 ± 24,2	9	30,5 ± 12,3	9	36,0 ± 36,4	9	39,7 ± 11,0
10°	maximale	9	23,1 ± 12,6	9	40,1 ± 23,6	9	26,4 ± 12,2	9	27,1 ± 26,4	9	41,0 ± 11,8
20°	maximale	9	25,4 ± 17,4	9	38,8 ± 21,2	9	26,0 ± 12,7	9	44,2 ± 61,9	9	40,5 ± 11,8
30°	maximale	9	24,4 ± 12,7	9	37,3 ± 21,0	9	28,7 ± 15,2	9	39,9 ± 46,3	9	41,7 ± 10,3
40°	maximale	9	23,9 ± 13,2	9	39,0 ± 21,0	9	28,5 ± 15,4	9	35,4 ± 42,7	9	38,3 ± 9,8

Tableau annexe 11 Etude 1 : Activités moyennes en phase focale (3/3).

Activité en PF (%MVC)		ES L3		GluM		BF		ST		Sol	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	9	35,9 ± 11,1	8	69,9 ± 84,7	9	41,2 ± 38,9	9	36,8 ± 37,3	6	25,1 ± 23,2
10°	confortable	9	39,3 ± 11,3	8	75,6 ± 90,4	9	41,6 ± 34,4	9	33,1 ± 21,8	6	25,8 ± 19,7
20°	confortable	9	41,2 ± 14,6	8	75,0 ± 87,5	9	41,2 ± 31,8	9	35,3 ± 24,5	6	27,4 ± 27,1
30°	confortable	9	43,5 ± 9,7	8	78,6 ± 86,9	9	41,1 ± 37,4	9	37,5 ± 31,2	6	28,2 ± 30,1
40°	confortable	9	39,1 ± 8,2	8	108,0 ± 108,0	9	41,3 ± 39,2	9	40,3 ± 30,3	6	30,1 ± 33,0
0°	maximale	9	44,1 ± 14,1	8	117,9 ± 132,6	9	52,2 ± 45,3	9	62,1 ± 57,3	6	62,8 ± 97,8
10°	maximale	9	47,2 ± 16,7	8	120,8 ± 125,0	9	54,4 ± 56,1	9	66,7 ± 75,3	6	50,9 ± 73,6
20°	maximale	9	51,2 ± 15,1	8	136,2 ± 148,8	9	56,8 ± 52,4	9	68,0 ± 73,1	6	55,7 ± 84,9
30°	maximale	9	43,9 ± 10,8	8	131,1 ± 116,7	9	59,0 ± 57,4	9	67,4 ± 67,8	6	54,3 ± 77,4
40°	maximale	9	41,2 ± 6,4	8	181,7 ± 145,7	9	57,1 ± 45,7	9	66,0 ± 56,9	6	51,8 ± 69,0

2. ETUDE 2

Tableau annexe 12 Etude 2 : Délais d'activation par rapport au début du mouvement (1/2).

Délais (ms)		ExtC		TraS		SCOM		RA		VM		RF	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	12	358,9 ± 220,0	13	168,9 ± 215,2	12	58,5 ± 443,8	10	105,1 ± 310,7	14	665,9 ± 205,3	14	569,8 ± 352,4
10°	confortable	12	335,1 ± 269,3	13	123,7 ± 143,9	12	30,9 ± 379,3	10	-29,6 ± 76,8	14	688,3 ± 163,5	14	520,1 ± 312,4
20°	confortable	12	310,2 ± 344,1	13	140,6 ± 233,9	12	-46,7 ± 163,2	10	-60,7 ± 42,0	14	778,4 ± 201,4	14	590,1 ± 384,3
30°	confortable	12	321,8 ± 292,3	13	126,3 ± 189,3	12	-89,4 ± 39,4	10	-72,5 ± 55,3	14	810,3 ± 185,7	14	462,8 ± 298,4
40°	confortable	12	355,6 ± 382,6	13	163,1 ± 316,0	12	-121,1 ± 63,5	10	-17,2 ± 76,5	14	953,9 ± 257,9	14	610,8 ± 365,0
0°	maximale	12	114,6 ± 155,1	13	9,4 ± 71,8	12	-45,8 ± 28,6	10	-16,3 ± 130,6	14	293,2 ± 103,7	14	225,3 ± 165,0
10°	maximale	12	76,8 ± 167,4	13	26,3 ± 114,4	12	55,9 ± 376,3	10	-49,9 ± 32,1	14	315,8 ± 109,4	14	197,1 ± 189,0
20°	maximale	12	118,5 ± 216,9	13	15,7 ± 76,6	12	-57,5 ± 25,8	10	-53,7 ± 35,8	14	332,0 ± 140,4	14	206,6 ± 217,0
30°	maximale	12	111,9 ± 238,0	13	18,9 ± 84,7	12	-66,7 ± 22,9	10	-6,9 ± 119,0	14	398,2 ± 142,2	14	190,7 ± 162,1
40°	maximale	12	65,5 ± 174,9	13	9,1 ± 70,5	12	-68,0 ± 30,2	10	-34,9 ± 47,9	14	477,3 ± 184,8	14	256,9 ± 198,5

Tableau annexe 13 Etude 2 : Délais d'activation par rapport au début du mouvement (2/2).

Délais (ms)		TA		Sol		GM		ST		ES T6		ES L3	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	14	51,3 ± 100,7	14	480,8 ± 341,2	14	634,8 ± 331,9	14	655,9 ± 159,9	14	280,0 ± 180,5	14	462,1 ± 182,6
10°	confortable	14	4,2 ± 48,4	14	443,3 ± 432,4	14	638,9 ± 268,3	14	726,5 ± 192,0	14	273,9 ± 139,6	14	396,6 ± 111,0
20°	confortable	14	19,2 ± 55,1	14	576,6 ± 485,7	14	691,3 ± 349,5	14	822,7 ± 265,7	14	273,9 ± 183,1	14	414,0 ± 225,4
30°	confortable	14	39,5 ± 29,3	14	523,7 ± 497,4	14	748,2 ± 474,8	14	787,3 ± 318,0	14	267,4 ± 220,4	14	354,9 ± 145,1
40°	confortable	14	82,6 ± 127,3	14	667,0 ± 511,0	14	719,8 ± 472,9	14	893,6 ± 399,3	14	253,6 ± 188,7	14	310,1 ± 142,7
0°	maximale	14	26,8 ± 76,5	14	153,8 ± 166,3	14	160,6 ± 101,6	14	272,1 ± 141,0	14	150,0 ± 77,9	14	148,9 ± 81,6
10°	maximale	14	-30,3 ± 12,3	14	172,3 ± 182,1	14	203,6 ± 160,7	14	302,3 ± 156,3	14	124,9 ± 90,1	14	131,5 ± 89,9
20°	maximale	14	-27,0 ± 19,9	14	163,1 ± 250,4	14	207,3 ± 196,8	14	340,5 ± 182,1	14	112,8 ± 88,0	14	113,3 ± 110,1

Annexes

30°	maximale	14	1,2 ± 57,9	14	122,7 ± 169,3	14	192,1 ± 218,5	14	323,8 ± 245,7	14	100,7 ± 93,5	14	93,7 ± 97,7
40°	maximale	14	0,7 ± 23,1	14	199,3 ± 245,9	14	227,0 ± 234,4	14	280,1 ± 264,4	14	105,6 ± 114,5	14	81,5 ± 93,0

Tableau annexe 14 Etude 2 : Délais d'activation par rapport au seat-off.

Délais SO		VM		TA		ST	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	14	-50,7 ± 72,2	14	-670,6 ± 151,2	14	-66,0 ± 128,2
10°	confortable	14	-74,1 ± 51,2	14	-758,2 ± 145,5	14	-35,9 ± 102,2
20°	confortable	14	-62,4 ± 61,4	14	-824,3 ± 162,5	14	-18,1 ± 131,7
30°	confortable	14	-114,5 ± 79,1	14	-885,2 ± 162,6	14	-137,5 ± 238,1
40°	confortable	14	-120,7 ± 100,1	14	-992,0 ± 224,7	14	-181,0 ± 256,7
0°	maximale	14	-82,8 ± 67,5	14	-348,5 ± 74,6	14	-103,2 ± 112,1
10°	maximale	14	-91,9 ± 47,0	14	-438,0 ± 86,4	14	-105,4 ± 116,7
20°	maximale	14	-134,2 ± 106,3	14	-493,2 ± 87,1	14	-125,7 ± 151,2
30°	maximale	14	-123,3 ± 88,3	14	-520,4 ± 133,0	14	-197,7 ± 204,9
40°	maximale	14	-130,6 ± 145,1	14	-607,4 ± 112,6	14	-327,9 ± 229,0

Tableau annexe 15 Etude 2 : Activités moyenne en phase posturale (1/2).

Activité en PP (%MVC)		ExtC		TraS		SCOM		RA		VM		RF	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	12	24,0 ± 10,4	13	22,1 ± 13,0	12	5,8 ± 3,5	10	12,4 ± 8,8	14	2,8 ± 1,6	14	3,7 ± 2,4
10°	confortable	12	25,9 ± 11,3	13	22,4 ± 11,4	12	7,3 ± 4,1	10	20,7 ± 15,9	14	2,9 ± 1,5	14	4,2 ± 2,5
20°	confortable	12	28,8 ± 17,4	13	19,9 ± 11,0	12	10,5 ± 6,0	10	29,1 ± 16,5	14	2,9 ± 1,6	14	4,2 ± 3,3
30°	confortable	12	29,5 ± 16,9	13	17,5 ± 8,7	12	12,5 ± 6,8	10	33,9 ± 17,7	14	3,0 ± 1,7	14	5,1 ± 3,6
40°	confortable	12	27,7 ± 14,3	13	16,2 ± 6,9	12	15,0 ± 7,3	10	39,3 ± 22,6	14	5,0 ± 8,3	14	4,2 ± 2,9
0°	maximale	12	46,0 ± 14,3	13	44,3 ± 27,2	12	23,5 ± 14,2	10	37,8 ± 22,0	14	4,8 ± 3,0	14	7,2 ± 5,3

Annexes

10°	maximale	12	48,0 ± 15,3	13	39,7 ± 27,4	12	25,1 ± 14,4	10	58,4 ± 43,6	14	4,8 ± 3,0	14	7,9 ± 5,3
20°	maximale	12	46,9 ± 18,1	13	29,9 ± 14,8	12	28,1 ± 14,9	10	59,9 ± 33,1	14	5,0 ± 2,9	14	7,7 ± 4,6
30°	maximale	12	48,6 ± 20,7	13	31,7 ± 15,2	12	30,2 ± 14,2	10	70,6 ± 45,5	14	4,9 ± 2,8	14	7,0 ± 3,4
40°	maximale	12	48,5 ± 18,7	13	29,8 ± 15,5	12	33,4 ± 12,9	10	70,5 ± 42,0	14	4,7 ± 2,6	14	6,7 ± 3,7

Tableau annexe 16 Etude 2 : Activités moyenne en phase posturale (2/2).

Activité en PP (%MVC)		TA		Sol		GM		ST		ES T6		ES L3	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	14	21,0 ± 17,3	14	12,4 ± 7,4	14	7,8 ± 8,1	14	2,5 ± 1,8	14	15,6 ± 11,8	14	23,5 ± 17,9
10°	confortable	14	19,8 ± 16,3	14	11,4 ± 7,0	14	7,3 ± 7,7	14	2,4 ± 1,5	14	16,0 ± 11,1	14	29,7 ± 23,4
20°	confortable	14	19,0 ± 16,9	14	11,1 ± 6,4	14	7,6 ± 7,9	14	2,4 ± 1,5	14	20,9 ± 25,6	14	31,1 ± 27,9
30°	confortable	14	17,5 ± 13,7	14	12,1 ± 6,9	14	10,1 ± 9,5	14	2,9 ± 1,8	14	19,4 ± 19,0	14	42,9 ± 42,4
40°	confortable	14	15,9 ± 12,3	14	11,4 ± 6,6	14	8,4 ± 7,1	14	3,0 ± 2,2	14	15,6 ± 9,8	14	39,5 ± 49,6
0°	maximale	14	23,6 ± 17,7	14	25,7 ± 16,1	14	24,7 ± 23,8	14	4,2 ± 3,1	14	44,0 ± 58,4	14	71,6 ± 72,5
10°	maximale	14	22,4 ± 18,1	14	21,4 ± 12,2	14	22,3 ± 20,4	14	3,6 ± 2,5	14	45,3 ± 70,0	14	78,9 ± 69,4
20°	maximale	14	21,3 ± 15,4	14	26,9 ± 22,6	14	21,9 ± 19,1	14	3,6 ± 2,1	14	47,8 ± 80,2	14	81,7 ± 77,5
30°	maximale	14	21,0 ± 17,9	14	24,3 ± 14,0	14	23,8 ± 18,5	14	5,1 ± 3,7	14	38,1 ± 43,3	14	85,4 ± 72,7
40°	maximale	14	17,9 ± 14,1	14	25,0 ± 13,8	14	23,0 ± 18,5	14	6,4 ± 6,1	14	36,3 ± 40,0	14	99,0 ± 92,9

Tableau annexe 17 Etude 2 : Activités moyenne en phase focale (1/2).

Activité en PF (%MVC)		ExtC		TraS		SCOM		RA		VM		RF	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	12	22,4 ± 11,3	13	11,3 ± 8,3	12	2,9 ± 1,7	10	5,2 ± 6,7	14	29,2 ± 10,1	14	14,5 ± 8,1
10°	confortable	12	23,0 ± 11,4	13	10,2 ± 5,9	12	2,8 ± 1,3	10	5,4 ± 6,5	14	29,2 ± 8,6	14	13,9 ± 6,9
20°	confortable	12	25,1 ± 17,4	13	9,3 ± 5,8	12	3,5 ± 1,9	10	5,1 ± 6,2	14	28,9 ± 10,3	14	13,8 ± 7,0
30°	confortable	12	27,4 ± 19,5	13	9,6 ± 7,2	12	3,3 ± 1,9	10	5,4 ± 6,2	14	27,9 ± 10,1	14	14,4 ± 7,5

Annexes

40°	confortable	12	26,7 ± 19,2	13	9,6 ± 7,2	12	3,0 ± 1,5	10	5,3 ± 6,7	14	27,3 ± 10,7	14	14,3 ± 8,1
0°	maximale	12	22,8 ± 14,0	13	9,5 ± 6,9	12	3,6 ± 2,1	10	6,0 ± 6,2	14	37,1 ± 10,0	14	18,6 ± 7,8
10°	maximale	12	21,9 ± 12,8	13	9,1 ± 7,5	12	3,6 ± 2,2	10	6,3 ± 6,0	14	32,0 ± 11,0	14	16,2 ± 8,0
20°	maximale	12	27,3 ± 21,9	13	8,8 ± 6,0	12	4,0 ± 2,6	10	6,1 ± 6,3	14	34,1 ± 11,4	14	18,1 ± 9,0
30°	maximale	12	27,4 ± 25,5	13	8,3 ± 5,1	12	3,8 ± 2,2	10	6,1 ± 6,5	14	32,3 ± 12,1	14	16,5 ± 7,6
40°	maximale	12	29,0 ± 24,8	13	9,5 ± 7,9	12	4,1 ± 2,7	10	6,4 ± 6,8	14	33,4 ± 10,6	14	17,6 ± 8,4

Tableau annexe 18 Etude 2 : Activités moyenne en phase focale (2/2).

Activité en PF (%MVC)		TA		Sol		GM		ST		ES T6		ES L3	
Inclinaison	Vitesse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
0°	confortable	14	26,1 ± 22,6	14	30,7 ± 12,0	14	18,8 ± 12,7	14	20,3 ± 10,9	14	16,4 ± 10,5	14	28,9 ± 6,4
10°	confortable	14	25,7 ± 19,7	14	31,1 ± 16,2	14	20,3 ± 18,1	14	16,6 ± 7,9	14	16,3 ± 9,4	14	29,9 ± 9,8
20°	confortable	14	25,4 ± 19,3	14	27,6 ± 13,3	14	19,9 ± 17,2	14	17,3 ± 11,8	14	16,6 ± 10,2	14	28,8 ± 8,2
30°	confortable	14	24,6 ± 21,9	14	26,4 ± 10,5	14	22,3 ± 21,9	14	16,9 ± 10,7	14	15,7 ± 8,8	14	28,4 ± 6,4
40°	confortable	14	26,7 ± 24,1	14	29,2 ± 13,5	14	20,8 ± 18,6	14	15,8 ± 9,8	14	16,3 ± 10,0	14	28,8 ± 8,5
0°	maximale	14	30,3 ± 21,2	14	38,7 ± 19,2	14	34,1 ± 27,6	14	29,1 ± 22,9	14	14,6 ± 8,2	14	35,3 ± 14,5
10°	maximale	14	27,4 ± 21,3	14	33,8 ± 14,1	14	35,7 ± 31,9	14	23,8 ± 15,0	14	15,0 ± 8,9	14	31,1 ± 11,1
20°	maximale	14	26,9 ± 17,0	14	35,1 ± 17,1	14	31,2 ± 28,1	14	30,3 ± 21,8	14	15,5 ± 8,8	14	32,4 ± 15,3
30°	maximale	14	26,6 ± 16,2	14	34,1 ± 16,0	14	33,0 ± 25,5	14	28,4 ± 22,1	14	15,1 ± 7,3	14	28,8 ± 9,9
40°	maximale	14	27,0 ± 20,7	14	36,6 ± 22,0	14	35,5 ± 28,0	14	26,8 ± 17,2	14	15,4 ± 7,6	14	30,2 ± 9,4

Tableau annexe 19 Etude 2 : Paramètres biomécaniques.

		Recul du CP (m)	Vx max	Vz max	Durée PP	Durée PF	Durée totale	Position du CM au SO (m)
Inclinaison	Vitesse	m ± SD	m ± SD	m ± SD	m ± SD	m ± SD	m ± SD	m ± SD
0°	confortable	-0,055 ± 0,024	0,51 ± 0,10	0,56 ± 0,11	721,9 ± 159,3	1797,0 ± 322,8	2518,9 ± 410,8	-0,300 ± 0,021

Annexes

10°	confortable	-0,059 ± 0,021	0,53 ± 0,08	0,57 ± 0,10	762,4 ± 150,1	1758,1 ± 333,8	2520,5 ± 388,6	-0,308 ± 0,020
20°	confortable	-0,061 ± 0,023	0,54 ± 0,08	0,58 ± 0,10	840,8 ± 172,9	1771,7 ± 364,5	2612,5 ± 455,6	-0,315 ± 0,028
30°	confortable	-0,066 ± 0,025	0,55 ± 0,08	0,59 ± 0,10	924,8 ± 153,9	1762,7 ± 388,0	2687,5 ± 438,8	-0,311 ± 0,019
40°	confortable	-0,064 ± 0,023	0,55 ± 0,07	0,58 ± 0,09	1061,2 ± 172,0	1787,9 ± 383,5	2849,1 ± 414,5	-0,312 ± 0,020
0°	maximale	-0,201 ± 0,077	0,66 ± 0,09	0,87 ± 0,17	375,8 ± 68,6	1553,1 ± 215,4	1928,9 ± 248,6	-0,325 ± 0,021
10°	maximale	-0,202 ± 0,078	0,69 ± 0,08	0,84 ± 0,17	409,3 ± 93,8	1747,4 ± 387,5	2156,7 ± 369,2	-0,335 ± 0,020
20°	maximale	-0,186 ± 0,069	0,71 ± 0,08	0,85 ± 0,14	466,8 ± 94,8	1510,1 ± 228,9	1977,0 ± 276,3	-0,345 ± 0,017
30°	maximale	-0,171 ± 0,062	0,72 ± 0,07	0,87 ± 0,16	529,1 ± 106,5	1638,7 ± 320,0	2167,9 ± 347,9	-0,347 ± 0,018
40°	maximale	-0,152 ± 0,052	0,73 ± 0,08	0,86 ± 0,16	611,1 ± 119,1	1527,4 ± 271,3	2138,5 ± 299,9	-0,345 ± 0,017

3. ETUDE 3

Tableau annexe 20 Etude 3 : Activités moyennes en phase posturale (1/2).

Activité en PP (%MVC)			ExtC		TraS		SCOM		RA		VM		RF	
Vitesse	Inclinaison	Mousse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
confortable	0°	30	13	25,0 ± 13,0	13	19,1 ± 12,9	8	6,8 ± 1,9	7	11,5 ± 6,8	14	2,9 ± 1,6	14	3,6 ± 2,7
confortable	0°	40	13	26,7 ± 14,5	13	18,5 ± 13,6	8	7,5 ± 4,8	7	13,0 ± 10,2	14	2,9 ± 1,5	14	3,6 ± 2,3
confortable	0°	50	13	25,6 ± 15,5	13	16,2 ± 13,3	8	7,2 ± 2,8	7	10,2 ± 7,6	14	2,8 ± 1,4	14	4,3 ± 3,5
confortable	20°	30	13	29,3 ± 14,1	13	19,9 ± 10,0	8	9,5 ± 4,6	7	25,2 ± 13,0	14	3,0 ± 1,9	14	4,3 ± 2,6
confortable	20°	40	13	28,9 ± 17,2	13	17,6 ± 10,9	8	10,2 ± 4,9	7	25,1 ± 10,6	14	2,8 ± 1,6	14	4,4 ± 3,0
confortable	20°	50	13	29,4 ± 17,1	13	16,5 ± 11,3	8	10,4 ± 4,7	7	24,1 ± 11,0	14	2,9 ± 1,9	14	4,9 ± 3,6
confortable	40°	30	13	32,1 ± 16,7	13	16,6 ± 9,3	8	13,7 ± 6,9	7	35,4 ± 15,2	14	4,8 ± 3,1	14	4,1 ± 4,0
confortable	40°	40	13	30,2 ± 15,5	13	15,4 ± 10,0	8	15,6 ± 7,8	7	37,3 ± 16,4	14	3,9 ± 2,3	14	4,7 ± 3,6
confortable	40°	50	13	29,0 ± 15,6	13	13,7 ± 9,2	8	16,4 ± 7,5	7	37,1 ± 17,6	14	4,4 ± 3,2	14	4,7 ± 6,7
maximale	0°	30	13	51,1 ± 19,4	13	41,5 ± 21,2	8	30,0 ± 13,9	7	45,3 ± 27,4	14	2,9 ± 1,6	14	6,4 ± 2,9
maximale	0°	40	13	55,6 ± 23,8	13	41,1 ± 32,4	8	31,6 ± 11,8	7	59,0 ± 39,1	14	3,1 ± 1,9	14	5,8 ± 2,9
maximale	0°	50	13	58,9 ± 24,6	13	38,4 ± 31,0	8	34,5 ± 12,2	7	55,9 ± 42,2	14	2,8 ± 1,4	14	6,7 ± 2,8

Annexes

maximale	20°	30	13	51,1 ± 22,6	13	36,9 ± 19,5	8	34,8 ± 14,0	7	54,5 ± 30,6	14	4,5 ± 2,6	14	6,2 ± 4,3
maximale	20°	40	13	50,2 ± 21,1	13	32,9 ± 20,9	8	35,9 ± 11,8	7	64,7 ± 44,5	14	4,1 ± 2,6	14	5,6 ± 3,8
maximale	20°	50	13	50,6 ± 20,0	13	29,3 ± 14,3	8	37,1 ± 11,9	7	52,7 ± 30,9	14	4,5 ± 2,8	14	7,1 ± 4,3
maximale	40°	30	13	54,0 ± 23,4	13	30,0 ± 20,6	8	35,4 ± 12,5	7	71,6 ± 39,5	14	5,1 ± 2,8	14	5,8 ± 3,0
maximale	40°	40	13	53,9 ± 20,5	13	26,4 ± 11,2	8	40,1 ± 12,5	7	79,0 ± 48,3	14	4,2 ± 2,3	14	5,4 ± 2,9
maximale	40°	50	13	52,4 ± 18,9	13	25,6 ± 12,5	8	40,8 ± 12,2	7	57,1 ± 29,9	14	4,5 ± 2,4	14	5,6 ± 3,1

Tableau annexe 21 Etude 3 : Activités moyennes en phase posturale (2/2).

Activité en PP (%MVC)			TA		Sol		GM		ST		ES T6		ES L3	
Vitesse	Inclinaison	Mousse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
confortable	0°	30	14	19,4 ± 14,7	13	11,2 ± 6,3	9	9,1 ± 9,0	5	2,4 ± 1,0	8	13,3 ± 5,9	6	28,3 ± 20,9
confortable	0°	40	14	18,4 ± 13,1	13	11,3 ± 6,7	9	9,2 ± 8,0	5	2,4 ± 0,9	8	12,6 ± 5,2	6	28,0 ± 22,4
confortable	0°	50	14	17,3 ± 12,4	13	10,9 ± 6,1	9	7,9 ± 7,4	5	2,4 ± 0,9	8	13,6 ± 6,7	6	36,0 ± 34,8
confortable	20°	30	14	17,4 ± 14,3	13	11,5 ± 5,9	9	8,6 ± 7,2	5	2,2 ± 0,8	8	13,5 ± 7,0	6	36,6 ± 37,4
confortable	20°	40	14	15,4 ± 13,7	13	10,9 ± 6,1	9	8,6 ± 7,6	5	2,1 ± 0,8	8	13,5 ± 7,3	6	41,1 ± 44,2
confortable	20°	50	14	17,4 ± 14,0	13	11,3 ± 6,5	9	8,0 ± 7,4	5	2,0 ± 0,6	8	14,1 ± 7,6	6	44,0 ± 39,6
confortable	40°	30	14	13,8 ± 11,3	13	11,2 ± 5,0	9	8,8 ± 6,2	5	3,1 ± 1,4	8	13,3 ± 7,9	6	30,8 ± 26,5
confortable	40°	40	14	14,0 ± 13,2	13	11,0 ± 5,8	9	9,7 ± 7,2	5	2,8 ± 1,1	8	13,4 ± 7,7	6	32,9 ± 30,6
confortable	40°	50	14	14,6 ± 12,2	13	12,1 ± 6,7	9	10,6 ± 7,4	5	2,7 ± 0,8	8	13,4 ± 7,8	6	45,9 ± 48,3
maximale	0°	30	14	21,3 ± 17,6	13	19,8 ± 11,4	9	21,4 ± 18,0	5	3,1 ± 1,4	8	21,9 ± 5,7	6	51,0 ± 22,1
maximale	0°	40	14	19,8 ± 16,6	13	21,5 ± 14,9	9	18,2 ± 12,3	5	3,4 ± 1,1	8	23,8 ± 5,5	6	62,0 ± 42,4
maximale	0°	50	14	20,4 ± 16,9	13	23,0 ± 15,6	9	22,0 ± 16,7	5	4,5 ± 4,1	8	23,8 ± 5,0	6	61,4 ± 47,3
maximale	20°	30	14	18,8 ± 13,2	13	22,8 ± 13,4	9	21,5 ± 11,6	5	4,3 ± 1,0	8	22,4 ± 6,7	6	71,2 ± 57,6
maximale	20°	40	14	18,8 ± 16,6	13	21,1 ± 15,6	9	21,4 ± 15,0	5	3,9 ± 1,1	8	23,6 ± 9,1	6	73,7 ± 55,7
maximale	20°	50	14	18,5 ± 14,1	13	21,5 ± 13,4	9	19,5 ± 14,9	5	4,0 ± 1,0	8	21,5 ± 7,4	6	84,0 ± 55,9
maximale	40°	30	14	16,5 ± 11,4	13	21,8 ± 13,3	9	28,7 ± 22,7	5	8,9 ± 7,8	8	21,1 ± 9,3	6	64,8 ± 36,5
maximale	40°	40	14	16,1 ± 11,7	13	21,2 ± 11,4	9	24,6 ± 17,6	5	6,9 ± 3,4	8	21,4 ± 9,3	6	75,6 ± 41,4

Annexes

maximale	40°	50	14	15,6 ± 10,0	13	23,4 ± 15,1	9	25,2 ± 19,8	5	7,8 ± 3,8	8	20,5 ± 9,9	6	77,5 ± 48,6
----------	-----	----	----	-------------	----	-------------	---	-------------	---	-----------	---	------------	---	-------------

Tableau annexe 22 Etude 3 : Activités moyennes en phase focale (1/2).

Activité en PF (%MVC)			ExtC		TraS		SCOM		RA		VM		RF	
Vitesse	Inclinaison	Mousse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
confortable	0°	30	13	22,2 ± 12,8	13	8,6 ± 6,5	8	3,1 ± 1,3	7	3,8 ± 3,8	14	30,5 ± 12,7	14	14,3 ± 7,0
confortable	0°	40	13	24,1 ± 15,8	13	8,6 ± 7,9	8	3,3 ± 2,0	7	4,1 ± 4,0	14	29,6 ± 10,5	14	13,7 ± 7,0
confortable	0°	50	13	26,2 ± 20,8	13	6,1 ± 4,7	8	3,6 ± 2,5	7	3,7 ± 3,7	14	31,5 ± 13,1	14	14,7 ± 6,9
confortable	20°	30	13	24,6 ± 14,9	13	8,6 ± 5,4	8	3,8 ± 2,1	7	4,3 ± 3,7	14	33,5 ± 11,9	14	15,8 ± 8,1
confortable	20°	40	13	26,2 ± 19,6	13	9,3 ± 8,2	8	3,4 ± 2,1	7	3,8 ± 3,6	14	30,2 ± 13,0	14	13,9 ± 6,3
confortable	20°	50	13	26,7 ± 18,5	13	6,7 ± 6,9	8	3,8 ± 2,8	7	4,1 ± 3,4	14	27,9 ± 9,6	14	14,5 ± 6,8
confortable	40°	30	13	28,2 ± 17,1	13	10,0 ± 9,2	8	3,6 ± 1,7	7	4,2 ± 3,9	14	29,8 ± 9,5	14	14,7 ± 7,8
confortable	40°	40	13	27,1 ± 19,7	13	7,2 ± 5,9	8	3,9 ± 2,7	7	4,1 ± 3,6	14	32,1 ± 12,2	14	15,8 ± 8,6
confortable	40°	50	13	27,0 ± 19,0	13	7,4 ± 8,5	8	4,0 ± 2,6	7	4,3 ± 3,5	14	30,6 ± 9,0	14	15,2 ± 8,7
maximale	0°	30	13	26,7 ± 23,9	13	10,3 ± 8,2	8	4,2 ± 1,6	7	5,6 ± 4,2	14	34,7 ± 8,7	14	18,0 ± 7,8
maximale	0°	40	13	27,2 ± 23,5	13	8,8 ± 9,2	8	4,4 ± 2,4	7	5,1 ± 3,6	14	32,3 ± 10,3	14	16,4 ± 7,7
maximale	0°	50	13	28,1 ± 25,8	13	7,3 ± 7,8	8	4,7 ± 2,6	7	5,2 ± 3,9	14	34,2 ± 13,8	14	17,5 ± 9,0
maximale	20°	30	13	26,9 ± 21,0	13	9,2 ± 8,2	8	4,4 ± 2,2	7	5,2 ± 4,0	14	32,7 ± 10,5	14	17,0 ± 7,0
maximale	20°	40	13	28,8 ± 22,5	13	9,0 ± 7,1	8	5,1 ± 3,2	7	5,1 ± 4,7	14	33,2 ± 10,8	14	17,0 ± 8,0
maximale	20°	50	13	30,6 ± 24,8	13	7,8 ± 7,7	8	5,1 ± 3,0	7	5,2 ± 4,3	14	32,1 ± 11,2	14	17,4 ± 9,4
maximale	40°	30	13	27,4 ± 17,0	13	8,4 ± 7,6	8	4,5 ± 2,2	7	5,4 ± 4,0	14	31,8 ± 9,6	14	16,7 ± 7,9
maximale	40°	40	13	28,2 ± 22,1	13	8,2 ± 8,1	8	4,5 ± 2,7	7	5,6 ± 4,2	14	28,9 ± 10,1	14	15,2 ± 7,7
maximale	40°	50	13	30,8 ± 21,3	13	7,6 ± 5,8	8	5,7 ± 4,9	7	4,8 ± 4,2	14	29,6 ± 7,9	14	15,5 ± 7,2

Tableau annexe 23 Etude 3 : Activités moyennes en phase focale (2/2).

Activité en PF (%MVC)	TA	Sol	GM	ST	ES T6	ES L3
-----------------------	----	-----	----	----	-------	-------

Annexes

Vitesse	Inclinaison	Mousse	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
confortable	0°	30	14	24,5 ± 16,6	13	26,4 ± 12,0	9	18,4 ± 17,2	5	11,6 ± 6,4	8	15,5 ± 9,7	6	30,2 ± 9,7
confortable	0°	40	14	26,2 ± 21,5	13	27,0 ± 12,0	9	19,4 ± 18,5	5	10,6 ± 4,8	8	14,7 ± 8,6	6	28,5 ± 7,0
confortable	0°	50	14	25,1 ± 20,5	13	27,4 ± 12,8	9	20,5 ± 19,5	5	15,3 ± 8,5	8	14,5 ± 9,4	6	27,4 ± 7,6
confortable	20°	30	14	30,2 ± 28,9	13	27,2 ± 11,7	9	22,8 ± 25,5	5	13,9 ± 6,5	8	16,3 ± 9,7	6	28,4 ± 6,8
confortable	20°	40	14	25,7 ± 21,7	13	25,0 ± 9,9	9	16,9 ± 14,6	5	13,0 ± 5,9	8	15,7 ± 9,5	6	29,6 ± 17,2
confortable	20°	50	14	23,7 ± 15,8	13	25,7 ± 11,7	9	18,6 ± 18,5	5	14,3 ± 9,5	8	13,8 ± 8,4	6	26,8 ± 10,2
confortable	40°	30	14	24,2 ± 16,8	13	24,9 ± 11,4	9	18,7 ± 17,6	5	14,0 ± 6,9	8	16,9 ± 9,6	6	26,6 ± 7,8
confortable	40°	40	14	27,1 ± 17,6	13	25,4 ± 12,0	9	18,1 ± 14,3	5	14,0 ± 5,6	8	16,4 ± 8,6	6	31,9 ± 8,7
confortable	40°	50	14	27,1 ± 24,4	13	27,7 ± 12,4	9	19,4 ± 18,0	5	18,5 ± 15,4	8	15,7 ± 8,5	6	32,0 ± 11,3
maximale	0°	30	14	30,7 ± 22,8	13	30,1 ± 10,9	9	27,5 ± 29,1	5	13,3 ± 6,0	8	14,8 ± 9,1	6	31,2 ± 13,1
maximale	0°	40	14	28,5 ± 20,4	13	29,7 ± 10,8	9	22,3 ± 17,6	5	12,9 ± 5,1	8	15,1 ± 7,9	6	32,0 ± 14,8
maximale	0°	50	14	27,5 ± 18,1	13	30,2 ± 11,6	9	25,7 ± 23,2	5	16,0 ± 9,2	8	14,6 ± 7,5	6	33,1 ± 12,9
maximale	20°	30	14	30,6 ± 23,1	13	29,6 ± 10,4	9	28,9 ± 26,2	5	16,4 ± 6,8	8	16,6 ± 9,3	6	31,9 ± 13,1
maximale	20°	40	14	28,5 ± 21,4	13	33,2 ± 13,3	9	26,9 ± 22,6	5	11,8 ± 4,3	8	15,8 ± 9,0	6	28,3 ± 11,1
maximale	20°	50	14	28,7 ± 22,6	13	29,9 ± 9,2	9	27,8 ± 28,4	5	17,2 ± 11,4	8	16,8 ± 11,3	6	35,3 ± 18,2
maximale	40°	30	14	27,9 ± 23,6	13	32,5 ± 13,7	9	34,7 ± 35,5	5	15,2 ± 7,6	8	14,9 ± 8,9	6	24,5 ± 7,5
maximale	40°	40	14	24,6 ± 19,5	13	32,7 ± 13,0	9	30,8 ± 24,8	5	11,2 ± 5,0	8	14,1 ± 8,3	6	28,6 ± 8,5
maximale	40°	50	14	24,6 ± 19,2	13	32,2 ± 10,9	9	30,6 ± 30,2	5	17,5 ± 10,7	8	15,4 ± 8,6	6	28,5 ± 9,3

Tableau annexe 24 Etude 3 : Paramètres biomécaniques.

			Recul du CP (m)	Vx max (m/s)	Vz max (m/s)	Durée PP (ms)	Durée PF (ms)	Durée totale (ms)
Vitesse	Inclinaison	Mousse	m ± SD	m ± SD	m ± SD	m ± SD	m ± SD	m ± SD
confortable	0°	30	-0,05 ± 0,02	0,50 ± 0,07	0,55 ± 0,09	712,5 ± 113,5	1848,3 ± 278,9	2560,8 ± 340,0
confortable	0°	40	-0,05 ± 0,02	0,52 ± 0,08	0,55 ± 0,10	743,5 ± 112,8	1756,6 ± 282,5	2500,1 ± 338,2
confortable	0°	50	-0,06 ± 0,02	0,52 ± 0,07	0,58 ± 0,10	715,1 ± 151,6	1637,1 ± 325,9	2352,2 ± 416,0

confortable	20°	30	-0,05 ± 0,02	0,54 ± 0,07	0,58 ± 0,10	875,3 ± 121,8	1591,7 ± 403,7	2467,0 ± 452,3
confortable	20°	40	-0,06 ± 0,02	0,54 ± 0,09	0,58 ± 0,09	879,5 ± 172,5	1675,9 ± 456,1	2555,4 ± 540,6
confortable	20°	50	-0,06 ± 0,02	0,54 ± 0,07	0,58 ± 0,11	821,3 ± 134,8	1855,7 ± 354,5	2677,0 ± 453,3
confortable	40°	30	-0,06 ± 0,02	0,55 ± 0,07	0,58 ± 0,08	1069,8 ± 159,2	1716,2 ± 345,5	2786,0 ± 431,4
confortable	40°	40	-0,06 ± 0,02	0,55 ± 0,08	0,59 ± 0,10	1074,0 ± 169,3	1597,3 ± 350,3	2671,3 ± 462,8
confortable	40°	50	-0,07 ± 0,02	0,55 ± 0,07	0,60 ± 0,09	1044,8 ± 189,3	1644,6 ± 205,6	2689,5 ± 316,6
maximale	0°	30	-0,19 ± 0,07	0,67 ± 0,07	0,87 ± 0,18	388,9 ± 83,8	1527,7 ± 300,1	1916,6 ± 315,6
maximale	0°	40	-0,21 ± 0,08	0,67 ± 0,06	0,84 ± 0,18	393,4 ± 77,1	1519,9 ± 228,8	1913,3 ± 264,3
maximale	0°	50	-0,20 ± 0,07	0,67 ± 0,06	0,88 ± 0,18	387,5 ± 115,0	1565,4 ± 284,6	1952,9 ± 294,5
maximale	20°	30	-0,18 ± 0,06	0,70 ± 0,07	0,85 ± 0,16	471,3 ± 95,0	1508,4 ± 336,9	1979,7 ± 342,7
maximale	20°	40	-0,18 ± 0,07	0,70 ± 0,08	0,84 ± 0,16	491,4 ± 158,6	1504,7 ± 274,6	1996,1 ± 309,9
maximale	20°	50	-0,18 ± 0,07	0,71 ± 0,07	0,87 ± 0,16	460,1 ± 108,6	1508,3 ± 312,1	1968,5 ± 262,9
maximale	40°	30	-0,16 ± 0,05	0,74 ± 0,07	0,85 ± 0,16	631,9 ± 98,2	1611,2 ± 263,8	2243,1 ± 283,3
maximale	40°	40	-0,16 ± 0,06	0,73 ± 0,07	0,85 ± 0,15	624,3 ± 167,5	1627,3 ± 342,1	2251,6 ± 354,5
maximale	40°	50	-0,16 ± 0,06	0,74 ± 0,06	0,87 ± 0,16	614,9 ± 128,8	1554,6 ± 225,0	2169,5 ± 279,3

4. ETUDE 4

Tableau annexe 25 Etude 4 : Activités moyennes en phase posturale (1/2).

Activité en PP (%MVC)			ExtC		TraS		SCOM		RA		VM		RF	
Vitesse	Inclinaison	Champ	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
confortable	0°	occupé	15	23,8 ± 12,3	14	22,2 ± 19,9	14	4,1 ± 1,8	9	16,2 ± 16,3	15	5,4 ± 3,7	15	6,2 ± 4,8
confortable	0°	libre	15	21,5 ± 8,0	14	21,1 ± 15,0	14	4,7 ± 1,9	9	12,8 ± 9,4	15	5,0 ± 4,5	15	5,7 ± 3,7
confortable	20°	occupé	15	29,0 ± 14,0	14	24,5 ± 18,2	14	8,4 ± 4,1	9	35,8 ± 30,7	15	5,9 ± 4,7	15	7,5 ± 6,1
confortable	20°	libre	15	27,6 ± 13,8	14	21,5 ± 18,0	14	7,9 ± 4,0	9	31,8 ± 22,8	15	4,7 ± 4,1	15	5,8 ± 3,9
confortable	40°	occupé	15	30,0 ± 14,0	14	20,3 ± 17,7	14	12,4 ± 4,9	9	51,0 ± 33,2	15	6,6 ± 6,7	15	7,1 ± 4,4
confortable	40°	libre	15	27,9 ± 12,3	14	16,7 ± 15,0	14	11,6 ± 4,8	9	50,2 ± 30,0	15	5,1 ± 4,4	15	6,2 ± 4,7

Annexes

maximale	0°	occupé	15	56,2 ± 29,9	14	55,7 ± 46,8	14	24,2 ± 7,6	9	63,7 ± 41,4	15	7,1 ± 5,3	15	9,7 ± 5,6
maximale	0°	libre	15	56,4 ± 31,9	14	57,1 ± 60,3	14	26,4 ± 9,8	9	51,5 ± 26,8	15	7,2 ± 6,4	15	9,6 ± 6,3
maximale	20°	occupé	15	58,3 ± 34,6	14	44,5 ± 44,0	14	29,8 ± 9,6	9	71,4 ± 40,2	15	7,5 ± 5,8	15	9,7 ± 5,8
maximale	20°	libre	15	55,9 ± 29,9	14	40,8 ± 36,1	14	27,9 ± 7,5	9	72,3 ± 30,8	15	7,4 ± 7,6	15	10,2 ± 6,5
maximale	40°	occupé	15	58,5 ± 35,9	14	34,3 ± 23,9	14	30,4 ± 7,4	9	82,4 ± 41,7	15	8,8 ± 7,3	15	10,9 ± 6,0
maximale	40°	libre	15	54,3 ± 27,1	14	32,5 ± 29,8	14	32,3 ± 10,6	9	76,1 ± 30,4	15	7,6 ± 6,2	15	10,2 ± 6,5

Tableau annexe 26 Etude 4 : Activités moyennes en phase posturale (2/2).

Activité en PP (%MVC)			TA		Sol		GM		ST		ES T6		ES L3	
Vitesse	Inclinaison	Champ	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
confortable	0°	occupé	15	21,2 ± 19,6	15	13,3 ± 10,6	9	7,3 ± 4,3	9	2,2 ± 0,8	10	16,3 ± 9,0	7	14,5 ± 7,6
confortable	0°	libre	15	16,8 ± 12,3	15	11,3 ± 7,9	9	5,6 ± 2,7	9	2,5 ± 1,9	10	15,5 ± 7,5	7	13,6 ± 7,1
confortable	20°	occupé	15	16,8 ± 10,9	15	11,9 ± 7,5	9	6,5 ± 3,1	9	2,4 ± 1,2	10	18,0 ± 11,1	7	18,7 ± 11,6
confortable	20°	libre	15	14,3 ± 9,3	15	10,3 ± 6,8	9	5,5 ± 2,5	9	2,1 ± 0,8	10	14,3 ± 8,1	7	15,6 ± 11,7
confortable	40°	occupé	15	14,6 ± 8,9	15	11,4 ± 5,3	9	8,7 ± 8,8	9	3,8 ± 2,5	10	15,0 ± 9,5	7	18,0 ± 14,6
confortable	40°	libre	15	11,6 ± 6,8	15	10,0 ± 5,8	9	6,4 ± 3,6	9	2,6 ± 1,7	10	13,4 ± 8,2	7	13,5 ± 9,7
maximale	0°	occupé	15	16,9 ± 10,2	15	18,8 ± 9,8	9	19,2 ± 22,3	9	5,0 ± 7,1	10	32,0 ± 25,4	7	25,1 ± 17,4
maximale	0°	libre	15	16,1 ± 11,0	15	17,1 ± 9,4	9	17,5 ± 22,5	9	5,8 ± 9,5	10	31,0 ± 21,6	7	25,2 ± 20,1
maximale	20°	occupé	15	16,0 ± 9,6	15	19,2 ± 13,0	9	18,3 ± 21,6	9	3,7 ± 2,1	10	37,2 ± 29,9	7	26,9 ± 14,1
maximale	20°	libre	15	14,6 ± 11,7	15	16,6 ± 10,2	9	17,9 ± 21,2	9	2,9 ± 1,7	10	28,9 ± 16,7	7	25,5 ± 19,5
maximale	40°	occupé	15	15,7 ± 10,6	15	21,2 ± 14,0	9	23,8 ± 28,9	9	6,9 ± 4,3	10	31,6 ± 22,5	7	34,5 ± 25,3
maximale	40°	libre	15	11,9 ± 7,7	15	16,1 ± 8,1	9	19,4 ± 23,9	9	6,2 ± 4,0	10	28,1 ± 23,6	7	25,8 ± 11,8

Annexes

Tableau annexe 27 Etude 4 : Activités moyennes en phase focale (1/2).

Activité en PF (%MVC)			ExtC		TraS		SCOM		RA		VM		RF	
Vitesse	Inclinaison	Champ	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
confortable	0°	occupé	15	16,0 ± 7,7	14	9,8 ± 10,3	14	2,2 ± 1,0	9	4,8 ± 4,5	15	44,9 ± 18,1	15	24,0 ± 13,6
confortable	0°	libre	15	15,9 ± 7,6	14	7,7 ± 6,7	14	2,2 ± 0,9	9	4,6 ± 4,1	15	38,7 ± 24,1	15	17,1 ± 9,0
maximale	0°	occupé	15	17,1 ± 8,6	14	10,8 ± 8,3	14	2,3 ± 1,2	9	5,3 ± 4,5	15	48,1 ± 24,5	15	23,8 ± 15,1
maximale	0°	libre	15	17,7 ± 8,8	14	8,1 ± 5,3	14	2,3 ± 1,1	9	4,8 ± 4,1	15	35,9 ± 22,2	15	16,0 ± 8,6
confortable	20°	occupé	15	17,1 ± 9,1	14	12,1 ± 11,6	14	2,8 ± 1,8	9	5,4 ± 5,5	15	44,5 ± 18,7	15	23,9 ± 15,0
confortable	20°	libre	15	19,8 ± 11,3	14	8,0 ± 5,2	14	2,5 ± 1,2	9	5,3 ± 4,8	15	40,1 ± 22,1	15	17,5 ± 11,3
maximale	20°	occupé	15	18,8 ± 8,5	14	12,3 ± 9,8	14	3,1 ± 1,3	9	6,3 ± 6,5	15	46,1 ± 23,0	15	26,1 ± 16,2
maximale	20°	libre	15	19,0 ± 9,0	14	12,2 ± 13,9	14	3,6 ± 2,3	9	5,5 ± 5,5	15	44,5 ± 28,2	15	22,8 ± 14,4
confortable	40°	occupé	15	19,3 ± 10,3	14	10,7 ± 9,4	14	3,4 ± 2,1	9	6,0 ± 5,9	15	46,1 ± 22,3	15	27,8 ± 18,6
confortable	40°	libre	15	20,3 ± 10,8	14	10,9 ± 11,2	14	3,0 ± 1,5	9	6,1 ± 5,9	15	39,6 ± 27,7	15	20,7 ± 11,7
maximale	40°	occupé	15	18,1 ± 9,1	14	8,4 ± 5,9	14	3,2 ± 2,0	9	5,7 ± 5,1	15	49,4 ± 25,4	15	27,7 ± 19,4
maximale	40°	libre	15	22,9 ± 18,1	14	8,6 ± 5,4	14	2,8 ± 1,6	9	5,4 ± 4,7	15	42,1 ± 27,9	15	22,0 ± 13,4

Tableau annexe 28 Etude 4 : Activités moyennes en phase focale (2/2).

Activité en PF (%MVC)			TA		Sol		GM		ST		ES T6		ES L3	
Vitesse	Inclinaison	Champ	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD	N	m ± SD
confortable	0°	occupé	15	31,4 ± 20,8	15	26,6 ± 14,9	9	11,5 ± 5,5	9	10,8 ± 8,7	10	17,8 ± 12,5	7	21,5 ± 11,2
confortable	0°	libre	15	17,8 ± 9,9	15	23,7 ± 8,0	9	12,3 ± 4,6	9	13,0 ± 7,3	10	18,5 ± 9,5	7	21,0 ± 12,2
maximale	0°	occupé	15	30,9 ± 20,0	15	26,8 ± 14,6	9	10,3 ± 5,2	9	10,2 ± 8,2	10	17,1 ± 10,8	7	22,2 ± 13,2
maximale	0°	libre	15	17,1 ± 10,4	15	23,8 ± 9,6	9	11,2 ± 4,2	9	12,0 ± 6,9	10	17,8 ± 10,3	7	21,1 ± 13,5
confortable	20°	occupé	15	26,9 ± 16,6	15	28,1 ± 16,0	9	12,3 ± 6,5	9	12,3 ± 12,4	10	17,5 ± 11,4	7	18,9 ± 10,2
confortable	20°	libre	15	18,5 ± 9,9	15	24,1 ± 9,6	9	12,8 ± 5,4	9	15,4 ± 16,2	10	19,5 ± 10,2	7	22,2 ± 15,1
maximale	20°	occupé	15	26,8 ± 12,8	15	25,6 ± 10,0	9	13,7 ± 7,6	9	22,1 ± 31,1	10	20,4 ± 11,1	7	23,1 ± 14,5

Annexes

maximale	20°	libre	15	21,5 ± 12,3	15	26,7 ± 9,4	9	18,6 ± 15,8	9	17,4 ± 15,9	10	21,7 ± 19,3	7	21,3 ± 12,5
confortable	40°	occupé	15	28,5 ± 18,0	15	27,5 ± 11,2	9	15,0 ± 8,4	9	16,2 ± 17,5	10	17,8 ± 9,6	7	21,6 ± 13,7
confortable	40°	libre	15	19,2 ± 11,6	15	27,1 ± 7,7	9	17,5 ± 7,9	9	17,0 ± 16,7	10	19,1 ± 9,9	7	19,6 ± 11,8
maximale	40°	occupé	15	26,8 ± 14,7	15	28,3 ± 13,0	9	13,9 ± 6,9	9	21,8 ± 32,8	10	15,6 ± 6,8	7	20,3 ± 12,9
maximale	40°	libre	15	19,3 ± 11,6	15	27,0 ± 7,4	9	17,5 ± 5,4	9	20,4 ± 24,3	10	18,3 ± 8,1	7	23,9 ± 16,4

Tableau annexe 29 Etude 4 : Paramètres biomécaniques.

			Recul du CP (m)	Vx max (m/s)	Vz max (m/s)	Durée PP (ms)	Durée PF (ms)	Durée totale (ms)	Position du CM au SO (m)	Vz SO (m/s)
Vitesse	Inclinaison	Champ	m ± SD	m ± SD	m ± SD	m ± SD	m ± SD	m ± SD	m ± SD	m ± SD
confortable	0°	occupé	-0,057 ± 0,018	0,477 ± 0,050	0,579 ± 0,068	695,4 ± 117,3	1908,7 ± 386,1	2604,1 ± 372,6	-0,296 ± 0,035	0,075 ± 0,040
confortable	0°	libre	-0,070 ± 0,016	0,522 ± 0,054	0,575 ± 0,076	702,2 ± 88,4	1967,4 ± 349,9	2669,6 ± 295,5	-0,327 ± 0,066	0,014 ± 0,042
confortable	20°	occupé	-0,082 ± 0,023	0,522 ± 0,052	0,586 ± 0,086	767,6 ± 125,1	1861,6 ± 308,5	2629,2 ± 313,9	-0,306 ± 0,038	0,084 ± 0,044
confortable	20°	libre	-0,083 ± 0,024	0,563 ± 0,052	0,580 ± 0,073	805,2 ± 140,5	1830,0 ± 286,9	2635,2 ± 308,3	-0,333 ± 0,073	0,013 ± 0,047
confortable	40°	occupé	-0,086 ± 0,026	0,515 ± 0,050	0,618 ± 0,079	1010,8 ± 189,0	1987,5 ± 354,3	2998,3 ± 390,9	-0,309 ± 0,039	0,066 ± 0,048
confortable	40°	libre	-0,081 ± 0,024	0,552 ± 0,059	0,589 ± 0,082	1022,3 ± 163,0	1786,8 ± 306,7	2809,1 ± 373,8	-0,343 ± 0,078	0,001 ± 0,044
maximale	0°	occupé	-0,235 ± 0,069	0,631 ± 0,070	0,919 ± 0,161	329,1 ± 48,9	1759,4 ± 410,6	2088,5 ± 389,6	-0,330 ± 0,035	0,187 ± 0,066
maximale	0°	libre	-0,238 ± 0,059	0,681 ± 0,059	0,923 ± 0,139	337,1 ± 54,6	1796,2 ± 288,9	2133,3 ± 295,5	-0,365 ± 0,065	0,161 ± 0,071
maximale	20°	occupé	-0,222 ± 0,074	0,669 ± 0,061	0,893 ± 0,147	417,0 ± 81,1	1732,8 ± 239,0	2149,8 ± 244,6	-0,345 ± 0,039	0,206 ± 0,090
maximale	20°	libre	-0,224 ± 0,061	0,730 ± 0,067	0,905 ± 0,130	425,7 ± 76,5	1821,6 ± 271,8	2247,2 ± 252,7	-0,377 ± 0,066	0,163 ± 0,086
maximale	40°	occupé	-0,196 ± 0,053	0,693 ± 0,082	0,895 ± 0,156	566,6 ± 103,0	1658,1 ± 216,2	2224,8 ± 224,9	-0,335 ± 0,045	0,170 ± 0,096
maximale	40°	libre	-0,194 ± 0,047	0,744 ± 0,087	0,891 ± 0,138	567,1 ± 122,5	1684,1 ± 182,2	2251,2 ± 247,2	-0,380 ± 0,076	0,143 ± 0,113