



HAL
open science

Stratégies utilisées par des personnes jeunes et des personnes âgées lors des transferts assis-debout et assis-marche

Emma Bestaven

► **To cite this version:**

Emma Bestaven. Stratégies utilisées par des personnes jeunes et des personnes âgées lors des transferts assis-debout et assis-marche. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Rennes 2; Université Européenne de Bretagne, 2008. Français. NNT : 2008REN20061 . tel-00562594

HAL Id: tel-00562594

<https://theses.hal.science/tel-00562594>

Submitted on 3 Feb 2011

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

REMERCIEMENTS

Me voici enfin dans la phase finale de ce long cheminement qui accompagne une thèse. Au-delà de la satisfaction de pouvoir défendre ce travail, il me semble que je n'aurais jamais pu atteindre cette phase sans la présence, à mes côtés, de l'ensemble des personnes suivantes.

Je voudrais tout d'abord remercier les rapporteurs de ce travail. Mme Sylvie Nadeau, je vous remercie d'avoir accepté de rapporter cette thèse. Les échanges constructifs que nous avons pu avoir lors de nos précédentes rencontres québécoises ou françaises, m'ont permis de clarifier certains points de mes recherches. Merci également à Mme Isabelle Bonan, votre spécificité en médecine physique permet de consolider le lien entre l'aspect biomécanique et l'aspect médical des recherches présentées dans ce travail. Enfin, je souhaite également remercier Mme Roby-Brami d'avoir accepté de faire partie du jury, je suis très honorée de pouvoir bénéficier de votre expertise en recherche.

Ce travail n'aurait pas pu aboutir sans l'aide et le soutien du Pr. Julien Petit. Tout d'abord, merci de m'avoir dirigée pendant ces trois années, de m'avoir guidée dans la partie expérimentale mais aussi dans l'interprétation et la mise en forme de la thèse. Merci également de m'avoir associée à vos différents projets, la confiance que vous m'avez portée m'a permis d'accéder à certaines connaissances et techniques qui me seront désormais familières.

Merci également au Pr Paul Delamarche de m'avoir permis de réaliser cette thèse au sein de l'Université de Rennes 2 et à toute l'équipe de Rennes pour ses conseils à chacune de mes visites.

La présence des différentes « personnalités » de Bordeaux a également été un soutien quotidien. Je remercie le Pr Patrick Dehail, la collaboration active que nous menons depuis maintenant quatre ans est l'un des piliers de l'aboutissement de cette thèse. Merci pour toute ton aide, pour ta confiance et pour le soutien que tu m'offres encore. Merci également à Arnaud, tu as

été d'une aide précieuse et même si parfois, la luminosité était assez faible dans le bureau, l'utilisation de Spike est beaucoup moins nébuleuse aujourd'hui... ainsi qu'à Bernard, ta présence au labo est toujours accompagnée de questionnements et de discussions pragmatiques.

Enfin, je remercie tous ceux qui ont été tout simplement présents à mes côtés pendant ces années, les Fidèles Filles du Défile relisant studieusement certains paragraphes incompréhensibles, la promo de maîtrise STAPS APA pour leurs questions et leurs encouragements sur mes recherches et la bande de Cariboux Land me permettant de m'échapper régulièrement de mon univers. Je remercie toute ma famille qui m'a soutenue activement, merci pour m'avoir quelquefois obligée à persévérer dans les moments de doute. Yannick, j'avais veillé à ce que tu puisses lire ma thèse pendant tes trois mois de mer, malheureusement, ton projet ne s'est pas concrétisé cette année, j'espère que je pourrai de nouveau te larguer les amarres pour le Vendée Globe dans quatre ans (je ne ferai pas une nouvelle thèse pour autant...) Alexis, merci à toi qui a catégoriquement refusé que je n'aille pas au bout de cette thèse, qui a su te placer parfaitement à mes côtés à chaque instant et qui a appris à vivre avec moi et ma thèse. Maintenant, on va pouvoir vivre rien que tous les deux.

TABLE DES MATIERES

LISTE DES FIGURES	9
LISTE DES TABLEAUX	12
INTRODUCTION.....	14
PARTIE I : TRANSFERTS, VIEILLISSEMENT ET EVALUATION.....	18
1. TRANSFERTS ASSIS-DEBOUT ET TRANSFERTS ASSIS-MARCHE	19
1.1. <i>Définition de l'action de se lever</i>	19
1.2. <i>Le sit-to-stand (STS)</i>	20
1.2.1. Cinétique	20
1.2.2. Cinématique	23
1.2.3. Phases du mouvement.....	26
1.2.4. Activités musculaires.....	30
1.3. <i>Le sit-to-walk (STW)</i>	32
1.3.1. Cinétique	32
1.3.2. Comparaison entre le STS et le STW.....	35
1.3.3. Phases du mouvement.....	37
1.4. <i>Etude des déterminants des transferts : standardisation de l'action</i>	38
1.4.1. Se lever : déterminants de l'action.....	38
1.4.2. Méthodologie	40
1.5. <i>Modélisation</i>	43
1.5.1. Le pendule inversé.....	43
1.5.2. Calcul des angles articulaires : angles d'Euler, de Bryan et de Cardan	45
1.5.3. Le modèle de Winter.....	47
1.5.4. Dynamique inverse.....	48
2. TRANSFERTS ET VIEILLISSEMENT	52
2.1. <i>La personne âgée</i>	52

2.1.1.	Vieillessement des structures, des systèmes et des fonctions.....	52
2.1.2.	Influence de l'âge sur la capacité à se lever.....	54
2.1.2.1.	STS chez les personnes âgées.....	54
2.1.2.2.	Se lever rapidement.....	57
2.1.2.3.	Force musculaire et capacité à se lever.....	58
2.1.2.4.	Stratégies utilisées.....	59
2.1.2.5.	STW chez les personnes âgées.....	60
3.	LES TESTS CLINIQUES.....	62
3.1.	<i>Le Get Up and Go Test</i>	62
3.2.	<i>Le Timed Up and Go Test (Podsiadlo 1991)</i>	63
3.3.	<i>Le Timed Up and Go Test Revisited</i>	63
3.4.	<i>Le Sit-to-Walk</i>	64
3.5.	<i>Conclusion sur les tests</i>	65
4.	SYNTHESE ET OBJECTIFS.....	66
PARTIE II : MATERIEL ET METHODES		69
1.	ANALYSE DU MOUVEMENT AVEC LE SYSTEME ELITE.....	70
1.1.	<i>Cinématique</i>	70
1.1.1.	Système optoélectronique.....	70
1.1.1.1.	Procédure de calibrage.....	70
1.1.1.2.	Enregistrement de l'action.....	72
1.1.2.	Electromyographie.....	75
1.1.3.	Force de réaction du sol sur les pieds.....	77
1.1.4.	Pressions plantaires.....	77
1.2.	<i>Protocole</i>	77
2.	ANALYSES.....	79
3.	STATISTIQUES.....	82
4.	POPULATION.....	83

PARTIE III : EXPERIMENTATIONS	84
ETUDE 1	85
1. RESULTATS.....	87
1.1. <i>Déplacements du centre de masse</i>	87
1.2. <i>Déplacements du centre de pression</i>	92
2. DISCUSSION	96
ETUDE 2	100
1. RESULTATS.....	102
1.1. <i>Le transfert assis-debout (STS)</i>	102
1.1.1. La flexion du tronc pendant le STS	103
1.1.2. L'extension des genoux pendant le STS.....	108
1.1.3. Puissances verticales aux genoux pendant le STS	111
1.1.4. Force de réaction du sol pendant le STS.....	112
1.2. <i>Le transfert assis marche (STW)</i>	120
1.2.1. Forces de réaction du sol pendant le STW	121
1.2.1.1. Composante verticale des forces de réaction du sol	122
1.2.1.2. Composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol	126
1.2.1.3. Composante médio-latérale des forces de réaction du sol	129
1.2.2. Cinématique pendant le STW	132
1.2.2.1. Rotations du tronc	132
1.2.2.1.1. Flexion du tronc	132
1.2.2.1.2. Rotation autour des axes antéro-postérieur et vertical	134
1.2.2.2. Extension des genoux	135
2. DISCUSSION	137

ETUDE 3	141
1. RESULTATS.....	143
1.1. <i>Le lever : calcul de moments articulaires</i>	143
1.1.1. Moments articulaires à la cheville	143
1.1.1.1. FLEXION-EXTENSION.....	143
1.1.1.2. ABDUCTION-ADDUCTION	148
1.1.2. Moments articulaires aux genoux	155
1.2. <i>ACTIVITES MUSCULAIRES</i>	160
1.2.1. Activation des muscles au début du STW.....	160
1.2.2. EMG des muscles des jambes.....	161
1.2.3. EMG des muscles des cuisses	167
2. DISCUSSION	170
ETUDE4	173
1. POPULATION	174
2. RESULTATS.....	175
2.1. <i>Déplacements du centre de pression moyen</i>	175
2.2. <i>Durée du lever</i>	178
3. DISCUSSION	179
PARTIE IV : DISCUSSION GENERALE	181
BIBLIOGRAPHIE	193

PUBLICATIONS

Le travail de cette thèse a fait l'objet de deux publications :

Dehail P, **Bestaven E**, Muller F, Mallet A, Robert B, Bourdel-Marchasson I, Petit J – Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: role of strength. *Clinical Biomechanics* 2007;22, 10: 1096-103.

Muller F, Dehail P, **Bestaven E**, Petit J, Joseph PA, Barat M, Mazaux JM, Bourdel-Marchasson I. – Maximal and sustained isokinetic lower-limb muscle strength in hospitalized older people. *Muscle and Nerve* 2007; 35, 6: 739-44.

Communication affichée :

P. Dehail, **E. Bestaven** et al. Cinématique du Transfert Assis-Debout chez le sujet âgé lors d'une épreuve de « lever et marche ». Congrès Francophone de Gérontologie et Gériatrie 2006. *Canadian Journal on Aging* 2006 ; 25 (S1) : 240 (Quebec 2006).

Communication orale :

E. BESTAVEN, P. DEHAIL, B. ROBERT, J.PETIT. Analyse biomécanique comparée du TAD lors du « sit-to-stand » et du « sit-to-walk ». *Journée scientifique « Locomotion, posture et affections du SNC : de l'analyse instrumentale aux concepts de rééducation »*. Bordeaux Juillet 2008.

LISTE DES FIGURES

Figure 1 – Composante verticale des forces de réaction du sol.....	21
Figure 2 – Composante horizontale des forces de réaction du sol.....	22
Figure 3 – Forces de réaction sous les fesses et sous les pieds.....	22
Figure 4 – Angles de flexion-extension de la cheville, du genou et de la hanche lors d'un STS.....	24
Figure 5 – Profils de vitesse angulaire lors d'un STS.....	24
Figure 6 – Quantité de mouvement lors de la réalisation d'un STS.....	26
Figure 7 – Description des phases du STS selon Schenkman et al 1990.....	27
Figure 8 – Définition des phases du STS par Kralj et al 1990.....	29
Figure 9 – Activités musculaires enregistrées en EMG de surface lors d'un STS.....	31
Figure 10 – Quantité de mouvement du centre de masse pendant un STS et un STW.....	32
Figure 11 – Trajectoires du centre de pression et du centre de masse lors d'un STW.....	33
Figure 12 – Forces de réaction du sol pendant le STW.....	34
Figure 13 – Création d'un référentiel sur chaque segment.....	41
Figure 14 – Schématisation des deux TIP utilisés dans la modélisation du STS.....	45
Figure 15 – Méthode des angles d'Euler.....	46
Figure 16 – Méthode des angles de Cardan.....	47
Figure 17 – Modèle du corps humain défini par Winter.....	48
Figure 18 – Schématisation de la dynamique inverse.....	49
Figure 20 – Profils de vitesse angulaire des articulations du genou et du tronc.....	56
Figure 21 – Position des marqueurs sur le sujet pour l'enregistrement du modèle statique.....	74
Figure 22 – Position des marqueurs sur le sujet pendant l'enregistrement de l'action.....	75
Figure 23 – Illustration des données brutes obtenues lors d'un enregistrement de l'activité d'un muscle.....	76
Figure 24 – Règle de la main droite.....	80
Figure 24 – Trajectoires du centre de masse pendant la réalisation d'un STW normal, d'un STW rapide, d'un STS normal et d'un STS rapide.....	88
Figure 25 – Comparaison des trajectoires du centre de masse d'un sujet pendant la réalisation d'un STS normal, d'un STS rapide, d'un STW normal et d'un STW rapide.....	89
Figure 26 – Trajectoires dans le plan sagittal du centre de masse pendant la réalisation d'un STS normal et pendant la réalisation d'un STS rapide.....	89
Figure 27 – Composante antéro-postérieure de la vitesse du centre de masse pour un STS normal et un STS rapide.....	91
Figure 28 – Composante verticale de la vitesse du centre de masse pour un STS normal et un STS rapide.....	92
Figure 29 – Déplacements du centre de pression dans le plan horizontal pendant un STS.....	93
Figure 30 – Déplacements du centre de pression dans le plan horizontal pendant un STW.....	94
Figure 31 – Déplacements du centre de pression dans le plan horizontal pendant un STS.....	95
Figure 32 – Temps moyens de la flexion maximale du tronc par rapport à l'axe vertical pour les STS normal et rapide.....	105
Figure 33 – Angle articulaire des genoux du côté du pied d'appui et du côté du pied oscillant pour les STS normal et STS rapide.....	108
Figure 34 – Vitesse angulaire maximale moyenne d'extension des genoux pour les STS normal et STS rapide en degrés.seconde ⁻¹	109
Figure 35 – Angle des genoux côté du pied oscillant et côté du pied d'appui au temps de la vitesse maximale d'extension des genoux pour les STS normal et STS rapide.....	110
Figure 36 – Forces de réaction du sol sur les deux pieds.....	112

Figure 37 – Composante verticale de la force de réaction du sol pendant la phase de lever pour les STS normal et STS rapide .	113
Figure 38 – Composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol pendant la phase de lever pour les STS normal et rapide.	116
Figure 39 – Evolution de l'angle entre le vecteur de la force de réaction du sol et l'axe vertical pendant le lever pour le STS normal.	119
Figure 40 – Evolution de l'angle entre le vecteur de la force de réaction du sol et l'axe vertical pendant le lever pour le STS rapide.	119
Figure 41 – Composante verticale des FRS au début du STW normal.	121
Figure 42 – Composante verticale de la force de réaction du sol pendant la phase de lever pour les STW normal et STW rapide.	123
Figure 43 – Composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol pendant le lever pour les STW normal et rapide.	126
Figure 44 – Evolution de l'angle formé par le vecteur des FRS et l'axe vertical pour le STW normal.	128
Figure 45 – Evolution de l'angle formé par le vecteur des FRS et l'axe vertical pour le STW rapide.	128
Figure 46 – Composantes médio-latérales des FRS des deux pieds pendant le STW normal. Exemple d'un sujet qui privilégie la stabilité.	129
Figure 48 – Composantes ML des FRS des deux pieds pour le STW normal. Exemple d'un sujet qui est en position instable.	130
Figure 49 – Composantes verticales des FRS des deux pieds en Newtons et angle du tronc avec l'axe vertical en degrés.	133
Figure 49 – Composantes AP des FRS des deux pieds en Newtons et angle du tronc avec l'axe vertical en degrés.	133
Figure 50 – Angle du tronc par rapport aux axes antéro-postérieur et vertical pour les STW normal, STW rapide. Exemple d'un sujet.	134
Figure 51 – Angle articulaire des genoux côté du pied d'appui et côté du pied oscillant pour les STW normal et STW rapide.	135
Figure 52 – Composantes de flexion-extension des moments aux chevilles en N.m pour les STW normal et rapide.	144
Figure 53 – Valeurs maximales des composantes de flexion dorsale des moments pour la cheville oscillante et pour la cheville d'appui pendant les STW normal et rapide.	145
Figure 55 – Valeurs maximales des moments de flexion plantaire pour la cheville oscillante et pour la cheville d'appui pendant les STW normal et rapide.	145
Figure 55 – Moments articulaires aux chevilles d'appui et oscillante pendant un STW normal chez un sujet utilisant la stratégie LAT et chez un sujet utilisant la stratégie META.	146
Figure 56 – Composantes d'abduction-adduction des moments aux chevilles pendant un STW normal.	149
Figure 57 – Composantes d'abduction-adduction des moments des chevilles pendant un STW normal.	150
Figure 58 – Composantes d'abduction-adduction des moments des chevilles pendant un STW normal.	151
Figure 59 – Trajectoire dans le plan horizontal du centre de pression pendant un STW pour un sujet utilisant la stratégie LAT.	152
Figure 60 – Trajectoire dans le plan horizontal du centre de pression pendant un STW pour un sujet utilisant la stratégie LAT.	152
Figure 61 – Trajectoire dans le plan horizontal du centre de pression pendant un STW pour un sujet utilisant la stratégie LAT. Cas du déplacement oblique du centre de pression.	153
Figure 62 – Composantes d'abduction-adduction des moments aux chevilles pendant un STW. Exemple de deux sujets utilisant la stratégie META.	154
Figure 63 – Trajectoire dans le plan horizontal du centre de pression pendant un STW pour un sujet utilisant la stratégie META.	154
Figure 64 – Composantes de flexion-extension des moments aux genoux en N.m	156

Figure 65 – Valeurs maximales des composantes d’extension des moments aux genoux.....	156
Figure 66 – Activités des muscles de la jambe d’appui pendant un STW normal et moment articulaire à la cheville d’appui du début du lever à la fin du STW.	162
Figure 67 – Activités des muscles de la jambe oscillante pendant un STW normal et moment articulaire à la cheville d’appui du début du lever à la fin du STW.....	163
Figure 68 – Activités musculaires et moments articulaires pendant un STW Normal. Exemple d’un sujet utilisant la stratégie LAT.	164
Figure 69 – Activités musculaires et moments articulaires pendant un STW Rapide. Exemple d’un sujet utilisant la stratégie LAT.	164
Figure 70 – Activités musculaires et moments articulaires pendant un STW Normal. Exemple d’un sujet utilisant la stratégie LAT.	166
Figure 71 – Activités musculaires et moments articulaires pendant un STW Rapide. Exemple d’un sujet utilisant la stratégie META.	166
Figure 72 – Exemple particulier du sujet 5.....	167
Figure 73 – Activités des muscles des cuisses pendant un STW Normal.	169
Figure 74 – Trajectoire dans le plan horizontal du centre de pression pendant le STW.	176
Figure 75 – Trajectoire dans le plan horizontal du centre de pression pendant le STW. Exemple d’un sujet atypique.....	177
Figure 76 – Trajectoire du centre de pression dans le plan horizontal pendant le STW. Exemple d’un sujet atypique.....	178
Figure 77 – Durée moyenne du lever en secondes pendant le STW chez les personnes jeunes (PJ) et chez les personnes âgées (PA).....	179

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 –	Maxima des composantes verticale et horizontale de la quantité de mouvement du centre de gravité pour un STS normal et un STS rapide.	58
Tableau 2:	Caractéristiques de la population.....	83
Tableau 3 –	Angle du tronc par rapport à l’axe vertical au début de la flexion du tronc pour les STS normal et STS rapide. Résultats des 9 sujets de l’étude.	104
Tableau 4 –	Angles moyens du tronc par rapport à l’axe vertical au début du lever pour les STS normal et STS rapide.....	104
Tableau 5 –	Angle maximal moyen du tronc par rapport à l’axe vertical pour les STS normal et STS rapide..	105
Tableau 6 –	Angle entre le tronc et l’axe vertical au moment de la flexion maximale du tronc pour le STS normal et le STS rapide et différence entre ces deux angles.	106
Tableau 7 –	Délais de la flexion maximale du tronc pour les STS normal et rapide et différence entre les temps des deux conditions.....	106
Tableau 8 –	Vitesse maximale de flexion du tronc pour les STS normal et rapide et différence entre le STS normal et le STS rapide.....	107
Tableau 9 –	Temps moyens des vitesses maximale d’extension des genoux côté du pied oscillant et côté du pied d’appui pour les STS normal et STS rapide.	109
Tableau 10 –	Vitesse angulaire maximale d’extension des genoux pour le STS normal et le STS rapide et différence entre le STS normal et le STS rapide.	110
Tableau 11 –	Puissances maximales développées aux genoux pour le STS normal et le STS rapide et différence entre le STS normal et le STS rapide.....	111
Tableau 12 –	Temps moyens du maximum de la composante verticale de la force de réaction du sol sous le pied oscillant, le pied d’appui et pour la résultante des forces sous les deux pieds. Pour les STS normal et STS rapide.	114
Tableau 13 –	Composante verticale maximale de la force de réaction du sol sous les deux pieds et pour la résultante des forces sous les deux pieds. Correspondance en Newton et en pourcentage du poids du sujet pour les STS normal et STS rapide.....	114
Tableau 14 –	Composante verticale maximale des forces de réaction du sol pour le STS rapide.	115
Tableau 15 –	Temps moyens du maximum de la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol pour le pied oscillant, le pied d’appui et pour la somme des forces sous les deux pieds.	116
Tableau 16 –	Moyenne du maximum de la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol pour le pied oscillant, le pied d’appui et la résultante des forces sur les deux pieds. Pour les STS normal et STS rapide.	117
Tableau 17 –	Temps moyens du minimum de la composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol sous les deux pieds et pour la résultante de la force sur les deux pieds pour les STS normal et STS rapide.....	117
Tableau 18 –	Composante AP minimale des FRS sur les deux pieds et pour la résultante des forces sur les deux pieds pour les STS normal et STS rapide.....	118
Tableau 19 –	Temps moyen du maximum de la composante verticale de la force de réaction du sol sur le pied oscillant, le pied d’appui ainsi que pour la résultante des forces sur les deux pieds. Pour les STW normal, STW rapide.	123
Tableau 20 –	Délai d’apparition de la composante verticale maximale des FRS en secondes après le début du lever.....	124
Tableau 21 –	Composante verticale maximale de la force de réaction du sol sur les deux pieds et pour la résultante des forces sur les deux pieds.....	124
Tableau 22 –	Composantes verticales maximales des forces de réaction du sol sur le pied oscillant et sur le pied d’appui et différence entre les deux. En pourcentage du poids total du sujet.	125

Tableau 23 – Délais d'apparition de la composante AP maximale des FRS sur le pied oscillant, le pied d'appui et pour la résultante des forces sur les deux pieds. Pour les STW normal, STW rapide.	126
Tableau 24 – Composantes AP des FRS sur le pied oscillant, le pied d'appui et la résultante des forces sur les deux pieds. Pour les STW normal, STW rapide.....	127
Tableau 25 – Délai entre le début du lever et l'instant où les composantes ML des FRS ne sont plus symétriques.	131
Tableau 26 – Angle maximal moyen du tronc par rapport à l'axe vertical pour les STW normal et STW rapide.	132
Tableau 27 – Angles des genoux du côté du pied oscillant et du côté du pied d'appui au temps du décollage du pied oscillant pour les STW normal et STW rapide.	136
Tableau 28 – Valeurs maximales des composantes de flexion plantaire des moments (en N.m) à la cheville oscillante, à la cheville d'appui et différence entre les deux valeurs.	148
Tableau 29 – Valeurs maximales des composantes d'extension des moments aux genoux d'appui et oscillant en N.m. et indice d'asymétrie pendant le STW normal et le STW rapide.	158
Tableau 30 – Composante verticale des forces de réaction du sol sur le pied oscillant et sur le pied d'appui et différence entre les deux. En % du poids total du sujet. Extrait de l'étude 2.....	159

INTRODUCTION

Les évaluations cliniques des capacités motrices d'une personne se focalisent assez fréquemment sur des gestes de la vie quotidienne tels que la marche, les transferts, la course. En effet, à cause du vieillissement de la population, le maintien de l'autonomie de la personne est devenu le sujet favori des politiques de santé publique actuelles. Avec plus de 13 millions de personnes de plus de 60 ans, soit 20% de notre population française, proportion qui atteindra plus de 30% en 2025, il est primordial de se questionner non pas sur l'allongement de la durée de la vie mais sur la qualité des dernières années de la vie. Malgré un recul de l'âge d'entrée dans la dépendance, il a été constaté que les situations de perte d'autonomie ne cessent d'augmenter. Dans un contexte socio-économique difficile, il apparaît nécessaire de prévenir ces situations afin d'éviter une forte augmentation des prises en charge de personnes à autonomie réduite.

Lors de l'avancement en âge, les organes, les structures, les systèmes et les fonctions s'altèrent. Ainsi, par exemple, les systèmes sensoriels deviennent moins efficaces, les muscles s'atrophient, les os deviennent poreux. Il en résulte souvent une déficience de l'équilibre, une perte de la force musculaire, phénomènes qui augmentent considérablement le risque de chutes et donc diminuent l'autonomie de la personne. Des facteurs environnementaux et comportementaux viennent s'ajouter aux précédents facteurs intrinsèques pour augmenter le risque de chute. Le facteur le plus fréquent est l'installation de la peur de tomber qui va entraîner la personne âgée dans une spirale de déconditionnement augmentant encore ses risques de chutes. Ce comportement justifie la nécessité de comprendre le phénomène du vieillissement non seulement au niveau physiologique mais aussi au niveau des stratégies d'adaptation de la personne âgée. L'analyse du mouvement s'avère alors être un outil intéressant pour comprendre et modéliser les gestes de la vie quotidienne dans le but d'évaluer les capacités motrices des personnes et éventuellement de les améliorer après traitement.

L'analyse du mouvement a connu ces dernières décennies des progrès considérables. Les différents systèmes de capture du mouvement ont été largement améliorés ouvrant de nouvelles

perspectives dans le domaine de la biomécanique jusqu'alors très spécialisé. Les systèmes de mesure existants de nos jours permettent, au-delà de la simple description du geste, de reconstruire et reproduire en trois dimensions quasiment n'importe quelle action simple avec un degré de précision pouvant aller jusqu'au demi millimètre. Des modèles du corps humain plus performants ont été construits afin d'utiliser ces mesures de plus en plus précises ce qui a permis de mieux comprendre les mouvements qui composent une action. L'augmentation de la maîtrise du matériel, la diminution dans les erreurs de mesure, la création de nouveaux modèles plus précis ont en effet permis l'utilisation des techniques biomécaniques par exemple dans l'analyse du geste sportif ou dans l'évaluation clinique. L'intérêt clinique d'utiliser ces méthodes est par exemple de pouvoir distinguer des comportements moteurs sains de comportements moteurs pathologiques, de mettre en évidence des stratégies de mouvements utilisées par des populations spécifiques, ou encore plus récemment de quantifier les effets de traitements ou de chirurgies orthopédiques.

Le transfert assis-debout (STS) est une action fréquemment effectuée dans la vie quotidienne et la qualité de sa réalisation semble être directement en relation avec le niveau d'autonomie de la personne. C'est pour cette raison que le transfert a été largement étudié au sein de différentes populations : personnes saines, personnes jeunes, personnes âgées saines ou atteintes de pathologies neuro dégénératives, hémiplegiques, personnes obèses, femmes enceintes,... Les études présentent des résultats biomécaniques tant cinématiques, cinétiques que neuromusculaires qui montrent que les personnes atteintes de pathologies et les personnes âgées sont obligées de modifier la réalisation des mouvements en fonction de leurs déficits lors d'un transfert assis-debout.

Cependant quelques auteurs (Magnan 1996, Kerr 2004, Dehail 2007) ont remarqué, à juste titre, que se lever se termine rarement par une position debout statique mais est le plus souvent suivi d'un déplacement ou d'un geste de préhension impliquant une adaptation posturale spécifique au but final de l'action. C'est dans ce cadre que ces auteurs se sont posé la question de savoir si on se levait de la même manière lorsque l'on avait pour objectif de rester debout ou de se déplacer. En

d'autres termes, l'objectif était de comprendre si le transfert assis-marche (STW) était composé de deux actions distinctes réalisées successivement, se mettre debout puis initialiser la marche ou bien, si la marche était initialisée pendant le lever. Dans ce dernier cas, il était important de préciser si la marche était initialisée dès le début du lever ou à un moment précis du lever. D'autre part, en faisant l'hypothèse que le STW nécessitait un ajustement de l'équilibre plus « fin » que le STS, le STW pourrait alors permettre de mettre en évidence certaines déficiences et certaines pathologies.

Il était donc intéressant d'identifier les stratégies utilisées pour la réalisation de cette tâche et de comprendre leurs relations avec les déficits vécus pendant l'avancement en âge : perte de force, troubles de l'équilibre, de la proprioception, ... La connaissance de ces stratégies pourrait alors aider à la détection précoce de comportements adaptatifs ou pathologiques et pourrait permettre de traiter voire même de prévenir des situations de perte d'autonomie ou de risques de chutes.

Ainsi, le but de cette thèse est d'identifier les paramètres importants du transfert assis-marche (STW) chez des sujets jeunes sains et de déterminer si le STW est plus pertinent que le STS pour détecter certaines déficiences. La première partie expose une revue de la littérature sur l'action de se lever (STS et STW) et les conséquences du vieillissement sur cette action. Les quatre parties suivantes concernent les études que nous avons réalisées. La première avait pour but de comparer le STS et le STW chez des personnes jeunes saines et d'identifier des stratégies dans la réalisation de ces actions. Pour la seconde étude, les enregistrements cinématiques et cinétiques ont permis de décrire les deux actions et de répondre à la question de la pertinence d'un geste par rapport à l'autre. La troisième étude a utilisé une modélisation du STW qui a permis de calculer les moments appliqués aux articulations lors du STW. Ces moments ont été comparés aux activités musculaires enregistrées par électromyographie de surface afin de mieux comprendre les stratégies utilisées pendant la réalisation de l'action. Enfin, lors de la quatrième étude, nous avons essayé de distinguer si les stratégies observées dans la première étude existaient dans une population de personnes âgées.

PARTIE I : TRANSFERTS, VIEILLISSEMENT ET EVALUATION

1. Transferts assis-debout et transferts assis-marche

1.1. Définition de l'action de se lever

La position assise est adoptée et maintenue dès notre plus jeune âge : en effet, nous nous asseyons sur un siège pour manger, pour travailler à l'école, pour regarder nos programmes préférés à la télévision, lire, écrire, se reposer, et bien d'autres actes de la vie quotidienne. Nous devons bien souvent nous lever et cette action est devenue une tâche automatisée contrôlée au niveau proprioceptif car pouvant être effectuée sans contrôle visuel (Mourey 1998).

Dans la littérature, les auteurs proposent différentes définitions du STS. Roebroek (1994), par exemple, le définit comme un déplacement du centre de gravité vers le haut depuis une position assise vers une position debout, sans perte d'équilibre. Vander Linden (1994) le décrit comme un mouvement transitoire vers la position debout sollicitant un déplacement du centre de gravité depuis une position stable vers une position moins stable par l'extension des membres inférieurs. Tully (2005) explique enfin que c'est une action nécessitant l'interaction coordonnée des segments corporels pour amener le centre de masse de la personne dans une direction horizontale puis verticale en maintenant l'équilibre au-dessus d'un support restreint.

Les exemples précités montrent donc la complexité de la définition de cette action alliant déplacement du centre de gravité et maintien de l'équilibre.

Toutefois, hormis quelques exemples précis, se lever est la plupart du temps suivi d'un déplacement ou d'un geste. En effet, à part pour marquer le respect lors de l'entrée d'un supérieur hiérarchique, ou pour applaudir une performance en tant que spectateur, se lever est doté d'un objectif intentionnel moteur : aller chercher ou prendre un objet, s'avancer vers une autre personne, se déplacer vers un lieu différent sont autant d'exemples qui indiquent qu'il existe une multitude de transferts différents. La définition du transfert est donc dotée d'une complexité liée aux mouvements subséquents.

Ainsi, Magnan (1996) a considéré qu'il était nécessaire de différencier la simple action de se lever (STS) de celle de se lever pour marcher (STW) ce qui l'a conduit à définir l'initiation de la marche depuis une position assise comme une tâche motrice discrète (se lever de la chaise) combinée avec une tâche rythmique (marcher).

A cause d'une trop grande disparité dans les définitions des transferts rencontrées dans la littérature, nous avons considéré, dans le cadre de ce travail, que l'action de se lever était unique mais était dotée de différents buts qui pouvaient modifier la séquence des mouvements lors de la réalisation de l'action. Se lever est alors l'action permettant le passage d'un double appui sur les fesses et sur les pieds à un appui unique sur les pieds, ce dernier pouvant être bipodal comme dans le cas du STS voire même tripodal si le sujet utilise une aide technique ou unipodal lors du STW. Pour le STW, nous avons distingué le pied oscillant qui est le pied que le sujet va décoller en premier et le pied d'appui qui est le pied qui restera au sol pendant le premier pas.

1.2. Le sit-to-stand (STS)

1.2.1. Cinétique

L'évolution des paramètres cinétiques pendant les transferts permet de comprendre les stratégies développées pour le STS. En mesurant, à l'aide de plateformes de forces, les forces de réaction sous les pieds et sous les fesses, il a été remarqué tout d'abord une légère augmentation de la composante verticale des forces de réaction sous les fesses et une augmentation de la composante horizontale vers l'arrière : c'est l'initiation de la force propulsive (Hirschfeld 1999). Dans le même temps, la composante verticale des forces de réaction du sol diminue et la composante horizontale dirigée vers l'arrière augmente. Ces événements sont les premiers événements remarquables du STS. Typiquement pendant le STS, la composante verticale des forces de réaction du sol augmente (au décollage des fesses, elle est supérieure à 100% du poids du corps), atteint son maximum, diminue et enfin se stabilise (Figure 1) (Magnan 1996, Hirschfeld 1999). Le début de l'augmentation de la

composante verticale des forces de réaction du sol est concomitant de celui de l'augmentation de la composante horizontale des forces de réaction du sol : c'est l'initiation de la force frénatrice (Magnan 1996, Hirschfeld 1999) car la force de réaction du sol est dirigée vers l'arrière. Cette force frénatrice persiste jusqu'à la fin du STS (Magnan 1996). Le temps auquel la force passe de propulsive à frénatrice est variable entre les sujets et serait simultanée avec le temps auquel la vitesse horizontale du centre de gravité est maximale (PHM sur les figures 1 et 2) (Magnan 1996).

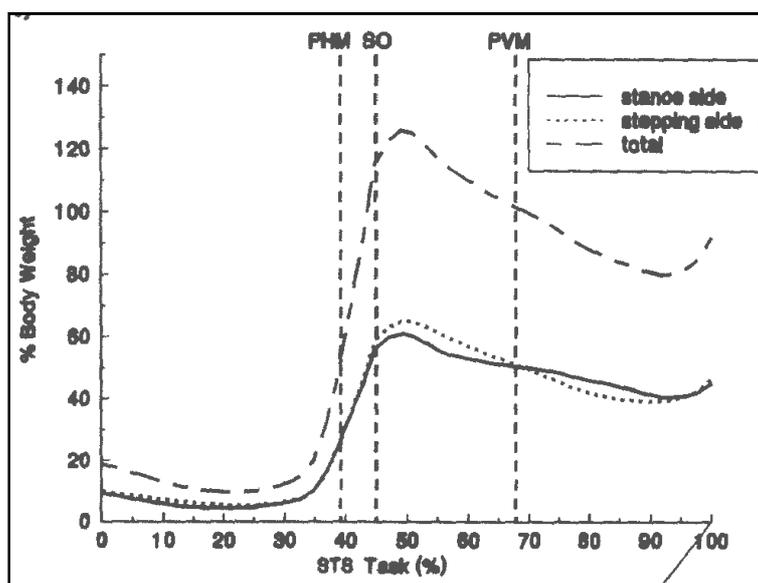


Figure 1 – Composante verticale des forces de réaction du sol pendant un STS.

Sur le pied d'appui (trait plein), sur le pied oscillant (points) et résultante des deux pieds (tirets) lors d'un STS.

PHM et PVM correspondent à la vitesse maximale horizontale et verticale du centre de gravité et SO au décollage des fesses.

D'après Magnan 1996.

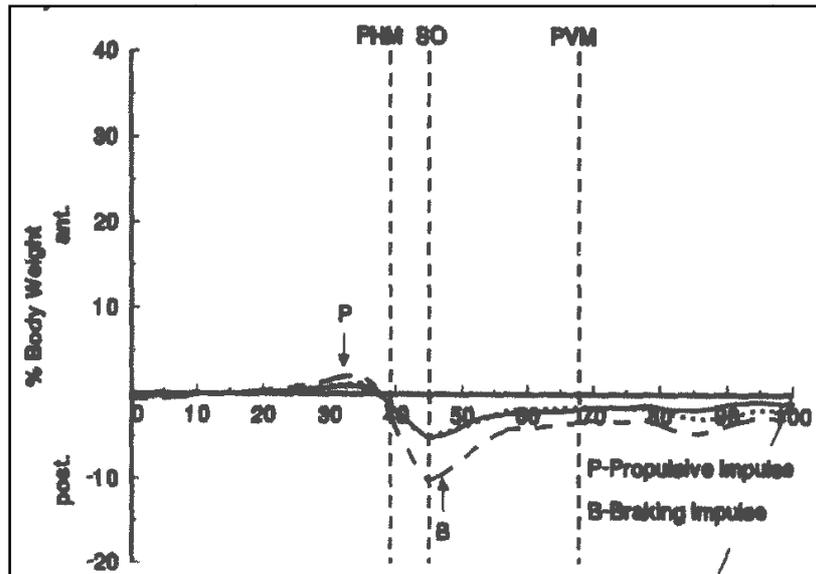


Figure 2 – Composante horizontale des forces de réaction du sol lors d'un STS.

Sur le pied d'appui (trait plein), sur le pied oscillant (points) et résultante des deux pieds (tirets) lors d'un STS.

PHM et PVM correspondent à la vitesse maximale horizontale et verticale du centre de gravité et SO au décollage des fesses. P est "l'impulsion propulsive et B "l'impulsion frénatrice".

D'après Magnan 1996.

Les forces de réaction du sol sont identiques sous chaque pied, ce qui attribue au STS une caractéristique de symétrie des forces appliquées au sol (Magnan 1996).

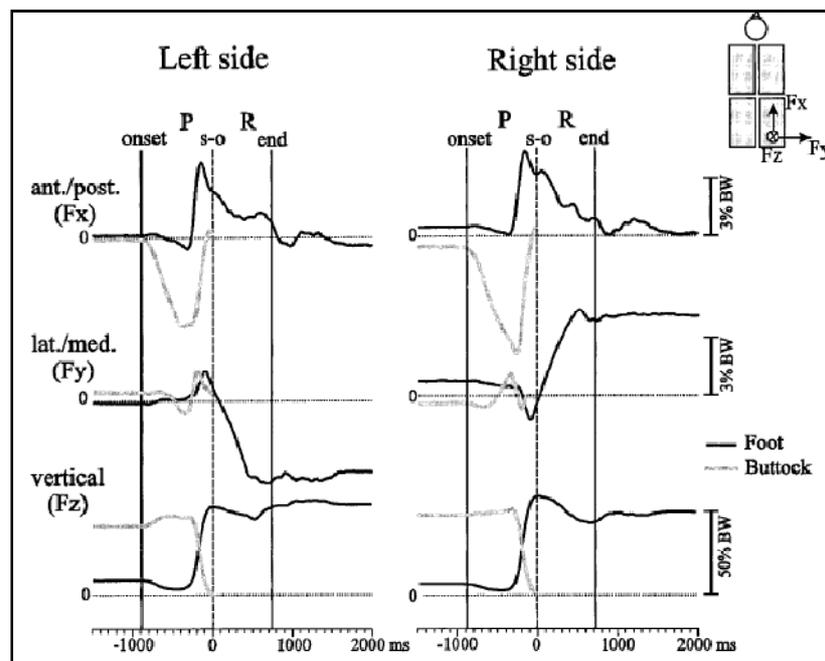


Figure 3 – Forces de réaction sous les fesses et sous les pieds lors d'un STS.

Composantes verticale, médio-latérale et antéro-postérieure.

D'après Hirschfield 1999.

1.2.2. Cinématique

Pour analyser les transferts, le corps est divisé en segments : pieds, jambes, cuisses, pelvis et tronc. Les angles articulaires entre ces segments sont mesurés en degrés par des techniques que nous décrirons plus tard dans la partie Modélisation (*voir le paragraphe 1.5.*). Dans le plan sagittal, la flexion correspond à la fermeture de l'angle formé par deux segments, alors que l'extension correspond à l'ouverture de cet angle. Au niveau de la cheville, l'extension peut aussi être nommée « flexion plantaire » et la flexion, « flexion dorsale ». La plupart du temps, l'évolution des angles articulaires des chevilles, des genoux et des hanches est observée. L'angle du tronc correspond à l'angle formé entre le tronc et l'axe vertical.

Les études cinématiques concluent que le STS comprend une extension des genoux, une flexion-extension des hanches et du tronc ainsi qu'une légère flexion dorsale des chevilles (Schenkman 1990, Vander Linden 1994, Gross 1998, Mourey 1998). Chronologiquement, les sujets fléchissent d'abord les hanches et le tronc amenant leur centre de gravité vers l'avant alors qu'ils sont encore en contact avec la chaise. Puis, pour se lever, ils étendent les genoux et les chevilles pour enfin étendre les hanches et le tronc pendant la partie ascendante de l'action (Figure 4). L'inversion angulaire de la hanche, c'est-à-dire le passage de la flexion à l'extension, apparaît juste après la perte de contact avec le siège.

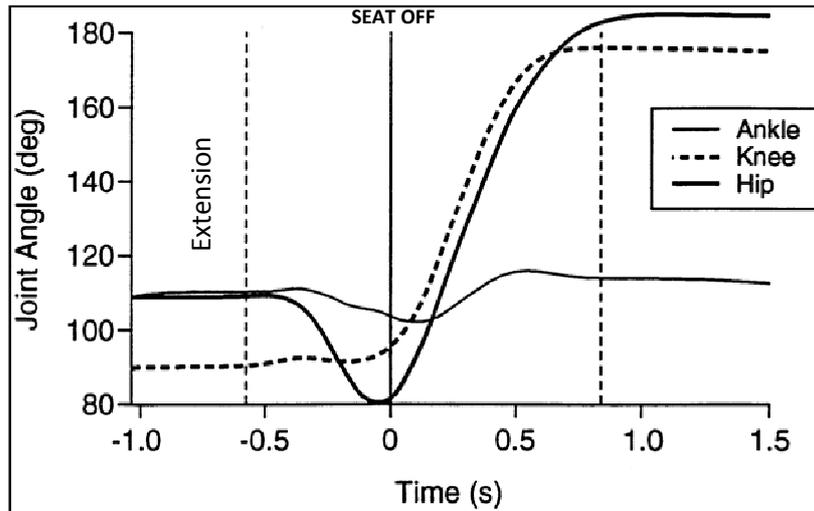


Figure 4 – Angles de flexion-extension de la cheville, du genou et de la hanche lors d'un STS.

Lorsque les valeurs augmentent, il s'agit de l'extension, inversement pour la flexion. Pour le genou et la hanche, 180° correspond à l'extension maximale. Le passage de la flexion à l'extension au niveau de la cheville se trouve à 90°. D'après Gross et al 1998.

Avant la perte de contact avec le siège, la vitesse angulaire de flexion du tronc augmente jusqu'à un maximum, elle diminue ensuite jusqu'à devenir nulle lorsque l'angle de flexion du tronc est maximal. Puis apparaît l'extension du tronc (Schenkman 1990, Mourey 1998). De la même façon, la vitesse angulaire d'extension du tronc augmente, atteint un maximum puis diminue pour se stabiliser à une valeur nulle à la fin du STS. Au genou, la vitesse angulaire d'extension augmente après la perte de contact avec le siège, atteint un maximum puis diminue et se stabilise à 0 à la fin du mouvement (Figure 5).

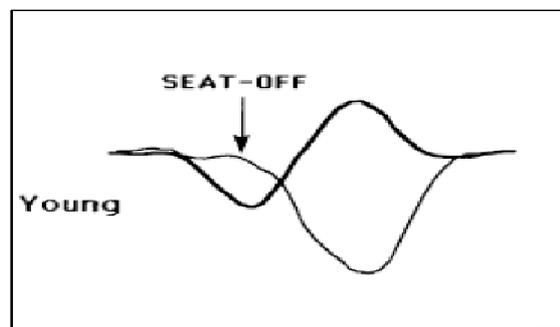


Figure 5 – Profils de vitesse angulaire lors d'un STS réalisé par un sujet jeune ($m.s^{-1}$).

Le trait fin est le genou, le trait épais le tronc. Du début de la flexion du tronc à la fin de l'extension du tronc. D'après Mourey et al 2000.

Lors du STS, il a été observé un déplacement horizontal du centre de gravité étroitement lié à la flexion du tronc qui permet d'amener le centre de gravité au-dessus du polygone de sustentation (Schenkman 1990, Pai 1994, Magnan 1996). La composante horizontale de la quantité de mouvement¹ du centre de gravité est maximale avant le décolllement des fesses du siège puis le déplacement du centre de gravité devient essentiellement vertical. A la moitié de cette ascension, la composante verticale de la quantité de mouvement du centre de gravité sur l'axe vertical est maximale, puis elle diminue jusqu'à ce que le centre de gravité atteigne sa position la plus haute (Figure 6).

D'après une étude de Pai (1994), le déplacement horizontal du centre de gravité aurait un rôle dans le contrôle de l'équilibre pendant le transfert du centre de gravité du siège au sol alors que le déplacement vertical serait quant à lui relié à l'augmentation de l'énergie potentielle pendant l'action de se lever. Le contrôle de la position horizontale du centre de gravité ainsi que de la composante horizontale de la quantité de mouvement du centre de gravité serait plus important que le contrôle de la position du centre de gravité sur l'axe vertical pour la réussite du STS (Reisman 2002).

¹ En anglais, le terme utilisé est le « momentum » défini comme le produit de la masse et de la vitesse.

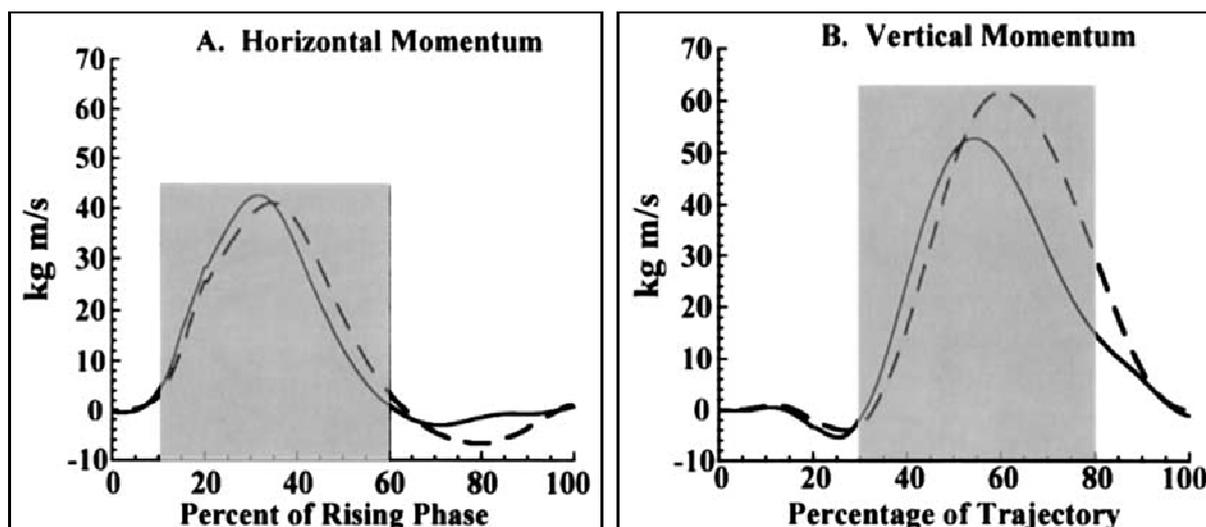


Figure 6 – Quantité de mouvement lors de la réalisation d'un STS.

Composante horizontale (A) et composante verticale (B). Deux conditions ont été enregistrées: une condition normale (ligne en pointillés) et une condition pendant laquelle les sujets ont leurs pieds en appui sur un cube étroit (ligne pleine). D'après Reisman 2002.

Schenkman et al (1990) ont différencié deux stratégies lors du STS : pour la première, l'énergie cinétique développée par le haut du corps avant le décolllement des fesses est transférée au corps entier ce qui permet le décolllement des fesses bien que la projection du centre de gravité soit en arrière du centre de pression. Pour la seconde stratégie, le tronc se fléchit et la projection du centre de gravité se trouve proche du centre de pression avant le décolllement des fesses ce qui permet au corps de rester stable à la perte de contact avec le siège. La première stratégie demande moins d'effort apparent mais un sujet ne peut l'utiliser que s'il est capable de contrôler l'énergie cinétique après le décolllement au risque d'être propulsé vers l'avant au-delà du support et de chuter (Schenkman 1990).

1.2.3. Phases du mouvement

Le STS a été divisé par différents auteurs en phases successives durant lesquelles un ou des mouvements de différents segments peuvent être effectués simultanément. La plupart des études ont décrit le STS sur la base des résultats de Schenkman (1990) qui distingue quatre phases

délimitées par quatre évènements (Figure 7). Le cinquième évènement, à la fin du STS est, d'après les auteurs, difficile à déterminer.

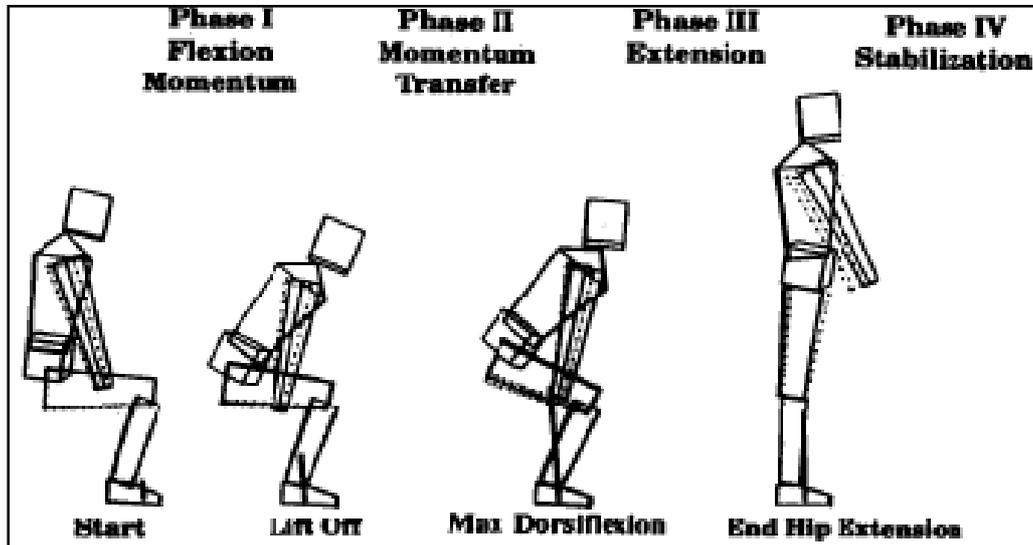


Figure 7 – Description des phases du STS selon Schenkman et al 1990.

- La première phase dite du « moment de flexion », commence à l'initiation du mouvement de flexion du tronc et se termine à la perte de contact avec le siège. Pendant cette phase, les auteurs remarquent un mouvement de flexion du tronc qui a une vitesse angulaire croissante.
- La deuxième phase dite du « transfert de moment », commence au décollage des fesses et se termine lorsque la flexion dorsale de la cheville est maximale. Pendant cette phase, la flexion du tronc atteint son maximum et le mouvement d'extension du tronc apparaît. Simultanément, la vitesse angulaire du tronc diminue, devient nulle et augmente sans toutefois atteindre son maximum pendant cette phase. De plus, la cheville fléchit jusqu'à une valeur maximale visible à la fin de la phase (flexion dorsale maximale). Enfin, on peut dire qu'il se produit une transition d'une stabilité dynamique à une stabilité quasi-statique car, au début de la phase, la projection du centre de gravité se situe en arrière du centre de pression alors qu'à la fin de la phase, elle est proche du centre de pression.

- La troisième phase dite phase « d'extension » débute lorsque la flexion dorsale de la cheville est maximale et se termine lorsque la hanche a terminé son extension. Les mouvements principaux lors de cette phase sont l'extension de la hanche et l'extension du genou. Les vitesses angulaires d'extension de la hanche et du genou atteignent leur maximum pendant cette phase, puis elles diminuent et deviennent nulles.

- La quatrième phase dite phase de « stabilisation ». Elle débute à la fin de la phase précédente, c'est à dire à la fin de l'extension de la hanche. D'après les auteurs, la fin de cette phase, qui est la fin de l'action, est difficile à déterminer.

Malgré la description précise de Schenkman (1990), Kralj et al (1990) décrivent, par un modèle cinématique 2D, quatre phases différentes des précédentes (figure 8). Les événements suivants déterminent les limites des quatre phases : initiation du déplacement du centre de gravité vers l'avant, diminution de l'appui sur le siège, perte de contact avec le siège et extension maximale du genou.

- L'initiation du mouvement (27% du temps total du STS) correspond à la génération d'une quantité de mouvement du centre de gravité presque horizontale.
- La deuxième phase correspond à une courte période de déchargement du siège (7% du temps total), elle est détectée par un changement rapide au niveau de la composante verticale de la force de réaction du sol.
- La phase ascendante commence lorsque la force de réaction du sol atteint sa valeur maximale. Les auteurs admettent que, pendant le STS, lorsque la force de réaction du sol est maximale, les fesses ne sont plus en contact avec le siège. Cette phase comprend une période d'accélération sur l'axe vertical du centre de gravité du corps (11% du temps total), suivie d'une période de décélération du centre de gravité du corps (28% du temps total).
- La dernière phase permet la stabilisation du corps qui est atteinte lorsque la variation de l'amplitude de la composante verticale de la force de réaction du sol n'excède pas la valeur de 1% du poids du corps.

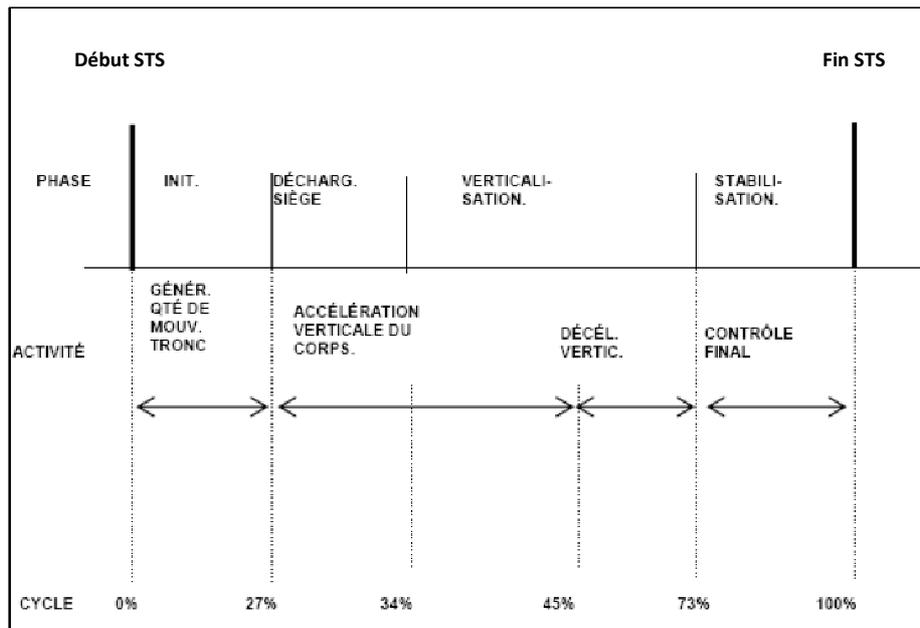


Figure 8 – Définition des phases du STS par Kralj et al 1990.

Millington (1992), dans une étude sur les personnes âgées, a divisé le STS en trois phases à partir de la cinématique du mouvement.

- Lors de la première phase, il observe le mouvement de flexion du tronc et le transfert de poids des fesses aux pieds. Elle commence au premier mouvement visible de la flexion du tronc et se termine au début de l'extension des genoux.

- La deuxième phase, la transition, commence au début de l'extension des genoux et se termine lorsque le tronc atteint sa flexion maximale. Pendant cette phase, les auteurs observent l'extension des genoux et l'augmentation de la composante verticale des forces de réaction du sol.

- Enfin, la troisième phase qui est le lever commence au début de l'extension du tronc et se termine à la fin du STS, c'est-à-dire lorsque les extensions du tronc et du genou sont terminées. Pendant les mouvements d'extension du tronc et d'extension des genoux, le maximum de la composante verticale des forces de réaction du sol apparaît.

Ces phases ont été décrites pour le STS chez des personnes âgées mais peuvent aussi bien être appliquées pour le STS chez des personnes jeunes.

Enfin, certains auteurs ont simplifié le découpage des transferts. Selon eux, l'analyse des forces de réaction du sol permet la distinction de deux phases : une phase préparatoire et une phase de lever séparées par l'instant de la perte de contact avec le siège déterminé avec des plateformes de force placées sous les fesses (Hirschfeld 1999, Mazzà 2005).

Malgré l'intérêt de la définition de phases pendant la réalisation de l'action, notamment pour comparer des sujets pathologiques aux sujets sains, aucun consensus ne semble encore préconiser l'utilisation des résultats d'un auteur. Cependant, beaucoup d'auteurs se sont référés aux résultats de Schenkman (1990).

Toutefois, pour analyser et lier les résultats cinématiques et cinétiques du STS et du STW, nous avons préféré distinguer deux phases comme Hirschfeld (1999) et Mazzà (2005) : une phase préparatoire et une phase de lever.

1.2.4. Activités musculaires

En 1984, Munton et al ont décrit pour la première fois le pattern général d'activité musculaire lors du STS. Pour le lever, lorsque les sujets quittaient le siège, le muscle bi-articulaire droit antérieur était le premier activé. En suivant, les muscles biceps fémoral, grand fessier et tibial antérieur démarraient aussi leur activité. Hormis le muscle biceps fémoral, l'activité de tous ces muscles cessait lors de l'atteinte de la position debout et l'activité des muscles gastrocnémiens et soléaire démarrait.

Quelques années plus tard, Gross (1998) a étudié les activités musculaires de sept muscles pendant le STS : tibial antérieur, soléaire, gastrocnémien latéral, vaste médian, droit antérieur, biceps fémoral et grand fessier. Ces muscles étaient tous activés avant la perte de contact avec le siège, en premier le muscle tibial antérieur suivi dans l'ordre des muscles gastrocnémien, soléaire, droit antérieur, vaste médian et grand fessier. L'activité du muscle tibial antérieur cessait quand les sujets commençaient à se lever.

Actuellement, on considère que, pour se lever d'un siège, le premier muscle activé est le muscle tibial antérieur accompagné des muscles abdominaux (Gross 1998, Goulart RP 1999). Puis ce sont les muscles lombaires para spinaux, quadriceps ainsi que les muscles hamstrings (biceps, semi-tendineux et semi-membraneux) qui sont activés à l'instant de la perte de contact avec le siège (Goulart RP 1999). Le muscle soléaire est toujours le dernier muscle des jambes activé. En outre, les enregistrements électromyographiques (EMG) révèlent que les muscles sternocléidomastoïdien et trapèze sont activés assez tôt dans la réalisation du STS avant l'activation des muscles érecteurs spinaux.

Les patterns musculaires semblent être modifiés par la position du sujet au début du STS, ce qui laisse penser que certains muscles ont un rôle dans l'exécution du mouvement alors que d'autres sont plutôt des muscles gérant l'activité posturale. Ainsi, les muscles tibial antérieur, soléaire et abdominaux auraient plutôt un rôle dans l'exécution du mouvement avec les muscles sternocléidomastoïdien et trapèze alors que les muscles érecteurs spinaux, quadriceps et hamstrings auraient plutôt un rôle dans le maintien postural (Goulart RP 1999).

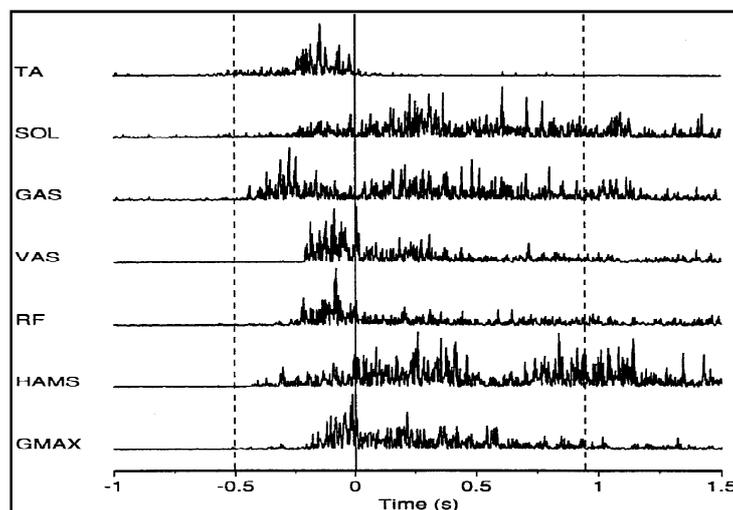


Figure 9 – Activités musculaires enregistrées en EMG de surface lors d'un STS.

De bas en haut sont représentés les muscles grand fessier, hamstring, droit antérieur, vaste médian, gastrocnémien latéral, soléaire et tibial antérieur.

D'après Goulart RP 1999.

1.3. Le sit-to-walk (STW)

Peu d'études ont analysé l'initiation de la marche à partir de la position assise. Au point de vue cinématique, à notre connaissance, aucune étude ne traite des angles articulaires chez des personnes jeunes et saines pendant cette tâche.

1.3.1. Cinétique

Magnan (1996), a remarqué que le STW est caractérisé, au début, par un déplacement du centre de gravité plutôt sur l'axe horizontal puis plutôt sur l'axe vertical. Toutefois, après le décollement des fesses, le déplacement horizontal du centre de gravité est conservé et il existe une composante horizontale de la quantité de mouvement du centre de gravité importante qui atteindra un maximum à la fin de l'action (Figure 10A). La composante verticale de la quantité de mouvement du centre de gravité diminue légèrement avant la perte de contact avec le siège puis elle augmente, atteint une valeur maximale, diminue à nouveau et devient nulle à la fin de l'action (Figure 10B).

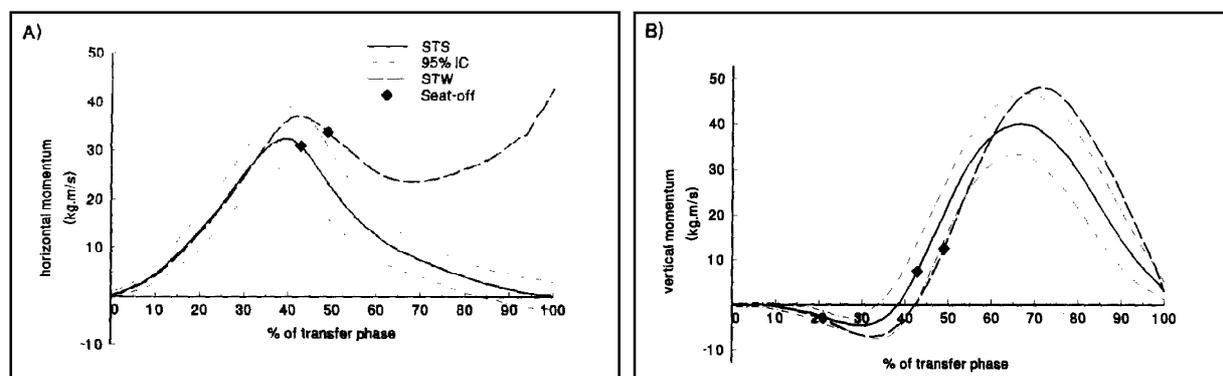


Figure 10 – Quantité de mouvement du centre de masse pendant un STS et un STW.

Composantes horizontale (A) et verticale (B). Comparaison entre le STS (trait plein) et le STW (tirets). Le losange noir correspond au décollement des fesses.

D'après Magnan 1996.

La trajectoire du centre de pression évolue différemment selon les sujets. Magnan identifie deux « stratégies ». Pour la première stratégie, le sujet initie rapidement la marche en privilégiant la vitesse du centre de pression. Le centre de pression est initialement placé en arrière de la ligne

joignant les chevilles, puis au décolllement des fesses il se déplace latéralement vers le pied oscillant et il est enfin amené rapidement vers la partie antérieure du pied d'appui (Figure 11A). Pour la seconde stratégie, la stabilité posturale est favorisée avant l'initiation de la marche. Le centre de pression se trouve au niveau de la ligne métatarsienne au moment du décolllement des fesses. Comme pour la première stratégie, il se déplace ensuite légèrement vers le pied oscillant puis revient vers le centre du pied d'appui avec une légère déviation vers l'arrière (Figure 11B). Il se déplace enfin le long du pied d'appui jusqu'au décolllement du pied d'appui.

Le faible déplacement du centre de pression vers le pied oscillant était présent chez tous les sujets de l'étude de Magnan (1996) et est une caractéristique inhérente à l'initiation de la marche déjà décrite par Winter (Magnan 1996). Au décolllement des fesses, la projection du centre de masse se trouve au niveau du pied d'appui alors que le centre de pression est sous le pied oscillant : cette dissociation du centre de pression et du centre de gravité est nécessaire pour initier la marche car elle permet l'accélération du centre de gravité vers la jambe d'appui (Winter 1995). La projection du centre de gravité sur le plan horizontal indique qu'il n'existe pas de mouvement vers l'avant tant que le centre de pression ne s'est pas déplacé vers le pied oscillant (Magnan 1996).

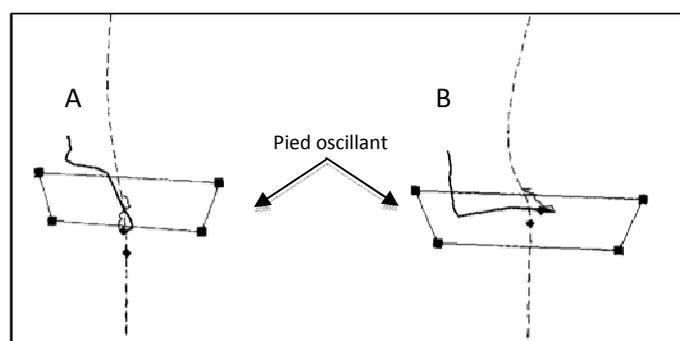


Figure 11 – Trajectoires du centre de pression moyen (trait plein) et du centre de masse (en tirets) lors d'un STW. Comparaison de deux stratégies. D'après Magnan 1996.

La composante verticale des forces de réaction du sol augmente jusqu'à un maximum. Une diminution est observée sous le pied oscillant après le décollage des fesses jusqu'au décollage des orteils du pied d'oscillation. Sous le pied d'appui, il existe également une diminution de la composante verticale de la force de réaction du sol après le décollage des fesses, cependant, la force ré-augmente rapidement pendant la phase d'appui de la marche.

La force de réaction du sol sur les pieds est d'abord faiblement dirigée vers l'avant au début (P dans la figure 12), puis elle est dirigée vers l'arrière (B dans la figure 12), et elle est de nouveau dirigée vers l'avant après le décollage des fesses.

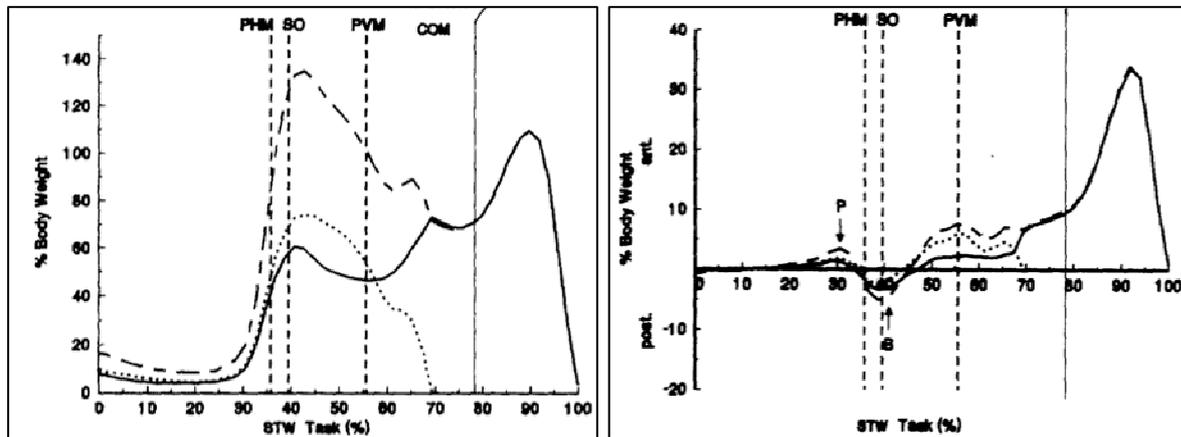


Figure 12 – Forces de réaction du sol pendant le STW.

Composante verticale (à gauche) et composante horizontale (à droite). Forces sous le pied d'appui (en trait plein), le pied oscillant (en pointillés) et forces totales (en tirets). PHM et PVM correspondent à la vitesse maximale horizontale et verticale du centre de gravité et SO au décollage des fesses. P est "l'impulsion propulsive et B "l'impulsion frénatrice". D'après Magnan et al 1996.

Magnan (1996) distingue donc deux stratégies pour la réalisation du STW :

- la première met la priorité sur la stabilité posturale avant l'initiation de la marche, la force frénatrice est importante ce qui permet de diminuer la vitesse du centre de gravité. Le centre de pression moyen des deux pieds se déplace latéralement vers le pied d'appui à partir du décollage du siège jusqu'au décollage du pied.
- la seconde place l'emphase sur la continuité du mouvement du corps vers l'avant qui découle de l'utilisation de l'énergie cinétique accumulée avant le décollage des fesses et de la

génération d'une force frénatrice faible au moment de la perte de contact avec le siège. Le sujet pousse vers l'arrière et crée une force propulsive. Le centre de pression moyen des deux pieds se déplace directement du centre de la base de support jusqu'à la partie antérieure du pied d'appui.

Les auteurs concluent que, pour un STW à vitesse normale, les sujets combinent ces deux stratégies. Cependant, aucune étude n'a été entreprise ensuite afin d'appuyer cette conclusion et vérifier si ces stratégies pouvaient être modifiées par la vitesse d'exécution, par des contraintes extérieures ou par l'utilisation des bras. L'existence de ces stratégies n'a pas non plus été démontrée chez les personnes âgées ou chez les personnes pathologiques.

1.3.2. Comparaison entre le STS et le STW

La comparaison des caractéristiques temporelles du STS et du STW montre que la chronologie des événements communs aux deux actions est la même. Le début de la flexion du tronc, les maxima des composantes horizontale et verticale de la quantité de mouvement du centre de gravité, la hauteur maximale du centre de gravité et la perte de contact avec le siège apparaissent avec un même délai pour le STS et pour le STW (Magnan 1996).

Cependant, le STW comprend un déplacement du centre de gravité selon l'axe antéro-postérieur présent après le décollement des fesses qui est absent pendant le STS. De plus, les maxima des composantes verticale et antéro-postérieure de la quantité de mouvement du centre de gravité sont significativement plus importants pour le STW que pour le STS (Magnan 1996).

La composante verticale de la force de réaction du sol est au départ identique pour les deux actions mais après le décollement des fesses du siège, elle se stabilise à environ 100% du poids du corps pour le STS. Pour le STW, elle diminue jusqu'à devenir nulle sous le pied oscillant et elle diminue légèrement sous le pied d'appui avant de ré-augmenter pendant la phase d'appui de la marche. De plus, le STS est considéré comme un mouvement symétrique puisque les maxima de la composante verticale des forces de réaction au sol sous les deux pieds sont similaires. En revanche,

le STW est défini comme un mouvement asymétrique puisque la composante verticale de la force de réaction au sol atteint un maximum plus important sous le pied oscillant que sous le pied d'appui.

La force propulsive et la force frénatrice sont toutes deux présentes pour le STS et pour le STW, toutefois, la force frénatrice pendant le STW est significativement inférieure à celle observée pendant le STS.

Les composantes médio-latérales des forces de réaction du sol sur les deux pieds n'ont pas été mesurées.

L'identification de plusieurs stratégies pendant la réalisation du STS et du STW nous amène à la conclusion suivante : il existe deux stratégies identiques pour les deux actions mais elles sont mises en place différemment.

La première stratégie privilégie la stabilité posturale. Pendant le STS, les sujets utilisant cette stratégie amènent en priorité le centre de gravité au-dessus du polygone de sustentation avant le décollement des fesses ce qui assure une stabilité du corps au décollement des fesses. Pendant le STW, cette première stratégie est caractérisée par une force frénatrice importante qui permet de diminuer la vitesse du centre de gravité.

Pour la seconde stratégie la vitesse est favorisée. Pendant le STS, la composante antéro-postérieure de la vitesse du centre de gravité est importante ce qui permet de transférer plus facilement l'énergie cinétique créée pendant la flexion du tronc. Toutefois, la force frénatrice est plus importante ce qui empêche le sujet de chuter en avant. De la même façon, pour le STW, la composante antéro-postérieure de la vitesse du centre de gravité est importante et l'énergie cinétique produite par la flexion du tronc permet la continuité du mouvement du corps vers l'avant. Par contre, contrairement au STS, le sujet applique une force frénatrice faible et son

centre de pression se déplace directement et rapidement vers la partie antérieure du pied d'appui.

1.3.3. Phases du mouvement

Dans le but d'affiner la description du STW, Kerr (2004) identifie des phases et utilise six évènements pour définir ces phases. Ces évènements sont déterminés à partir des analyses cinématiques et des analyses des données d'une plateforme de force au sol :

- l'initiation du mouvement est le temps du premier changement dans la composante verticale de la force de réaction du sol pendant la première seconde,
- le décollement des fesses du siège est défini, par ces auteurs, par le temps où la composante verticale de la force de réaction du sol sur les pieds est maximale,
- le temps du maximum de la composante verticale de la quantité de mouvement du centre de gravité,
- l'initiation de la marche est définie à partir de la composante médio-latérale de la force de réaction du sol. Lorsque cette composante est supérieure à 5.6% du poids du sujet, le sujet a initié la marche,
- le décollement de l'orteil du pied oscillant est le temps où la composante médio-latérale de la vitesse du centre de pression est maximale,
- le décollement de l'orteil du pied d'appui est situé lorsque la composante verticale de la résultante des forces de réaction du sol est nulle.

Quatre phases sont déterminées à partir de ces évènements :

- la phase de flexion débute à l'initiation du STW et finit au décollement des fesses,
- la phase d'extension débute au décollement des fesses et finit au maximum de la composante verticale de la quantité de mouvement du centre de gravité,

- la phase de décharge débute à l'initiation de la marche et finit au décolllement du pied oscillant,
- la phase d'appui débute au décolllement du pied oscillant et finit au décolllement du pied d'appui.

En utilisant six évènements, les auteurs n'ont défini que quatre phases car ils ont constaté la simultanéité du décolllement des fesses et de l'initiation du pas, et donc le chevauchement des phases d'extension et de décharge.

Toutefois, l'utilisation d'une seule plateforme de force au sol ne permet pas de déterminer avec précision les évènements utilisés pour délimiter les phases. De plus, la simultanéité des phases 2 et 3 rend l'interprétation difficile et ne permet pas une comparaison aisée avec le STS. Pour faciliter la comparaison entre les deux actions, nous avons donc considéré, dans notre étude, que le STW était composé des deux mêmes phases que le STS : une phase préparatoire et une phase de lever.

1.4. Etude des déterminants des transferts : standardisation de l'action

1.4.1. Se lever : déterminants de l'action

La manière de se lever d'un siège dépend de façon importante de certains paramètres (Janssen 2002). Dans la mesure du possible, ces paramètres doivent être contrôlés afin de pouvoir comparer les résultats entre différentes études. Dans d'une revue de la littérature (Janssen, 2002), les déterminants du mouvement ont été classés selon leur origine : certains sont reliés au matériel, plus précisément à la chaise, d'autres sont directement associés aux consignes données aux sujets.

Un des principaux déterminants du mouvement est la hauteur du siège. En effet, diminuer cette hauteur rend le mouvement plus difficile voire même impossible notamment chez les personnes âgées (Munton 1984, Rodosky 1989, Hughes 1994, Schenkman 1996, Munro 1998). Dans ces conditions, pour pouvoir se lever, les personnes âgées augmentent la vitesse angulaire de la hanche et repositionnent leurs pieds avant le début de la tâche (Hughes 1994, Schenkman 1996). Les

personnes jeunes saines, quant à elles, augmentent la vitesse angulaire de flexion du tronc de façon importante (Schenkman 1996). De manière générale, un siège trop bas résulte, pour pouvoir se lever, en une augmentation des déplacements angulaires du tronc, du genou et de la cheville ainsi que du déplacement du centre de gravité (Munro 1984).

En ce qui concerne les consignes, un déterminant prédominant est la rapidité d'exécution de l'action. Réaliser le STS plus rapidement entraîne une augmentation des moments articulaires de flexion de la hanche, d'extension des genoux et de flexion dorsale de la cheville (Pai 1991). Dans de nombreux protocoles, les sujets ne se lèvent pas à leur vitesse normale, ils doivent suivre le rythme d'un métronome (Janssen 2002). Pour différencier l'exécution normale et l'exécution rapide, les études plus récentes distinguent les deux consignes, la première d'exécuter le STS à vitesse normale, la seconde de le réaliser le plus rapidement possible. Les changements lors de l'exécution de l'action rapide sont controversés. Pour certains, il n'existerait pas de modifications angulaires par l'augmentation de la vitesse d'exécution (Vander Linden 1994) alors que pour d'autres auteurs (Gross 1998, Papa et Cappozzo 2000), les sujets fléchiraient moins leur tronc à l'instant de la perte de contact avec le siège à vitesse rapide. La durée du STS à vitesse rapide est peu différente de celle du STS à vitesse normale (Gross 1998, Mourey 2000), les auteurs en concluent que les capacités d'augmentation de la rapidité d'exécution de l'action seraient altérées chez les personnes âgées.

La position des pieds avant le début de l'action a également une influence notable sur la manière de se lever. Si les pieds sont placés en arrière des genoux, la durée du STS est plus courte que celle observée lorsque les pieds sont placés au niveau des genoux (Shepherd 1996). De plus, la flexion de la hanche est moins importante (Shepherd 1996) et les moments articulaires à la hanche sont inférieurs (Kawagoe 2000). Hughes (1994) décrit même le repositionnement des pieds comme une « stratégie » permettant de diminuer les moments articulaires produits pour se lever : c'est une « stratégie de stabilisation ». Par ailleurs, certains sujets ont tendance à placer un pied en arrière de l'autre ce qui aurait un effet sur les paramètres biomécaniques du transfert. En effet, la composante

verticale des forces de réaction du sol et les moments articulaires au genou seraient alors plus importants sur le pied placé en arrière (Lecours 2008), indiquant des activités musculaires différentes entre les deux jambes (Brunt 2002). De plus, une rotation du tronc dans le plan frontal vers le pied placé en arrière serait observée (Lecours 2008). Enfin, les mouvements des bras influenceraient la réalisation de l'action (Carr 1992, Shepherd 1996) mais la plupart des études n'autorisent pas ces mouvements de bras car ils multiplieraient le nombre de stratégies utilisées pour les transferts.

Comme nous venons de la voir, les déterminants de l'action ont une influence importante sur le déroulement de la tâche ce qui a rendu nécessaire une standardisation de celle-ci.

1.4.2. Méthodologie

Dans la plupart des études, les sujets sont équipés de marqueurs réfléchissants placés bilatéralement sur la base du 5^{ème} métatarsien, la malléole externe, le condyle fémoral, le grand trochanter, la crête iliaque (et/ou l'épine iliaque antéro-supérieure et l'épine iliaque postéro-supérieure) et l'acromion. D'après une étude réalisée par Lundin (1995), le STS n'est pas tout à fait symétrique et, selon cet auteur, il est important de mesurer la cinématique des deux côtés.

Le corps est alors modélisé par sept segments rigides : pieds, jambes, cuisses et tronc. Six articulations séparent ces segments : chevilles, genoux et hanches. Par cette modélisation, la plupart des études réalisent une analyse en deux dimensions dans le plan sagittal ce qui, d'après Kerr (2004), serait suffisant car d'après eux, les rotations dans les autres plans seraient négligeables. Toutefois, les analyses en trois dimensions doivent être utilisées car elles sont plus précises et permettent de déterminer toutes les rotations. Dans cette optique, il est nécessaire de placer au minimum trois marqueurs par segment afin de construire un référentiel sur chaque segment (Cappozzo, 2005).

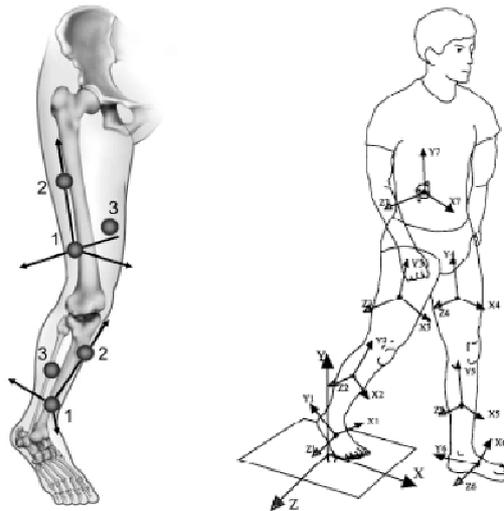


Figure 13 – Création d'un référentiel sur chaque segment.
Exemple de placement des marqueurs sur la jambe et la cuisse (à gauche).
Conventions recommandées par l'International Society of Biomechanics (à droite)

En général, les sujets sont assis sur un siège sans dossier ni accoudoirs, réglé à une hauteur de 100% de la longueur de la jambe (du sol au genou) mesurée lorsque le sujet est debout. Le choix de la hauteur du siège est arbitraire. Cependant, comme nous l'avons mentionné dans le paragraphe précédent, la hauteur du siège est déterminante pour la stratégie de lever (Rodosky 1989, Shenkman 1996). Bien qu'aucune étude n'ait imposé une hauteur standard, les dernières publications sur le STS et le STW s'accordent pour placer le siège à 100% de la hauteur du genou.

Chaque pied repose sur une plateforme de forces mesurant les forces d'appui sous les pieds selon trois axes : vertical, antéro-postérieur, médio-latéral. Kerr (2004) n'utilise qu'une seule plateforme de forces pour mesurer les forces de réaction du sol. Or, d'après Lundin (1995), pour le STS, le calcul des moments articulaires à partir d'une seule plateforme sous-estimerait les moments maximaux aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche. De plus, pour le STW, l'initiation de la marche impose un transfert de poids sur la jambe d'appui, donc les forces de réaction du sol sur les pieds ne sont pas égales ce qui nécessite des mesures sous chaque pied. Une telle disposition

permet également de déterminer précisément l'instant de décollement des pieds et plus particulièrement le décollement des orteils situé logiquement lorsque les forces de réaction du sol sur le pied deviennent nulles.

La plupart du temps, deux capteurs sont placés sur le siège, un sous la tubérosité ischiale des sujets, un sur le bord de la chaise pour déterminer l'instant du décollement des fesses. Certaines études ont affirmé que cet instant était fonction de la valeur de la composante verticale des forces de réactions du sol et notamment qu'il coïnciderait avec le début de l'augmentation de cette composante (Schenkman 1990). Toutefois, il n'existe pas de consensus puisque Kerr (2004) prétend qu'il correspond au maximum de la composante verticale des forces de réaction du sol mesurées par une seule plateforme de force. De plus, dans une étude à partir de plateformes de forces placées sous chaque pied et sous chaque fesse, Hirschfeld (1999) ne trouve pas les mêmes relations entre ces différents événements et affirme qu'il est impossible de déterminer l'instant du décollement du siège à partir des forces de réactions du sol. Il serait donc nécessaire de mesurer cet instant à l'aide d'une plateforme de forces enregistrant les forces de réaction sous les fesses dans les trois dimensions (Hirschfeld 1999). Néanmoins, il est communément admis que l'instant de décollement des fesses se situe entre le temps du début de l'augmentation de la composante verticale des forces de réaction du sol et le temps où la composante verticale des forces de réaction du sol est maximale, donc pendant la phase de transition définie par Kralj (1990).

Les sujets sont toujours assis confortablement dans une position choisie avec les bras croisés sur la poitrine. Plusieurs études sur le STS standardisent la position de départ en imposant soit une position des pieds, soit un angle à la cheville, soit un angle au genou. En effet, une variation de la position des pieds modifierait les caractéristiques temporelles du STS et modifierait les moments d'extension à la hanche (Hughes 1994, Shepherd 1996, Janssen 2002). Par contre, les activations musculaires ne seraient pas grandement modifiées (Munton 1984). Hirschfeld (1999) a remarqué dans son protocole que, malgré l'absence de standardisation de la position, il n'existe que peu de

variations inter et intra-individuelles : pour une même hauteur de siège, les sujets se placent naturellement dans une position identique au niveau des angles articulaires. De plus, le placement dans une position spontanée pourrait éventuellement permettre de détecter différentes stratégies de positionnement avant de se lever et serait donc pertinent pour l'évaluation clinique.

La position des bras est imposée pour toute la durée du transfert afin d'éviter un effet des membres supérieurs sur la stratégie et d'éviter qu'ils ne viennent dissimuler des marqueurs. Pour l'analyse, le haut du corps sera donc modélisé en un seul chaînon et formera ce que l'on nomme communément « le HAT » (Head, Arm, Trunk).

En général, pour le STS, la consigne est de se lever de façon normale et de rester en position debout pendant trois secondes. Pour le STW, un parcours de marche d'une distance d'environ cinq mètres est matérialisé et la consigne est de marcher à vitesse normale jusqu'au bout de cette zone. Les sujets doivent commencer à marcher toujours avec le même pied établi préalablement comme pied oscillant pendant les essais leur permettant de se familiariser avec la tâche. Afin de contrôler la rapidité d'exécution du mouvement (Janssen 2002), certains protocoles distinguent l'action normale de l'action rapide et demandent aux sujets d'effectuer les deux conditions.

1.5. Modélisation

Afin de faciliter l'analyse du mouvement, la modélisation simplifie les problèmes. Elle permet ainsi, par des calculs, d'accéder à des données telles que les angles, les vitesses angulaires, les moments de articulaires qui seront utilisés pour décrire le mouvement et déterminer des stratégies. Il existe différentes modélisations, nous détaillerons dans ce chapitre les plus utilisées lors de l'analyse du STS.

1.5.1. Le pendule inversé

Le pendule inversé télescopique (TIP) développé par Papa (1999) pour l'analyse du STS est fondé sur les informations données par une plateforme de force à six composantes, un siège équipé

d'un capteur et les données anthropométriques. Le corps est divisé en deux parties, les membres inférieurs et la partie supérieure du corps comprenant le tronc, la tête et les membres supérieurs et définie comme le HAT (Head, Arms, Trunk).

Les auteurs ont divisé le STS en deux périodes. Pendant la première période, le sujet n'est en contact qu'avec le siège et les jambes n'ont aucune influence. Le corps est donc modélisé par un pendule inversé (figure 14) dont la masse, concentrée au centre de masse du HAT, est celle du HAT. Le bras de levier du pendule joint ce centre de masse au point de contact avec le siège. Pendant la deuxième période le sujet n'est en contact qu'avec le sol. Le corps est modélisé par un pendule inversé dont la masse, concentrée au centre de masse du corps entier (HAT + jambes), est celle du corps. Le bras de levier joint ce centre de masse et le point de contact avec le sol. L'entrée de ce modèle étant le déplacement du centre de masse il a été nécessaire de rendre variable la longueur du bras de levier du pendule. De plus, deux couples pour assurer les rotations du pendule et une force pour assurer les variations de longueur du bras de levier sont nécessaires. La sortie du modèle est la dynamique de ces couples et force.

L'application du modèle a permis la détermination des exigences motrices du STS qui se sont révélées être comparables à celles calculées avec des modèles plus complexes. A partir de ces exigences, quatre phases ont été déterminées mais elles ne pouvaient être reliées aux paramètres liés aux différentes articulations.

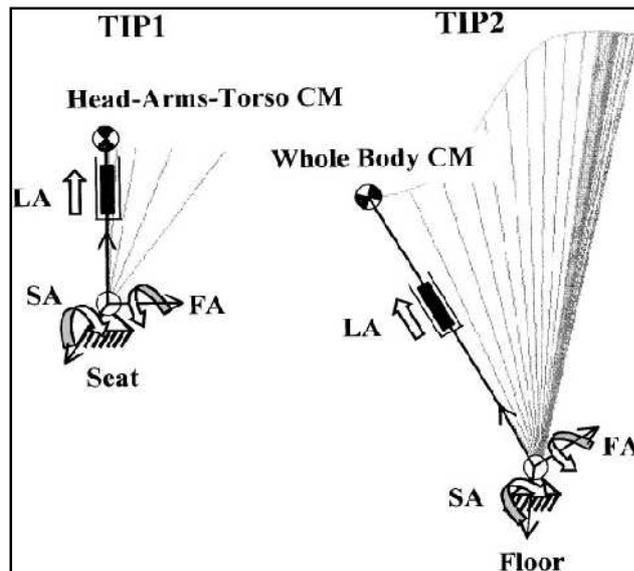


Figure 14 – Schématisation des deux TIP utilisés dans la modélisation du STS.

D'après Papa et Cappozzo 1999.

1.5.2. Calcul des angles articulaires : angles d'Euler, de Bryan et de Cardan

La mesure des angles articulaire est nécessaire pour connaître les rotations des segments dans les différents plans. Les méthodes d'Euler, de Bryan et de Cardan sont intéressantes car contrairement aux méthodes classiques de mesure d'un angle à partir de trois points dans le plan sagittal, elles permettent en plus de calculer les rotations dans les autres plans. Pour cela, sur chaque segment, un référentiel local doit être créé à partir des terminaisons proximales, distales et du centre de rotation de l'articulation (Cappozzo 2005).

Ensuite, la méthode des angles d'Euler permet de calculer les rotations des référentiels les uns par rapport aux autres. Dans ce cas, l'orientation d'un repère R_i dans le repère R est spécifiée par trois angles qui correspondent à trois rotations successives autour des axes définissant le repère. La rotation fournissant le premier angle va donc amener la définition d'un nouveau repère intermédiaire R' . La seconde rotation sera alors définie par la rotation autour d'un axe de ce repère R' et va à son tour entraîner la définition d'un nouveau repère R'' .

Ces rotations sont décomposées en trois rotations élémentaires, soit une autour de chaque axe. Pour la méthode d'Euler, la séquence de rotation est la suivante : z, x', z'' (Figure 15).

On passe du référentiel fixe $Oxyz$ au référentiel lié au solide $Ox'y'z''$ par trois rotations successives :

- La précession Ψ , autour de l'axe Oz , fait passer du référentiel $Oxyz$ au référentiel $Ouvw$.
- La nutation θ , autour de l'axe Ou , fait passer du référentiel $Ouvw$ au référentiel $Ouwz'$.
- La rotation propre φ , autour de l'axe Oz' , fait passer du référentiel $Ouwz'$ au référentiel $Ox'y'z''$.

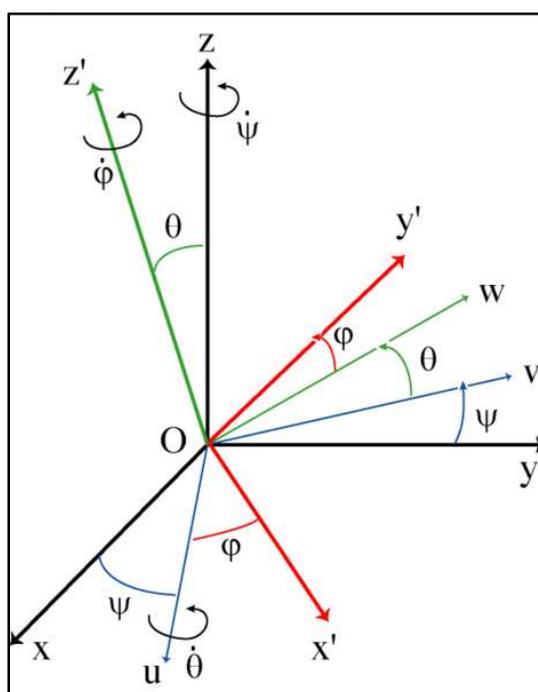


Figure 15 – Illustration des rotations successives pour le calcul des angles articulaires par la méthode des angles d'Euler.

Les angles de Bryan ou de Cardan utilisent la même technique mais avec un ordre de rotation différent : x, y', z'' (Figure 16). Pour être en adéquation avec le logiciel de traitement des données cinématiques, nous avons choisi cette méthode pour le calcul des angles articulaires.

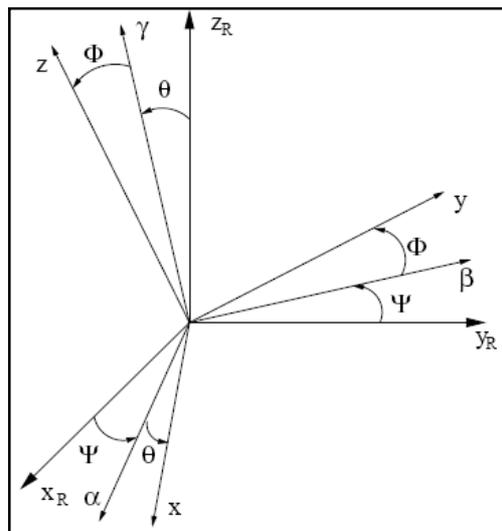


Figure 16 – Illustration des rotations successives pour le calcul des angles articulaires par la méthode des angles de Cardan

1.5.3. Le modèle de Winter

Le modèle de Winter découpe le corps humain en 14 segments considérés comme des solides rigides indéformables (Figure 17). Chaque segment possède deux extrémités : une distale et une proximale. On peut mesurer chaque segment (longueur, poids,...) mais le plus souvent, on utilise des tables anthropométriques basées sur le poids, la taille et parfois le sexe de la personne qui donnent la masse, la position du centre de masse et le moment d'inertie des différents segments. Au-delà des sources anthropométriques, les hypothèses suivantes doivent être respectées :

- Pour chaque segment, on associe la masse du segment au centre de masse du segment,
- la position dans le segment du centre de masse de chaque segment reste inchangée pendant les mouvements,
- le moment d'inertie de chaque segment est constant tout au long des mouvements,
- la longueur des segments ne varie pas pendant les mouvements.

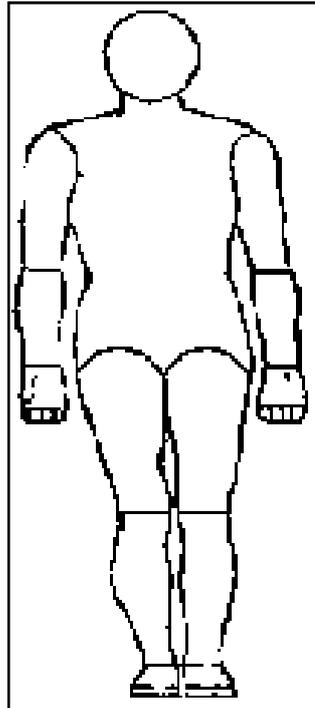


Figure 17 – Modèle du corps humain défini par Winter.

1.5.4. Dynamique inverse

La méthode de la dynamique inverse repose sur les relations fondamentales de la dynamique et permet de calculer les moments aux articulations.

Les forces agissant sur un segment sont les forces dues à la gravité, les forces de réaction ou forces externes, les accélérations linéaires, angulaires et inertielles et les forces dues aux muscles et ligaments (Winter 1990). Ces dernières correspondent aux moments nets musculaires (Winter 1990).

Pour la plupart des segments, les forces externes sont dues aux segments adjacents.

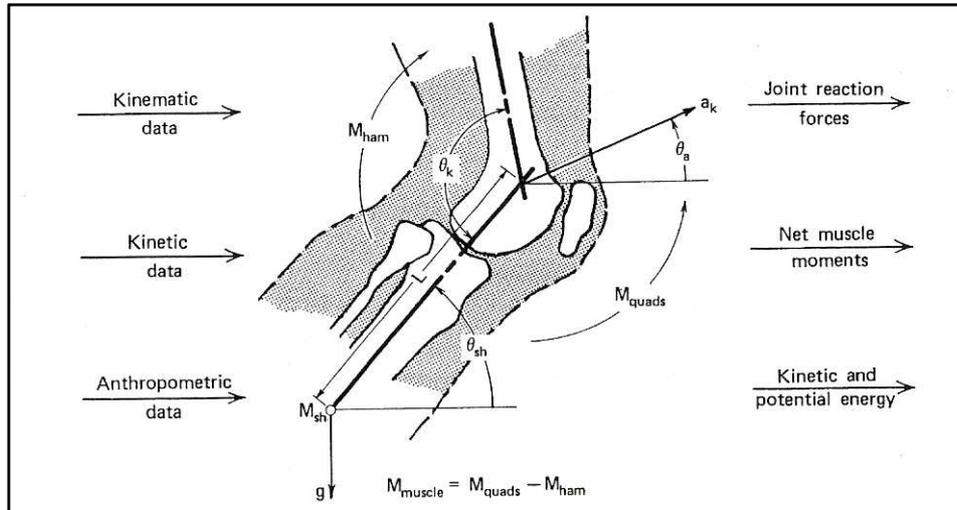


Figure 18 – Schématisation de la relation entre les données cinématiques, cinétiques et anthropométriques avec les forces, les moments, les énergies et les puissances calculés par la méthode de la dynamique inverse.

D'après Winter 1990.

Les forces de réaction articulaires et les moments articulaires sont calculés de proche en proche, segment par segment à partir de la connaissance de la force de réaction du sol et en appliquant les lois classiques de la mécanique. La deuxième loi de Newton-Euler nous donne la relation suivante :

$$\sum \vec{F}_{ext} = \frac{d\vec{p}}{dt} \quad (\text{Equation 1})$$

où \vec{F}_{ext} représente la résultante des forces appliquées au segment et \vec{p} la quantité de mouvement du centre de masse du segment.

Ainsi pour un segment avec une masse constante :

$$\sum \vec{F}_{ext} = m\vec{a} \quad (\text{Equation 2})$$

où m est la masse du segment et \vec{a} l'accélération de son centre de masse.

La deuxième loi concerne les rotations autour du centre de masse. La dérivée par rapport au temps du moment cinétique par rapport au centre de masse est égale à la somme des moments des forces par rapport au centre de masse :

$$\sum \overrightarrow{M(F_{ext})} = \frac{d\vec{L}}{dt} \quad (\text{Equation 3})$$

où $\overrightarrow{M(F_{ext})}$ représente le moment résultant des forces externes appliquées au segment, et \vec{L} le moment cinétique du segment.

Le moment d'inertie d'un point par rapport à un autre est calculé par le produit de la masse et de la distance au carré. Ainsi pour l'ensemble du corps :

$$I_G = \sum_{i=1}^{14} (m_i |GG_i|^2 + I_{Gi}) \quad (\text{Equation 4})$$

Le moment cinétique pour un solide rigide est le produit du moment d'inertie et de la vitesse angulaire soit pour un segment :

$$\overrightarrow{L_{G/R}} = I \overrightarrow{\omega} \quad (\text{Equation 5})$$

Après avoir isolé chaque segment, il est admis que les forces de contact articulaires à chaque extrémité sont égales et opposées aux forces de réaction articulaires et que les forces de réaction des segments adjacents sont des forces externes. Il suffit alors d'appliquer les équations vectorielles de Newton-Euler à chaque segment et de calculer les forces et les moments de proche en proche.

Nous avons calculé les forces et les moments articulaires à l'aide du logiciel Visual 3D (*C-Motion Inc., Germantown, USA*) qui s'inspire du modèle décrit par Winter (1990) pour calculer les forces et les moments articulaires.

Cette méthode est très intéressante pour comprendre la réalisation de l'action et la contribution de chaque articulation à la production des mouvements. Par contre, elle ne peut donner la contribution individuelle des muscles. Par exemple, un moment net faible à une articulation peut être le résultat de l'activation faible d'un muscle ou des activations plus élevées de deux muscles antagonistes. Pour avoir le détail des activités musculaires et donc de l'origine du mouvement, il est nécessaire de coupler la méthode de la dynamique inverse avec une mesure des activités musculaires concernées.

2. TRANSFERTS ET VIEILLISSEMENT

2.1. La personne âgée

2.1.1. Vieillesse des structures, des systèmes et des fonctions

Avec l'avancée en âge, des modifications physiologiques apparaissent. Le vieillissement peut être considéré comme la dégradation inéluctable, lente et progressive des organes, des structures et des fonctions. Nous ne sommes pas tous égaux face au phénomène de vieillissement, et des facteurs physiologiques mais aussi psychologiques et sociaux propres à chaque individu interviennent.

La vieillesse est l'âge ultime de la vie mais comment déterminer le début de la vieillesse ? Quels critères sont pertinents pour dire qu'une personne est âgée ? Certes, il existe des découpages par exemple en âges, le troisième et le quatrième âge (respectivement 60-75 ans et au delà de 75 ans) correspondant aujourd'hui à ce qu'on appelle les « personnes âgées ». Il existe également des repères d'activités, l'âge de la retraite étant lui aussi considéré comme un passage dans les tranches de la vie plus avancées. Toutefois, il s'agit de représentations culturelles et sociales qui ne reflètent pas le caractère physiologique de l'avancée en âge. L'espérance de vie a fortement augmenté ces dernières décennies et les progrès de la médecine ont permis au plus grand nombre de vieillir sans pathologie lourde et de vivre de façon autonome jusqu'à un âge avancé. Aujourd'hui l'âge moyen d'entrée en maison de retraite se situe autour de 90 ans et ne cesse d'augmenter. Pourtant, notre corps a commencé à vieillir bien avant !

Les premiers signes visibles de la sénescence sont les pertes au niveau sensoriel et n'épargnent quasiment personne. Au niveau visuel, la presbytie se déclenche vers l'âge de 40 ans. L'atteinte de l'acuité visuelle diminue la capacité de vision de près et notamment est handicapante pour la lecture. Cet exemple est le plus fréquemment cité mais tout le système sensoriel est concerné : l'ouïe, l'odorat, le goût, le touché.

De plus, la proprioception, perception de la position et des mouvements des segments corporels, peut être également atteinte par des neuropathies. Toutefois, la cause de la diminution des perceptions proprioceptives n'est pas encore bien connue.

L'équilibre postural statique ou dynamique est contrôlé par différents systèmes sensoriels : le système vestibulaire, la vision, la proprioception. Les troubles sensoriels décrits avec l'avancement en âge ont une répercussion sur le maintien de cet équilibre.

Au niveau musculaire, la prévalence de la sarcopénie est estimée à 25% en dessous de 70 ans et à plus de 50% au-delà de 80 ans (Bonnefoy 2004). La sarcopénie est diagnostiquée à l'aide de l'indice de masse musculaire mesurant la proportion de masse grasseuse et de masse musculaire, lorsque cet indice est inférieur à la moyenne de l'indice de la population jeune de référence moins deux écarts type, la personne souffre d'une perte musculaire. Il s'agit en fait d'une modification structurale des muscles qui se traduit par une diminution progressive du nombre et du diamètre des fibres. Selon certaines études, l'atrophie atteindrait d'abord les fibres de type II ce qui entraînerait vraisemblablement une perte de force plus importante dans les muscles rapides. De plus, le nombre de motoneurones α et donc le nombre d'unités motrices diminuent.

Les modifications physiologiques structurelles entraînent progressivement des déficiences fonctionnelles. Ainsi, le phénomène de sarcopénie a des conséquences sur la force et la puissance musculaires.

La force musculaire est maximale entre 20 et 30 ans, elle diminue ensuite de 12 à 15 % par décennie jusqu'à 80 ans (Moulias 2003). Une diminution de la force musculaire des extenseurs du genou a pu être observée lors d'une étude longitudinale mettant en évidence un déclin d'environ 30% pour les extenseurs des genoux après un suivi de 12 ans chez des sujets âgés avec une diminution moindre de l'ordre de 20 % pour les muscles fléchisseurs du coude (Frontera2000). Il semble donc que les muscles des membres inférieurs soient plus affectés que ceux des membres supérieurs (Bonnefoy 2004).

La puissance est par définition le produit de la force par la vitesse de contraction musculaire. Bassey (1992) a démontré que, chez le sujet âgé fragile, la puissance musculaire des membres inférieurs était reliée à l'accomplissement d'activités de la vie quotidienne telles que se lever d'un siège, marcher ou monter les escaliers. Le sujet nécessitant une aide pour ces activités présentait une puissance musculaire diminuée de 42 à 54% par rapport au sujet pouvant accomplir ces tâches sans aide.

Les conséquences de la baisse de la fonction musculaire sont multiples, les plus connues sont les chutes et l'adaptation du pattern de marche.

2.1.2. Influence de l'âge sur la capacité à se lever

Les personnes âgées éprouvent souvent des difficultés à se lever d'un siège. Pourtant cette action courante constitue l'activité motrice la plus fréquemment effectuée au quotidien. De plus, elle est souvent reliée au degré de dépendance. Les volontés récentes de maintenir les personnes âgées à domicile le plus longtemps possible demandent de déterminer les origines de certains troubles fonctionnels afin d'orienter le plus efficacement possible la prise en charge rééducative. Les altérations structurelles et fonctionnelles dont sont victimes les personnes âgées les obligent à adapter leur pattern de mouvement dans les gestes les plus simples de la vie quotidienne tels que les transferts.

2.1.2.1. STS chez les personnes âgées

La première observation est que les personnes âgées mettent plus de temps à se lever que les personnes jeunes (Mourey 1998).

Les phases de Schenkman (décrites au *paragraphe 1.2.3*) ont été appliquées sur le STS réalisé par des personnes âgées entre 61 et 74 ans (Ikeda 1991). Ces phases, d'après l'auteur, se justifient par l'aide qu'elles peuvent apporter au clinicien dans la détection de troubles lors du STS. En effet, des difficultés lors de la première phase indiqueraient une impossibilité à générer une quantité de

mouvement suffisante, donc plutôt un trouble moteur. Un problème identifié lors de la phase 2 traduirait un trouble de l'équilibre lorsque le centre de masse est à l'extérieur du polygone de sustentation alors que lors de la phase 3, il s'agirait plutôt d'un déficit musculaire des extenseurs rendant l'extension des genoux et des hanches difficile.

Millington (1992) a distingué trois phases fondées sur les paramètres cinématiques du mouvement (*paragraphe 1.2.3*) :

- la première est le « transfert de poids » qui débute au premier mouvement de l'épaule et se termine au début de l'extension des genoux,
- la deuxième est la « transition » qui commence au début de l'extension des genoux et finit à la flexion maximale du tronc,
- la troisième est le « lever » et démarre au début de l'extension du tronc et se termine à la fin du lever.

Les plus grandes variabilités interindividuelles sont visibles lors de la phase 2 qui nécessite en effet le contrôle d'un grand nombre de paramètres alors qu'elle ne dure en moyenne que 9% du temps total de la tâche (Millington 1992).

Les évolutions des angles articulaires sont similaires chez les personnes jeunes et chez les personnes âgées (Ikeda 1991, Gross 1998). Dans l'ordre, les sujets fléchissent d'abord leur tronc, puis étendent les genoux et enfin, étendent leur tronc. Cependant, chez les personnes âgées, le temps entre le décollement des fesses du siège et la flexion maximale du tronc est plus long (Gross 1998).

Les décours temporels de la composante verticale des forces de réaction du sol sont également comparables entre les sujets jeunes et les sujets âgés. Toutefois, chez les personnes âgées, la composante horizontale des forces de réaction du sol normalisée par rapport au poids du sujet est plus importante que chez les sujets jeunes (Gross 1998).

De plus, comparé aux personnes jeunes, les plus âgés créent une composante antéro-postérieure de la quantité de mouvement du centre de gravité supérieure lorsqu'ils sont encore en

contact avec la chaise (Gross 1998). La composante verticale est quant à elle identique entre les personnes jeunes et les personnes âgées (Gross 1998).

Enfin, les muscles gastrocnémiens et soléaire sont activés plus tôt chez les personnes âgées (Gross 1998) et il existe une co-activation des fléchisseurs plantaires et des fléchisseurs dorsaux de la cheville (Gross 1998). Cette adaptation posturale serait réalisée pour préparer le transfert de poids des fesses aux pieds. Elle permettrait aussi de générer un moment de flexion plantaire : cette action musculaire permettrait à la personne de pousser sous les pieds vers l'avant, créant ainsi une force frénatrice et ainsi de diminuer la composante horizontale de la quantité de mouvement du centre de gravité pendant le lever et l'annuler à la fin du lever (Gross 1998).

Toutefois, les profils de vitesse angulaire du tronc et du genou sont différents entre les personnes jeunes et âgées (Mourey 1998) : chez les jeunes, le profil est régulier alors que chez les personnes âgées des oscillations apparaissent à différents instants du lever (figure 20). Les auteurs en concluent que puisque ces différences des profils de vitesse apparaissent à des moments cruciaux pour l'équilibration, notamment à la perte de contact avec le siège, ces différences pourraient certainement être liées à des difficultés à assurer le contrôle postural.

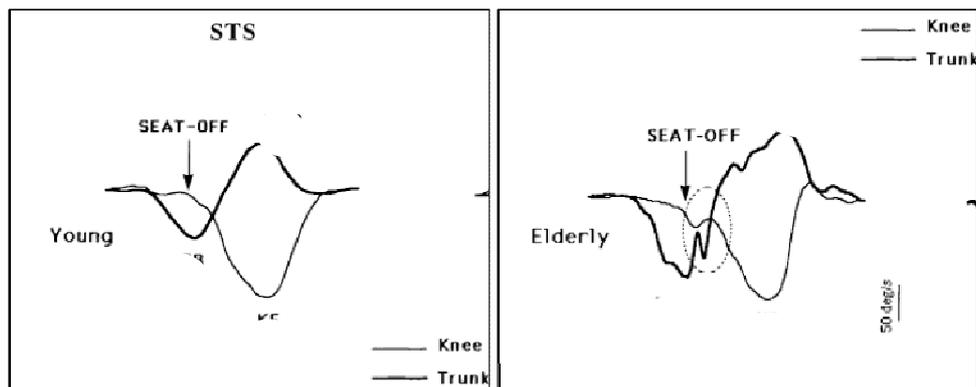


Figure 19 – Profils de vitesse angulaire des articulations du genou (knee) et du tronc (trunk) pendant un STS. Du début de la flexion du tronc à la fin de l'extension du tronc. D'après Mourey 2000.

2.1.2.2. Se lever rapidement

Les personnes âgées utilisent les mêmes stratégies que les personnes jeunes pour augmenter la vitesse d'exécution du STS (*paragraphe 1.4.1*). Par rapport aux valeurs observées à vitesse d'exécution normale, on observe une augmentation des vitesses angulaires du tronc et des genoux, une augmentation des moments articulaires aux genoux et aux hanches, une augmentation des forces de réaction du sol et une diminution de la flexion du tronc. Cette dernière entraîne, comme chez les personnes jeunes, une position du centre de gravité plus en arrière à l'instant du décolllement des fesses pour l'exécution rapide par rapport à l'exécution normale. De plus, les activités musculaires globales des muscles extenseurs des hanches et des genoux sont plus fortes lors de l'exécution rapide du STS.

Les personnes âgées sont capables d'augmenter leur rapidité d'exécution mais moins que les personnes jeunes (Gross 1998, Mourey 2000, Papa 2000) car la durée moyenne du transfert est peu différente entre la condition normale et la condition rapide.

Les personnes âgées effectuant le STS rapidement produisent une quantité de mouvement du centre de gravité supérieure à celle créée pour une exécution normale (tableau 1). Dans le paragraphe 2.1.2.1., nous avons souligné que, pour une exécution normale, la composante horizontale maximale de la quantité de mouvement du centre de gravité, observable alors que les sujets sont encore en contact avec le siège, était légèrement supérieure chez les personnes âgées que chez les personnes jeunes (Gross 1998) (tableau 1). Pour une exécution rapide du STS, cette composante horizontale maximale est identique pour les deux groupes. En outre, pour une exécution normale du STS, la composante verticale maximale de la quantité de mouvement du centre de gravité, observée lorsque le sujet se lève, était identique dans les deux groupes (*paragraphe 2.1.2.1.*) alors que pour une exécution rapide, elle est significativement supérieure chez les personnes jeunes (tableau 1).

Vertical and horizontal momentum during chair rise

	Peak momentum (kg-m/s)			
	Elderly		Young	
	Normal	Fast	Normal	Fast
Vertical	28.4 ± 6.4	37.8 ± 7.6 ^a	29.0 ± 6.4	46.5 ± 13.1
Horizontal	25.9 ± 4.9 ^b	28.0 ± 4.2	22.3 ± 4.8	29.3 ± 7.7

^a Significantly different from young at fast speed ($P = 0.013$).

^b Significantly different from young at normal speed ($P = 0.041$).

Tableau 1 – Maxima des composantes verticale et horizontale de la quantité de mouvement du centre de gravité pour un STS normal et un STS rapide.

Comparaison des personnes âgées et des personnes jeunes. D'après les résultats de Gross 1998.

La plupart des auteurs trouvent que la vitesse angulaire du tronc augmente lors de la condition d'exécution rapide du STS chez les personnes âgées (Gross 1998, Papa 2000). Pourtant Mourey (2000) affirme que les personnes âgées n'augmenteraient pas la vitesse angulaire maximale de flexion du tronc certainement dans le but de ne pas augmenter les effets déstabilisants. Des déséquilibres provoqués par une vitesse trop importante risqueraient de faire basculer la personne âgée vers l'avant si elle n'est pas capable de freiner cette vitesse excessive du tronc (Mourey 1998).

2.1.2.3. Force musculaire et capacité à se lever

Les rôles des différentes forces musculaires dans la réussite de l'action de se lever chez les personnes âgées ne sont pas encore clairement élucidés. Par exemple, n'observant pas de corrélation entre la force maximale volontaire des extenseurs du genou et les moments articulaires du genou générés pendant le STS, Gross (1998) affirme que la force musculaire des extenseurs des genoux ne serait pas un facteur limitant pour se lever (Schultz 1992, Gross 1998). Toutefois, l'existence d'un seuil minimal pour cette force semble naturelle (Young 1984, Gross 1998). Ce seuil est estimé inférieur à la moitié du niveau de force mesuré chez des sujets jeunes (Gross 1998).

Cependant, en utilisant un siège bas lors du STS, les moments articulaires aux genoux augmentent et la nécessité de produire une force musculaire devient importante lors de l'extension des genoux (Corrigan 2001). La force musculaire des extenseurs du genou aurait, dans ces conditions, une influence déterminante sur la capacité à se lever. Ceci pourrait expliquer la difficulté des personnes âgées à se lever d'un siège trop bas.

En effet, dans son étude, Hughes et Schenkman (1996) ont quantifié la force musculaire nécessaire pour se lever chez des personnes âgées i) ne pouvant pas descendre quatre marches successives, ii) ne pouvant pas se lever d'un siège d'une hauteur inférieure à 0.33 mètres iii) ayant des difficultés à se lever d'un siège plus bas que la hauteur de leur genou. Ces personnes âgées, avec une incapacité fonctionnelle modérée, utiliseraient 97% de leur force maximale de contraction volontaire isométrique des extenseurs du genou pour se lever d'un siège bas (en moyenne 0.4 mètres) alors que les jeunes sains n'en utiliseraient que 39% (Hughes 1996).

En outre, dans son étude comparative entre les personnes jeunes et les personnes âgées saines, Gross (1998) remarquait que l'influence de la force des muscles de la hanche était plus importante que celle des muscles du genou car la force musculaire des extenseurs de la hanche était reliée à la position du tronc au décollement du siège, à la diminution de la durée du STS et à la composante verticale de l'accélération du centre de gravité. La force des fléchisseurs de hanche était, quant à elle, corrélée à la position du centre de gravité au décollement des fesses. Ainsi, les personnes âgées ayant une faiblesse musculaire des fléchisseurs de la hanche utilisaient une stratégie stabilisatrice consistant à placer leur centre de masse en avant (proche de l'articulation de la cheville) et leur centre de pression en avant également (proche du milieu du pied) à l'instant du décollement des fesses.

2.1.2.4. Stratégies utilisées

Les personnes âgées utiliseraient différentes stratégies lors du STS. Hughes (1994) distingue trois stratégies : le « transfert de moment », la « stabilisation » et une stratégie « combinée ».

- Pour la première, le sujet utiliserait, pour se lever, la quantité de mouvement du centre de gravité qui est quasiment horizontale et élevée pendant la flexion du tronc.
- Pour la deuxième, la quantité de mouvement serait faible et servirait à positionner le centre de gravité dans la base de support avant de se lever.
- Enfin, la troisième utiliserait une combinaison des deux précédentes stratégies.

Les auteurs concluent donc, comme Magnan (1996) pour le STW, à une combinaison des stratégies allant de la création d'un déséquilibre par le transfert de la quantité de mouvement du centre de gravité pour se lever à la nécessité d'une stabilisation par le placement du centre de gravité dans le polygone de sustentation. Pourtant, la stratégie stabilisatrice demanderait une force des membres inférieurs plus importante (Schultz 1992), notamment au niveau de l'extension des genoux et le STS deviendrait plus difficile à réaliser.

2.1.2.5. STW chez les personnes âgées

Le STW n'a été étudié que dans une étude récente (Dehail 2007). Quatre phases successives ont été définies à partir des phases décrites par Millington (1992) lors du STS (*paragraphe 1.2.3.*) :

- La phase de flexion du tronc commence au premier mouvement de l'épaule et se termine au début de l'extension des genoux,
- La phase de transition commence au début de l'extension des genoux et finit lorsque l'angle de flexion du tronc est maximal,
- La phase d'extension du tronc et des genoux démarre à la flexion maximale du tronc et s'achève au décollement du pied oscillant,

- La phase d'oscillation, commence lorsque le talon quitte le sol. La phase se termine au prochain contact entre le talon et le sol.

Selon cette étude, chez les personnes âgées, la première phase était plus courte pour le STW que pour le STS (en comparaison avec Millington en 1992 qui utilise les mêmes phases). Par contre la phase de transition était plus longue pour le STW par rapport au STS. De plus, chez beaucoup de sujets étudiés, la phase d'oscillation commençait alors que l'extension du tronc n'est pas terminée. Chez ces sujets, le STW était donc un mouvement continu et les phases d'extension et d'oscillation se chevauchaient.

Les activités électromyographiques indiquaient que les muscles tibial antérieur et long péronier étaient les premiers muscles activés lors du STW. Une co-activation précoce existait entre les muscles gastrocnémien médial et biceps fémoral probablement pour freiner le déplacement du centre de gravité vers le pied oscillant (Dehail 2007). Les muscles vaste médian et grand fessier avaient leur activité maximale pendant la troisième phase, soulignant leur rôle dans l'extension du corps. Le muscle soléaire était le dernier muscle activé et son rôle pendant la phase 4 serait triple : contribuer à la flexion plantaire après le contact du talon avec le sol, ralentir le déplacement horizontal du corps par la création d'une force frénatrice et stabiliser le pied avec le muscle long péronier.

Enfin, la force isocinétique maximale volontaire des extenseurs du genou était négativement corrélée avec l'amplitude de la flexion du tronc, ce qui signifie que les sujets âgés avec une faiblesse musculaire des extenseurs du genou ont tendance à avoir une flexion du tronc importante (Dehail 2007). De plus, les auteurs ont noté une corrélation positive entre le rapport des moments de force maximaux des fléchisseurs/extenseurs et la durée de la phase 1. Ils justifiaient ces résultats par le fait que les personnes âgées fléchissent plus leur tronc afin de diminuer les moments articulaires, plus particulièrement au genou. Toutefois, il faudrait vérifier ces suppositions avec une mesure directe des forces de réaction du sol afin de calculer les moments nets aux articulations (Dehail 2007).

3. Les tests cliniques

Pour évaluer les capacités fonctionnelles des personnes âgées, les cliniciens utilisent différents tests cliniques. Alliant maîtrise de l'équilibre et force musculaire, les capacités de transferts sont évaluées de façon quasi systématique. Dans la littérature, différents tests ont bénéficié d'études spécifiques de validité et de fidélité.

3.1. Le Get Up and Go Test

Ce test a été développé en 1986 par Mathias et al. Il évalue les transferts assis-debout, la marche et les changements de direction du patient. L'épreuve a été validée par comparaison de ses résultats avec ceux d'une étude posturographique de l'équilibre statique réalisée sur plate-forme dynamométrique. Le sujet est confortablement assis sur un siège avec accoudoirs situé à trois mètres d'un mur. Il est alors invité à se lever, à rester quelques secondes debout, à marcher jusqu'au mur, à faire demi-tour sans toucher le mur, à revenir jusqu'au siège, à en faire le tour et à s'y rasseoir. L'évaluation consiste en une cotation allant de 1 (aucune instabilité) à 5 (très anormal et risque permanent de chutes).

Diverses observations sont réalisées pendant les différentes phases du test. Lorsque le sujet se lève, l'évaluateur doit observer s'il se penche normalement en avant, s'il s'aide des accoudoirs, s'il se lève d'un seul élan ou encore s'il a besoin de plusieurs essais. La marche doit être rectiligne, le demi-tour doit se faire sans piétiner et pour s'asseoir, le patient doit contrôler sa descente. Des points négatifs viennent pondérer la première note si les critères ne sont pas respectés.

Ce test permet d'avoir une observation qualitative de l'équilibre de la personne âgée. Toutefois, son caractère qualitatif rend cette évaluation subjective avec une variabilité inter-évaluateurs non négligeable. Pour cette raison, le Timed Up and Go test a été créé.

3.2. Le Timed Up and Go Test (Podsiadlo 1991)

Le patient est assis sur une chaise avec un dossier et les bras en appui sur les accoudoirs. On lui demande de se lever, de marcher trois mètres jusqu'à une ligne ou un repère, de faire demi-tour, de revenir vers la chaise et de s'asseoir. L'évaluateur chronomètre le temps de réalisation du test. Les personnes ne présentant aucune incapacité motrice réalisent le test en dix secondes ou moins, celles qui l'effectuent en moins de vingt secondes sont considérées comme disposant d'une bonne mobilité, par contre au-delà de trente secondes, la performance est associée à une incapacité à se déplacer seul sans aide technique (Podsiadlo 1991). Les résultats de ce test sont corrélés avec la vitesse de marche, l'équilibre, le niveau fonctionnel et la capacité à se déplacer dehors (Podsiadlo 1991). Il est fréquemment utilisé en clinique mais il reste un test très global puisqu'il ne permet pas de détecter dans quelle partie du test le patient ressent des difficultés.

3.3. Le Timed Up and Go Test Revisited

Le Get Up and Go test chronométré a été révisé par Wall en 2000. Selon les auteurs, il est important de savoir quels mouvements sont difficiles à effectuer pour les patients dans le but d'orienter la prise en charge rééducative ensuite. Le test se déroule de la même façon que le précédent mais la distance de marche est allongée à dix mètres (c'est l'Extended Timed Up and Go Test) et la chaise utilisée ne possède pas d'accoudoirs. La zone de marche comporte des marqueurs placés à 2, 8, 9 et 10 mètres.

Quatre temps sont relevés : quand le sujet est debout, quand il passe les 2 mètres, puis les 8 mètres, quand il revient vers le siège et qu'il passe les 8 mètres, et enfin quand il repasse les deux mètres avant de venir s'asseoir.

Six étapes sont ainsi définies : le sit-to-stand, l'initiation de la marche, la marche 1, le demi-tour, la marche 2, et enfin le demi-tour et le transfert debout-assis.

D'après l'étude de Wall et al, les jeunes réalisent le test en moyenne en 15 secondes, les personnes âgées saines en 19 secondes et les personnes âgées à risque de chute élevé en 34 secondes. Toutes les composantes du test sont allongées de façon significative chez les personnes âgées à risque de chutes par rapport à des sujets jeunes et à des sujets âgés sains. De plus, ce test a permis d'apprécier les étapes de demi-tours et des transferts comme les plus difficiles pour les personnes âgées à risque de chutes (Wall et al 2000).

3.4. Le Sit-to-Walk

Très récemment, pour faire suite à leur étude sur les phases du STW, Kerr et al ont testé la validité d'un test basé sur le transfert assis-marche (Kerr 2007). Partant du constat de Magnan (1996) que le STW est un mouvement plus instable que le STS, ces auteurs ont fait l'hypothèse que le STW, lors d'un test clinique, serait plus sensible que le STS pour détecter les troubles moteurs.

Les sujets sont assis sur une chaise sans accoudoirs mais avec un dossier. Des capteurs de pression enregistrent les pressions exercées sur le dossier, sur le siège et sous les pieds. L'instruction donnée au sujet est de marcher à vitesse normale jusqu'à un repère situé six mètres plus loin.

Les personnes âgées ayant des antécédents de chutes réalisent la tâche plus lentement que les personnes jeunes saines, en particulier les mouvements de flexion du tronc et d'extension des genoux sont plus lents. La performance dans la flexion du tronc pourrait être affectée par des déficiences articulaires et de puissance musculaire, ou encore pourrait être une stratégie pour minimiser le déséquilibre créé par la vitesse horizontale. L'allongement de la durée de l'extension des genoux pourrait refléter une déficience au niveau des extenseurs des membres inférieurs ou une adaptation aux perturbations de l'équilibre. Il semblerait que les sujets âgés ayant déjà chuté, réalisent un STS puis initient la marche ce qui reflèterait le manque de confiance du groupe.

3.5. Conclusion sur les tests

Evaluer la mobilité de la personne âgée à l'aide de tests cliniques est aujourd'hui incontournable et nécessaire. Les différents tests utilisés sont validés scientifiquement pour diverses populations et permettent des mesures simples, rapides et peu coûteuses. Les différentes études scientifiques ont également permis de comprendre les transferts et notamment le STS chez la personne âgée.

Cependant, le Test GUG est soumis à la subjectivité de l'évaluateur et les Tests TUG et ETUG sont dépendant de la personne qui chronomètre ce qui peut induire des erreurs et des variations inter-évaluateurs. Enfin, le STW nécessite des capteurs de pression et un placement très précis de ces capteurs pour que les données soient exactes. De plus, seule une étude a mesuré le STW chez des personnes âgées et la standardisation du mouvement, la définition des phases, les stratégies utilisées ne sont pas encore clairement élucidées, d'autant plus chez les personnes âgées. Il devient donc important de connaître le STW plus précisément avant de créer un test de mobilité basé sur cette action.

4. Synthèse et objectifs

L'étude bibliographique nous a montré que l'action de se lever pendant un STS a été largement documentée ces vingt dernières années. Les analyses biomécaniques ont identifié les déterminants du mouvement tels que la hauteur du siège, le placement des pieds avant de se lever, la vitesse d'exécution de l'action, etc. ... Nous pouvons aujourd'hui conclure que ces déterminants influencent la réussite de l'action de se lever, particulièrement chez les personnes âgées ou les personnes à mobilité réduite. Les prises en charge rééducatives peuvent largement être orientées grâce aux résultats de ces études pour, par exemple, aider une personne âgée à trouver un placement optimal de ses pieds dans le but de faciliter le transfert.

Deux stratégies ont été identifiées pour le STS.

- La première reflète la nécessité de maintenir la stabilité posturale pendant le lever et par la production d'une faible quantité de mouvement du centre de gravité presque horizontale, le sujet peut placer correctement son centre de gravité au-dessus du polygone de sustentation avant de se lever.
- Au contraire, dans la seconde stratégie, la vitesse du centre de masse créée par la flexion du tronc est utilisée pour faciliter le lever. Par contre, une force frénatrice importante est nécessaire pour ne pas tomber en avant.

Ces stratégies peuvent concorder avec diverses pathologies et l'utilisation de l'une ou l'autre pourrait être liée à des troubles de l'équilibre ou à des troubles de la fonction musculaire. Malgré une influence des résultats de ces études sur les tests actuellement employés en clinique, ces derniers ne permettent pas encore tout à fait de quantifier certains paramètres et donc de détecter les troubles associés.

Pour les raisons évoquées dans les paragraphes précédents, le STW serait composé de mouvements qui permettraient plus facilement de mettre en évidence des troubles divers. En effet, l'initiation de la marche depuis la position assise interviendrait pendant le lever et serait génératrice d'un déséquilibre plus important que pendant le STS. Les deux stratégies identifiées pendant le STS ont également été retrouvées dans le STW.

- Pour la première, une force frénatrice importante est recherchée pour la même raison que précédemment : la stabilisation avant d'entamer la marche.
- En utilisant la seconde stratégie, le sujet va au contraire initier le déséquilibre pendant le lever en créant une quantité de mouvement importante, mais ce déséquilibre sera « rattrapé » par la marche. La force frénatrice n'est pas nécessaire puisque le but est d'aller vers l'avant.

Toutefois, le STW n'a pas été beaucoup étudié dans la littérature et il existe encore des imprécisions tant chez les personnes jeunes saines que chez les personnes âgées. En effet, à notre connaissance, les paramètres tels que l'évolution des angles articulaires, les moments articulaires ou les activités musculaires n'ont pas encore été décrits chez les adultes sains. De plus, chez les personnes âgées saines, les forces de réaction du sol ainsi que les forces d'appui sous les pieds n'ont pas non plus été étudiées. Enfin, nous ne connaissons pas l'influence de la vitesse d'exécution, paramètre déterminant pour la réalisation du STW.

L'objectif principal de cette thèse était donc d'identifier les paramètres pertinents du STW en poursuivant les analyses du STW chez des adultes sains et chez des personnes âgées. En premier lieu, nous avons tenté d'identifier les stratégies déjà observées précédemment dans la littérature lors des deux actions, le STS et le STW. Puis, dans un deuxième temps, une étude précise de la cinématique et de la cinétique des actions STS et STW était nécessaire afin d'expliquer les stratégies identifiées. Cette étude avait déjà été commencée par Magnan (1996) mais nous proposons de l'étayer et de la

compléter par deux conditions supplémentaires. En effet, ne connaissant pas le rôle exact de la vitesse d'exécution, il paraissait nécessaire de le définir et nous souhaitons déterminer si les stratégies étaient associées à la vitesse d'exécution pour le STS et le STW.

De plus, aucune modélisation n'avait encore été appliquée au STW. Dans un troisième temps, à l'aide de la méthode de la dynamique inverse, les moments articulaires calculés nous ont aidés à mieux comprendre l'implication des muscles dans la réalisation du STW.

Enfin, nous avons, pour la quatrième étude, essayé de différencier des stratégies chez des personnes âgées saines pendant la réalisation d'un STW en condition normale.

Au delà des objectifs scientifiques de compréhension d'une action, cette thèse s'inscrit dans un objectif clinique plus large. En effet, l'identification des paramètres les plus pertinents pour définir le STW chez les personnes jeunes saines permettra par la suite d'expliquer plus finement la réalisation de l'action chez des personnes âgées ou pathologiques. Ensuite, une connaissance des stratégies au sein de différentes populations pourra permettre de relier certains troubles à certains paramètres mesurés. Le but final étant, à long terme, de créer un test clinique simple, peu onéreux mais aussi assez sensible pour diagnostiquer des troubles précis.

PARTIE II : MATERIEL ET METHODES

1. Analyse du mouvement avec le système Elite

1.1. Cinématique

1.1.1. Système optoélectronique

Le système utilisé était un système d'acquisition optoélectronique à marqueurs passifs ELITE (*BTS Bioengineering, Milan*) composé de 8 caméras infrarouges synchrones dont la fréquence était de 100 images/seconde. Les systèmes optoélectroniques utilisent la technique de la stéréogrammétrie et ont besoin, comme la vision humaine, de deux points de vue pour appréhender les trois dimensions de l'espace. Ainsi, deux caméras sont au minimum nécessaires pour que la position des marqueurs en 3D soit obtenue en combinant les coordonnées 2D de chaque caméra.

Les huit caméras du système Elite étaient placées tout autour de la pièce à une hauteur moyenne de 2.5 mètres au-dessus du sol. Elles étaient disposées de façon à ce que l'action puisse être filmée dans sa totalité, du transfert assis-debout à la fin de la marche. Trois caméras étaient placées plutôt face au sujet, trois plutôt en arrière, les deux dernières se trouvaient de chaque côté.

1.1.1.1. Procédure de calibrage

Avant de procéder à l'enregistrement de l'action, une étape de calibrage du système était nécessaire. Dans un premier temps, le calibrage statique permet de situer chaque caméra dans le repère global de la pièce. Pendant quelques secondes, toutes les caméras filmaient une mire. Cette mire représente le référentiel global du laboratoire composé de trois tiges disposées à angle droit. Sur ces tiges, étaient placés des marqueurs dont la position relative était connue par le système.

Le volume global est le volume qui contient tous les points visibles par au moins deux caméras. La précision des coordonnées tridimensionnelles obtenues à l'intérieur de ce volume est variable. Elle est d'environ plus ou moins 1mm au centre de ce volume (Bonney 2005), par contre, elle se détériore dès que les marqueurs s'approchent des limites du volume. Pour affiner cette première

estimation, un calibrage dynamique est rajouté et permet de déterminer le volume d'acquisition délimitant l'espace dans lequel l'action étudiée peut être effectuée. Une tige contenant trois marqueurs séparés par une distance parfaitement connue par le système était enregistrée en mouvement dans le volume souhaité pendant environ 90 secondes. Cette étape dynamique permet ainsi d'homogénéiser la précision des calculs dans ce volume (Bonnefoy 2005). Une erreur est ensuite calculée sur chaque caméra et définit la précision du système. En moyenne, nous obtenions une précision comprise entre 1.3 et 1.7 millimètres.

Il existe deux types d'erreurs possibles dans l'utilisation des systèmes optoélectroniques. La première est directement liée au système utilisé, elle est « instrumentale » (Bonnefoy 2005). Afin de mesurer les erreurs instrumentales de différents systèmes, Richards (1999), a mis en place un protocole permettant de mesurer la distance entre deux marqueurs statiques, la distance entre deux marqueurs en mouvement ainsi que l'angle formé par trois marqueurs placés sur une tige. D'après ses résultats, le système Elite n'apparaissait pas dans les trois premiers systèmes les plus performants, notamment pour le calcul des angles. Toutefois, pour cette étude, seulement six caméras étaient utilisées alors que pour notre protocole, nous en avons employées huit. De plus, depuis 1999, le système a été amélioré par le constructeur.

La deuxième source d'erreur est liée à l'expérimentation plus particulièrement au site, à l'expérimentateur et au jour de l'enregistrement (Bonnefoy 2005). D'après les résultats d'une étude de Gorton (2001) citée dans l'article de Bonnefoy (2005), les données seraient influencées par l'expérimentateur qui place les marqueurs sur le sujet et, dans une moindre mesure, par le laboratoire dans lequel se déroule le protocole. Par contre, il existerait une bonne reproductibilité des mesures lorsqu'une même équipe réalise les enregistrements pendant six jours consécutifs (Gorton 2001 cité par Bonnefoy 2005). De plus, le placement des marqueurs directement sur la peau provoque des mouvements liés aux parties « molles » du corps humain (tissus musculaire et

adipeux). Pour cette raison, il est conseillé de placer les marqueurs sur des parties osseuses afin de minimiser les erreurs dues à ces mouvements.

Néanmoins, pour augmenter la fiabilité des mesures, différentes méthodes telles que le filtrage, le lissage des données ou le placement des marqueurs sur un support rigide sont utilisées. La procédure de calibrage est également essentielle pour diminuer les erreurs instrumentales et doit être réalisée avec rigueur.

Une fois le calibrage effectué, la position des caméras devait rester identique pendant toute la durée de l'enregistrement sous peine de fausser la reconstruction 3D. Par souci de précision, cette procédure était actualisée au début de chaque journée d'enregistrement.

1.1.1.2. Enregistrement de l'action

D'abord, le sujet était filmé pendant quelques secondes dans une position debout statique. Sur cet enregistrement, tous les marqueurs étaient repérés et nommés : chaque sujet disposait de son propre modèle statique utilisé ensuite pour les différentes analyses.

Les sujets étaient équipés de marqueurs réfléchissants sphériques d'un diamètre de 20millimètres aux points anatomiques remarquables des membres inférieurs et du tronc. Les marqueurs n'étaient pas directement collés sur la peau mais étaient fixés sur une petite tige rigide dont la longueur était connue du système.

Pour le modèle statique de chaque sujet, les marqueurs étaient placés aux points anatomiques suivants :

- un marqueur sur chaque tête du 5^{ème} métatarsien,
- deux marqueurs sur chaque cheville, un sur chaque malléole interne et externe,
- un marqueur sur chaque jambe,
- deux marqueurs sur chaque genou, un sur chaque condyle fémoral interne et externe,
- un marqueur sur chaque cuisse,
- un marqueur sur chaque grand trochanter,
- le pelvis était représenté par six marqueurs, deux sur les épines iliaques antéro-supérieures, deux sur les épines iliaques postéro-supérieures et deux sur les crêtes iliaques,
- le haut du tronc était marqué au niveau du sternum, de C7, et des deux acromions,
- enfin, deux marqueurs étaient placés sur la partie antérieure du siège.

A partir de ces 30 marqueurs, le modèle statique était défini selon l'illustration suivante (figure 20) :

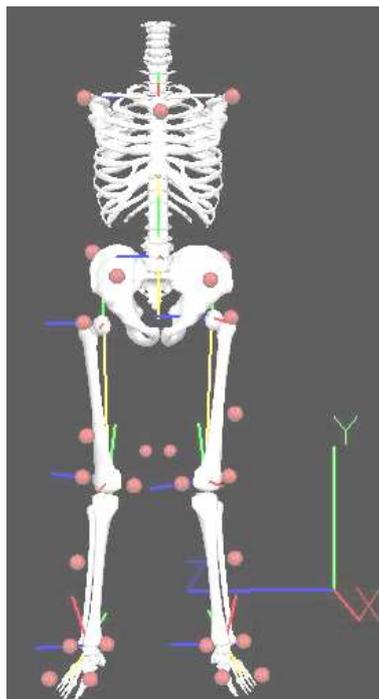


Figure 20 – Position des marqueurs sur le sujet pour l'enregistrement du modèle statique.

Pour les enregistrements du STS et du STW, les marqueurs internes des malléoles et des condyles fémoraux ainsi que ceux situés sur les épines iliaques étaient retirés (figure 21). En effet, le modèle statique pouvait être appliqué sur l'enregistrement dynamique permettant ainsi de repositionner les marqueurs absents par rapport aux marqueurs encore présents. Toutefois, au minimum trois marqueurs par segment était nécessaire pour repérer la position et l'orientation de chaque segment corporel dans l'espace et pour créer un référentiel sur chaque segment (Cappozzo 2005, Bonnefoy 2005). C'est pour cette raison que des marqueurs ont été placés sur les jambes et les cuisses.

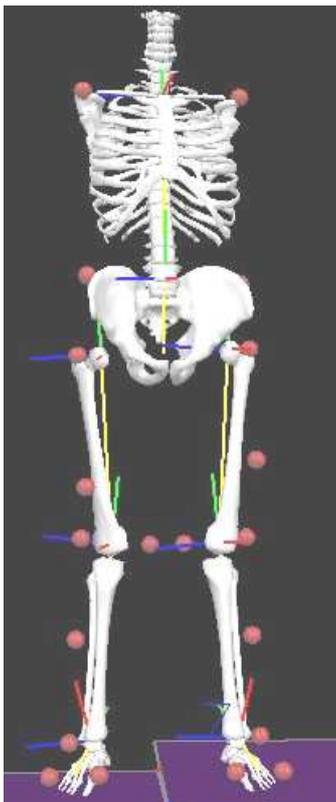


Figure 21 – Position des marqueurs sur le sujet pendant l'enregistrement de l'action.

1.1.2. Electromyographie

La contraction des fibres musculaires squelettiques est déclenchée par le potentiel d'action généré au niveau de la synapse neuromusculaire. Les dépolarisations successives de la membrane nerveuse et de la membrane musculaire permettent la création d'un potentiel de plaque puis d'un potentiel d'action musculaire (PAM) qui se va se propager et provoquer la contraction musculaire. L'électromyographie de surface (EMG) est l'étude fonctionnelle des muscles au travers du recueil et de l'analyse du signal électrique émanant de ces muscles. Elle est utilisée pour enregistrer les muscles superficiels, elle est non invasive et applicable en situation réelle. Des électrodes de surface sont placées sur la peau au-dessus des muscles concernés et permettent d'enregistrer l'activité musculaire de ces derniers. Comme le PAM est un signal relativement faible, un amplificateur permet d'augmenter l'amplitude de ce signal.

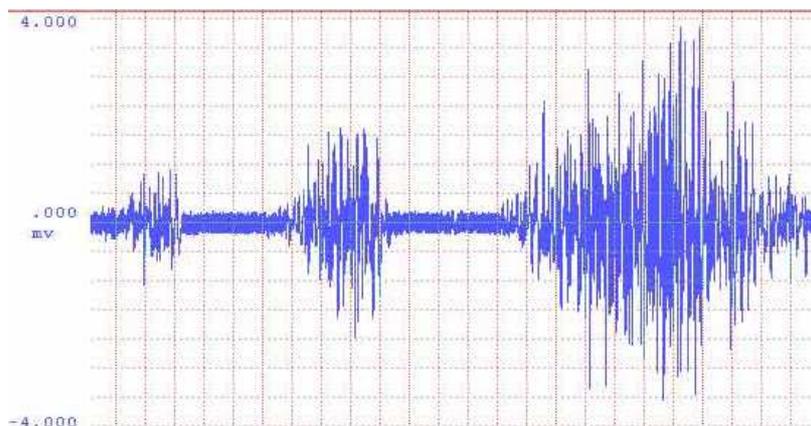


Figure 22 – Illustration des données brutes obtenues lors d'un enregistrement de l'activité d'un muscle en EMG.

Pour enregistrer l'activité musculaire des membres inférieurs, des électrodes bipolaires ont été placées bilatéralement sur les muscles suivants :

- Au niveau des jambes nous avons enregistré l'activité musculaire des muscles tibial antérieur, long péronier, soléaire et gastrocnémien médian.
- Au niveau des cuisses les muscles vaste médian et biceps fémoral ont été enregistrés.
- Enfin, l'activité des muscles érecteurs spinaux en regard de L3 et grand droit a été enregistrée.

Les activités électromyographiques étaient enregistrées avec le système Pocket EMG (*BTS Bioengineering, Milan, Italie*) à une fréquence d'acquisition de 2 KHz. Les signaux étaient amplifiés avant le traitement. Ne disposant que de 16 canaux pour l'enregistrement, nous n'avons pu enregistrer les muscles droit antérieur et grand fessier.

1.1.3. Force de réaction du sol sur les pieds

La plateforme de force permet de mesurer la force de réaction du sol sur les pieds. Cette force peut être décomposée en une composante verticale, une composante antéro-postérieure et une composante médio-latérale. La plateforme de forces permet de situer le centre de pression sous le pied c'est à dire le point d'application de la force de réaction du sol et permet aussi de mesurer les trois composantes de cette force.

Pendant le mouvement, les forces de réaction des pieds au sol ont été enregistrées à une fréquence de 1KHz à l'aide de deux plateformes de forces incrustées dans le sol (*AMTI Advanced Mechanical Technology, Inc, Watertown, USA.*).

1.1.4. Pressions plantaires

L'utilisation de semelles baropodométriques permet la mesure des pressions plantaires, c'est à dire la distribution des pressions sous les pieds.

Lors de la dernière étude, ne disposant pas du matériel permettant de mesurer les forces de réaction au sol, nous avons utilisé des semelles baropodométriques qui nous ont permis d'enregistrer les pressions plantaires des personnes âgées pendant la réalisation d'un STW (*F-Scan, Tekscan Inc., South Boston, USA*).

1.2. Protocole

Comme nous l'avons évoqué lors de la première partie de cette thèse (*paragraphe 1.1.4.*), il est nécessaire de standardiser le protocole utilisé pour les transferts de façon rigoureuse. La position de départ était donc identique pour tous les sujets : ils étaient assis confortablement sur un siège sans dossier, ni accoudoir. La hauteur de ce siège était réglée à 100% de la hauteur du genou du sujet mesuré entre le sol et le condyle fémoral externe lorsque le sujet était debout. Chaque pied reposait

sur une plateforme de forces mais aucune autre consigne n'imposait une position particulière des pieds. Les sujets pouvaient donc se placer en « position spontanée » ce qui nous a permis de rechercher des éventuelles stratégies de remplacement des pieds. Enfin, l'objectif de l'étude ne prenant pas en compte les stratégies des membres supérieurs, les sujets devaient croiser les bras sur leur poitrine pendant les transferts.

La consigne donnée lors du STW était de marcher jusqu'à un repère visuel situé sur le sol cinq mètres plus loin. Ils devaient effectuer une première série de 5 STW le plus naturellement possible puis une autre série de 5 STW le plus rapidement possible, sans toutefois bondir ou sauter. L'enregistrement commençait lorsqu'ils étaient confortablement installés en position assise au moins deux secondes avant le signal indiquant qu'ils pouvaient se lever. L'enregistrement pouvait être arrêté lorsque les sujets avaient atteint le repère indiqué. Ils pouvaient alors revenir s'asseoir confortablement sur le siège pour effectuer l'essai suivant.

Après les séries de STW, les sujets effectuaient les séries de STS : au signal sonore, ils devaient juste se lever, rester trois secondes debout, puis se rasseoir. Ils devaient faire une première série à vitesse normale et une seconde série en se levant le plus rapidement possible. Le délai entre chaque essai était d'au moins 5 secondes entre le moment où le sujet se trouvait assis sur la chaise de façon confortable et le moment du début de l'enregistrement. Comme pour les séries du STW, nous avons placé un délai entre le début de l'enregistrement et le signal sonore.

Les sujets ont effectué cinq répétitions de chaque condition, nous avons donc enregistré vingt transferts par sujet.

2. Analyses

Le logiciel Visual 3D version 3.32 (*C-Motion, Inc., Germantown, USA*) a permis de réaliser la plupart des analyses.

En premier lieu, les données cinématiques ont été interpolées avec un polynôme de degré 3 sur les passages pendant lesquels un ou des marqueurs disparaissaient de l'enregistrement. Les données ont ensuite été filtrées par un filtre passe-bas (2nd order Butterworth) à une fréquence de 10 Hz.

Les vitesses et accélérations des marqueurs ont été calculées à l'aide des dérivées première et seconde des positions de ces marqueurs :

$$\vec{v} = \frac{d\vec{p}}{dt} \quad (\text{Equation 6})$$

où \vec{v} est la vitesse, et \vec{p} la position.

De manière identique :

$$\vec{a} = \frac{d\vec{v}}{dt} \quad (\text{Equation 7})$$

où \vec{a} est l'accélération et \vec{v} la vitesse.

Les angles articulaires de la cheville, du genou et de la hanche ont été calculés par la méthode des angles de Cardan décrite au *paragraphe 1.5.2* de la partie I. Grâce à la présence d'au moins trois marqueurs sur chaque segment, des référentiels ont été créés sur tous les segments. Ces référentiels étaient formés à partir des coordonnées des marqueurs dans le référentiel global du laboratoire. Pour chaque segment, un référentiel était construit à l'extrémité distale et proximale, ce qui a permis d'obtenir, conformément aux mouvements articulaires humains, les angles de flexion-extension, abduction-adduction et rotations interne et externe. Un premier axe était créé dans le prolongement de l'axe proximo-distal du segment et un deuxième à partir du marqueur latéral de

l'articulation et le dernier était perpendiculaire au plan formé par les deux premiers. L'angle articulaire était défini comme la rotation du référentiel du segment distal par rapport au référentiel du segment proximal de référence. L'angle du tronc par rapport au référentiel global a également été calculé de la même manière, nous permettant d'analyser l'évolution des angles autour des trois axes du référentiel du laboratoire : vertical, antéro-postérieur et médio-latéral. Ces trois angles ont été définis respectivement comme la rotation axiale, l'inclinaison médio-latérale et la flexion du tronc. Les vitesses angulaires ont été calculées par les dérivées première et seconde des angles articulaires (Equations 6 et 7).

Les signaux de forces de réaction du sol sur les pieds ont été filtrés par un filtre passe-bas à une fréquence de 30 Hz. Lorsque nécessaire pour l'interprétation des résultats, les forces de réaction au sol ont été normalisées par rapport au poids du sujet.

Le calcul des moments articulaires à la cheville et au genou a été effectué par rapport au référentiel de la jambe par la méthode de la dynamique inverse (méthode décrite dans la partie I au *paragraphe 1.5.4*). Le sens des rotations était défini par « la règle de la main droite » (figure 23). En fermant sa main droite et en plaçant le pouce sur l'un des axes du référentiel, le sens positif correspondant à la rotation effectuée vers les doigts de la main (flèche bleue sur la figure 23).

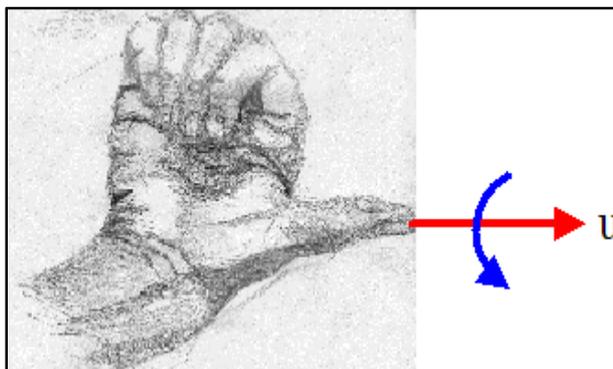


Figure 23 – Règle de la main droite.

Les moments articulaires possèdent trois composantes : si le référentiel utilisé a un axe colinéaire avec le segment, la première composante est une composante perpendiculaire au plan de la flexion-extension qui tend à induire des rotations autour de l'axe « médio-latéral » du référentiel de la jambe, il s'agit de la composante de flexion-extension. Des valeurs positives indiquaient une composante d'extension et des valeurs négatives une composante de flexion. La deuxième composante est calculée perpendiculairement au plan de l'abduction-adduction et correspond aux rotations autour de l'axe « antéro-postérieur » du référentiel de la jambe. Cette composante est la composante d'abduction-adduction. Pour le pied droit, les valeurs positives représentent une adduction et les valeurs négatives une abduction. Pour le pied gauche, c'était l'inverse. Enfin, la dernière composante est la composante perpendiculaire au plan de rotation interne-rotation externe et les rotations sont autour d'un axe colinéaire au tibia relativement vertical : c'est la composante de rotation interne-rotation externe de la cheville. Pour le pied droit, les valeurs positives correspondent à la rotation interne et les valeurs négatives à la rotation externe. Pour le pied gauche, comme précédemment, c'est l'inverse.

La puissance était calculée comme étant le produit scalaire du moment articulaire et de la vitesse angulaire à cette articulation. Ainsi :

$$P = Mx \cdot wx + My \cdot wy + Mz \cdot wz \quad (\text{Equation 8})$$

Par ailleurs, nous avons repéré la position du centre de pression sous les deux pieds et calculé, à partir de ces données et des composantes verticales des forces de réaction du sol, le centre de pression moyen des deux pieds comme étant le barycentre des deux centres de pression.

Enfin, les signaux obtenus lors de l'enregistrement des activités musculaires en EMG de surface ont été traités avec le logiciel Spike 2 version 6 (*CED Cambridge Electronics Device, Cambridge, England*). Ces signaux ont été puis filtrés avec une bande passante (25Hz-400Hz) puis

redressés et lissés par une moyenne mobile (fenêtre : 0.02 s). Le début d'activation de chaque muscle a été déterminé en calculant la moyenne d'activité de chaque muscle pendant les 200 premières millisecondes de l'enregistrement. Dès que le signal était supérieur à cette moyenne plus deux écarts-types, il s'agissait du début de l'activité musculaire pour le muscle concerné.

Nous avons ajusté, sur des fenêtres de temps adéquates, un polynôme de degré 10 aux signaux par la méthode des moindres carrés. Les pics d'activité (latence et amplitude) ont été déterminés avec ce polynôme.

Il existe souvent une couche adipeuse plus ou moins épaisse au niveau abdominal qui produit un signal bruité et rend l'EMG des muscles grands droits difficile à traiter. Face à ce problème récurrent chez tous les sujets de l'étude, nous avons décidé d'exclure ces muscles de l'analyse électromyographique.

3. Statistiques

Chaque série de STS ou de STW était constituée de 5 essais. Les durées des STS ou STW se sont révélées différentes. Nous avons donc normalisé les durées qui avaient toutes une longueur de 100%, puis moyenné tous les signaux enregistrés au cours de ces essais. Nous avons attribué à la durée normalisée la valeur de la durée moyenne.

Les valeurs des différents paramètres pour un sujet ont été calculées sur ces signaux moyens à durée normalisée.

Les valeurs moyennes données dans le texte sont calculées sur les valeurs de l'ensemble des sujets.

4. Population

Pour les trois premières études, la population était composée de 9 sujets (4 femmes et 5 hommes) âgés de 20 à 30 ans, sains c'est à dire sans pathologie affectant la marche ou l'équilibre.

La quatrième étude a été réalisée sur 19 personnes (13 femmes et 6 hommes) âgées de 65 à 83 ans. Les personnes âgées étaient toutes valides, vivaient à leur domicile et étaient autonomes dans les actes de la vie quotidienne. Les critères d'inclusion étaient être indemnes d'une quelconque pathologie musculaire, neurologique, rhumatologique ou orthopédique affectant directement la marche ou l'équilibre. Ils étaient tous capables de se lever seuls d'un siège sans aide technique.

Les caractéristiques de la population sont décrites au tableau 2.

	Sujets jeunes n=9	Sujets âgés n=19
âge (moyenne \pm écart type)	24 ans \pm 3.4	74.2 ans \pm 5.9
Poids (moyenne \pm écart type)	71.4 kg \pm 11.6	63.8 kg \pm 10.2
Taille (moyenne \pm écart type)	1.76 m \pm 0,12	

Tableau 2: Caractéristiques de la population

L'étude avait reçu un avis favorable du Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale de Bordeaux dans le cadre d'un protocole de recherche sur les aspects métaboliques et fonctionnels du vieillissement musculaire. Tous les sujets avaient donné leur consentement écrit.

PARTIE III : EXPERIMENTATIONS

ETUDE 1

Etude des stratégies du STS et du STW :
Déplacements du centre de masse et du centre de pression

A partir des conclusions des différentes analyses du STS et du STW trouvées dans la littérature, il apparaît qu'il existerait deux stratégies identifiables pendant la réalisation de ces deux actions.

Le STS, comme nous l'avons déjà souligné dans les chapitres précédents, peut être effectué soit en privilégiant la vitesse du centre de masse, c'est-à-dire en amenant directement le centre de masse dans sa position finale et en minimisant le temps d'exécution, soit en favorisant le placement du centre de masse, c'est-à-dire en l'amenant d'abord au-dessus du polygone de sustentation sous tendu par les pieds puis dans sa position finale. Lors de la première stratégie, les auteurs ont remarqué que la composante antéro-postérieure de la quantité de mouvement du centre de masse est élevée, et que les sujets appliquent sur le sol une force frénatrice importante pendant le lever afin de ne pas basculer vers l'avant. En utilisant la seconde stratégie, les sujets se placent dans une position stable pour se lever. La composante antéro-postérieure de la quantité de mouvement du centre de masse est plus faible que pour la première stratégie.

Pendant la réalisation du STW, Magnan a également distingué deux stratégies. Certains sujets produisent une force propulsive importante et amènent directement et rapidement leur centre de pression moyen du centre de la base de support à la partie antérieure du pied d'appui alors que d'autres sujets déplacent latéralement leur centre de pression de la partie centrale de la base de support vers le milieu du pied d'appui avant de l'avancer le long du pied d'appui jusqu'au décolllement de celui-ci. Pour cette seconde stratégie, les sujets produisent une force frénatrice importante et diminuent la composante antéro-postérieure de la vitesse de leur centre de masse.

Pour cette première étude, nous avons donc essayé de vérifier si ces stratégies, décrites dans la littérature, existent et si leur utilisation dépend de la vitesse d'exécution de l'action. Pour distinguer ces stratégies, nous avons analysé, dans un premier temps, les déplacements du centre de masse des sujets ainsi que ceux du centre de pression pendant une exécution normale et pendant une exécution rapide du STS et du STW.

1. Résultats

Il est important de rappeler que le STS débute au début de la flexion du tronc (début du mouvement) et se termine à la fin de l'extension du tronc (fin du mouvement), lorsque le sujet est en position stabilisée. En ce qui concerne le STW, il débute également au début de la flexion du tronc (début du mouvement) et se termine au décolllement du pied d'appui, après le premier pas (fin du mouvement).

Nous avons également identifié les évènements suivants:

- le début du lever a été situé au début de l'augmentation de la composante verticale des forces de réaction du sol pour le STS et pour le STW,
- la fin du lever se situait lorsque le centre de masse du sujet était dans sa position verticale maximale pour le STS et au décolllement du pied oscillant pour le STW.

1.1. Déplacements du centre de masse

Nous avons observé que les déplacements du centre de masse selon l'axe médio-latéral étaient faibles pour le STS normal et le STS rapide (0.5-2 cm) et on peut donc considérer que le centre de masse restait à mi-distance entre les deux épines iliaques antéro-supérieures pendant toute la durée du STS. Pour le STW, la trajectoire du centre de masse montrait un déplacement faible mais net (2-12 cm) vers le côté du pied d'appui pendant sa progression vers l'avant (figure 24).

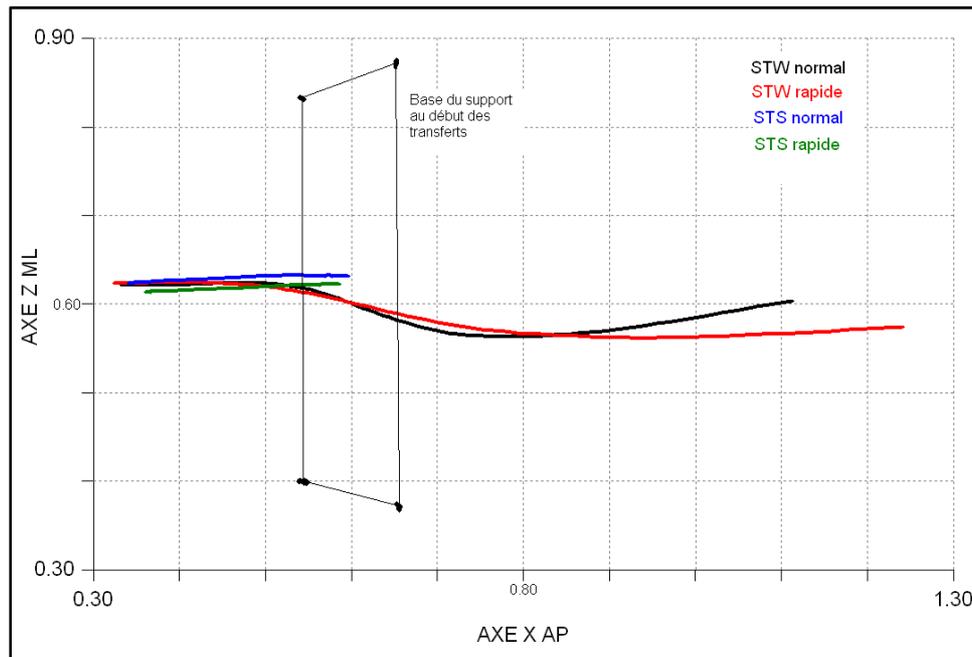


Figure 24 – Trajectoires du centre de masse pendant toute la durée d’un STW normal, d’un STW rapide, d’un STS normal et d’un STS rapide.
 Déplacements selon les axes antéro-postérieur (AP) et médio-latéral (ML). Le cadre noir représente la base de support c’est-à-dire les lignes joignant les marqueurs externes des chevilles (points sur la gauche) et les marqueurs des 5^{èmes} métatarsiens (points sur la droite). Moyenne des 5 essais d’un sujet.

Les déplacements du centre de masse selon l’axe médio-latéral étant faibles, nous avons analysé la projection de la trajectoire sur le plan sagittal qui est sans doute très proche de la trajectoire réelle. Pour tous les sujets, le déplacement du centre de masse dans le plan sagittal selon l’axe antéro-postérieur était monotone vers l’avant car il n’y avait pas de retour vers l’arrière. Par contre, selon l’axe vertical, pour le STS le déplacement pouvait être

- i) monotone vers le haut,
- ii) nul pendant un certain temps (déplacement horizontal du centre de masse) puis monotone vers le haut,
- iii) dirigé vers le bas puis monotone vers le haut après avoir atteint son point le plus bas (figure 25).

Pour le STW, le déplacement du centre de masse selon l’axe vertical est toujours, au début, dirigé vers le bas avant de remonter (figure 25).

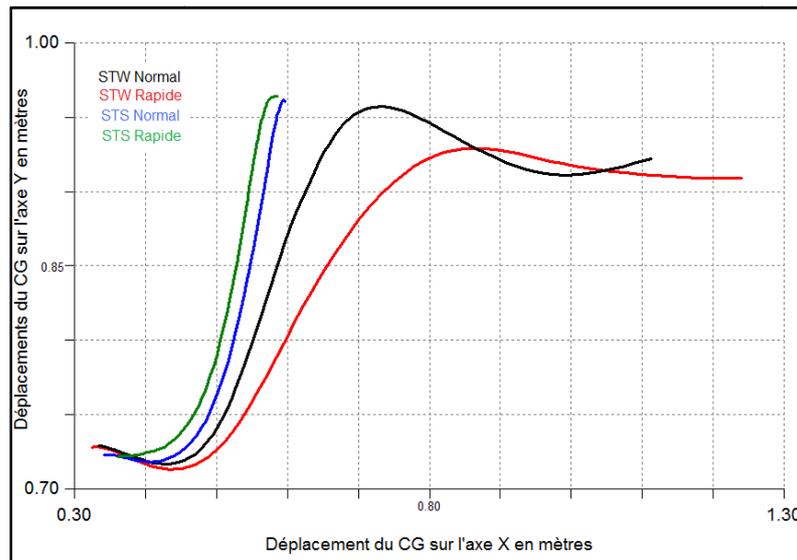


Figure 25 – Comparaison des trajectoires dans le plan sagittal du centre de masse d’un sujet pendant toute la durée d’un STS normal, d’un STS rapide, d’un STW normal et d’un STW rapide.
 Moyenne des 5 essais d’un sujet.

Certains sujets présentaient des différences dans la trajectoire du centre de masse entre le STS normal et le STS rapide (figure 26). En effet, parmi les 9 sujets de l’étude, nous avons remarqué que pour cinq sujets, la trajectoire de leur centre de masse était modifiée entre la condition normale du STS et la condition rapide (figure 26A). Par contre, pour les quatre autres sujets les déplacements du centre de masse étaient proches pour les deux conditions du STS (figure 26B).

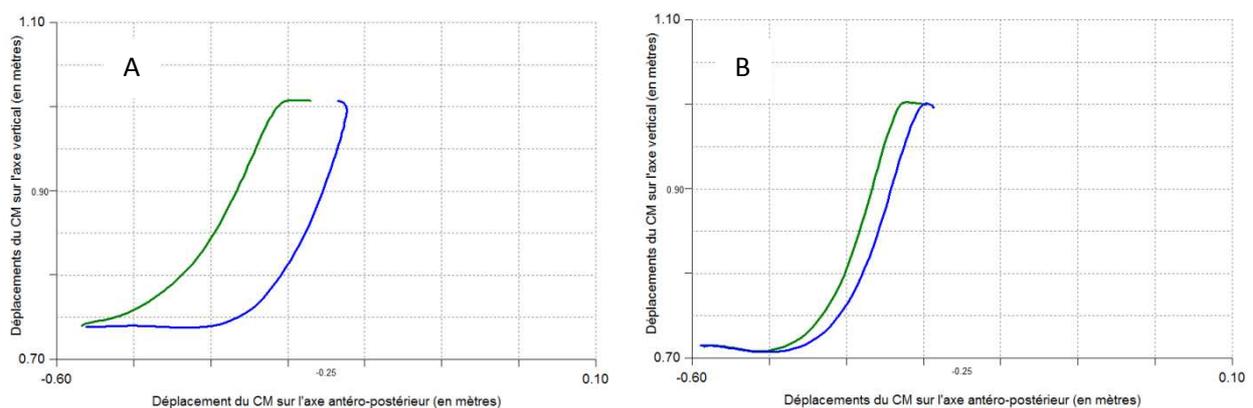


Figure 26 – Trajectoires dans le plan sagittal du centre de masse pendant toute la durée d’un STS normal (en bleu) et pendant la réalisation d’un STS rapide (en vert).
 Exemple de deux sujets A et B, moyenne des 5 essais pour chaque sujet.

Pour le STS normal (en bleu sur la figure 26), chez les deux sujets A et B, dans un premier temps, le centre de masse se déplaçait vers l'avant et légèrement vers le bas. Puis, dans un second temps, il se déplaçait vers le haut jusqu'à la fin du STS où il atteignait sa hauteur maximale et s'immobilisait immédiatement.

Pour le STS rapide (en vert sur la figure 26), alors que la trajectoire du centre de masse du sujet B était proche de celle décrite pour le STS en condition normale, celle du sujet A était nettement différente. Dès le début du STS rapide du sujet A, le centre de masse se déplaçait vers l'avant mais aussi vers le haut et, après avoir atteint sa position maximale sur l'axe vertical, il se déplaçait horizontalement vers l'avant (figure 26A). Dès le début de l'action, les cinq sujets qui effectuaient le STS rapide de cette manière amenaient donc obliquement le centre de masse vers le haut et vers l'avant.

Jusqu'à présent, nous avons étudié la trajectoire du centre de masse dans l'espace, c'est-à-dire que nous n'avons étudié que l'aspect géométrique de la trajectoire. Pour regarder l'aspect temporel, nous avons préféré calculer la vitesse du centre de masse pendant la réalisation des transferts.

La composante antéro-postérieure de la vitesse du centre de masse augmentait jusqu'à un maximum de $0.39 \text{ m/s} \pm 0.07$ pour le STS normal et $0.51 \text{ m/s} \pm 0.04$ pour le STS rapide (figure 27). Ensuite, elle diminuait jusqu'à une valeur nulle. Le maximum de la composante antéro-postérieure de la vitesse du centre de masse était toujours supérieur dans la condition rapide du STS par rapport à la condition normale. On peut aussi constater que le temps d'exécution du STS rapide est presque la moitié de celui du STS lent ($1.95 \text{ s.} \pm 0.2$ pour le STS normal et $1.16 \text{ s.} \pm 0.17$ pour le STS rapide).

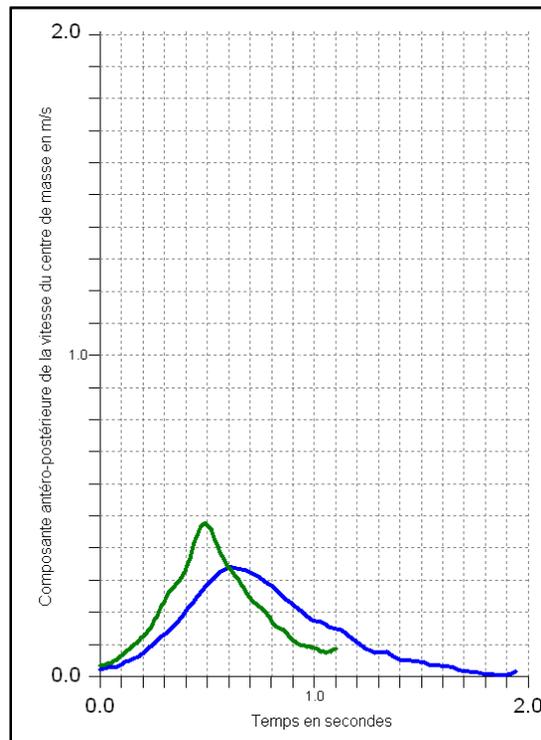


Figure 27 – Composante antéro-postérieure de la vitesse du centre de masse pour un STS normal (en bleu) et un STS rapide (en vert).
Du début du mouvement à la fin du mouvement.
Moyenne des 5 essais d'un sujet.

La composante verticale de la vitesse du centre de masse était négative au début du STS en condition normale chez tous les sujets, alors que pour le STS rapide, elle était négative chez 4 sujets (figure 28). Ensuite, elle augmentait et atteignait une valeur maximale moyenne de $0.47 \text{ m/s} \pm 0.1$ en condition normale et $0.75 \text{ m/s} \pm 0.13$ en condition rapide avant de diminuer jusqu'à atteindre une valeur nulle (figure 28). La valeur maximale de la composante verticale de la vitesse du centre de masse pour le STS rapide était toujours supérieure à celle du STS normal.

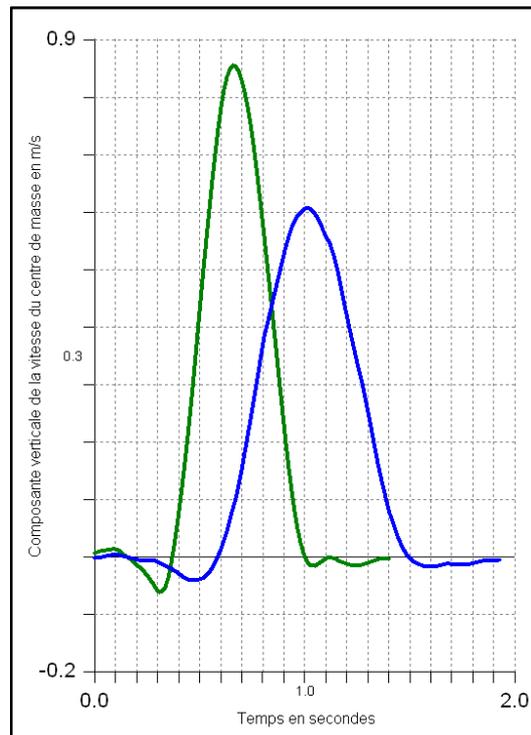


Figure 28 – Composante verticale de la vitesse du centre de masse pour un STS normal (en bleu) et un STS rapide (en vert).
Du début du mouvement à la fin du mouvement.
Moyenne des 5 essais d'un sujet.

1.2. Déplacements du centre de pression

Pendant le STS, les déplacements du centre de pression moyen étaient très faibles (2-4 cm) selon l'axe médio-latéral et ils restaient pendant tout le lever quasiment parallèles à l'axe antéro-postérieur. Tous les sujets montraient une trajectoire du centre de pression semblable à celle présentée sur la figure 29. Sur les figures suivantes (figures 29, 30 et 31), les trajectoires du centre de masse sont illustrées du début du lever, c'est à dire au début de l'augmentation de la composante verticale des forces de réaction du sol, jusqu'à la fin du mouvement.

Au début du lever, le centre de pression moyen était situé au niveau des chevilles et équidistant de ces chevilles. Pendant le lever, il se déplaçait, au départ, parallèlement à l'axe antéro-postérieur vers l'arrière du pied puis sa trajectoire s'inversait et il se déplaçait alors vers l'avant jusqu'à la fin du lever

(figure 29). A la fin du STS, le centre de pression se situait, sur l'axe antéro-postérieur, en arrière de la ligne métatarsienne.

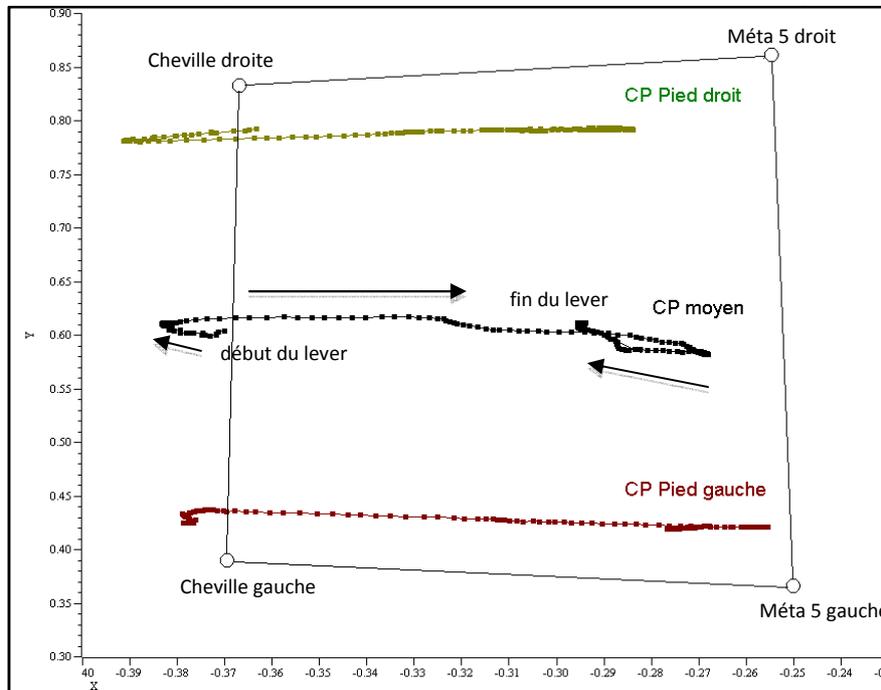


Figure 29 – Trajectoires du centre de pression dans le plan horizontal (vue de dessus) pendant un STS (en mètres).
 Centre de pression moyen (en noir), centre de pression du pied droit (en vert) et centre de pression du pied gauche (en rouge) selon les axes antéro-postérieur (X) et médio-latéral (Y) pendant le lever lors d'un STS. Chaque point est espacé de 0.01 s. Les flèches noires correspondent au sens de déplacement du centre de pression moyen. Moyenne des 5 essais d'un sujet.

Pour le STW, nous avons distingué deux stratégies. Pour la première stratégie, au début du lever, le centre de pression se situait légèrement en avant ou en arrière des chevilles et il se déplaçait ensuite vers l'arrière (2-5 cm) parallèlement à l'axe antéropostérieur ou faiblement en direction du pied oscillant. Ensuite, son déplacement s'orientait vers l'avant parallèlement à l'axe antéro-postérieur sur une distance variable entre les sujets mais faible (3-7 cm), puis le centre de pression rejoignait le milieu du pied d'appui par un déplacement latéral ou faiblement dirigé vers l'arrière (0-2.5 cm) (figure 30). Enfin, après le décollement du pied oscillant, le centre de pression se déplaçait vers l'avant le long du pied d'appui pour atteindre les orteils au décollement de ce pied.

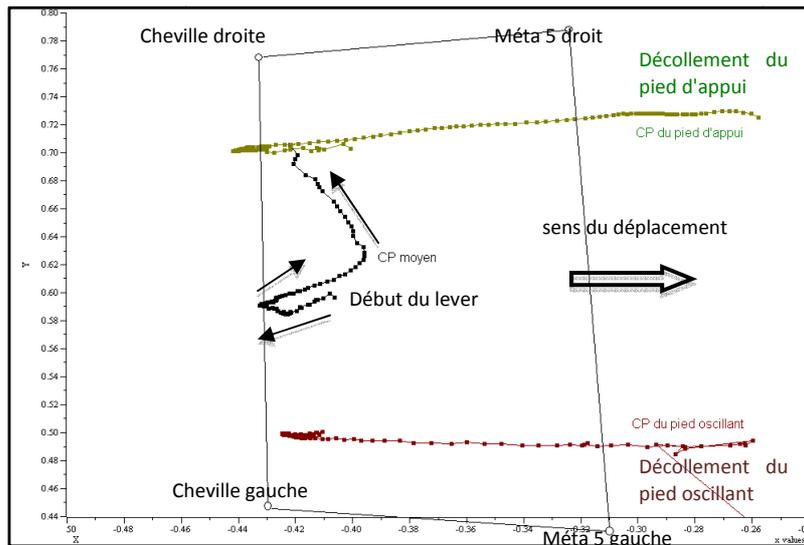


Figure 30 –Trajectoires du centre de pression dans le plan horizontal (vue de dessus) pendant un STW (en mètres).

Centre de pression moyen (en noir), du centre de pression du pied d'appui (en vert) et du centre de pression du pied oscillant (en rouge) pendant la réalisation d'un STW. Déplacements selon les axes antéro-postérieur (en X) et médiolatéral (en Y). Les flèches noires représentent le sens de déplacement du centre de pression moyen. Le dernier point de la courbe du pied oscillant correspond au dernier point de la courbe du centre de pression moyen lorsque celui-ci se superpose au centre de pression du pied d'appui, autrement dit au décollage du pied oscillant. Chaque point est espacé de 0.01 s. Moyenne des 5 essais d'un sujet.

Pour la seconde stratégie, comme nous l'avons observé pour la première stratégie, le centre de pression se situait au départ légèrement en avant des chevilles (0-4 cm). Il se déplaçait ensuite vers l'arrière jusqu'au niveau des chevilles et dépassait parfois le niveau des chevilles pour se placer en arrière de celles-ci (0.5-2 cm). Puis, le centre de pression se déplaçait vers l'avant parallèlement à l'axe antéro-postérieur ou en direction du pied d'appui et rejoignait le centre de pression du pied d'appui au niveau de la ligne joignant les métatarsiens ou en avant de cette ligne (0-3 cm) (figure 31).

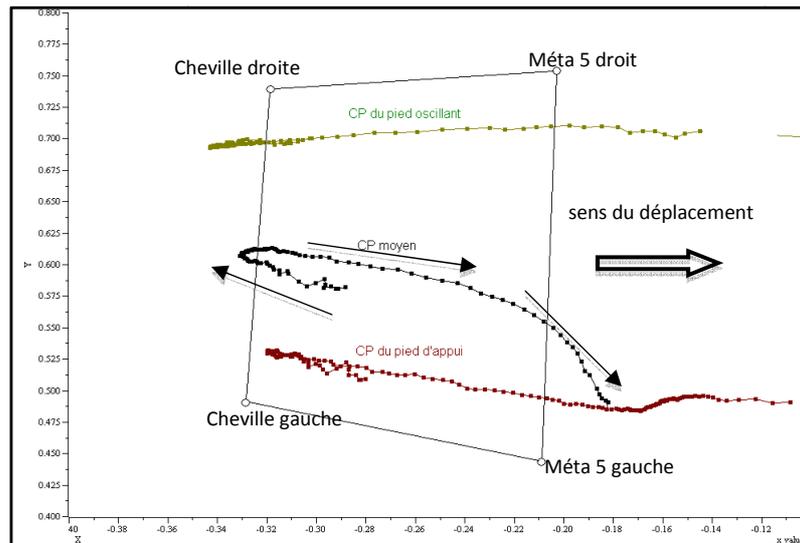


Figure 31 – Déplacements du centre de pression dans le plan horizontal (vus de dessous) pendant un STS (en mètres).

Centre de pression moyen (en noir), centre de pression du pied d'appui (en rouge) et centre de pression du pied oscillant (en vert) pendant la réalisation d'un STW. Déplacements selon les axes antéro-postérieur (en X) et médiolatéral (en Y). Les flèches noires représentent le sens de déplacement du centre de pression moyen. Le dernier point de la courbe du pied oscillant correspond au dernier point de la courbe du centre de pression moyen lorsque celui-ci se superpose au centre de pression du pied d'appui, autrement dit au décollement du pied oscillant. Chaque point est espacé de 0.01 s. Moyenne des 5 essais d'un sujet.

Certains sujets utilisaient l'une des deux stratégies pour effectuer le STW dans la condition normale et conservaient cette même stratégie pour effectuer le STW rapide. A l'inverse, d'autres sujets utilisaient l'une des deux stratégies pour le STW normal et changeaient de stratégie pour effectuer l'action rapide. A partir des diverses utilisations des stratégies, nous avons pu former trois groupes.

Dans le premier groupe, cinq sujets utilisaient la première stratégie pour le STW normal et le STW rapide. Leur centre de pression moyen rejoignait donc le centre de pression du pied d'appui un peu en avant de la cheville ou au maximum dans le milieu du pied.

Un sujet utilisait la seconde stratégie pour effectuer le STW normal et le STW rapide et son centre de pression rejoignait le centre de pression du pied d'appui au niveau de la partie antérieure du pied, en avant des 5^{èmes} métatarsiens.

Enfin trois sujets effectuaient le STW normal en utilisant la première stratégie et effectuaient le STW rapide en utilisant la seconde stratégie. Pour le STW normal, le centre de pression de ces sujets rejoignait donc le centre de pression du pied d'appui vers le milieu du pied alors que pour le STW rapide, cette superposition se produisait dans la partie antérieure du pied d'appui au niveau de la tête du 5^{ème} métatarsien ou en avant du 5^{ème} métatarsien.

2. Discussion

L'objectif principal de cette première étude était de vérifier si, dans une population de jeunes adultes, les stratégies pour réaliser un STS et un STW décrites dans la littérature pouvaient être identifiées. Nous avons donc tenté de répondre à cette question en étudiant les trajectoires du centre de masse et du centre de pression pendant ces deux actions. D'autre part, nous souhaitons, dans le cas de l'identification de stratégies, déterminer si ces stratégies étaient dépendantes de la vitesse d'exécution de l'action et nous avons, pour cela, enregistré les sujets effectuant le STS et le STW dans une condition normale puis dans une condition rapide. L'intérêt de l'analyse des déplacements du centre de masse et du centre de pression se trouve dans leur relation avec l'ensemble des mouvements du corps, ainsi, ces paramètres sont vraisemblablement reliés aux paramètres cinématiques et cinétiques et sont par conséquent des indicateurs pertinents de la manière d'effectuer une action.

Pour le STS, l'étude des déplacements du centre de masse nous a permis d'identifier deux stratégies différentes. Pour effectuer le STS, le centre de masse de certains sujets se déplaçait d'abord soit uniquement vers l'avant, soit vers l'avant et vers le bas avant de se déplacer vers le haut jusqu'à sa position maximale sur l'axe vertical. Les trajectoires du centre de masse dans le plan sagittal avaient été décrites par Magnan (1996) qui distinguait deux parties dans les transferts STS et STW : une première partie pendant laquelle le déplacement du centre de masse était principalement vers l'avant avec la composante antéropostérieure de la quantité de mouvement du centre de masse

devenant maximale avant le décollement des fesses du siège, et une seconde partie pendant laquelle le déplacement du centre de masse était orienté sur l'axe vertical vers le haut, avec la composante verticale de la quantité de mouvement du centre de masse devenant maximale. Toutefois, malgré la présence d'un déplacement du centre de masse vers le bas sur les trajectoires reportées dans son article, Magnan (1996) ne discutait pas ce résultat, probablement parce que ce faible déplacement était présent chez tous les sujets de son étude.

Cependant, dans nos résultats, pour la seconde stratégie que nous avons identifiée (que nous nommerons stratégie V), ce déplacement vers l'avant et vers le bas n'existe pas. Dans ce cas, le centre de masse se déplace vers le haut dès le début du STS et une fois la position la plus haute atteinte, il se déplace légèrement vers l'avant afin de se placer dans sa position finale (figure 26 A).

Coghlin (1994) a également décrit deux stratégies différentes dans la réalisation du STS : la « stratégie du genou » et la « stratégie de la hanche ». Pour la première, les moments articulaires au genou étaient importants et les sujets se levaient avec une position du tronc relativement verticale alors que pour la seconde, la flexion du tronc était importante et les moments articulaires aux genoux étaient faibles.

La première stratégie que nous avons identifiée pour la réalisation du STS (et que nous avons appelé la stratégie H) pourrait s'expliquer par une flexion du tronc importante. En effet, la flexion du tronc produit un déplacement du centre de masse afin de le positionner au-dessus du polygone de sustentation sous tendu par les pieds. On peut également imaginer qu'une flexion exagérée pourrait provoquer un déplacement du centre de masse du tronc vers le bas et en même temps du centre de masse total du corps. Cette stratégie serait donc proche de la « stratégie de la hanche » décrite par Coghlin (1994) caractérisée par une flexion du tronc importante.

A l'inverse, la stratégie V issue de nos résultats privilégiait le déplacement du centre de masse vers le haut. Les sujets qui utilisent cette stratégie n'auraient donc aucun intérêt à fléchir leur tronc de façon importante ce qui retarderait le déplacement de leur centre de masse vers le haut. Il semblerait donc que pour effectuer le STS de cette façon, la flexion du tronc soit relativement faible. Par contre, pour

réussir à se lever, il serait alors nécessaire de produire des puissances et des moments articulaires très importants aux genoux. Par conséquent, cette stratégie serait proche de la « stratégie du genou » décrite par Coghlin (1994).

Il semblerait enfin que la « stratégie de la hanche » soit utilisée afin d'assurer une stabilité posturale efficace pendant le transfert puisque le centre de masse est placé dès le début du lever au-dessus du polygone de sustentation sous tendu par les pieds (Coghlin 1994).

Pour le STW, nous avons aussi distingué, à partir du déplacement du centre de pression moyen, deux stratégies identiques à celles décrites par Magnan (1996). Lors de l'utilisation de la stratégie que nous nommerons LAT, le centre de pression moyen des sujets se déplace vers le pied d'appui un peu en avant des chevilles alors que pour la stratégie que nous nommerons META le centre de pression moyen rejoint celui du pied d'appui au niveau des métatarsiens voire au niveau des orteils. Il semblerait que les sujets qui préfèrent la stratégie LAT initient la marche de façon plus précoce que les sujets utilisant la stratégie META. Les sujets qui utilisent la stratégie META réaliseraient quasiment un STS avant de marcher puisque le centre de pression moyen reste à peu près équidistant deux pieds pendant la majeure partie du transfert. A l'inverse, les sujets utilisant la stratégie LAT pourraient révéler des profils différents entre les deux membres pour différents paramètres cinématiques et/ou cinétiques tels qu'une flexion des genoux différente entre les deux côtés, un placement des pieds décalé ou des forces de réaction au sol dissymétriques ou bien des rotations du tronc autour de l'axe vertical.

Le deuxième objectif de cette étude était de découvrir s'il existait une relation entre la vitesse d'exécution de l'action et les stratégies identifiées. Les sujets ont donc effectué le STS et le STW à vitesse normale puis le plus rapidement possible.

Pour le STS, chez cinq sujets, la trajectoire du centre de masse était différente entre la condition normale et la condition rapide mais pour quatre sujets, elle était identique. Pour le STS normal, aucun sujet n'avait de déplacement du centre de masse vers le haut dès le début de l'action. Il semblerait

donc que la stratégie V, qui consiste à déplacer le centre de masse vers le haut le plus rapidement possible, soit liée à la vitesse d'exécution, et on pourrait penser que les sujets qui n'utilisent pas cette stratégie effectuent le STS plus lentement. La nature subjective de la réalisation rapide d'une action rend l'interprétation difficile. En effet, nous ne pouvons pas certifier que tous les sujets de notre étude ont effectué le STS le plus rapidement possible et certains, gênés par l'équipement nécessaire à l'enregistrement, auraient pu l'effectuer seulement rapidement. Dans notre étude, la durée du lever était en moyenne de $1.62 \text{ s} \pm 0.41$ pour le STS normal et $0.85 \text{ s} \pm 0.19$ pour le STS rapide (valeurs allant de 0.51 à 1.1). D'après les résultats de tous les sujets, ceux qui se lèvent le plus rapidement possible ne sont pas forcément ceux qui utilisent la stratégie V pour le STS rapide et inversement. De plus, Coghlin (1994) avait déjà identifié deux stratégies, la « stratégie du genou » et la « stratégie de la hanche » chez des sujets qui effectuaient le STS en condition normale, ce qui atteste l'existence de cette stratégie quelque soit la vitesse d'exécution de l'action.

Pour le STW, les deux stratégies identifiées pouvaient être utilisées soit en condition normale, soit en condition rapide et Magnan (1998) les avait déjà observées toutes les deux en condition normale. Il semblerait donc qu'il n'existe pas de relation directe entre le choix de l'utilisation d'une stratégie et la vitesse de réalisation de l'action d'autant plus que, comme dans le cas du STS, la durée du lever n'était pas différente entre les sujets.

Pour conclure, nos résultats indiquent qu'il existe bien différentes stratégies dans la réalisation des transferts STS et STW. Toutefois, la relation entre les stratégies et la vitesse d'exécution n'est pas explicite. Pour poursuivre la compréhension de ces deux actions, il serait maintenant intéressant d'essayer d'expliquer plus précisément les stratégies à l'aide de l'analyse des paramètres cinématiques et cinétiques des mouvements.

ETUDE 2

*Etude des paramètres cinématiques et cinétiques :
explications des stratégies pour la réalisation du
STS et du STW*

Les résultats de la précédente étude nous ont permis de vérifier l'existence de plusieurs stratégies dans la réalisation du STS et du STW. En ce qui concerne le STS, les deux stratégies se distinguent en étudiant la trajectoire du centre de masse. Celui-ci est, au début du mouvement, situé dans le plan sagittal au niveau des épines iliaques antéro-supérieures. Pour la première stratégie, il se déplace d'abord vers l'avant horizontalement ou légèrement vers le bas, puis dans un second temps vers le haut. Pour la seconde stratégie, le centre de masse se déplace vers le haut dès le début de l'action. En ce qui concerne le STW, les deux stratégies ont été identifiées grâce à l'analyse des trajectoires du centre de pression moyen. Au début, le centre de pression moyen est équidistant des deux pieds à peu près au niveau des chevilles. Pour la première stratégie, il rejoint le centre de pression du pied d'appui largement en arrière de la ligne métatarsienne, alors que pour la seconde stratégie, cette superposition a lieu en avant des métatarsiens.

Ces stratégies, identifiées grâce aux déplacements du centre de masse et du centre de pression, impliquent certainement des mouvements différents pendant la réalisation des actions. Pour le STS, certains auteurs ont distingué deux stratégies : la « stratégie de la hanche » et la « stratégie du genou » (Coghlin 1994). D'après ces auteurs, pour la « stratégie de la hanche », l'existence de moments articulaires élevés à la hanche était accompagnée d'une flexion excessive de celle-ci et cette stratégie indiquait des difficultés pour le patient à maintenir l'équilibre (Coghlin 1994). Pour la « stratégie du genou », les moments d'extension aux genoux étaient élevés et accompagnés d'une flexion du tronc moindre que pour la « stratégie de la hanche » (Coghlin 1994). Les différentes stratégies utilisées pour le STS ont fait l'objet de quelques études cinématiques et cinétiques, par contre, celles utilisées pour le STW n'ont pas fait l'objet de telles études. Or, à l'instar du STS, les paramètres cinématiques, comme par exemple les variations angulaires du tronc pendant le STW, pourraient influencer le déplacement du centre de pression et, ainsi, être associés à l'utilisation de l'une ou l'autre des stratégies.

Par conséquent, nous avons, pour cette deuxième étude, analysé les paramètres cinématiques et cinétiques pendant la réalisation du STS et du STW afin de comprendre les différences existant dans

les stratégies identifiées dans la première étude. Nous avons voulu vérifier quelques hypothèses ce qui nous a obligé à centrer l'analyse sur les paramètres les plus pertinents pour celles-ci.

Pour le STS, le mouvement de flexion du tronc pourrait être très différent pour les deux stratégies. En effet, pour avoir un déplacement du centre de masse vers le haut dès le début du transfert, le tronc devrait vraisemblablement moins se fléchir que lorsque le centre de masse se déplace horizontalement.

Par ailleurs, il semblerait que depuis la position assise, un déplacement du centre de masse vers le haut, nécessite des puissances développées aux genoux fortes.

Enfin, nous avons supposé que l'évolution des forces de réaction du sol pouvait être différente pour les deux stratégies : la stratégie de déplacer le centre de masse vers le haut entraînerait un plus grand effort pour contrôler l'équilibre et la composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol serait modifiée et certainement augmentée.

Pour le STW, dans la première stratégie, le fait que le centre de pression moyen rejoigne rapidement le centre de pression du pied d'appui indiquerait une initiation de la marche précoce. Ceci impliquerait aussi une asymétrie des forces de réaction du sol sur les pieds surtout pour les composantes verticales. Cette asymétrie pourrait être due soit à une rotation du tronc dans le plan frontal, soit à la production de couples au niveau des membres inférieurs. Pour le STW, nos analyses se sont donc centrées sur les forces de réaction du sol, sur la position du tronc pendant le lever mais aussi sur l'asymétrie générale du corps : angles des genoux et position des pieds.

1. Résultats

1.1. Le transfert assis-debout (STS)

Comme nous l'avons décrit précédemment, pour la première stratégie du STS, le centre de masse se déplace d'abord horizontalement ou légèrement vers le bas, puis il se déplace verticalement jusqu'à sa hauteur maximale. Nous avons appelé cette stratégie la stratégie H. Pour la

seconde stratégie, le centre de masse se déplace, dès le début du mouvement vers le haut. Cette stratégie, appelée pour notre étude la stratégie V, a été observée uniquement pour le STS exécuté rapidement.

Comme nous l'avons vu, le STS débute par un mouvement de flexion du tronc et le centre de masse se positionne au-dessus du polygone de sustentation (sous tendu par les pieds). Ensuite, comme l'ont montré la plupart des études, les genoux s'étendent et le centre de masse atteint sa position la plus haute. Pour nos analyses, nous avons défini le début du STS comme étant le début de la flexion du tronc. Le début du lever, quant à lui, a été défini comme étant le début de l'augmentation de la composante verticale des forces de réaction du sol car les sujets commençaient alors vraisemblablement à étendre les genoux. La fin du STS a été définie par le temps auquel la position du centre de masse selon l'axe vertical était atteinte.

1.1.1. La flexion du tronc pendant le STS

Dans notre étude, les sujets étaient assis sur un siège réglé à hauteur du genou. La position du tronc choisie, bien que non imposée par le protocole (voir Méthodes), s'est révélée être identique dans les deux conditions STS normal et STS rapide pour tous les sujets (tableau 3). Nous avons observé qu'en moyenne, le tronc formait un angle de $106^\circ \pm 8$ avec le pelvis. De plus, le tronc était dans une position verticale, l'angle formé avec l'axe vertical étant proche de 0 (tableau 3) : en moyenne $0.5^\circ \pm 3.2$ pour le STS normal et $1.4^\circ \pm 3.6$ pour le STS rapide.

<i>Valeur de l'angle du tronc par rapport à l'axe vertical au début de la flexion du tronc (en degrés)</i>		
	STS normal	STS rapide
S1	2,6	5,9
S2	0,3	0,6
S3	5,1	4,9
S4	4,9	4,8
S5	3,2	4,8
S6	2,3	2,6
S7	2,8	0,7
S8	0,8	1,0
S9	1,7	2,9

Tableau 3 – Angle du tronc par rapport à l’axe vertical au début de la flexion du tronc pour les STS normal et STS rapide. Résultats des 9 sujets de l’étude.

Nous avons observé que, dès le début du STS, les sujets fléchissaient le tronc et, au début du lever, c’est-à-dire lorsque la composante verticale des forces de réaction du sol augmentait, la position du tronc était différente selon les conditions (tableau 4). En moyenne, l’angle du tronc par rapport à l’axe vertical était de $18.6^{\circ} \pm 9.7$ pour le STS normal et de $23.3^{\circ} \pm 6.6$ pour le STS rapide. Au début du lever, le tronc était donc légèrement plus fléchi pour l’exécution rapide que pour l’exécution normale quelque soit la stratégie utilisée pour réaliser le STS. Le mouvement de flexion du tronc n’était donc pas en relation directe avec la stratégie utilisée dans la première partie du mouvement car au début du lever, tous les sujets avaient fléchi leur tronc de la même manière.

<i>Angle du tronc au début du lever en degrés</i>		
	<i>Moyenne</i>	<i>Ecart Type</i>
STS Normal	18,6	9,7
STS Rapide	23,3	6,6

Tableau 4 – Angles moyens du tronc par rapport à l’axe vertical au début du lever pour les STS normal et STS rapide.

Toutefois, après le début du lever, la flexion du tronc continuait et l’angle entre le tronc et l’axe vertical atteignait une valeur maximale que nous avons nommée « flexion maximale du tronc ». La flexion maximale du tronc apparaissait plus tôt pour l’exécution rapide que pour l’exécution normale et se situait en moyenne $0.84 \text{ s} \pm 0.15$ après le début du STS (début de la flexion du tronc)

pour le STS normal et $0.46 \text{ s} \pm 0.09$ pour le STS rapide (figure 32). En condition rapide, la flexion du tronc durait donc pratiquement deux fois moins de temps qu'en condition normale.

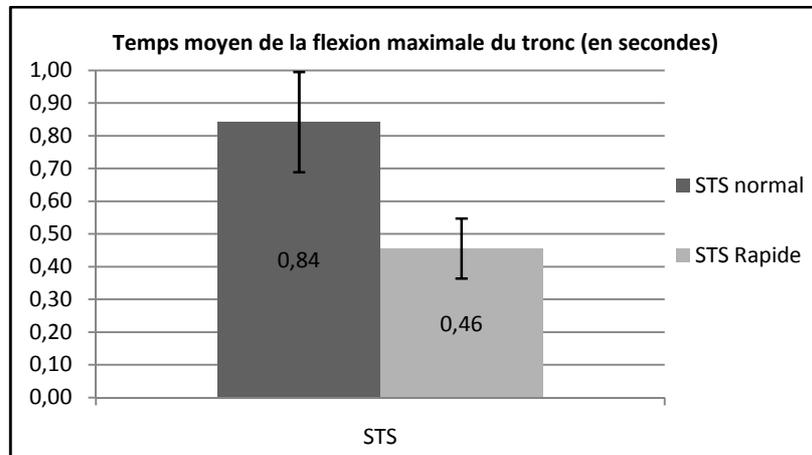


Figure 32 – Temps moyens de la flexion maximale du tronc par rapport à l’axe vertical pour les STS normal et STS rapide.

De plus, nous avons observé que, pour la condition rapide du STS, non seulement les sujets atteignaient plus rapidement la flexion maximale du tronc mais l’angle entre le tronc et l’axe vertical à cette flexion maximale était moins important. En effet, cet angle était en moyenne de $40^\circ \pm 12.6$ pour le STS normal et de $29.7^\circ \pm 7.9$ pour le STS rapide et par conséquent les sujets fléchissaient moins leur tronc pendant le STS rapide que pendant le STS normal (tableau 5).

<i>Angle maximal de flexion du tronc en degrés</i>		
	Moyenne	Ecart Type
STS Normal	40	12,6
STS Rapide	29,7	7,9

Tableau 5 – Angle maximal moyen du tronc par rapport à l’axe vertical pour les STS normal et STS rapide.

Pour répondre aux objectifs de notre étude, nous avons étudié la flexion du tronc pour les deux stratégies identifiées lors de la réalisation du STS. Dans le premier groupe, composé des sujets qui utilisaient la stratégie H pour le STS normal et la stratégie V pour le STS rapide, la différence entre l’angle maximal de flexion du tronc pour le STS normal et cet angle pour le STS rapide était en

moyenne de $13.4^{\circ} \pm 7.9$ (tableau 6). Cette différence n'était que de $6.5^{\circ} \pm 5.4$ pour le second groupe qui utilisait la stratégie H pour les deux conditions de réalisation de l'action (tableau 6).

Les différentes trajectoires du centre de masse pouvaient donc s'expliquer en partie par ces résultats.

	<i>STS normal</i>	<i>STS rapide</i>	<i>Différence</i>		<i>STS normal</i>	<i>STS rapide</i>	<i>Différence</i>
S1	61,9	47,7	14,2	S3	25,1	26,5	1,5
S2	24,3	19,1	5,1	S4	50,6	41,6	9,0
S5	39,7	25,4	14,3	S7	42,4	33,4	8,9
S6	53,1	27,5	25,6	S8	30,6	20,9	9,7
S9	32,8	25,1	7,7				
Moyenne	42,4	29,0	13,4	Moyenne	37,1	30,6	6,5
Ecart Type	15,2	10,9	7,9	Ecart Type	11,5	8,9	5,4

Tableau 6 – Angle entre le tronc et l'axe vertical au moment de la flexion maximale du tronc pour le STS normal et le STS rapide et différence entre ces deux angles.

La partie de droite correspond aux sujets du premier groupe et la partie de gauche indique les résultats du deuxième groupe.

Par ailleurs, nous avons étudié la vitesse angulaire du tronc pendant cette flexion du tronc. Au début du STS, la vitesse angulaire de flexion du tronc augmentait jusqu'à atteindre un maximum : c'était la « vitesse maximale de flexion du tronc ». Pour le STS normal, la vitesse maximale de flexion était atteinte en moyenne $0.58 \text{ s} \pm 0.1$ après le début de la flexion du tronc pour la stratégie H. Pour le STS rapide, le délai était de $0.36 \text{ s} \pm 0.04$ pour la stratégie H et de $0.25 \text{ s} \pm 0.03$ pour la stratégie V. Ces résultats indiquent que la vitesse maximale de flexion apparaissait plus tôt pour le STS rapide que pour le STS normal (tableau 7). De plus, la vitesse maximale de flexion du tronc était atteinte plus tôt pour la stratégie V que pour la stratégie H (tableau 7).

	<i>STS normal</i>	<i>STS rapide</i>	<i>Différence</i>		<i>STS normal</i>	<i>STS rapide</i>	<i>Différence</i>
S1	0,62	0,25	0,37	S3	0,44	0,41	0,03
S2	0,40	0,27	0,12	S4	0,59	0,32	0,26
S5	0,59	0,20	0,39	S7	0,66	0,34	0,32
S6	0,82	0,28	0,54	S8	0,52	0,35	0,17
S9	0,58	0,23	0,35				
Moyenne	0,60	0,25	0,36	Moyenne	0,55	0,36	0,20
Ecart Type	0,15	0,03	0,15	Ecart Type	0,09	0,04	0,13

Tableau 7 – Délais de la flexion maximale du tronc pour les STS normal et rapide et différence entre les temps des deux conditions (en secondes après le début de la flexion du tronc).

La valeur maximale de la vitesse de flexion du tronc (en degrés.s⁻¹) était identique dans les deux groupes pour le STS normal (en moyenne 91 degrés.s⁻¹). Par contre, pour le STS rapide, elle était supérieure chez les sujets qui utilisaient la stratégie V par rapport aux sujets qui utilisaient la stratégie H (tableau 8).

Pour la stratégie V, la vitesse angulaire de flexion du tronc semblait donc être plus importante et elle semblait apparaître plus tôt.

	<i>STS normal</i>	<i>STS rapide</i>	<i>Différence</i>		<i>STS normal</i>	<i>STS rapide</i>	<i>Différence</i>
S1	115,5	130,3	14,8	S3	67,8	110,6	42,8
S2	102,3	106,5	4,2	S4	110,5	119,6	9,1
S5	79,6	118,4	38,8	S7	120,9	133,6	12,7
S6	75,7	114,2	38,4	S8	66,1	82,2	16,2
S9	82,3	150	67,7				
Moyenne	91,1	123,9	32,8	Moyenne	91,3	111,5	20,2
Ecart Type	17,1	17,0	24,6	Ecart Type	28,5	21,7	15,4

Tableau 8 – Vitesse maximale de flexion du tronc pour les STS normal et rapide (en mètres.seconde⁻¹) et différence entre le STS normal et le STS rapide.

La partie de gauche correspond aux résultats des sujets du premier groupe et celle de droite aux résultats des sujets du deuxième groupe.

En résumé, pour les sujets dont le centre de masse se déplaçait d’abord vers le haut, la flexion maximale du tronc était moins importante mais la vitesse angulaire maximale de flexion du tronc était plus grande et apparaissait plus tôt que pour les sujets dont le centre de masse se déplaçait d’abord horizontalement. Toutefois, les différences dans la flexion du tronc ne se produisaient qu’après le début du lever puisque les flexions du tronc étaient semblables pour les deux stratégies jusqu’à cet instant. Un plus grand nombre de sujets serait nécessaire afin de confirmer ces tendances par des tests statistiques cohérents.

1.1.2. L'extension des genoux pendant le STS

Le STS est une action qui comprend un mouvement de flexion du tronc qui s'accompagne, d'un mouvement d'extension des genoux. Nous avons observé que l'extension des genoux débutait dès le début du lever et qu'elle durait jusqu'à la fin du lever, lorsque le centre de masse était à sa position la plus haute (figure 33). Au début du lever, malgré l'absence de consigne sur l'angle du genou en position assise, ce dernier avait une valeur relativement constante puisque le genou était fléchi en moyenne à $97^\circ \pm 1$ pour les deux conditions de rapidité d'exécution.

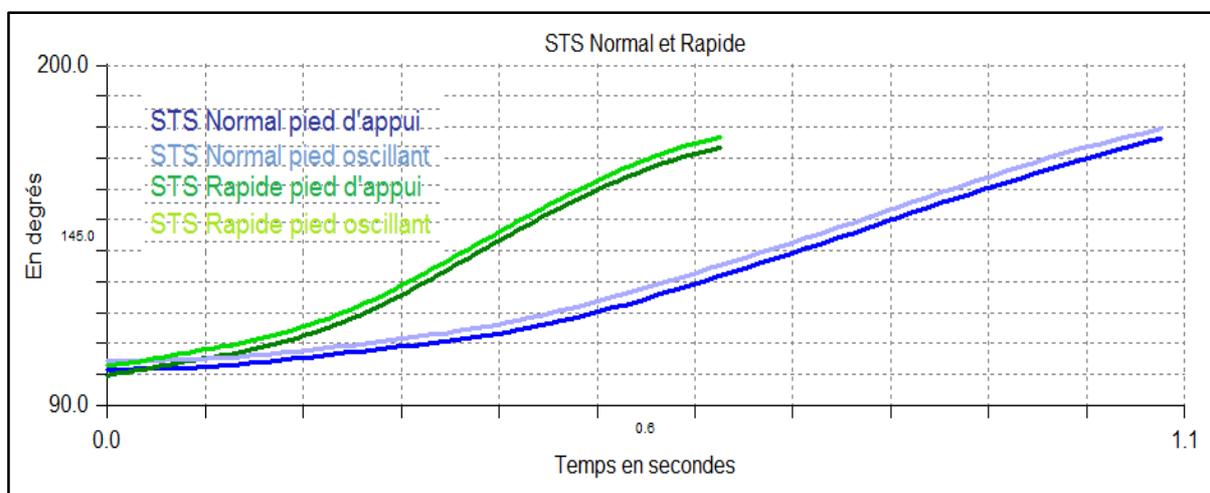


Figure 33 – Angle articulaire des genoux du côté du pied d'appui (en foncé) et du côté du pied oscillant (en clair) pour les STS normal et STS rapide du début du lever à la fin du STS. Exemple d'un sujet

La variation de la courbe vers le haut indique une extension. L'extension maximale des genoux se situe à 180°

Pendant l'extension des genoux, la vitesse angulaire d'extension des genoux augmentait, atteignait un maximum puis diminuait jusqu'à la fin du STS. Le profil des vitesses d'extension des genoux était identique entre le côté droit et le côté gauche du corps pour le STS normal comme pour le STS rapide. La vitesse angulaire maximale d'extension des genoux était atteinte plus tôt pour l'exécution rapide que pour l'exécution normale (tableau 9). Toutefois, la stratégie utilisée n'avait pas de lien avec le délai d'apparition de la vitesse maximale des genoux car ce délai était sensiblement le même pour tous les sujets.

<i>Temps des vitesses maximales d'extension en secondes par rapport au début du lever</i>				
	STS normal		STS rapide	
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Pied Oscillant	0,50	0,19	0,39	0,06
Pied d'appui	0,50	0,15	0,36	0,07

Tableau 9 – Temps moyens des vitesses maximale d’extension des genoux côté du pied oscillant et côté du pied d’appui pour les STS normal et STS rapide.

De plus, les vitesses maximales d’extension des genoux avaient des valeurs différentes pour la condition normale et pour la condition rapide. Cette vitesse maximale était plus importante pour le STS rapide que pour le STS normal (figure 34). En effet, elle était en moyenne de 132.6 degrés.s⁻¹ pour le STS normal et de 226.1 degrés.s⁻¹ pour le STS rapide.

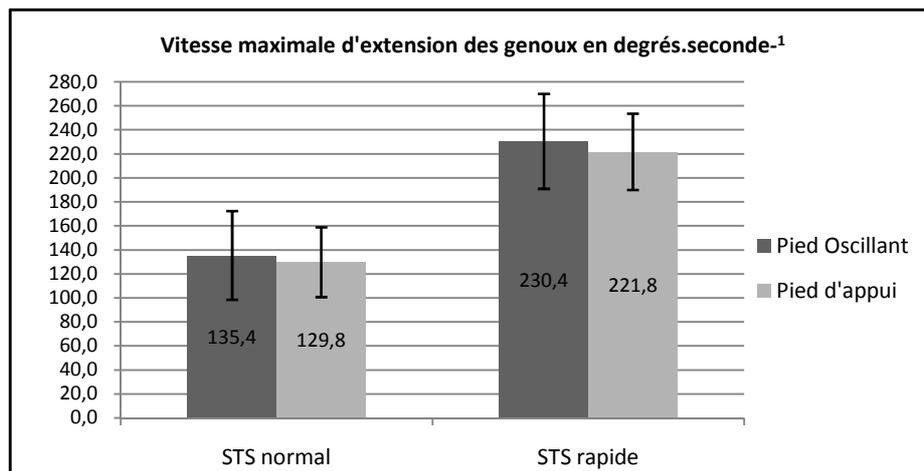


Figure 34 – Vitesse angulaire maximale moyenne d’extension des genoux pour les STS normal et STS rapide en degrés.seconde⁻¹.

Par ailleurs, la vitesse maximale d’extension des genoux était différente pour les deux stratégies. En effet, tous les sujets avaient une vitesse maximale d’extension des genoux plus élevée pour le STS rapide que pour le STS normal mais, pour le STS rapide, les sujets qui utilisaient la stratégie V avaient une vitesse maximale d’extension des genoux supérieure à ceux qui utilisaient la stratégie H (tableau 10). Les premiers avaient une différence moyenne entre ces deux vitesses de 101 degrés.s⁻¹ alors que les autres avaient une différence de 70.5 degrés.s⁻¹.

	<i>STS Normal</i>	<i>STS Rapide</i>	<i>Différence</i>		<i>STS Normal</i>	<i>STS Rapide</i>	<i>Différence</i>
S1	152,0	259,9	107,9	S3	129,2	242,5	113,3
S2	187,9	255,9	68,1	S4	140,7	192,7	52,0
S5	129,0	244,8	115,8	S7	159,5	200,0	40,5
S6	72,7	172,2	99,5	S8	112,7	188,8	76,1
S9	136,6	252,1	115,5				
Moyenne	135,6	237,0	101,3	Moyenne	135,5	206,0	70,5
Ecart Type	41,8	36,6	19,8	Ecart Type	19,7	24,8	32,2

Tableau 10 – Vitesse angulaire maximale d’extension des genoux pour le STS normal et le STS rapide en mètres.seconde⁻¹ et différence entre le STS normal et le STS rapide.

La partie de gauche correspond aux résultats des sujets du premier groupe, celle de droite à ceux du deuxième groupe.

Lorsque la vitesse d’extension des genoux était maximale, l’angle du genou du côté oscillant était identique à celui du côté d’appui pour tous les sujets (figure 35). Cette valeur était la même pour le STS normal et pour le STS rapide pour tous les sujets (figure 35) c’est-à-dire que la vitesse maximale d’extension des genoux était toujours atteinte à un angle d’environ 140 degrés quelque soit la stratégie utilisée.

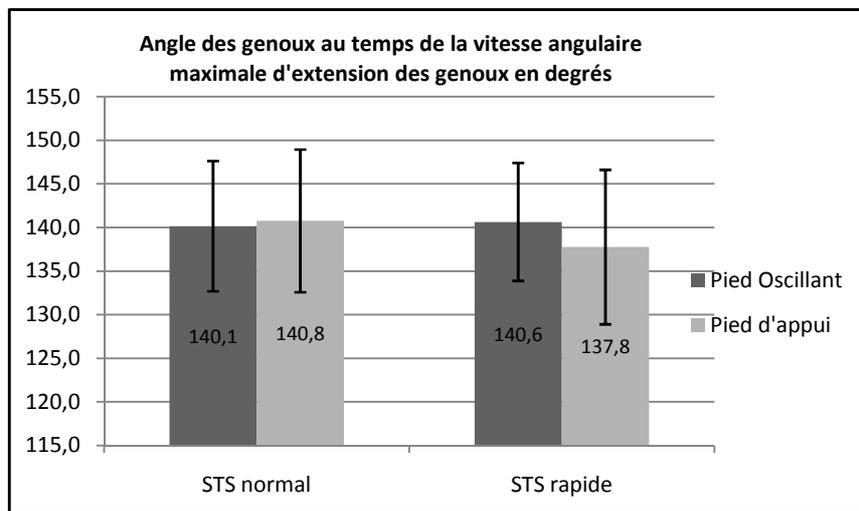


Figure 35 – Angle des genoux côté du pied oscillant et côté du pied d’appui au temps de la vitesse maximale d’extension des genoux pour les STS normal et STS rapide. En degrés.

1.1.3. Puissances verticales aux genoux pendant le STS

Une de nos hypothèses est que depuis la position assise, pour déplacer le centre de masse directement vers le haut, les sujets doivent développer des puissances verticales importantes aux genoux pendant l'extension des genoux. Pour vérifier cette hypothèse, nous avons étudié ces puissances verticales aux genoux et nous avons observé qu'elles étaient plus importantes pour le STS rapide que pour le STS normal (tableau 11). Nos résultats ont également montré que, pour le STS rapide, les sujets qui utilisaient la stratégie V produisaient des puissances verticales presque deux fois supérieures à celles produites par les sujets de l'autre groupe (tableau 11). Toutefois, le sujet 5 contribuait largement à cette tendance (tableau 11).

	<i>STS normal</i>	<i>STS rapide</i>	<i>Différence</i>		<i>STS normal</i>	<i>STS rapide</i>	<i>Différence</i>
S1	71	116	45	S3	80	125	45
S2	142	230	88	S4	116	174	58
S5	144	415	271	S7	114	181	67
S6	93	273	180	S8	100	189	89
S9	77	229	152				
Moyenne	105	253	147	Moyenne	103	167	65
Ecart Type	35	108	87	Ecart Type	17	29	19

Tableau 11 – Puissances maximales développées aux genoux pour le STS normal et le STS rapide (en Watts) et différence entre le STS normal et le STS rapide.

La partie de gauche correspond aux résultats des sujets du premier groupe et la partie de droite à ceux du deuxième groupe.

Notons que le poids des sujets était identique entre les deux groupes: en moyenne 71.6 kg \pm 13,1 pour le premier groupe et 71 kg \pm 11.4 pour le deuxième groupe.

Pendant le STS normal, la puissance maximale verticale était produite en moyenne 0.55 s \pm 0.22 pour le pied oscillant et 0.56 s \pm 0.28 pour le pied d'appui. Pour les sujets qui utilisaient la stratégie H dans la condition rapide du STS, la puissance était maximale en moyenne 0.26 s \pm 0.04 après le début du lever soit environ deux fois plus tôt que pour l'exécution normale. Pour les sujets qui utilisaient la stratégie V, ce délai était encore plus court puisque la puissance verticale des genoux était maximale

en moyenne $0.21 \text{ s} \pm 0.02$ après le début du lever soit presque trois fois plus tôt que pour le STS normal.

1.1.4. Force de réaction du sol pendant le STS

Au début du lever, les forces de réaction du sol sur les pieds augmentaient de façon importante jusqu'à atteindre un maximum. Afin de faciliter l'analyse, nous avons séparé les composantes verticale, antéro-postérieure et médio-latérale du vecteur de la force de réaction du sol. Toutefois, conscients de l'intérêt de mesurer la contribution de chacune des composantes sur la force de réaction du sol, nous avons tout en normalisant les valeurs par rapport au poids du sujet lorsque c'était nécessaire, calculé l'angle formé entre le vecteur de la force de réaction du sol et l'axe vertical. La composante médio-latérale des forces de réaction du sol étant très faible et identique pour les deux pieds, la force de réaction pouvait être considérée comme étant dans le plan sagittal et nous n'avons tenu compte que des deux autres composantes (figure 36).

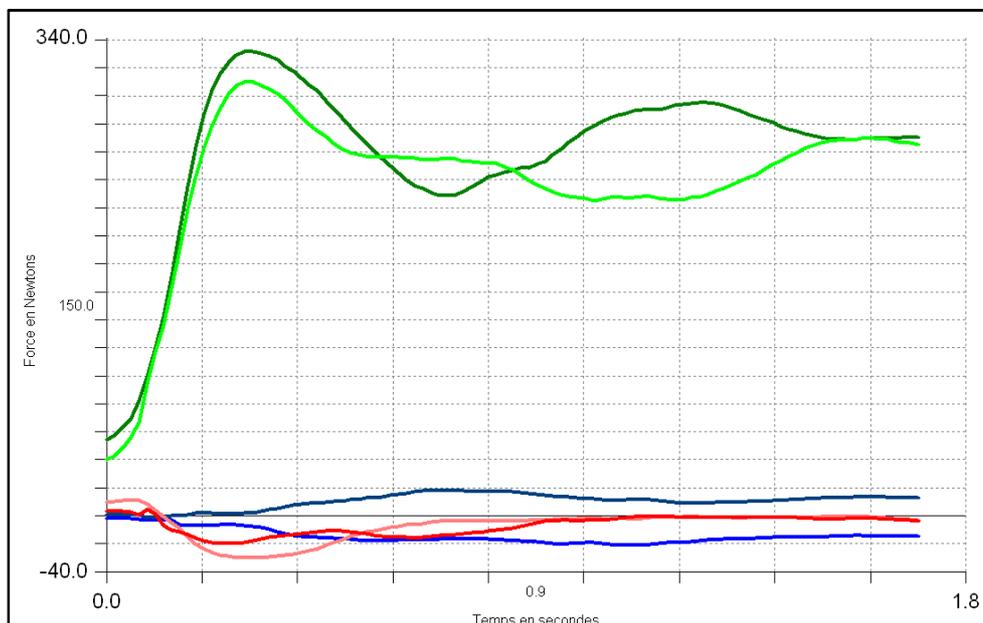


Figure 36 – Forces de réaction du sol sur les deux pieds pendant la durée du lever.
 Composantes verticale (en vert), antéro-postérieure (en rouge) et médio-latérale (en bleu) des forces de réaction du sol dans le référentiel du laboratoire pour le STS normal du début du lever à la fin du STS. Moyenne des 5 essais s'un sujet

La composante verticale de la force de réaction du sol était la même pour les deux pieds, elle augmentait rapidement jusqu'à atteindre un maximum, puis elle diminuait plus lentement jusqu'à un minimum avant de se stabiliser à environ 100% du poids total du sujet (figure 37).

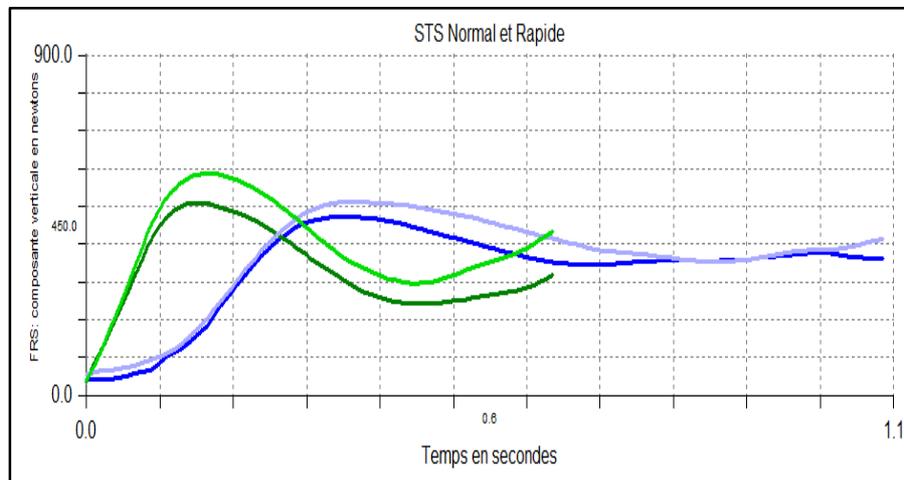


Figure 37 – Composante verticale de la force de réaction du sol pendant la durée du lever pour les STS normal et STS rapide.

Le pied d'appui est en couleur foncée, le pied oscillant de la même couleur en clair. Moyenne des 5 essais d'un sujet

Les composantes verticales des forces de réaction du sol étaient maximales plus tôt pour le STS rapide que pour le STS normal (tableau 12). De plus, elles étaient maximales le plus tôt chez les sujets qui utilisaient la stratégie V. En effet, pour le STS normal, le maximum se trouvait en moyenne 0.37 s après le début du lever. Pour le STS rapide, le maximum de la composante verticale de la résultante des forces de réaction du sol se trouvait 0.13 s après le début du lever chez les sujets qui utilisaient la stratégie V et 0.18 s. chez les sujets qui utilisaient la stratégie H. Ainsi, le déplacement du centre de masse vers le haut dès le début du STS était accompagné par l'apparition précoce du maximum des composantes verticales des forces de réaction du sol.

<i>Temps des maxima des composantes verticales en secondes après le temps du début du lever</i>				
	STS Vitesse Normale		STS Vitesse Rapide	
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Pied Oscillant	0,37	0,18	0,15	0,03
Pied d'appui	0,37	0,17	0,16	0,05
Forces Totales	0,37	0,17	0,15	0,04

Tableau 12 – Temps moyens du maximum de la composante verticale de la force de réaction du sol sous le pied oscillant, le pied d'appui et pour la résultante des forces sous les deux pieds. Pour les STS normal et STS rapide.

Pour le STS normal, les valeurs maximales de la composante verticale de la force de réaction du sol étaient équivalentes à 61, 63 et 124% du poids total du sujet, respectivement pour le pied oscillant, le pied d'appui et la résultante des forces des deux pieds (tableau 13). A vitesse rapide, elles étaient de 74, 76 et 150% du poids total du sujet. Les valeurs maximales de la composante verticale des forces de réaction du sol étaient donc plus élevées pour le STS rapide que pour le STS normal.

<i>Maxima de la force de réaction du sol: composante verticale</i>						
	Pied Oscillant		Pied d'appui		Résultante	
	Newtons	% poids sujet	en Newtons	%poids sujet	en Newtons	% poids sujet
STS Normal	433,1	61,1	450,6	63,2	879,7	123,7
	± 69,1	± 3,8	± 89,8	± 5,2	±153	± 6,3
STS Rapide	522,8	73,8	544,5	76,2	1064,9	149,6
	± 83,5	± 4,1	± 122,3	± 7,8	± 194,8	± 7,4

Tableau 13 – Composante verticale maximale de la force de réaction du sol sous les deux pieds et pour la résultante des forces sous les deux pieds. Correspondance en Newton et en pourcentage du poids du sujet pour les STS normal et STS rapide.

Pour le STS rapide, les sujets qui utilisaient la stratégie V avaient des valeurs maximales de la composante verticale des forces de réaction du sol sur le pied d'appui et sur le pied oscillant différentes. En moyenne, pour ces sujets, nous avons noté une différence entre les deux pieds de 9.5 % du poids total du sujet, alors que les sujets qui utilisaient la stratégie H en avaient une deux fois plus faible (5.2 % du poids du sujet) (tableau 14). Toutefois, dans le premier groupe, le sujet 6 contribuait largement à cette tendance (tableau 14).

Composante verticale maximale des FRS en % du poids du sujet pour le STS rapide			
	Pied Oscillant	Pied d'Appui	Différence
S1	77,1	66,1	11,1
S2	74,6	79,7	5,2
S5	77,2	81,3	4,1
S6	65,5	86,6	21,1
S9	73,1	79,2	6,1
Moyenne			9,5
Ecart Type			7,0
S3	70,8	72,4	1,7
S4	77,5	81,5	4,0
S7	72,6	77,3	4,7
S8	74,9	64,5	10,4
Moyenne			5,2
Ecart Type			3,7

Tableau 14 – Composante verticale maximale des forces de réaction du sol pour le STS rapide.

Le profil temporel de la composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol était similaire pour tous les sujets (figure 38). Quelque soit la condition de rapidité d'exécution, une brève augmentation de la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol était observée au début du lever alors que les sujets étaient encore en train de fléchir leur tronc et commençaient à étendre les genoux. Les sujets poussaient donc sous leurs pieds vers l'arrière. Nous avons appelé la valeur maximale de la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol la « CH max ».

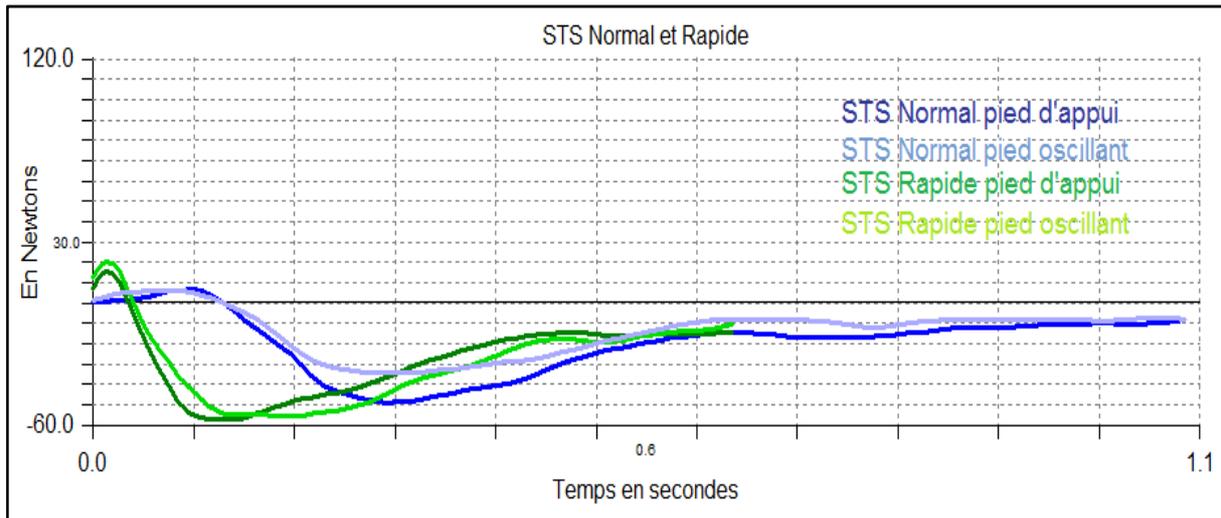


Figure 38 – Composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol pendant la durée du lever pour les STS normal et rapide. Le pied d'appui est représenté en couleur foncée et le pied oscillant de la même couleur en clair. Moyenne des 5 essais d'un sujet.

D'une part, la CH max était sensiblement la même pour les deux pieds et elle se produisait en moyenne 0.12 s après le début du lever pour le STS normal et 0.02 s c'est-à-dire aussitôt après le début du lever pour le STS rapide (tableau 15). Le délai d'apparition de la CH max n'était pas modifié par l'utilisation d'une stratégie pendant le STS.

<i>Temps du maximum de la composante antéro-postérieure de la FRS en secondes après le début du lever</i>			
	Pied oscillant	Pied d'appui	Total
STS Normal	0,12 ± 0,13	0,12 ± 0,15	0,12 ± 0,13
STS Rapide	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01

Tableau 15 – Temps moyens du maximum de la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol pour le pied oscillant, le pied d'appui et pour la somme des forces sous les deux pieds.

D'autre part, les CH max étaient assez faibles : elles correspondaient en moyenne à 2.9 % du poids total du sujet pour le STS en condition normale, et à 4.8 % du poids du sujet pour le STS rapide. Les valeurs moyennes de la composante antéro-postérieure maximale de la force de réaction du sol sont reportées en Newtons au tableau 16 pour le pied oscillant, le pied d'appui ainsi que pour la résultante des forces sur les pieds.

<i>Composantes AP des FRS en Newtons</i>			
	Pied oscillant	Pied d'appui	Résultante
STS Normal	8,5 ± 2,7	11,5 ± 3,5	19,6 ± 5,3
STS Rapide	12,9 ± 4,7	19,6 ± 17,2	33,5 ± 18,1

Tableau 16 – Moyenne du maximum de la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol pour le pied oscillant, le pied d'appui et la résultante des forces sur les deux pieds. Pour les STS normal et STS rapide.

Pour le STS effectué rapidement, pour tous les sujets, la composante antéro-postérieure maximale des forces de réaction du sol était supérieure à celle pour le STS réalisé en condition normale. La CH max la plus forte était observée pour la stratégie V et il existait une différence de 13 newtons en faveur de ceux qui utilisaient cette stratégie.

Après avoir atteint sa valeur maximale, la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol diminuait et devenait négative. Le minimum atteint correspondait à une force de réaction du sol dirigée vers l'arrière, c'est à dire que le sujet poussait vers l'avant. Nous avons appelé la valeur minimale de la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol, la « CH min ». La CH min était présente pour les deux conditions de rapidité d'exécution, elle était atteinte en même temps pour le pied d'appui et pour le pied oscillant et plus tôt pour l'exécution rapide que pour l'exécution normale (tableau 17). De plus, la composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol était minimale en même temps que la composante verticale des forces de réaction du sol était maximale (tableaux 12 et 17).

<i>Temps des minima de la composante antéro-postérieure des forces de réaction au sol en secondes après le temps du début du lever</i>						
	Pied Oscillant		Pied d'Appui		Résultante	
	Moyenne	Ecart Type	Moyenne	Ecart Type	Moyenne	Ecart Type
STS Normal	0,37	0,15	0,38	0,15	0,36	0,16
STS Rapide	0,18	0,06	0,19	0,05	0,18	0,05

Tableau 17 – Temps moyens du minimum de la composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol sous les deux pieds et pour la résultante de la force sur les deux pieds pour les STS normal et STS rapide.

La valeur minimale de la composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol était en moyenne entre 10 et 20% du poids total du sujet (tableau 18), et elle était plus importante pour le STS rapide que pour le STS normal. Pour le STS rapide, les sujets qui utilisaient la stratégie V avaient une CH min totale de -161.5 Newtons pour le STS rapide. Pour les sujets utilisant l'autre stratégie, la CH min totale était de -109 Newtons.

<i>Minimum de la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol: en % du poids total du sujet</i>						
	Pied Oscillant		Pied d'Appui		Résultante	
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
STS Normal	5,1	1,6	5,5	2,1	10,3	3,0
STS Rapide	9,7	2,2	9,8	2,5	18,9	3,8

Tableau 18 – Composante AP minimale des forces de réaction du sol sur les deux pieds et pour la résultante des forces sur les deux pieds pour les STS normal et STS rapide.

Afin de quantifier la contribution de la composante antéro-postérieure à la résultante des trois composantes, nous avons calculé les variations de l'angle entre le vecteur de la force de réaction du sol et l'axe vertical pendant la durée du lever pour le STS normal et le STS rapide (figure 39 et 40). Les vecteurs des forces de réaction du sol étaient dirigés vers l'avant au début du lever, ce qui était dû à l'augmentation de la composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol. La valeur de l'angle entre le vecteur de la force et l'axe vertical était comprise entre 1 et 10° (en moyenne 5°) pour le STS normal et entre 6 et 25° (en moyenne 12°) pour le STS rapide. Ensuite, la composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol diminuait et devenait négative, et le vecteur de la force était dirigé vers l'arrière jusqu'à la fin du STS. La valeur de l'angle entre le vecteur de la force et l'axe vertical pendant cette dernière période était relativement constante, entre 2 et 9° (en moyenne 5°) pour le STS normal et entre 4 et 13° (en moyenne 8°) pour le STS rapide.

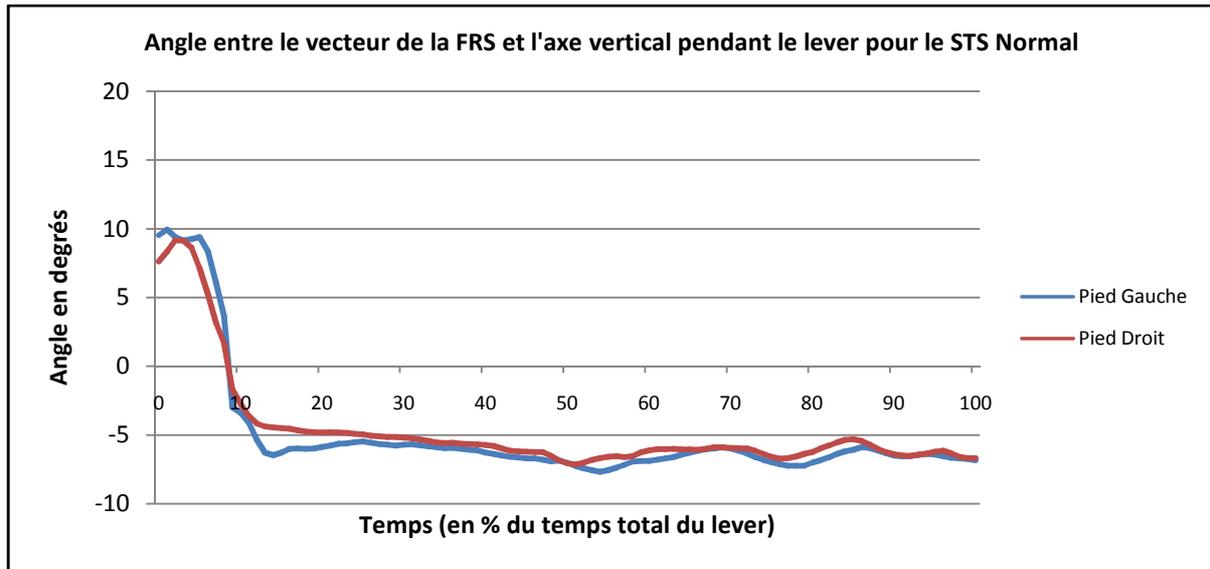


Figure 39 – Evolution de l'angle entre le vecteur de la force de réaction du sol et l'axe vertical pendant le lever (du début du lever à la fin du STS) pour le STS normal.

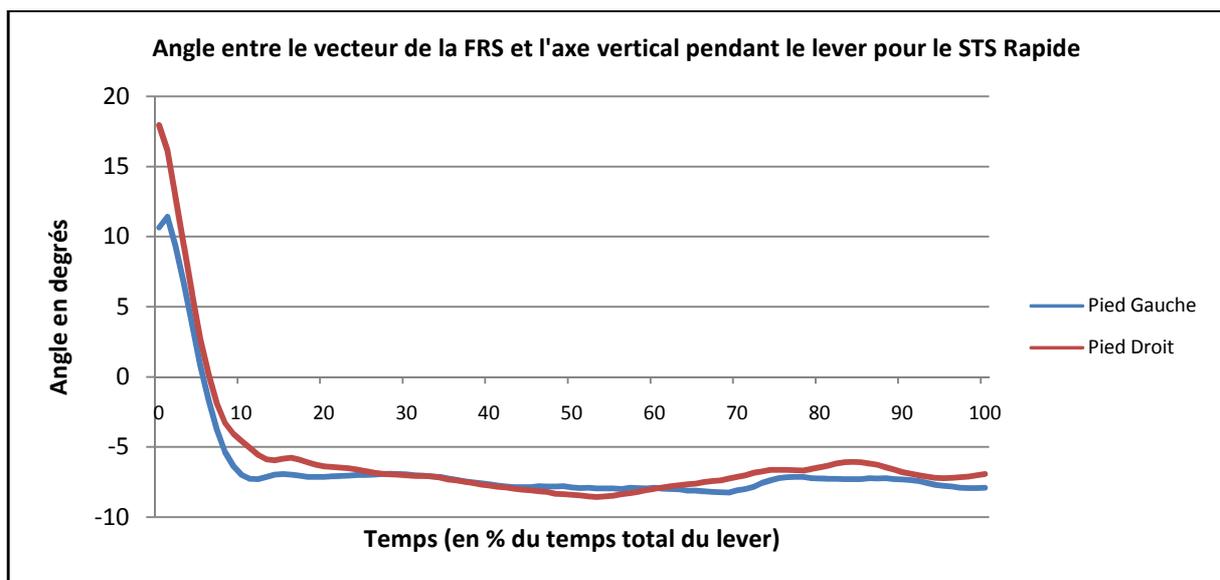


Figure 40 – Evolution de l'angle entre le vecteur de la force de réaction du sol et l'axe vertical pendant le lever (du début du lever à la fin du STS) pour le STS rapide.

En résumé, le début du lever était caractérisé par une augmentation des composantes verticale et antéro-postérieure des forces de réaction du sol. La composante antéro-postérieure devenait d'abord positive et le vecteur de la force de réaction du sol était dirigé vers l'avant. La composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol devenait maximale ainsi que l'angle du

vecteur de la force et de l'axe vertical. Ensuite, elle diminuait et devenait négative, et le vecteur de la force de réaction du sol était dirigé vers l'arrière. La composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol devenait minimale et la composante verticale devenait maximale. Simultanément, la valeur de l'angle entre le vecteur de la force de réaction du sol et l'axe vertical était maximale.

La composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol était minimale pendant la diminution de la vitesse angulaire du tronc et peu de temps après, la flexion du tronc était maximale. Pour la stratégie V, nous avons vu que la flexion du tronc était la moins importante mais que la vitesse de flexion était plus importante ce qui peut être rapproché du fait que les valeurs maximales et minimales de la composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol étaient légèrement plus élevées.

1.2. Le transfert assis marche (STW)

Différents mouvements caractérisent le STW. Dans un premier temps, le tronc se fléchit et le centre de masse se déplace horizontalement puis, toujours pendant la flexion du tronc, les genoux s'étendent et le centre de masse se déplace non seulement vers l'avant mais aussi vers le haut. Ensuite, la marche est initiée et le centre de masse continue à se déplacer obliquement vers le haut pendant l'extension du tronc qui a lieu durant la phase oscillante de la marche. Les deux stratégies décrites dans la première étude sont associées aux déplacements du centre de pression. Pour la première stratégie, le centre de pression moyen se situe, lorsque le pied oscillant décolle, sous la partie antérieure du pied d'appui, au niveau ou en avant des métatarsiens : c'est la stratégie que nous appellerons META. La seconde stratégie montrait un déplacement moins grand du centre de pression moyen sur l'axe antéro-postérieur, ce centre étant, au décolllement du pied oscillant, largement en arrière de la ligne métatarsienne du pied d'appui. Cette dernière a été appelée la stratégie LAT.

Afin d'expliquer ces stratégies, nous avons, dans un premier temps, comparé les forces de réaction du sol sur les deux pieds ainsi que la position des pieds sur le sol. Dans un deuxième temps, nous

avons analysé la cinématique du STW et plus particulièrement les rotations du tronc (flexion, et rotations axiales) ainsi que l'extension des genoux. Rappelons que nous avons défini le début du mouvement au début de la flexion du tronc, la fin du mouvement se situait quant à elle au décolllement du pied d'appui. Le début du lever était défini au début de l'augmentation de la composante verticale des forces de réaction du sol et la fin du lever au décolllement du pied oscillant: la période définie entre ces deux évènements était le lever.

1.2.1. Forces de réaction du sol pendant le STW

Le centre de pression peut être défini comme le point d'application du vecteur de la force de réaction sur le sol. D'après cette définition et dans le but de tenter d'expliquer les stratégies liées au centre de pression pendant la réalisation du STW, il nous a semblé pertinent d'analyser dans un premier temps la composante verticale des forces de réaction du sol.

Au début du STW, nous avons observé une période pendant laquelle les forces de réaction du sol étaient très faibles sous le pied d'appui et sous le pied oscillant. Le début de la diminution de la force de réaction du sol était antérieur au début de flexion du tronc : 0.14 s pour le STW normal et 0.13 s pour le STW rapide. La force de réaction du sol devenait alors constante, nulle ou très faible, pendant une période moyenne de 0.56 s pour le STW normal et 0.53 s pour le STW rapide (figure 41).

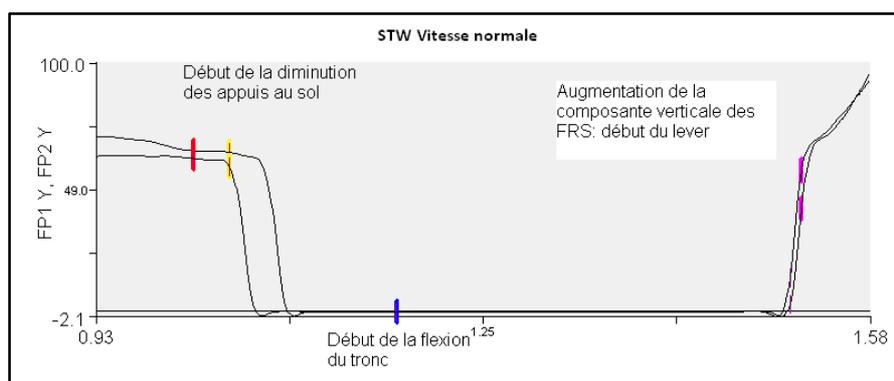


Figure 41 – Composante verticale des FRS au début du STW normal. Exemple d'un sujet.

Cependant, alors qu'ils soulevaient légèrement leurs pieds, certains sujets modifiaient la position de leurs pieds sur l'axe antéropostérieur. Pour le STW normal, 3 sujets déplaçaient leurs pieds de 2 à 15 cm vers l'arrière et pour le STW rapide tous les sujets déplaçaient leurs pieds de 2 à 15 cm vers l'arrière. En replaçant leurs pieds, 2 sujets plaçaient leur pied d'appui plus en arrière que leur pied oscillant (S4 et S9), 2 sujets plaçaient leur pied oscillant plus en arrière que leur pied d'appui (S2 et S7) et les autres plaçaient les deux pieds au même niveau. Il n'existait aucun lien entre la stratégie utilisée et le placement des pieds au début du lever.

Nous avons défini la fin de la période de faible appui comme le début du lever. Comme précédemment pour le STS, nous avons calculé les composantes verticale, antéro-postérieure et médio-latérale de la force de réaction du sol, nous avons normalisé les valeurs par rapport au poids du sujet et analysé l'évolution de l'angle formé entre le vecteur de la force de réaction du sol et l'axe vertical. Le pied oscillant a été défini comme étant le pied qui avance en premier pour la marche, le pied d'appui étant celui qui reste au sol.

1.2.1.1. Composante verticale des forces de réaction du sol

Immédiatement après la période de faible appui au sol et le remplacement éventuel des pieds, la composante verticale des forces de réaction du sol sur les deux pieds commençait à augmenter de façon importante jusqu'à un maximum puis diminuait (figure 42). Sous le pied oscillant, elle diminuait jusqu'à devenir nulle lorsque le pied oscillant décollait. Sous le pied d'appui, elle diminuait également mais faiblement puis augmentait de nouveau pendant la phase d'appui de la marche.

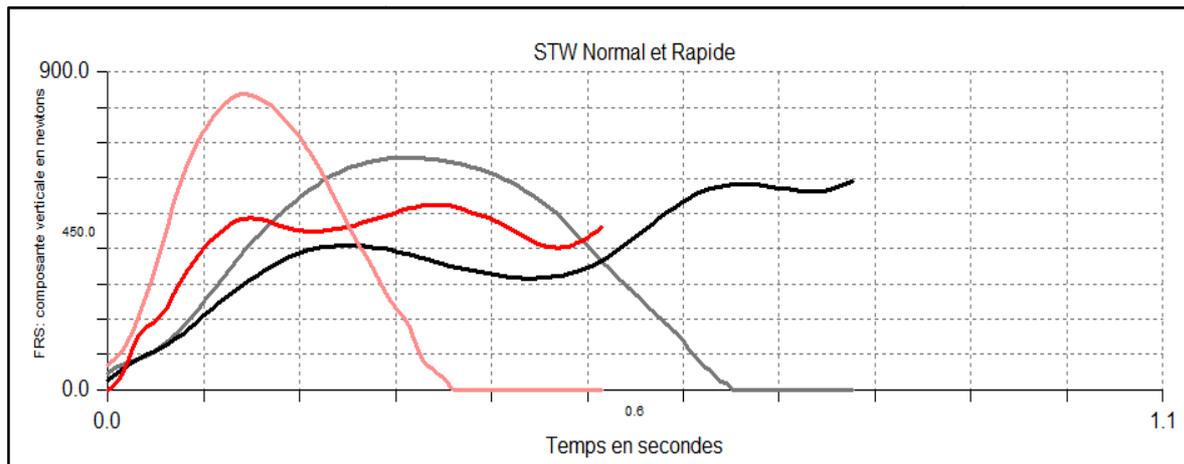


Figure 42 – Composante verticale de la force de réaction du sol pendant le lever pour les STW normal et STW rapide (en haut). Le pied d'appui est en couleur foncée, le pied oscillant de la même couleur en clair. Moyenne des 5 essais d'un sujet.

Les composantes verticales des forces de réaction du sol sous chaque pied étaient maximales simultanément (tableau 19). La valeur maximale était atteinte plus tôt pour le STW rapide que pour le STW normal (respectivement 0.16 s. et 0.28 s.).

<i>Temps des maxima de la composante verticale des forces de réaction du sol en secondes après le temps du début du lever</i>				
	STW Vitesse Normale		STW Vitesse Rapide	
	Moyenne	Ecart type	Moyenne	Ecart type
Pied Oscillant	0,32	0,09	0,16	0,04
Pied d'appui	0,29	0,07	0,19	0,06
Résultante	0,28	0,08	0,16	0,03

Tableau 19 – Temps moyen du maximum de la composante verticale de la force de réaction du sol sur le pied oscillant, le pied d'appui ainsi que pour la résultante des forces sur les deux pieds. Pour les STW normal, STW rapide.

A vitesse rapide, pour les sujets qui utilisaient la stratégie META, la composante verticale des forces de réaction du sol était maximale simultanément sous les deux pieds. En revanche, il existait un faible délai pour certains des sujets qui utilisaient la stratégie LAT (tableau 20).

Composante verticale maximale des FRS en secondes après le début du lever						
	STW Normal			STW Rapide		
	Pied Oscillant	Pied d'appui	Différence	Pied Oscillant	Pied d'appui	Différence
S1	0,18	0,18	0,00	0,13	0,15	0,03
S4	0,20	0,25	0,05	0,23	0,25	0,02
S5	0,28	0,24	0,04	0,14	0,18	0,04
S6	0,41	0,39	0,02	0,16	0,30	0,14
S8	0,30	0,25	0,05	0,14	0,15	0,01
Moyenne			0,03			0,05
Ecart Type			0,02			0,05
S9	0,37	0,38	0,01	0,14	0,14	0,00
S2	0,26	0,25	0,01	0,14	0,15	0,01
S3	0,40	0,39	0,01	0,22	0,25	0,03
S7	0,40	0,32	0,09	0,14	0,14	0,00
Moyenne			0,03			0,01
Ecart Type			0,04			0,02

Tableau 20 – Délai d'apparition de la composante verticale maximale des FRS en secondes après le début du lever.

Les premiers sujets utilisent la stratégie LAT pour le STW normal et le STW rapide. S9 utilise la stratégie META pour les STW normal et rapide. S2, S3 et S7 utilisent la stratégie LAT pour le STW normal et la stratégie META pour le STW rapide.

Pour le STW normal, la composante verticale maximale de la force de réaction du sol atteignait en moyenne 65% du poids total du sujet pour le pied oscillant, 62% pour le pied d'appui et 125% pour la résultante des forces sur les deux pieds (tableau 21). Lors du STW à vitesse rapide, ces valeurs atteignaient 71, 75 et 143% respectivement (tableau 21).

Composante verticale maximale des FRS						
	Pied Oscillant		Pied d'appui		Résultante des deux pieds	
	en Newtons	% poids sujet	en Newtons	% poids sujet	en Newtons	% poids sujet
STW Normal	460	65,2	440,5	62	886,8	125,4
	$\pm 113,5$	$\pm 9,6$	$\pm 140,1$	± 15	± 184	$\pm 9,5$
STW Rapide	505,2	71,5	533,9	74,7	1019,9	143,6
	$\pm 160,7$	$\pm 16,9$	$\pm 179,2$	$\pm 17,5$	$\pm 240,3$	$\pm 15,1$

Tableau 21 – Composante verticale maximale de la force de réaction du sol sur les deux pieds et pour la résultante des forces sur les deux pieds.

Correspondance en Newton et en pourcentage du poids du sujet pour les STW normal, STW rapide.

Nous avons relevé des différences interindividuelles pour les composantes verticales des forces de réaction du sol (tableau 22). En effet, Pour le STW à vitesse normale, la composante verticale maximale de la force de réaction du sol sous le pied oscillant était plus importante que celle sous le pied d'appui chez cinq sujets (sujets avec une valeur négative dans la colonne « différence »). Les deux valeurs maximales étaient égales chez deux sujets (S2 et S6 dans le tableau 22) et la valeur maximale sous le pied d'appui était supérieure à celle sous le pied oscillant chez deux sujets (S4 et S9 dans le tableau 22).

Pour l'exécution rapide, la valeur maximale de la composante verticale de la force de réaction du sol sous le pied oscillant était supérieure à celle sous le pied d'appui chez quatre sujets (tableau 22). Le contraire se produisait chez les cinq autres sujets qui avaient une valeur maximale supérieure sous le pied d'appui (tableau 22).

<i>STW Normal</i>	<i>Pied Oscillant</i>	<i>Pied d'appui</i>	<i>Différence</i>	<i>STW Rapide</i>	<i>Pied Oscillant</i>	<i>Pied d'appui</i>	<i>Différence</i>
S1	64,2	41,9	-22,3	S1	62,5	52,5	-10,0
S4	46,4	96,5	50,1	S4	43,1	104,7	61,6
S5	71,6	62,2	-9,5	S5	70,0	86,7	16,7
S6	67,5	66,7	-0,9	S6	66,5	92,1	25,6
S8	79,8	51,1	-28,7	S8	101,8	59,0	-42,8
S9	58,4	64,2	5,8	S9	66,1	77,5	11,4
S2	61,2	61,2	0,0	S2	71,9	76,2	4,2
S3	65,3	56,0	-9,3	S3	69,9	59,4	-10,4
S7	72,5	58,3	-14,2	S7	92,1	64,0	-28,1

Tableau 22 – Composantes verticales maximales des forces de réaction du sol sur le pied oscillant et sur le pied d'appui et différence entre les deux. En pourcentage du poids total du sujet.

Les analyses précédentes indiquent que les sujets qui utilisaient la stratégie META atteignaient la composante maximale des forces de réaction du sol sur les deux pieds simultanément. Toutefois, malgré une modification des valeurs maximales entre la condition normale et la condition rapide, les évolutions des forces de réaction du sol trop variables, ne pouvaient, à elles seules, expliquer les déplacements du centre de pression.

1.2.1.2. Composante antéro-postérieure des forces de réaction du sol

Pour le STW normal et le STW rapide, une brève augmentation de la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol était observée juste au moment du début du lever (figure 43). Comme pour le STS, la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol était maximale pour tous les sujets en moyenne 0.04 s après le début du lever (tableau 23) quelque soit la stratégie utilisée.

<i>Composantes AP maximales des FRS en secondes après le début du lever</i>			
	Pied oscillant	Pied d'appui	Résultante
STW Normal	0,05 ± 0,03	0,05 ± 0,03	0,04 ± 0,03
STW Rapide	0,03 ± 0,03	0,04 ± 0,02	0,03 ± 0,02

Tableau 23 : Délais d'apparition de la composante AP maximale des FRS sur le pied oscillant, le pied d'appui et pour la résultante des forces sur les deux pieds. Pour les STW normal, STW rapide.

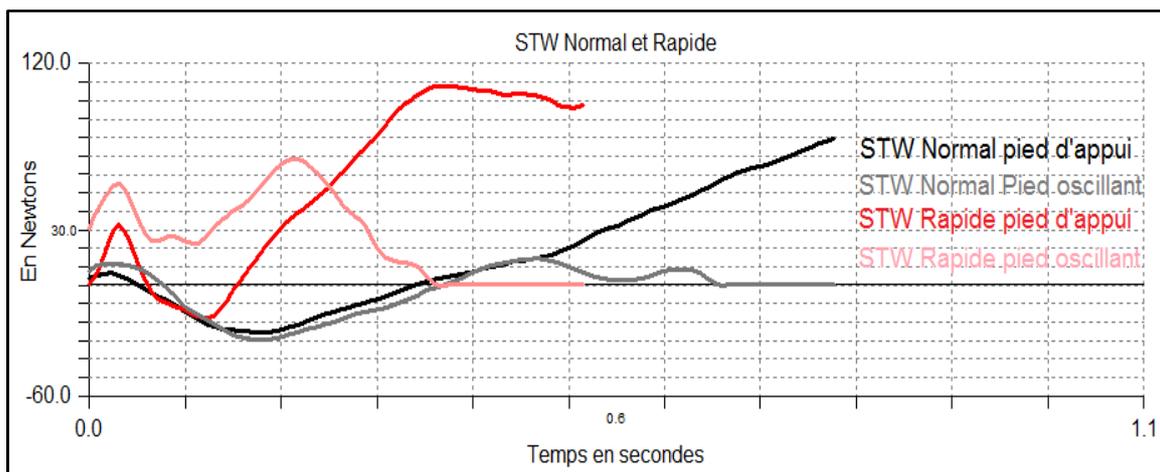


Figure 43 – Composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol pendant le lever pour les STW normal et rapide.

Le pied d'appui est représenté en couleur foncée et le pied oscillant de la même couleur en clair. Résultats d'un sujet.

Pour le STW en condition normale, la valeur maximale de la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol était faible et correspondait en moyenne à 2.8% du poids total du sujet. Cette valeur était plus importante pour le STW rapide puisqu'elle était de 8.1 % du poids du sujet (tableau 24). Les résultats indiquaient que lorsque les sujets choisissaient de placer un pied en arrière de l'autre, la valeur maximale de la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol était plus importante sur ce pied. La force de réaction du sol était donc plus penchée pour le pied

placé en arrière que pour le pied placé en avant. Toutefois, comme nous l'avons remarqué pour la position des pieds, ces résultats ne semblaient pas être directement associés à la stratégie utilisée pour réaliser le STW et donc à la trajectoire du centre de pression.

<i>Composantes AP des FRS en Newtons</i>			
	Pied oscillant	Pied d'appui	Résultante
STW Normal	9,8 ± 10,4	10,3 ± 9	20 ± 19,2
STW Rapide	31,1 ± 15,9	29,9 ± 13,9	56,5 ± 24,6

Tableau 24 – Composantes antéro-postérieures des forces de réaction du sol sur le pied oscillant, le pied d'appui et la résultante des forces sur les deux pieds. Pour les STW normal, STW rapide.

Après le pic initial, pour le STW normal, la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol diminuait et devenait négative. La force de réaction du sol était alors orientée vers l'arrière. La composante antéro-postérieure était minimale 0.21 s après le début du leveret correspondait en moyenne à 7.3% du poids total du sujet. Elle était identique pour tous les sujets. Il est important de noter que les pics des composantes verticale et antéro-postérieure de la force de réaction du sol n'étaient pas simultanés, la composante verticale étant maximale après que la composante antéro-postérieure ait atteint sa valeur minimale (force dirigée vers l'arrière).

Pour le STW rapide, la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol diminuait également, mais la plupart du temps, elle restait positive ou dans quelques cas elle devenait très faiblement négative. Pour le STW rapide, la force restait donc dirigée vers l'avant ou parfois verticale. L'évolution de l'angle entre le vecteur de la force de réaction du sol et l'axe vertical est illustrée par les figures suivantes (figures 44 et 45). La force était d'abord orientée vers l'avant au début du STW, et le vecteur de la force de réaction du sol formait un angle entre 2 et 19° (en moyenne 8.1° pour le pied oscillant et 6.7° pour le pied d'appui) avec l'axe vertical. A vitesse rapide, la valeur de cet angle était entre 7 et 30° (en moyenne 14.6° pour le pied oscillant et 16.1° pour le pied d'appui). Ensuite l'angle diminuait et pour le STW normal, il devenait négatif signifiant que la force était dirigée vers l'arrière. La valeur de l'angle lorsque la force était dirigée vers l'arrière était entre 0 et 10° (en moyenne 4.6° pour le pied oscillant et de 3.5° pour le pied d'appui). Pour le STW rapide, la force restait dirigée vers l'avant mais l'angle diminuait et atteignait une valeur proche de 0 puis, il

augmentait de nouveau et se stabilisait pratiquement jusqu'à la fin du lever. La composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol sous le pied oscillant était à nouveau maximale juste avant le décolllement du pied oscillant.

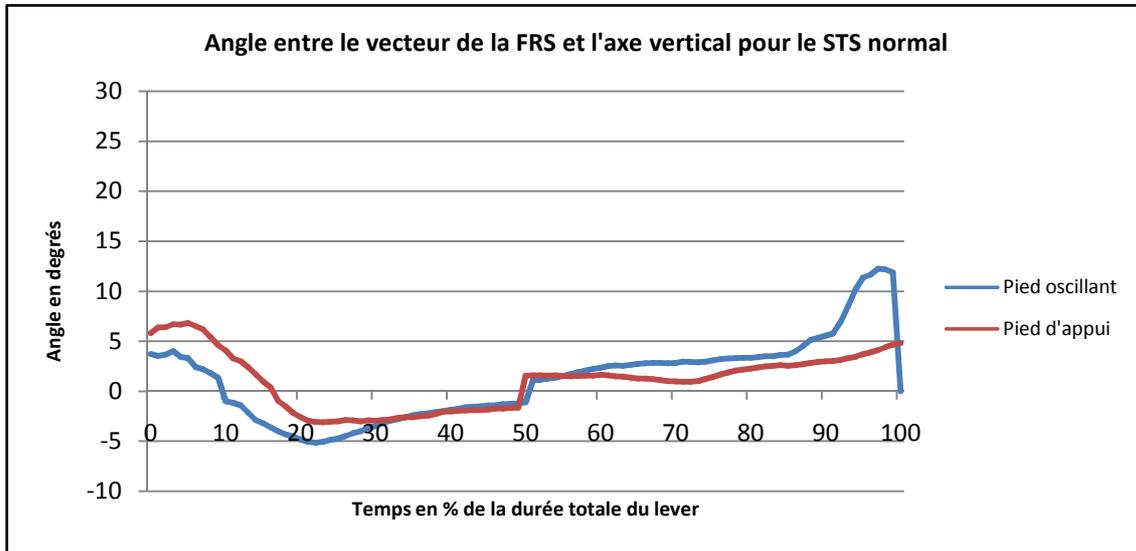


Figure 44 – Evolution de l'angle formé par le vecteur des FRS et l'axe vertical pour le STW normal pendant la durée du lever. Moyenne des 5 essais d'un sujet.

Du début du lever (augmentation des forces) à la fin du lever (décolllement du pied oscillant). Les valeurs positives indiquent que la force est dirigée vers l'avant, les valeurs négatives, qu'elle est dirigée vers l'arrière.

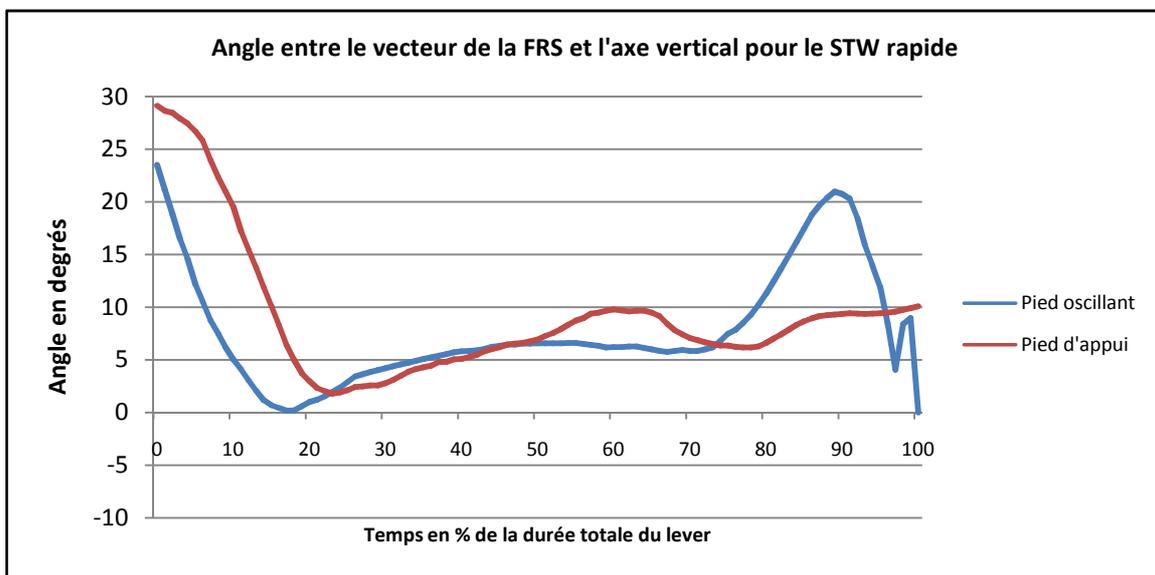


Figure 45 – Evolution de l'angle formé par le vecteur des FRS et l'axe vertical pour le STW rapide pendant la durée du lever. Moyenne des 5 essais d'un sujet.

Du début du lever (augmentation des forces) à la fin du lever (décolllement du pied oscillant). Les valeurs positives indiquent que la force est dirigée vers l'avant, les valeurs négatives, qu'elle est dirigée vers l'arrière.

1.2.1.3. Composante médio-latérale des forces de réaction du sol

Pour terminer l'analyse des forces de réaction du sol, nous avons observé le déroulement temporel de la composante médio-latérale. Pour être stable pendant le lever, les sujets doivent probablement avoir des composantes médio-latérales relativement « symétriques » par rapport au plan sagittal ce qui signifie que les forces devraient être dirigées de manière opposée. Les résultats ont montré que certains sujets privilégiaient cette stabilité pendant le lever alors que d'autres semblaient basculer très tôt sur le pied d'appui.

Pour le STW normal, parmi la stratégie LAT, la plupart des sujets se levaient en étant assez stable, c'est-à-dire que les composantes médio-latérales des forces de réaction du sol étaient opposées et d'amplitudes proches pendant un temps relativement long (en moyenne $0.53 \text{ s} \pm 0.09$). Les forces pouvaient changer de sens pendant le lever et les courbes des composantes médio-latérales se croisaient (figure 46).

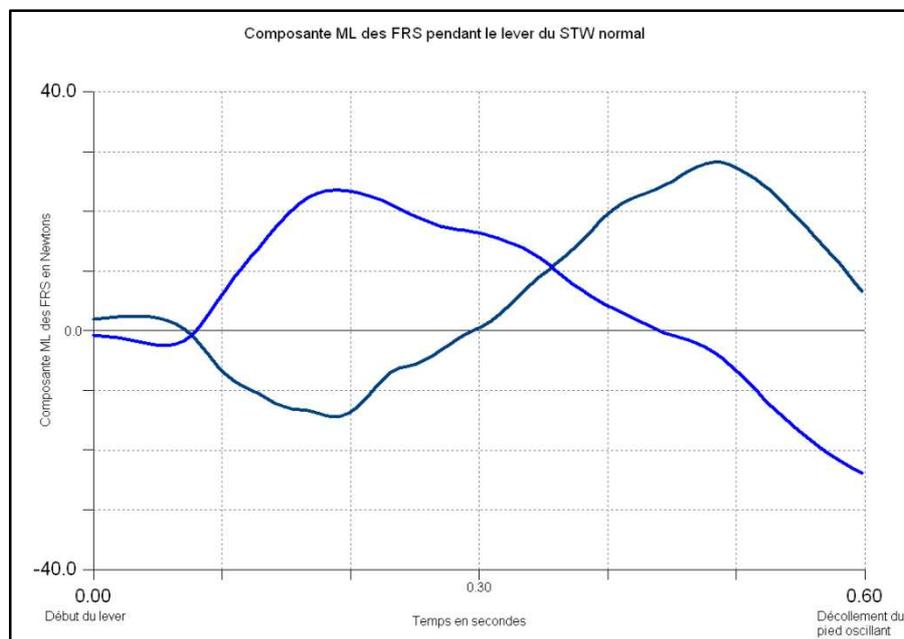


Figure 46 – Composantes médio-latérales des FRS des deux pieds pendant le lever d'un STW normal. Exemple d'un sujet qui privilégie la stabilité.

Pour le STW normal, trois sujets ne possédaient pas le même profil des composantes médio-latérales des forces de réaction du sol et ces sujets semblaient basculer sur un pied très tôt pendant le lever (en moyenne $0.04 \text{ s} \pm 0.04$) (figure 47). Chez ces sujets, la « symétrie » entre les deux composantes médio-latérales des forces de réaction du sol était très brève ou n’existait pas et ils semblaient être dans une position instable dès le début du lever, ce qui laisse penser que ces sujets présentaient une activité musculaire initiale supérieure dans une jambe.

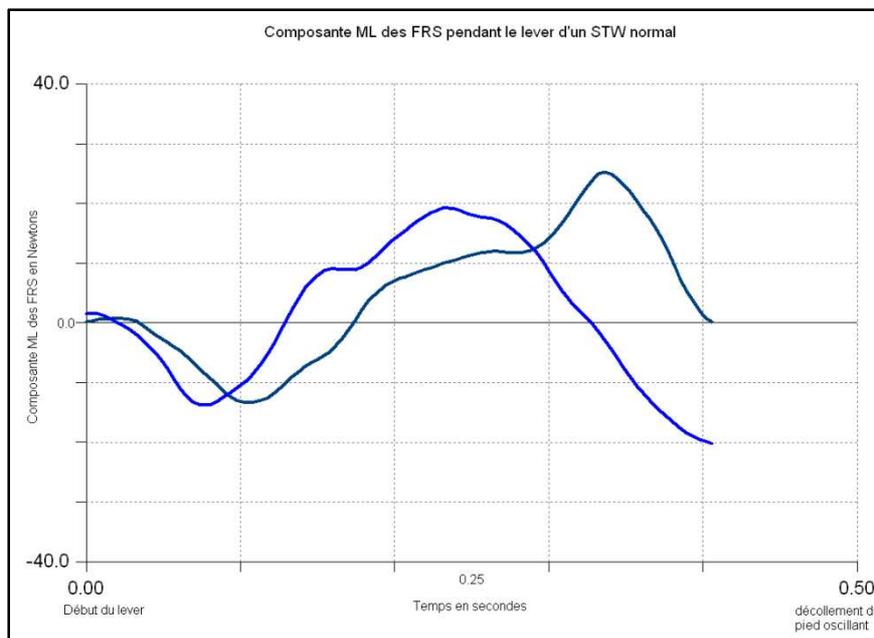


Figure 47 – Composantes ML des FRS des deux pieds pour le lever du STW normal. Exemple d’un sujet qui est en position instable.

Pour le STW rapide, les trois sujets, qui utilisaient la stratégie META à vitesse rapide alors qu’ils utilisaient la stratégie LAT à vitesse normale (S2, S3 et S7), modifiaient également leur stabilité pendant le lever (tableau 25). En effet, ces sujets qui se levaient en privilégiant la stabilité pour le STW normal, basculaient très tôt sur une jambe pour le STW rapide.

	<i>STW normal</i>	<i>STW rapide</i>
S1	0,05	0,30
S4	0,00	0,02
S5	0,48	0,20
S6	0,50	0,18
S8	0,08	0,02
Moyenne	0,22	0,14
Ecart Type	0,25	0,12
S9	0,70	0,44
S2	0,43	0,00
S3	0,57	0,05
S7	0,52	0,02
Moyenne	0,51	0,02
Ecart Type	0,07	0,03

Tableau 25 –Délai entre le début du lever et l’instant où les composantes ML des FRS ne sont plus symétriques en secondes.

Il semble donc que l'étude de la composante médio-latérale des forces de réaction du sol apporte quelques explications des mécanismes utilisés lors des stratégies identifiées dans la première étude. Plus précisément, elle fournit une interprétation temporelle des déplacements du centre de pression. En effet, dans les deux stratégies identifiées pour le STW, il semblerait que certains sujets préfèrent la stabilité alors que d'autres se lèveraient quasiment sur une seule jambe. La trajectoire de centre de pression pourrait dépendre de cette initiation plus ou moins précoce de la marche.

1.2.2. Cinématique pendant le STW

1.2.2.1. Rotations du tronc

1.2.2.1.1. Flexion du tronc

Comme pour le STS, le début du STW a été défini par le début de la flexion du tronc. Cette flexion se poursuivait jusqu'à un maximum situé en moyenne 0.37 s après le début du lever pour le STW normal, 0.21 s pour le STW rapide.

Contrairement à ce que nous avons remarqué pour le STS, la flexion maximale du tronc était plus importante pour le STW rapide que pour le STW normal (tableau 26). Ainsi, pour le STW, l'augmentation de la rapidité d'exécution de la tâche entraînait une flexion du tronc plus importante.

<i>Angle de flexion maximale du tronc en degrés</i>		
	Moyenne	Ecart Type
STW Normal	-45,1	9,3
STW Rapide	-55,8	11,3

Tableau 26 – Angle maximal moyen du tronc par rapport à l'axe vertical pour les STW normal et STW rapide.

De plus, il nous a semblé intéressant de comparer les forces de réaction du sol sur les deux pieds et la flexion du tronc. En effet, les résultats ont montré que pour le STW, la flexion du tronc était maximale lorsque la composante verticale des forces de réaction du sol était maximale (figure 48).

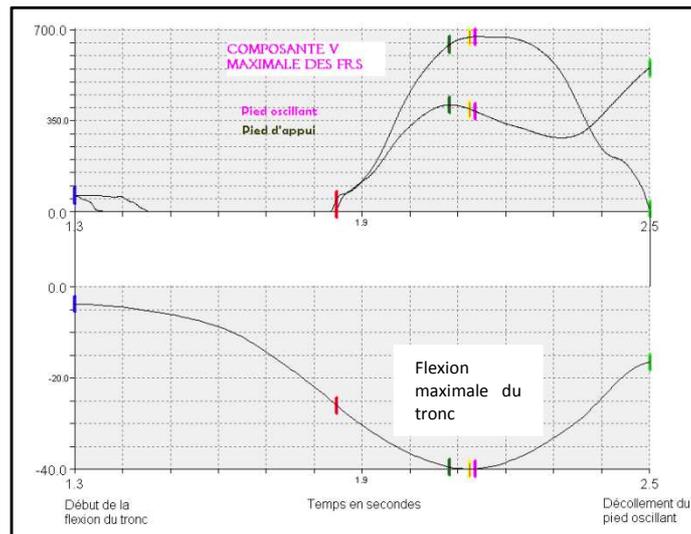


Figure 48 : Composantes verticales des FRS des deux pieds en Newtons (en haut) et angle du tronc avec l'axe vertical en degrés (en bas). Exemple d'un sujet.

Nous avons déjà remarqué que les composantes antéro-postérieure et verticales des forces de réaction du sol n'étaient pas maximales en même temps et que le maximum de la composante antéro-postérieure précédait le maximum de la composante verticale. Lorsque la flexion du tronc atteignait sa valeur maximale, les composantes antéro-postérieures des forces de réaction du sol qui étaient toujours en train d'augmenter devenaient positives (figure 49).

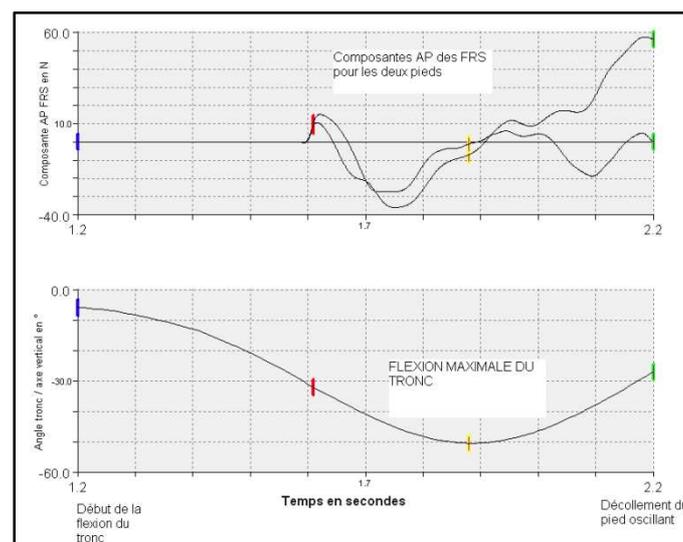


Figure 49 – Composantes AP des FRS des deux pieds en Newtons (en haut) et angle du tronc avec l'axe vertical en degrés (en bas). Exemple d'un sujet.

1.2.2.1.2. Rotation autour des axes antéro-postérieur et vertical

Les rotations du tronc étaient semblables pour tous les sujets (figure 50). Autour de l'axe antéro-postérieur, c'est-à-dire pour des inclinaisons médio-latérales, les rotations étaient faibles, elles atteignaient au maximum 4° (en moyenne 2°) en condition normale et 5° en condition rapide (en moyenne 2°). Pour tous les sujets cette rotation était du côté oscillant.

Les rotations autour de l'axe vertical, correspondant aux rotations axiales du tronc, étaient faibles pour le STW normal et atteignaient au maximum 10° (en moyenne 5°) (figure 50). Pour le STW rapide, elles étaient plus importantes ; pendant le lever, une première rotation en moyenne de 9° permettait le placement de l'épaule du côté oscillant légèrement en arrière (figure 50). Ensuite, cette rotation s'inversait au décollement du pied oscillant et l'épaule du côté oscillant avançait jusqu'à la fin du STW (figure 50).

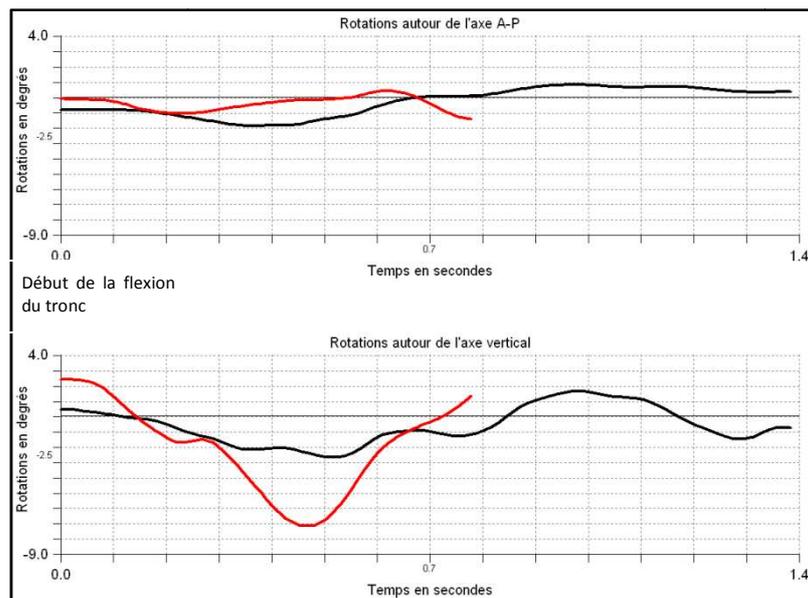


Figure 50 – Angle du tronc par rapport aux axes antéro-postérieur (en haut) et vertical (en bas) pendant toute la durée du STW normal et du STW rapide. Exemple d'un sujet.

Les rotations du tronc étaient similaires entre les sujets et ne pouvaient donc pas être reliées aux stratégies identifiées pour le STW.

1.2.2.2. Extension des genoux

Pendant la flexion du tronc, les genoux commençaient à s'étendre et le centre de masse commençait son déplacement vertical. Cette extension débutait dès le début du lever et se poursuivait jusqu'à la fin du lever (Figure 51).

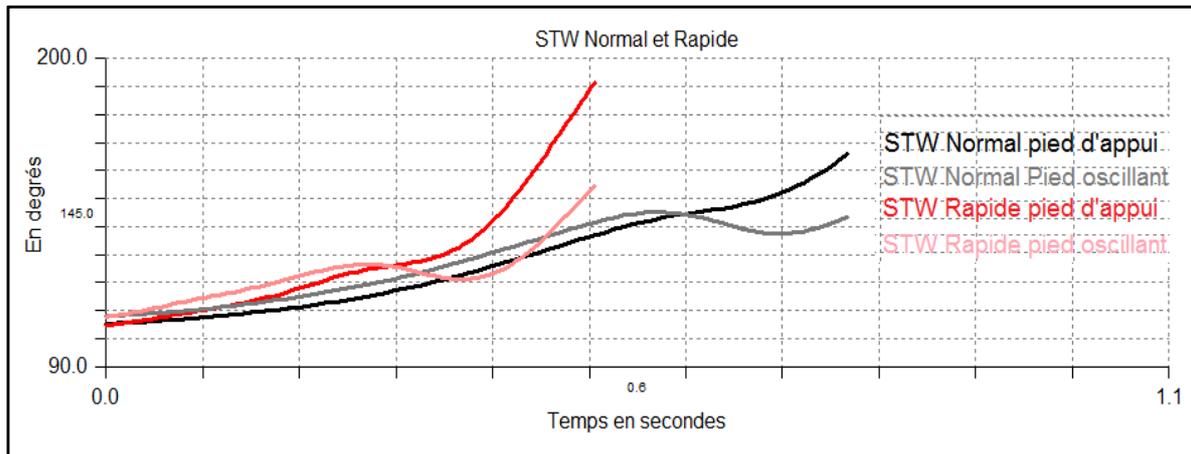


Figure 51 – Angle articulaire des genoux côté du pied d'appui (en foncé) et côté du pied oscillant (en clair) pour les STW normal et STW rapide du début du lever à la fin du STW. Lorsque la courbe varie vers le haut, les genoux s'étendent. L'extension maximale se situe à 180°. Moyenne des 5 essais d'un sujet.

Au décollage du pied oscillant, les genoux atteignaient pratiquement leur extension maximale. Du côté du pied d'appui, l'angle était en moyenne de 140° pour le STW normal et de 119° pour le STW rapide (tableau 27). Du côté du pied oscillant ces angles étaient respectivement de 133° et 111° (tableau 27). Les genoux étaient donc plus étendus pour l'exécution normale que pour l'exécution rapide. De plus, le genou du côté de l'appui était plus étendu que celui du côté oscillant. Toutefois, il n'existait pas de différence entre les sujets et ces asymétries n'étaient pas en relation avec les stratégies du STW.

Angle du genou au décollage du pied oscillant en degrés				
	STW Vitesse normale		STW Vitesse rapide	
	Pied oscillant	Pied d'appui	Pied oscillant	Pied d'appui
S1	135	139	112	117
S4	111	120	108	118
S5	134	143	97	111
S6	128	140	105	114
S8	142	146	122	128
S9	133	140	113	124
S2	147	150	119	121
S3	140	146	109	117
S7	130	132	120	123
Moyenne	133,4	139,6	111,7	119,1
Ecart type	10,4	9,0	8,0	5,3

Tableau 27 – Angle des genoux (en degrés) du côté du pied oscillant et du côté du pied d'appui au temps du décollage du pied oscillant pour les STW normal et STW rapide.

2. DISCUSSION

L'objectif principal de cette deuxième étude était de comprendre l'existence des différentes stratégies identifiées pendant la réalisation des transferts à l'aide d'une analyse des paramètres cinématiques et cinétiques du STS et du STW.

Les résultats indiquent que la flexion du tronc serait un des paramètres expliquant les différentes réalisations du STS pour les stratégies observées. En effet, malgré une tendance générale chez tous les sujets à moins fléchir le tronc pendant l'exécution rapide que pendant l'exécution lente du STS, les sujets qui privilégiaient le déplacement immédiat du centre de masse vers le haut étaient ceux qui fléchissaient le moins leur tronc. Bien que dans son étude, Coghlin (1994) n'utilise pas l'exécution rapide du STS, ses résultats corroborent l'influence de la flexion du tronc dans l'utilisation des stratégies. La « stratégie de la hanche » est en effet associée à une flexion plus marquée du tronc avec des moments articulaires aux hanches élevés, alors que pour la « stratégie du genou », ce sont les moments articulaires des genoux qui sont importants aux dépens de ceux des hanches.

Toutefois, nous pensons que tous les sujets de l'étude étaient jeunes et sains, ils étaient sans doute capables de se lever en élevant immédiatement leur centre de masse. L'observation de l'utilisation systématique de cette stratégie pour se lever le plus rapidement possible chez certains sujets pourrait être en faveur de l'existence d'un seuil dans la vitesse d'exécution de l'action au-delà duquel, pour se lever rapidement, il serait nécessaire d'utiliser la stratégie V et de déplacer le centre de masse vers le haut dès le début du transfert. Ainsi, on pourrait supposer que, dans la population de notre étude, certains sujets n'ont pas atteint ce seuil et n'ont pas changé de stratégie, c'est-à-dire que ces sujets n'ont pas réalisé le STW correctement et se sont levé simplement rapidement et non pas le plus rapidement possible. Comme nous l'avons déjà souligné dans l'étude 1, la notion de vitesse d'exécution de l'action étant subjective, il est difficile de conclure sur ce dernier point.

Comme les vitesses angulaires des genoux étaient plus élevées chez les sujets qui utilisaient la stratégie V, il semble donc que pour favoriser un déplacement rapide du centre de masse vers le haut, l'extension des genoux soit un autre élément essentiel. L'analyse des puissances nécessaires

pour effectuer cette extension semble adéquate pour confirmer ce constat. Les résultats de cette analyse pourraient alors être comparés à ceux obtenus lors du saut pour lequel la flexion du tronc a un rôle mineur. En modélisant le saut, Nagano (1998), a en effet, rapporté des puissances verticales très élevées aux articulations des genoux.

Néanmoins, l'observation d'une force frénatrice importante chez les sujets qui déplaçaient leur centre de masse d'abord vers le haut, souligne la nécessité d'un contrôle de l'équilibre exigeant dans l'utilisation de cette stratégie. En effet, l'extension précoce des genoux s'accompagne d'une projection du centre de masse en arrière du centre de pression moyen et entraîne le risque de faire sortir le centre de masse du polygone de sustentation. D'après Riley (1997), la flexion du tronc réalisée avant le décollement des fesses garantirait la stabilité posturale nécessaire pour rester debout après ce décollement. Les échecs lors du STS seraient donc essentiellement dus à une quantité de mouvement insuffisante au niveau du haut du corps et à des moments articulaires trop faibles. Si l'on admet ces conclusions, la stratégie que nous avons définie comme la stratégie V serait utilisée afin de maintenir la stabilité posturale. Notre population étant composée de sujets jeunes et sains, les raisons de l'utilisation d'une stratégie plutôt qu'une autre reste une énigme.

Pour le STW, l'analyse des paramètres cinématiques et cinétiques ne nous a pas permis d'expliquer entièrement les mécanismes utilisés lors des stratégies. Néanmoins, nous avons pu affiner cette explication grâce aux résultats des forces de réaction du sol. En effet, parmi les sujets qui utilisent la stratégie LAT, le délai d'initiation de la marche serait variable et certains sujets se lèveraient dans une position stable, c'est-à-dire que la composante médio-latérale des forces de réaction du sol était symétrique. Au contraire, d'autres sujets avaient cette composante identique pour les deux pieds, ce qui signifierait que ces sujets se lèveraient quasiment sur une jambe.

Par ailleurs, grâce à cette étude, nous avons pu mettre en évidence certains paramètres pertinents dans la réalisation de cette action. Le STW est en effet caractérisé par une asymétrie importante qui n'existe normalement pas pendant le STS et dont la cause principale serait l'initiation de la marche.

Alors que pour le STS, les pieds sont placés au même niveau, pour le STW, certains sujets repositionnent un pied dans une position postérieure, placent plus de poids sur ce pied et opèrent une rotation du tronc vers ce pied dans le plan frontal. Dans une étude sur les effets du placement d'un pied en arrière lors du STS, Lecours (2008) a montré qu'en reculant un pied avant de se lever, la composante verticale des forces de réaction du sol était plus importante sur le pied placé en arrière. D'autre part, les moments articulaires aux genoux étaient également plus élevés au niveau de la jambe placée en arrière et le tronc montrait une rotation dans le plan frontal du côté de la jambe placée derrière. D'après cet auteur, le centre de masse devant se déplacer vers l'avant pendant le transfert, sa projection débute au niveau du pied placé en arrière puis se déplace entre les deux pieds. A l'instant où les fesses quittent le siège, une quantité plus importante du poids du sujet est placée sur la jambe arrière. En outre, les activités musculaires seraient différentes entre les deux jambes (Brunt 2002). En effet, le muscle tibial antérieur de la jambe placée derrière serait plus fortement activé et son activité provoquerait un couple de flexion dorsale permettant le maintien du centre de pression dans une position postérieure sous les pieds (Brunt 2002). Il serait donc pertinent d'étudier les activités musculaires du STW ainsi que les moments articulaires associés à ces actions musculaires. Les causes des mouvements pourraient alors nous donner des indications sur les stratégies d'autant plus que les moments aux chevilles déterminent la position du centre de pression (Brunt 2002).

Ainsi, en conclusion, cette étude montre que le STS dispose bien de deux stratégies identifiables à partir des paramètres cinématiques et cinétiques de l'action et la flexion du tronc est l'un de des paramètres essentiel en lien avec l'utilisation des stratégies. Il semblerait aussi que la vitesse d'exécution joue un rôle mais il est actuellement impossible de définir ce rôle car le contrôle de cette vitesse est difficile. La solution serait peut-être, comme dans un certain nombre d'anciennes études sur le STS, d'employer un métronome pour guider les sujets et contrôler la vitesse d'exécution mais cette utilisation ôterait le caractère naturel que nous cherchons à préserver dans les mouvements étudiés.

Pour le STW, les analyses ne nous ont pas permis d'associer les paramètres cinématiques et cinétiques aux stratégies identifiées. Toutefois, nous avons pu mettre en évidence une asymétrie importante lors de la réalisation de cette action, asymétrie qui pourrait être aggravée par des troubles de l'équilibre ou des déficits musculaires. Cette asymétrie serait également en relation avec la recherche de stabilité pendant le transfert ou au contraire par la volonté d'initier la marche rapidement. Il apparaît tout de même nécessaire de poursuivre les recherches afin de mieux comprendre les différences entre les deux stratégies. Pour cela, une modélisation de type dynamique inverse pour calculer les moments articulaires et les comparer aux activités musculaires s'avère pertinente.

ETUDE 3

***Modélisation du STW : Calcul des moments
articulaires et activités musculaires***

La précédente étude nous a permis d'expliquer les stratégies utilisées pendant la réalisation du STS et d'accorder à la flexion du tronc un rôle important dans le déplacement du centre de masse du corps. Néanmoins, en ce qui concerne le STW, l'analyse seule des données cinématiques et cinétiques de l'action n'a pas été suffisante pour expliquer clairement les stratégies identifiées à partir des déplacements du centre de pression. Bien que l'asymétrie mise en évidence pour les forces de réaction du sol et les angles articulaires soit un des paramètres essentiels pour définir le STW, cette asymétrie ne pouvait à elle seule expliquer l'utilisation préférentielle de l'une ou de l'autre des stratégies. Toutefois, l'étude des paramètres cinétiques a révélé l'importance de mesurer le décours temporel des déplacements du centre de pression. En effet, au-delà des stratégies distinguées à partir de la trajectoire du centre de pression, des différences temporelles pour certains paramètres pourraient indiquer des différences dans le délai d'initiation de la marche.

La modélisation du STW s'est alors avérée nécessaire afin de comprendre la réalisation du geste. En effet, le déplacement du centre de pression est influencé par les forces appliquées au sol sous les pieds qui dépendent des moments articulaires en particulier ceux dus aux activités des différents muscles impliqués dans l'action. Nous avons donc utilisé la technique de la dynamique inverse afin de calculer les moments nets aux articulations des chevilles, des genoux et des hanches, l'objectif principal de cette étude étant de définir la relation entre l'utilisation d'une stratégie et la production des moments articulaires ainsi que l'activité des muscles y contribuant.

Ne disposant pas des forces de réaction du siège sur les fesses, les moments articulaires n'ont pu être obtenus que du début du lever, c'est-à-dire du début de l'augmentation de la composante verticale des forces de réaction du sol sur les pieds, jusqu'à la fin du contact entre le pied oscillant et la plateforme de force. La modélisation n'a donc pas pu être appliquée à l'ensemble de l'action et notamment au début de la flexion du tronc.

Par ailleurs, afin de comparer nos résultats à ceux de la littérature, nous avons calculé un indice d'asymétrie des moments produits aux articulations du côté oscillant et du côté de l'appui. Nous avons utilisé l'indice d'asymétrie défini dans les travaux de Lecours (2008), qui est :

$$ASYM = \frac{\text{moment articulaire côté de l'appui}}{\text{moment articulaire côté oscillant}}$$

Cette formule a été appliquée au genou pour la composante de flexion-extension. Une asymétrie supérieure à 1 signifiait que les moments articulaires du côté de l'appui étaient supérieurs à ceux du côté oscillant. Inversement, une asymétrie inférieure à 1 indiquait que les moments articulaires produits du côté de l'appui étaient inférieurs à ceux du côté oscillant. Enfin, un indice égal à 1 décrivait des moments articulaires identiques entre les deux côtés.

1. Résultats

1.1. Le lever : calcul de moments articulaires

La modélisation ne pouvant débiter qu'au début du lever, l'origine des temps dans cette étude est le début du lever, temps où la composante verticale des forces de réaction du sol commence à augmenter.

1.1.1. Moments articulaires à la cheville

1.1.1.1. FLEXION-EXTENSION

Pour les moments articulaires à la cheville, les composantes de flexion-extension étaient nulles au début du lever, elles diminuaient et devenaient négatives indiquant alors une tendance à la flexion dorsale. Ensuite, les composantes de flexion-extension atteignaient un minimum que nous avons appelé la « composante maximale de flexion dorsale » (figure 1). La composante de flexion dorsale du moment de la cheville d'appui était maximale légèrement plus tard que celle du moment de la cheville oscillante pour le STW normal et pour le STW rapide (respectivement $0.33 \text{ s} \pm 0.12$ et

0.25 s ± 0.2 pour le STW normal et 0.11 s ± 0.1 et 0.09 s ± 0.12 pour le STW rapide). Puis, les composantes de flexion-extension des moments des chevilles augmentaient, devenaient positives indiquant alors une flexion plantaire, puis elles atteignaient un maximum : la « composante maximale de flexion plantaire » (figure 52). Les composantes de flexion plantaires des moments n'étaient pas maximales en même temps pour la cheville d'appui et pour la cheville oscillante et dans un premier temps, celle de la cheville oscillante était maximale, peu de temps avant le décollement du pied oscillant en moyenne 0.59 s ± 0.13 pour le STW normal et 0.32 s ± 0.08 pour le STW rapide (figure 52). Pour la cheville d'appui, elle était maximale peu de temps avant la fin du STW et le décolllement du pied d'appui en moyenne 1.04 s ± 0.2 après le début du lever pour le STW normal et 0.6 s ± 0.09 pour le STW rapide (figure 52).

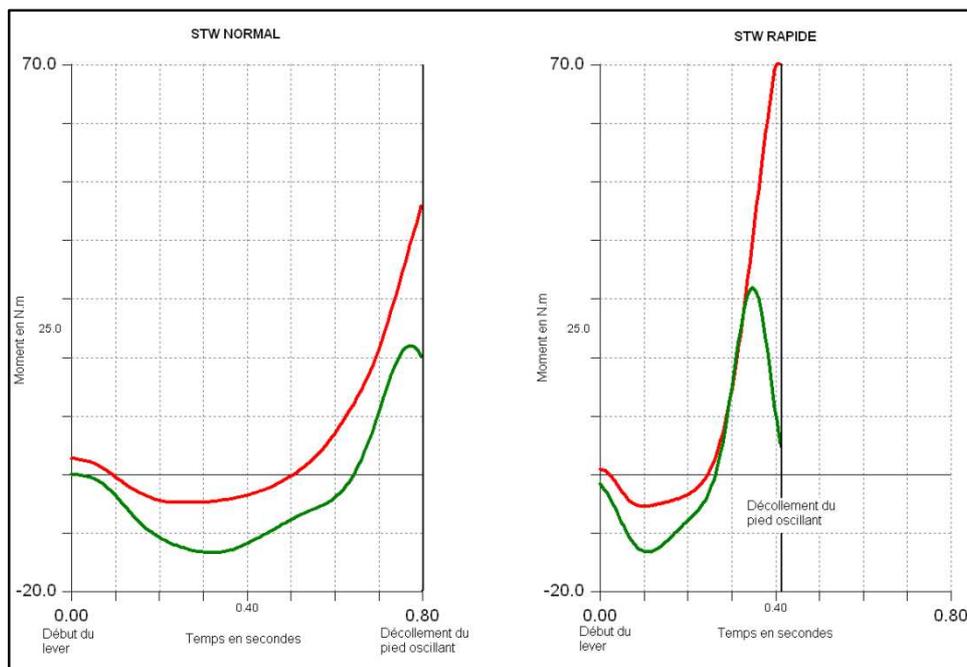


Figure 52 – Composantes de flexion-extension des moments aux chevilles en N.m pour les STW normal et rapide. Pendant la durée du lever.
 Cheville d'appui en rouge et cheville oscillante en vert. La ligne verticale noire correspond au décolllement du pied oscillant. Exemple d'un sujet.

Pour le STW normal, les valeurs maximales des composantes de flexion dorsale des moments aux chevilles étaient semblables pour le côté du pied d'appui et le côté du pied oscillant : les moyennes étaient respectivement de -8.7 Nm ± 6.8 et -9.7 ± 9 (figure 53). De la même façon, pour

le STW rapide, ces valeurs maximales étaient proches pour les deux côtés (en moyenne $-8.5 \text{ Nm} \pm 6.4$ et $-12.8 \text{ Nm} \pm 9$) (figure 53).

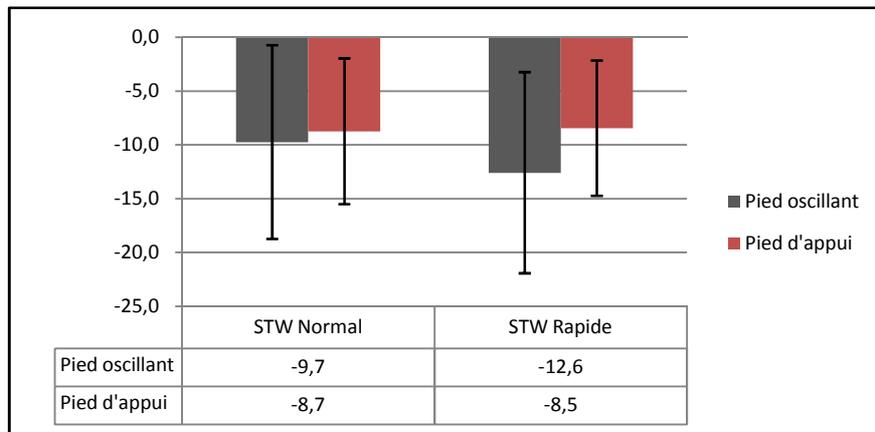


Figure 53 – Valeurs maximales des composantes de flexion dorsale des moments pour la cheville oscillante et pour la cheville d’appui pendant les STW normal et rapide. En N.m.

En revanche, en ce qui concerne les composantes maximales de flexion plantaire, nous avons observé qu’elles étaient différentes pour les deux côtés (figure 54). En effet, pour le STW normal, la valeur maximale de cette composante du côté du pied oscillant était en moyenne de $26.6 \text{ Nm} \pm 9.3$, alors que pour le côté du pied d’appui, elle était de $125.4 \text{ Nm} \pm 31.4$. De manière identique, pour le STW rapide, les valeurs maximales de ces composantes de flexion dorsale étaient en moyenne de $40.1 \text{ Nm} \pm 13.7$ pour la cheville oscillante et de $125.9 \text{ Nm} \pm 40.7$ pour la cheville d’appui.

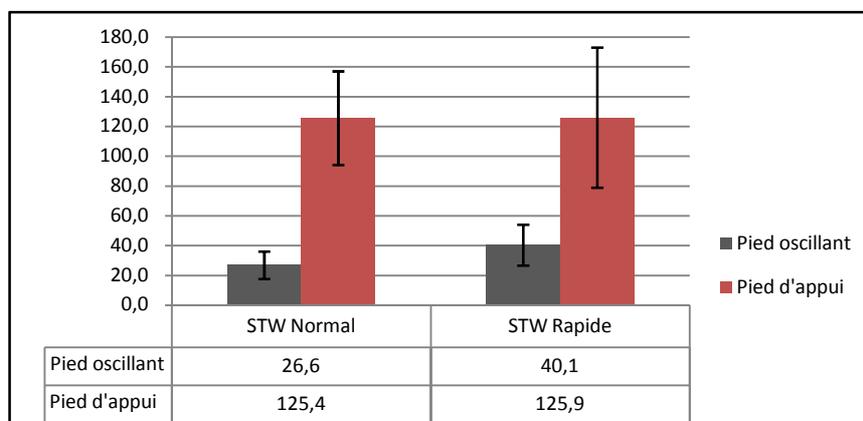


Figure 54 – Valeurs maximales des moments de flexion plantaire pour la cheville oscillante et pour la cheville d’appui pendant les STW normal et rapide. En N.m.

Chez certains sujets, les décours temporels de la composante de flexion plantaire des moments des chevilles pouvaient être différents (figure 55A) alors que pour d'autres sujets, ces décours étaient proches (figure 55B). Ces deux cas correspondaient respectivement aux sujets utilisant la stratégie LAT et la stratégie META.

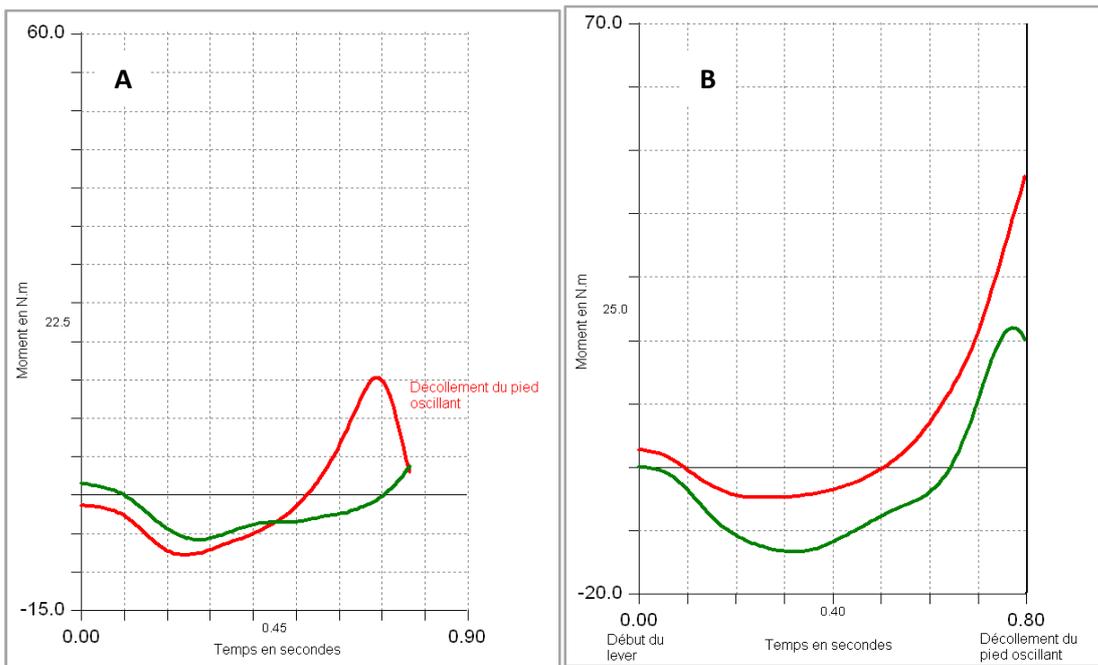


Figure 55 – Moments articulaires aux chevilles d'appui et oscillante pendant un STW normal chez un sujet utilisant la stratégie LAT (A) et chez un sujet utilisant la stratégie META (B).
 Du début du lever au décolllement du pied oscillant. Exemple d'un sujet.

Nous avons alors comparé les valeurs maximales des composantes de flexion plantaire des moments aux chevilles pendant une période comprise entre la composante maximale de flexion dorsale et le décolllement du pied oscillant. Pendant cette période du STW, la composante de flexion-extension du moment de la cheville oscillante augmentait, atteignait un maximum avant de diminuer et de devenir pratiquement nulle alors que la composante de flexion-extension du moment de la cheville d'appui augmentait pendant toute cette partie du STW (figure 52). Il existait donc, pour les deux chevilles, une tendance vers un mouvement de flexion plantaire pendant cette période. Pour le STW normal, les résultats indiquaient que, pendant cette courte période, les sujets qui utilisaient la stratégie LAT avaient une composante maximale de flexion plantaire du moment à la cheville

oscillante supérieure à celle du moment à la cheville d'appui. Ces sujets sont ceux qui ont une différence négative dans le tableau suivant (tableau 28). Les autres sujets (tableau 28) (S1, S2 et S9 pour le STW normal) avaient, pendant cette période, une composante maximale de flexion plantaire du moment à la cheville d'appui supérieure à celle du moment à la cheville oscillante.

Les résultats du STW rapide confirmaient cette observation puisque chez les premiers sujets (S4, S5, S6 et S8) qui ne modifiaient pas la trajectoire de leur centre de pression en augmentant la rapidité d'exécution du STW, la composante maximale de flexion plantaire du moment était supérieure à la cheville oscillante avant le décollement du pied oscillant (tableau 28). En revanche, S3 et S7 changeaient de stratégie entre la réalisation normale et la réalisation rapide du STW et les composantes maximales de flexion plantaire des moments à la cheville étaient aussi modifiées : celle du moment à la cheville d'appui devenait plus élevée que celle du moment à la cheville oscillante.

<i>STW Normal</i>	<i>Chevilles oscillante</i>	<i>Chevilles d'appui</i>	<i>Différence</i>	<i>STW Rapide</i>	<i>Chevilles oscillante</i>	<i>Chevilles d'appui</i>	<i>Différence</i>
S1	12	17	5	S1	16	37	21
S4	18	8	-10	S4	18	5	-13
S5	32	23	-9	S5	55	50	-5
S6	33	18	-15	S6	38	35	-3
S8	21	8	-13	S8	23	15	-8
Moyenne	26	14,25	-11,8	Moyenne	33,5	26,25	-7,3
S2	0	12	12	S2	29	29	0
S3	15	4	-11	S3	30	60	30
S7	8	5	-3	S7	29	34	5
Moyenne	11,5	7	-0,6	Moyenne	29,33	41,00	11,7
S9	24	66	42	S9	33	78	45

Tableau 28 – Valeurs maximales des composantes de flexion plantaire des moments (en N.m) à la cheville oscillante, à la cheville d'appui et différence entre les deux valeurs.
 Pour le STW normal (à gauche) et pour le STW rapide (à droite).

Pour la période allant de la composante maximale de flexion dorsale au décollement du pied oscillant, pour la stratégie META, il semblerait donc que la valeur maximale de la composante de flexion plantaire du moment à la cheville oscillante soit moins élevée que celle à la cheville d'appui. Au contraire, pendant cette même période, la stratégie LAT s'accompagnerait d'une valeur maximale de la composante de flexion plantaire du moment à la cheville oscillante supérieure à celle à la cheville d'appui.

1.1.1.2. ABDUCTION-ADDUCTION

L'analyse de la composante du moment permettant la rotation de la cheville autour de l'axe « antéro-postérieur » du référentiel de la jambe nous a donné des informations supplémentaires sur l'utilisation des stratégies pendant le STW. Pour les sujets qui utilisaient la stratégie LAT, plusieurs cas ont été distingués. Premièrement, certains sujets avaient des composantes d'abduction-adduction opposées pour les deux pieds, ce qui, d'après l'orientation des repères sur chaque jambe, indiquait une adduction pour chaque cheville (figure 56). La durée de cette symétrie était variable selon les sujets et indiquait une période de stabilité pour l'équilibre postural.

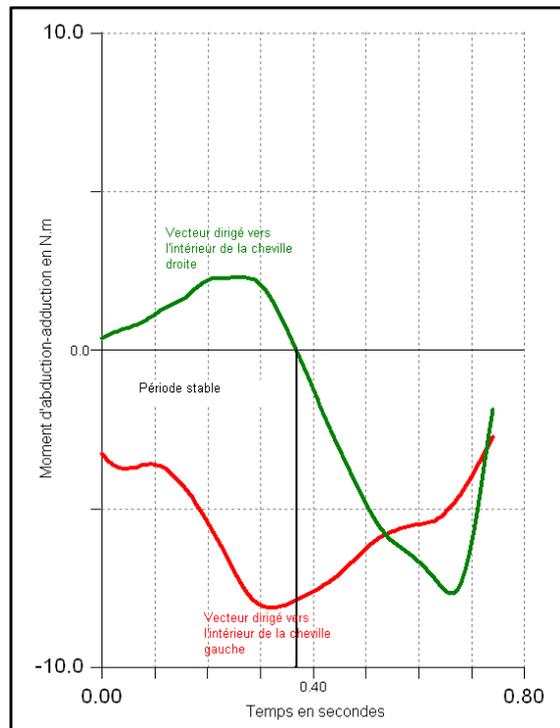


Figure 56 – Composantes d'abduction-adduction des moments aux chevilles pendant un STW normal.
Du début du lever au décolllement du pied oscillant.
Exemple d'un sujet.

Deuxièmement, pour certains sujets, les composantes d'abduction-adduction des moments aux chevilles indiquaient une abduction d'un côté et une adduction de l'autre côté : les vecteurs étaient dirigés dans le même sens (figure 57). Pour ces sujets, comme nous l'avons vu au niveau de la composante médio-latérale des forces de réaction du sol (voir le chapitre III, étude 2, paragraphe 1.2.1.3), une certaine instabilité semblait être présente dès le début de l'action et l'initiation de la marche était très précoce.

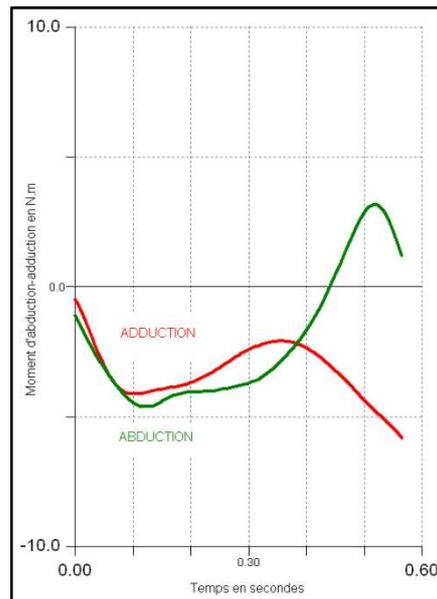


Figure 57 – Composantes d'abduction-adduction des moments des chevilles pendant un STW normal.

Du début du lever au décolllement du pied oscillant. Exemple d'un sujet.

Enfin, d'autres sujets semblaient alterner entre des périodes stables et des périodes instables, les périodes stables étant définies comme des périodes pendant lesquelles les composantes d'abduction-adduction des moments aux chevilles étaient symétriques quelque soit la direction et les périodes instables comme les périodes pendant lesquelles ces composantes, et donc les rotations, variaient dans le même sens (abduction d'un côté et adduction de l'autre) (figure 58). La direction des vecteurs pouvaient changer plusieurs fois pendant la durée du lever.

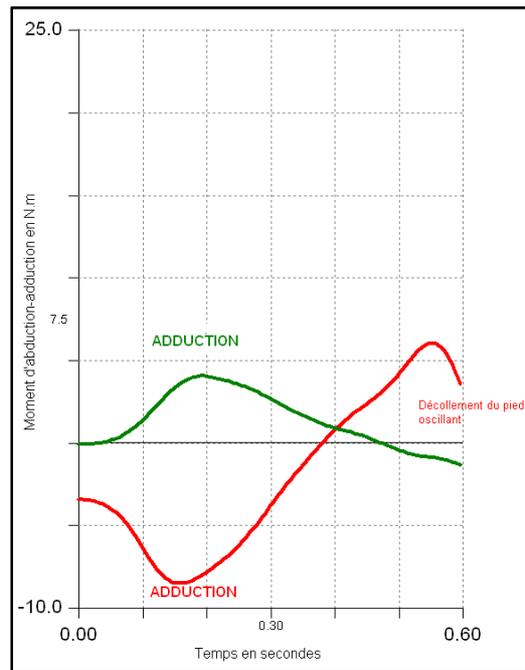


Figure 58 – Composantes d'abduction-adduction des moments des chevilles pendant un STW normal.
Du début du lever au décoller du pied oscillant.
Exemple d'un sujet.

Nous avons essayé d'associer ces dernières observations aux déplacements du centre de pression et nous avons remarqué que lorsque les moments et les forces pour les deux pieds étaient sensiblement symétriques par rapport au plan sagittal, soit le centre de pression se déplaçait entre les deux pieds parallèlement à l'axe antéro-postérieur, soit le centre de pression restait proche des chevilles pendant une durée variable mais assez longue avant de rejoindre le pied d'appui (figures 59 et 60). Cette observation semblait indiquer que, dans le premier cas, les sujets se levaient tout en se propulsant vers l'avant avec les deux pieds alors que dans le second cas, les sujets se levaient verticalement avant de se propulser vers l'avant avec une jambe.

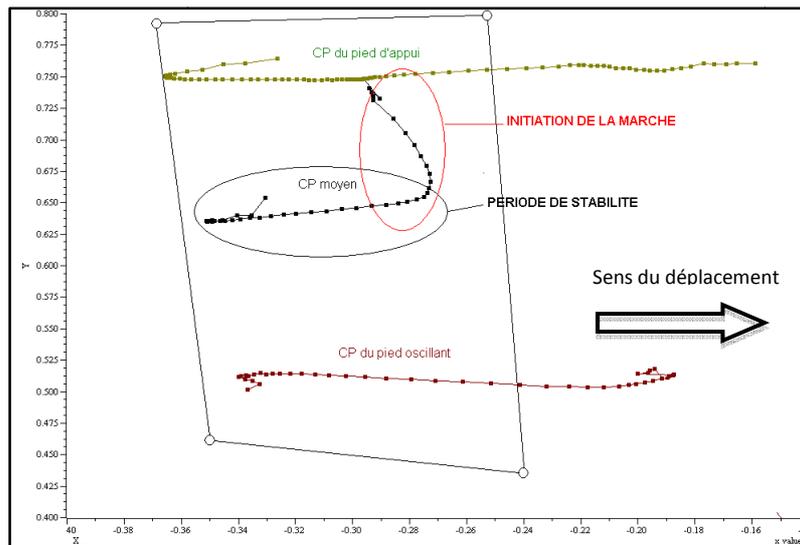


Figure 59 – Trajectoire dans le plan horizontal (vue de dessous) du centre de pression pendant un STW pour un sujet utilisant la stratégie LAT.
 Du début du lever au décollage du pied d'appui. Moyenne des 5 essais d'un sujet.

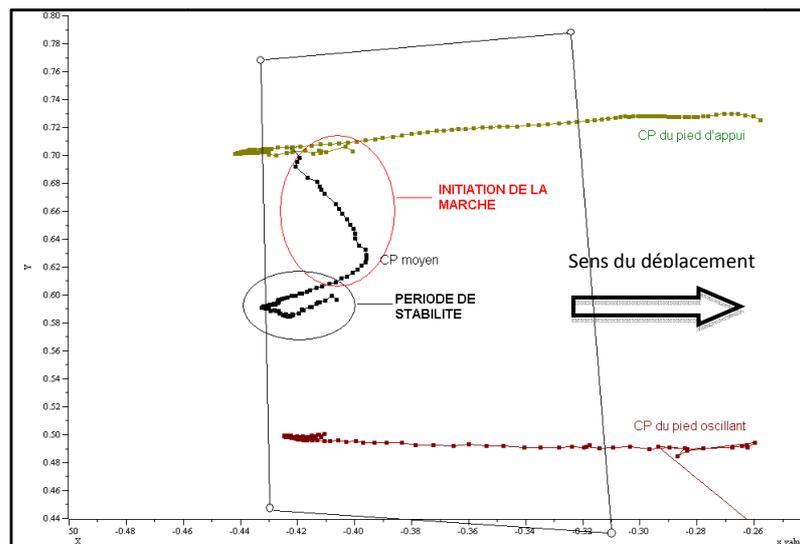


Figure 60 – Trajectoire dans le plan horizontal (vue de dessous) du centre de pression pendant un STW pour un sujet utilisant la stratégie LAT.
 Du début du lever au décollage du pied d'appui. Moyenne des 5 essais d'un sujet.

En revanche, nous avons remarqué que chez les sujets qui avaient des composantes d'abduction-adduction des moments qui évoluaient dans le même sens pour les deux chevilles (abduction d'un côté et adduction de l'autre), c'est-à-dire chez les sujets qui semblaient être dans une position instable dès le début du lever, le centre de pression se déplaçait obliquement vers le pied d'appui (figure 61).

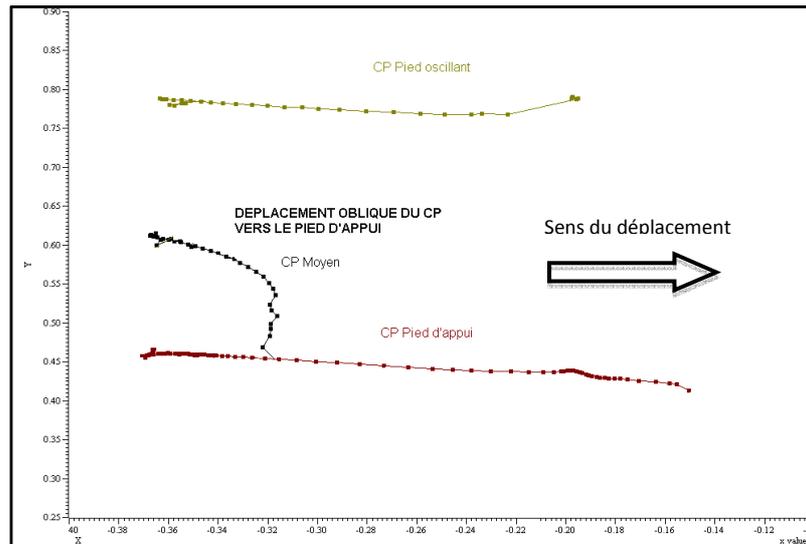


Figure 61– Trajectoire dans le plan horizontal (vue de dessous) du centre de pression pendant un STW pour un sujet utilisant la stratégie LAT. Cas du déplacement oblique du centre de pression.

Du début du lever au décollement du pied d'appui. Moyenne des 5 essais d'un sujet.

Les sujets qui utilisaient la stratégie META avaient tous une période plus ou moins longue pendant laquelle les composantes d'abduction-adduction des moments étaient symétriques pour les deux chevilles et ils se levaient donc en étant dans une position relativement stable. Cette période de stabilité durait soit jusqu'à la fin du lever, soit pendant un délai variable mais assez long (figure 62).

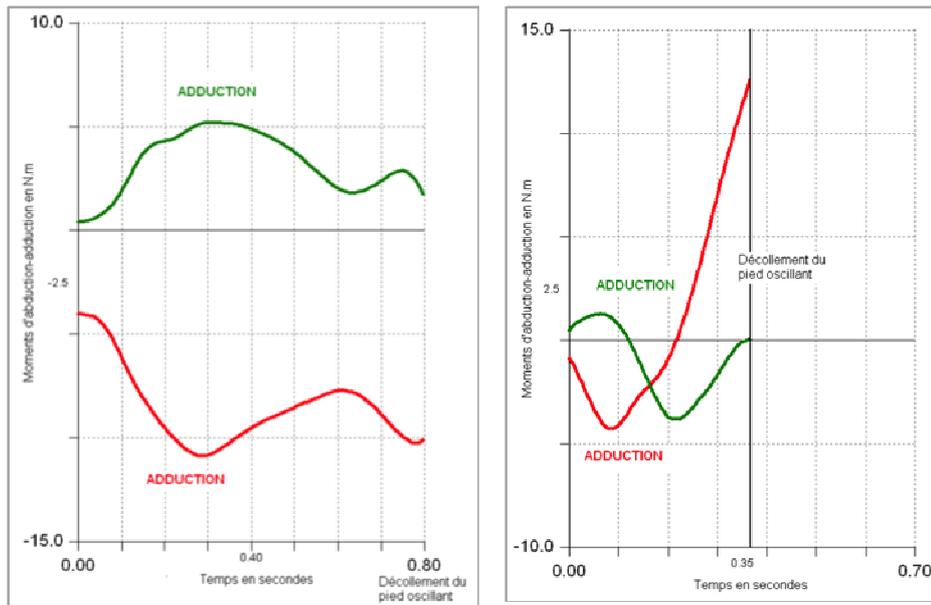


Figure 62 – Composantes d’abduction-adduction des moments aux chevilles pendant un STW. Exemple de deux sujets utilisant la stratégie META.
 Du début du lever au décolllement du pied oscillant.

En comparant les composantes d’abduction-adduction des moments aux chevilles et les déplacements du centre de pression moyen, nous avons remarqué que, pour les sujets qui utilisaient la stratégie META, le centre de pression se déplaçait, comme pour les sujets utilisant la stratégie LAT, parallèlement à l’axe antéro-postérieur pendant un délai variable mais assez long (figure 63). Par contre, ce délai était plus long que celui observé pour les sujets qui utilisaient la stratégie LAT.

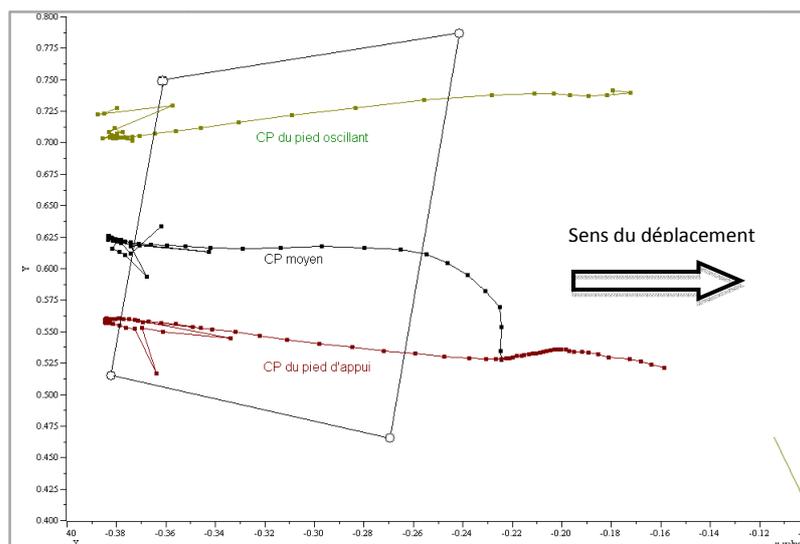


Figure 63 – Trajectoire dans le plan horizontal (vue de dessous) du centre de pression pendant un STW pour un sujet utilisant la stratégie META.
 Du début du lever au décolllement du pied d'appui.

L'apport des données temporelles du déplacement du centre de pression nous permet donc de compléter les conclusions de l'étude 1 puisqu'il semblerait que certains sujets préfèrent se lever en étant stable, ces sujets maintenant le centre de pression moyen dans une petite surface près des chevilles pendant une période plus ou moins longue. D'autres sujets se lèveraient plutôt avec un déplacement du centre de pression entre les deux pieds mais net vers l'avant. Enfin, les derniers sujets initieraient la marche très tôt et pendant qu'ils se lèvent, le centre de pression se déplacerait obliquement directement en direction du pied d'appui.

1.1.2. Moments articulaires aux genoux

Au niveau du genou, nous avons analysé la composante du moment qui était perpendiculaire au plan de flexion-extension du genou. Cette composante de flexion-extension provoquait une rotation autour de l'axe « médio-latéral » du référentiel du tibia. Les valeurs positives indiquaient une composante d'extension et les valeurs négatives une composante de flexion.

Les composantes de flexion-extension des moments aux genoux étaient nulles au début du lever, elles augmentaient ensuite et atteignaient un maximum : la composante maximale d'extension (figures 64 A et B). Puis, du côté oscillant, la composante de flexion-extension diminuait pour devenir nulle au décollement du pied oscillant. Du côté de l'appui, soit elle diminuait jusqu'au décollement du pied oscillant (figures 64 A et B).

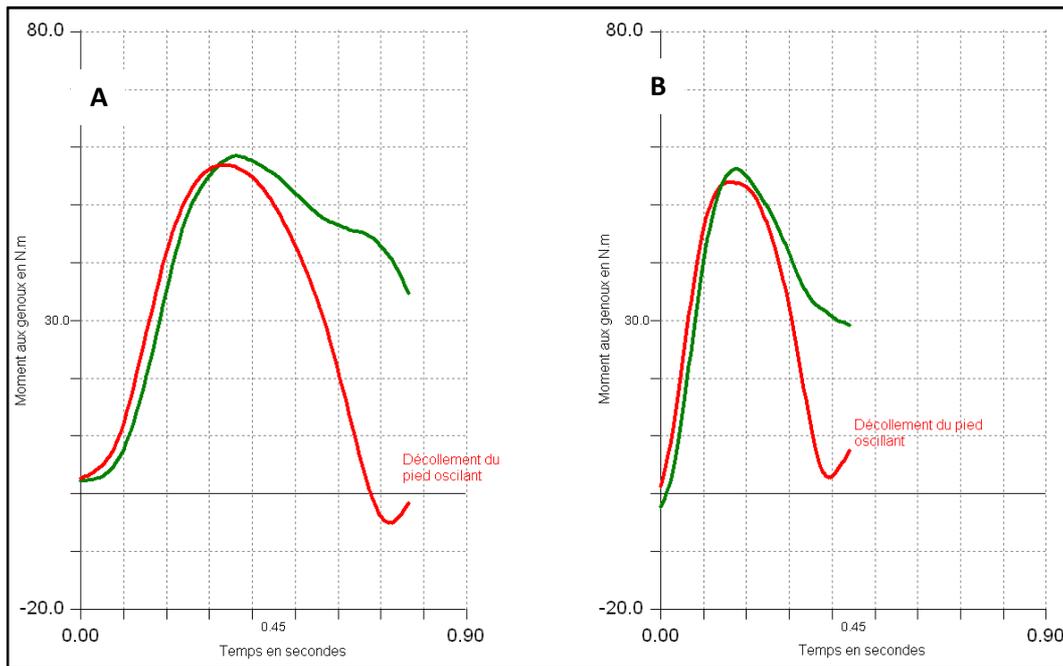


Figure 64 – Composantes de flexion-extension des moments aux genoux en N.m. Genou oscillant (en rouge) et Genou d'appui (en vert).
 Du début du lever au décolllement du pied oscillant. Exemple d'un sujet.

Au genou, pour le STW normal, la valeur maximale de la composante d'extension du moment était en moyenne de $78.8 \text{ Nm} \pm 27.3$ pour le côté du pied oscillant et de $82.3 \text{ Nm} \pm 31.5$ pour le côté du pied d'appui (figure 65). Pour le STW rapide, elles étaient respectivement de $76.4 \text{ Nm} \pm 38.7$ et de $86.6 \text{ Nm} \pm 49.4$ (Figure 65).

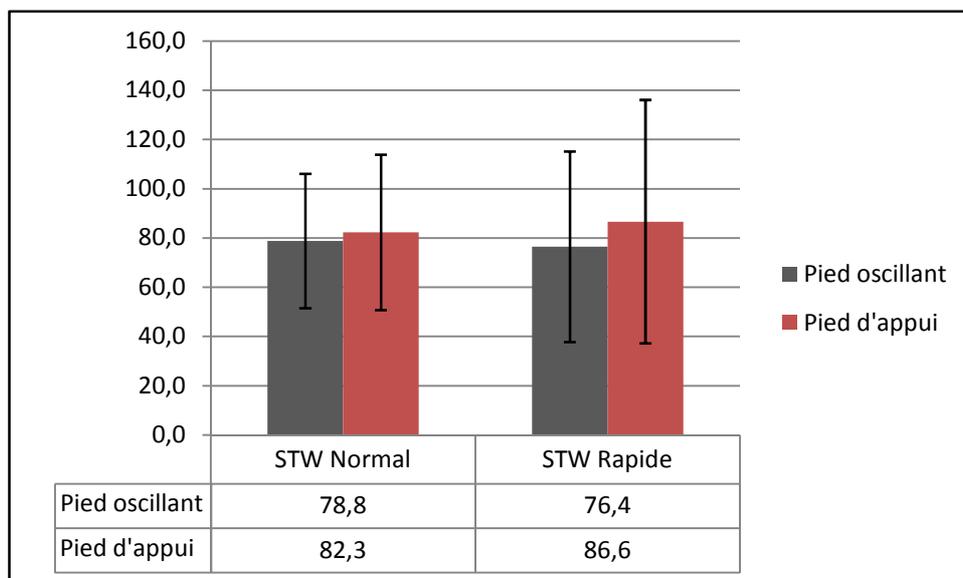


Figure 65 – Valeurs maximales des composantes d'extension des moments aux genoux en N.m. Moyenne des 9 sujets de l'étude.

Nous avons remarqué que les sujets avaient une préférence latérale. L'indice d'asymétrie des moments d'extension aux genoux était en moyenne de 1.07 ± 0.71 pour le STW normal et de 1.34 ± 1.13 pour le STW rapide mais nous avons distingué plusieurs groupes. Pour le STW normal, deux sujets avaient un indice de symétrie supérieur à 1 (S2 et S4) et la composante maximale de flexion-extension du moment au genou du côté du pied d'appui était supérieure à celle du côté du pied oscillant (tableau 29). Ces sujets étaient ceux qui reculaient un pied avant de se lever. Ensuite, trois sujets avaient un indice proche de 1, ces sujets avaient donc des composantes maximales de flexion-extension des moments équivalentes pour les deux genoux (tableau 29). Enfin, quatre sujets avaient une composante maximale de flexion-extension du moment au genou du côté oscillant supérieure à celle du côté du pied d'appui. L'indice de symétrie dans ces derniers était donc inférieur à 1 (tableau 29).

Pour le STW rapide, les sujets S2 et S4 avaient toujours un indice d'asymétrie supérieur à 1 comme pour le STW normal (tableau 29). Parmi les trois sujets ayant un indice proche de 1 pour le STW normal, en réalisant le STW rapide, deux sujets (S6 et S9) créaient une asymétrie et la composante maximale de flexion-extension du moment était plus importante au genou d'appui qu'au genou oscillant (indice d'asymétrie supérieur à 1) et le dernier sujet (S3) conservait la symétrie entre les moments des genoux (tableau 29). Enfin, parmi les quatre derniers sujets qui avaient un indice d'asymétrie inférieur à 1 pour le STW normal, trois sujets conservaient cet indice d'asymétrie inférieur à 1 pour le STW rapide et un sujet (S5) l'inversait car le moment avait une composante maximale de flexion-extension supérieure au genou d'appui par rapport à celle du genou oscillant (tableau 29).

	<i>STW Normal</i>			<i>STW Rapide</i>		
	Genou Oscillant	Genou d'appui	ASYM APP/OSC	Genou Oscillant	Genou d'appui	ASYM APP/OSC
S1	62	35	0,56	53	32	0,60
S4	52	151	2,90	38	160	4,21
S5	115	100	0,87	100	120	1,20
S6	112	105	0,94	90	140	1,56
S8	85	60	0,71	100	70	0,70
Moyenne	91	104		82	123	
S9	77	70	0,91	68	83	1,22
S2	52	62	1,19	60	65	1,08
S3	58	57	0,98	55	54	0,98
S7	91	55	0,60	95	48	0,51
Moyenne	67	58		70	56	

Tableau 29 – Valeurs maximales des composantes d’extension des moments aux genoux d’appui et oscillant en N.m. et indice d’asymétrie pendant le STW normal et le STW rapide.

Malgré l’absence de lien entre l’asymétrie des moments d’extension aux genoux et les stratégies identifiées pour la réalisation du STW, nous avons essayé d’expliquer ces asymétries. Nous avons alors comparé l’indice d’asymétrie calculé dans le paragraphe précédent avec les asymétries remarquées au niveau de la composante verticale des forces de réaction du sol (tableau 30).

Nous avons remarqué dans l’étude précédente que le sujet 4, ayant un indice de symétrie supérieur à 1, replaçait son pied d’appui en arrière avant de se lever et que la composante verticale maximale des forces de réaction du sol était supérieure pour le pied d’appui par rapport au pied oscillant (tableau 30). En revanche, le sujet 2 plaçait, quant à lui, son pied oscillant plus en arrière que son pied d’appui et ne présentait pas d’asymétrie au niveau des forces de réaction au sol. En ce qui concerne les trois sujets ayant un indice de symétrie inférieur à 1 (S1, S7 et S8), ces sujets avaient également la composante verticale maximale des forces de réaction du sol plus importante au niveau du pied oscillant qu’au niveau au pied d’appui.

Le sujet 3 avait également une composante verticale des forces de réaction du sol plus importante au niveau du pied oscillant par rapport au pied d’appui, pourtant son indice d’asymétrie indiquait une symétrie des moments d’extension aux genoux.

Enfin, l'indice d'asymétrie des sujets 5, 6 et 9 était également relié à l'asymétrie observée au niveau de la composante verticale des forces de réaction du sol (tableau 30).

<i>STW Normal</i>	<i>Pied Oscillant</i>	<i>Pied d'appui</i>	<i>Différence</i>	<i>STW Rapide</i>	<i>Pied Oscillant</i>	<i>Pied d'appui</i>	<i>Différence</i>
S1	64,2	41,9	-22,3	S1	62,5	52,5	-10,0
S4	46,4	96,5	50,1	S4	43,1	104,7	61,6
S5	71,6	62,2	-9,5	S5	70,0	86,7	16,7
S6	67,5	66,7	-0,9	S6	66,5	92,1	25,6
S8	79,8	51,1	-28,7	S8	101,8	59,0	-42,8
S9	58,4	64,2	5,8	S9	66,1	77,5	11,4
S2	61,2	61,2	0,0	S2	71,9	76,2	4,2
S3	65,3	56,0	-9,3	S3	69,9	59,4	-10,4
S7	72,5	58,3	-14,2	S7	92,1	64,0	-28,1

Tableau 30 – Composante verticale des forces de réaction du sol sur le pied oscillant et sur le pied d'appui et différence entre les deux. En % du poids total du sujet. Extrait de l'étude 2.

1.2. ACTIVITES MUSCULAIRES

La dynamique inverse permet de calculer les moments articulaires qui sont produits en partie par les activités des muscles agissant sur une articulation. La comparaison des moments articulaires et des activités musculaires est donc pertinente pour étudier la réalisation d'une action. De plus, pour le STW, nous avons montré qu'il existait des asymétries non seulement au niveau de la cinématique mais surtout au niveau de la dynamique, c'est-à-dire au niveau des forces de réaction du sol et des moments articulaires. Afin d'essayer d'expliquer ces asymétries, directement reliées aux stratégies observées pour la réalisation du STW, nous avons donc analysé les activités musculaires des principaux muscles agissant sur les articulations des membres inférieurs (côté droit noté D et côté gauche noté G) : tibial antérieur (TA), long péronier (PL), gastrocnémien médian (GM), soléaire (SOL), vaste latéral (VL) et biceps fémoral (BF) (voir Méthodes, paragraphe 1.1.2).

1.2.1. Activation des muscles au début du STW

Tous les muscles enregistrés en électromyographie de surface étaient activés avant le début du lever du STW, c'est-à-dire avant le début de l'augmentation des composantes verticales des forces de réaction du sol. Les premiers muscles activés étaient les TA avant même le début de la flexion du tronc. En effet, une activité continue depuis le début de l'enregistrement était observée et cette activité augmentait en moyenne 0.1 s avant le début de la flexion du tronc. Les muscles spinaux ERS étaient également souvent activés dès le début de l'enregistrement certainement pour assurer le maintien postural en position assise. L'activité de ces muscles augmentait de façon importante en moyenne 0.080 s avant le début de la flexion du tronc. Par la suite, les muscles BF et VL, fléchisseurs et extenseurs des genoux intervenant dans le lever, étaient activés. Enfin, l'activité des muscles des jambes PL, SOL et GM débutait pendant la flexion du tronc, peu avant le lever, certainement dans le but de rigidifier l'articulation de la cheville.

Il est important de noter que tous les muscles étaient faiblement activés au début du lever. Le déroulement temporel des activations musculaires était identique pour le STW normal et pour le STW rapide.

1.2.2. EMG des muscles des jambes

Au niveau musculaire, pour le STW normal et le STW rapide, on observait tout d'abord un léger pic des activités des muscles PL, GM et SOL du côté du pied oscillant et les premiers maxima étaient atteints en moyenne $0.16 \text{ s} \pm 0.06$ après le temps du début du lever pour le STW normal et $0.05 \text{ s} \pm 0.05$ pour le STW rapide. Du côté du pied d'appui, il existait également une légère augmentation de l'activité musculaire des muscles PL et SOL et les maxima étaient atteints en moyenne à $0.22 \text{ s} \pm 0.06$ pour le STW normal et 0.09 ± 0.06 pour le STW rapide. Ces petits pics d'activité étaient immédiatement suivis par l'apparition simultanée des pics d'activité maximale des muscles TA du côté du pied d'appui et du côté du pied oscillant à $0.24 \text{ s} \pm 0.1$ pour le STW normal et $0.08 \text{ s} \pm 0.07$ pour le STW rapide. Rapidement après les pics d'activité maximale des muscles TA, les composantes maximales de flexion dorsale des moments aux chevilles étaient produites : pour le STW normal $0.33 \text{ s} \pm 0.12$ après le début du lever pour la cheville du côté du pied d'appui et $0.25 \text{ s} \pm 0.2$ pour la cheville du côté du pied oscillant. Pour le STW rapide, ces composantes étaient maximales $0.09 \text{ s} \pm 0.12$ pour le côté du pied oscillant et $0.11 \text{ s} \pm 0.1$ pour le côté du pied d'appui.

Dans un deuxième temps, du côté du pied oscillant, les pics d'activité maximale des muscles GM, PL et SOL étaient observés. Les maxima étaient atteints respectivement à $0.52 \text{ s} \pm 0.11$, $0.52 \text{ s} \pm 0.15$ et $0.54 \text{ s} \pm 0.12$ après le temps du début du lever pour le STW normal et $0.28 \text{ s} \pm 0.08$, $0.3 \text{ s} \pm 0.07$ et $0.28 \text{ s} \pm 0.07$ pour le STW rapide. Ces pics d'activité maximale des muscles fléchisseurs plantaires précédaient de peu la composante maximale de flexion plantaire du moment de la cheville du côté du pied oscillant : $0.59 \text{ s} \pm 0.13$ pour le STW normal et $0.32 \text{ s} \pm 0.08$ pour le STW rapide. Ensuite, le pied oscillant quittait le sol en moyenne à $0.66 \text{ s} \pm 0.15$ après le temps du début du lever

pour le STW normal et $0.37 \text{ s} \pm 0.06$ pour le STW rapide. Par ailleurs, du côté du pied d'appui, nous avons pu également noter que certains sujets présentaient une légère augmentation de l'activité des muscles PL, GM et SOL avant le décollement du pied oscillant.

Pour résumer, au niveau de la cheville, nous avons observé au début du lever une forte activation des fléchisseurs dorsaux TA concomitante d'une faible activation des muscles stabilisateurs PL et SOL (figures 66 et 67). Après les pics d'activité maximale des muscles TA, les composantes de flexion dorsale des moments à la cheville étaient maximales (figures 66 et 67). Puis, les activités des muscles GM, PL et SOL du côté du pied oscillant étaient maximales peu de temps avant l'apparition de la composante maximale de flexion plantaire du moment à la cheville du côté oscillant suivi elle-même du décollement du pied oscillant (figure 67). Enfin, les activités maximales des GM, SOL et PL du côté de l'appui précédaient la composante maximale de flexion plantaire du moment à la cheville du pied d'appui et le décollement de ce dernier (figure 66).

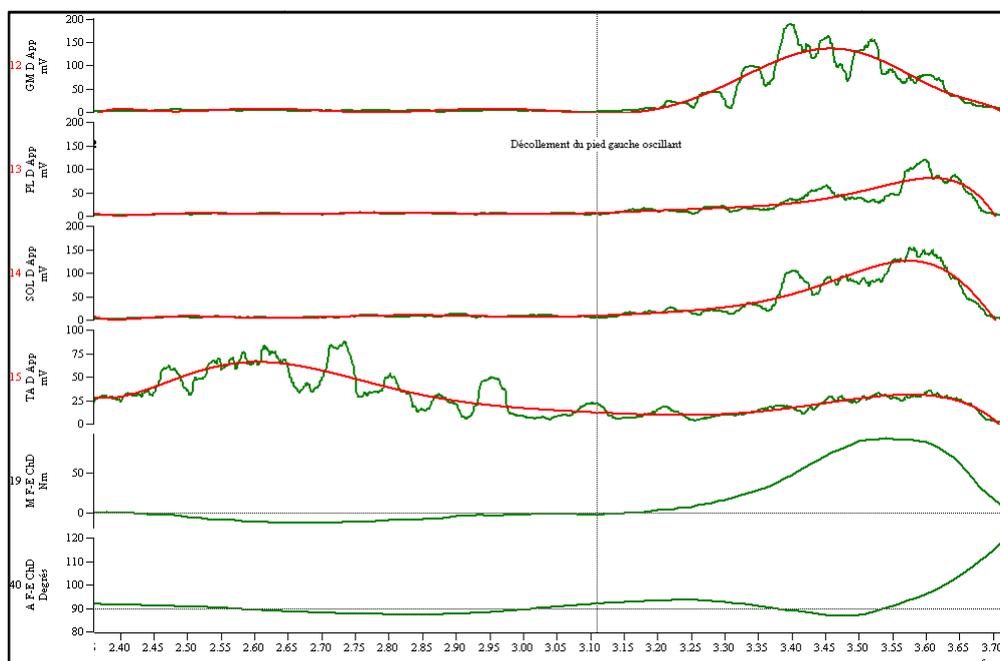


Figure 66 – Activités des muscles de la jambe d'appui pendant un STW normal et moment articulaire à la cheville d'appui du début du lever à la fin du STW.

De bas en haut : angle de flexion-extension de la cheville en degrés, composante de flexion-extension du moment à la cheville en N.m, activités des muscles TA, SOL, PL et GM. La ligne rouge correspond au polynôme de degré 10 appliqué sur les signaux pour le calcul des latences. Exemple d'un sujet.

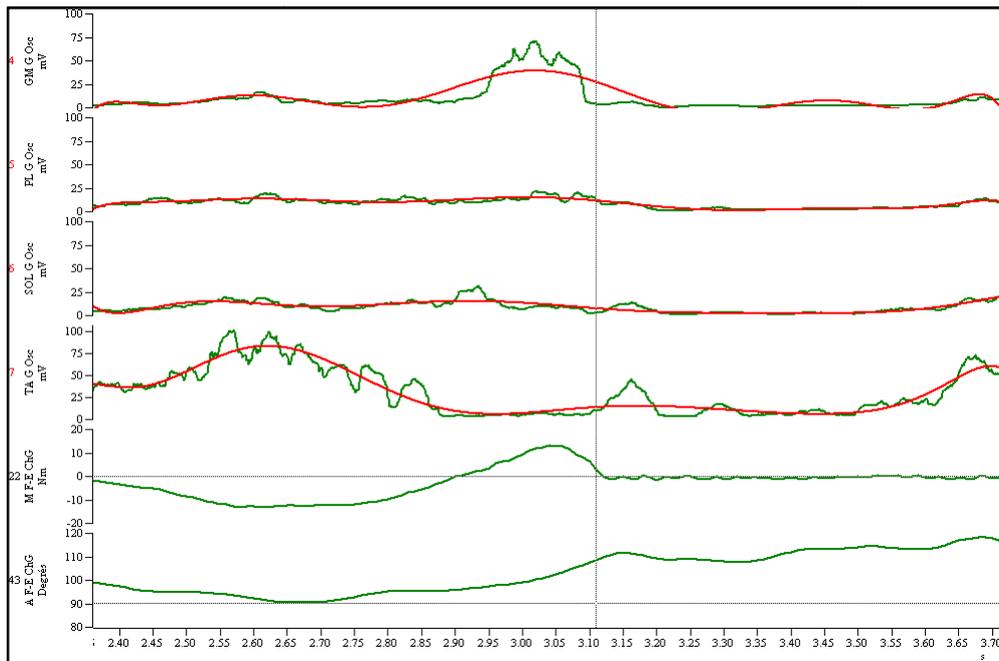


Figure 67 – Activités des muscles de la jambe oscillante pendant un STW normal et moment articulaire à la cheville d'appui du début du lever à la fin du STW.
 De bas en haut : angle de flexion-extension de la cheville en degrés, composante de flexion-extension du moment à la cheville en N.m, activités des muscles TA, SOL, PL et GM. La ligne rouge correspond au polynôme de degré 10 appliqué sur les signaux pour le calcul des latences. Exemple d'un sujet.

Cette analyse des activités musculaires a permis d'étayer les résultats observés lors de l'étude de la dynamique inverse. Nous avons remarqué que certains sujets, parmi ceux qui utilisaient la stratégie LAT, initiaient la marche très précocement et cette initiation de la marche était le résultat d'asymétries au niveau des mouvements articulaires, des forces de réaction du sol et des moments articulaires. Nous avons donc comparé les activités EMG pour les deux stratégies.

Pour les sujets qui utilisaient la stratégie LAT pour le STW normal et pour le STW rapide, les activités des muscles GM, SOL et PL présentaient le même déroulé temporel pour le STW en condition normale et pour le STW en condition rapide. Ainsi, nous avons observé une augmentation importante de l'activité de ces muscles fléchisseurs plantaires du côté de la jambe oscillante avant le décollement du côté oscillant. Au même instant, les muscles de la jambe du côté de l'appui n'étaient que très faiblement activés et l'augmentation de l'activité des muscles GM, PL et SOL ne commençait qu'au décollement du pied oscillant. Ces profils d'activités musculaires étaient identiques pour le STW normal ainsi que pour le STW rapide (figures 68 et 69).

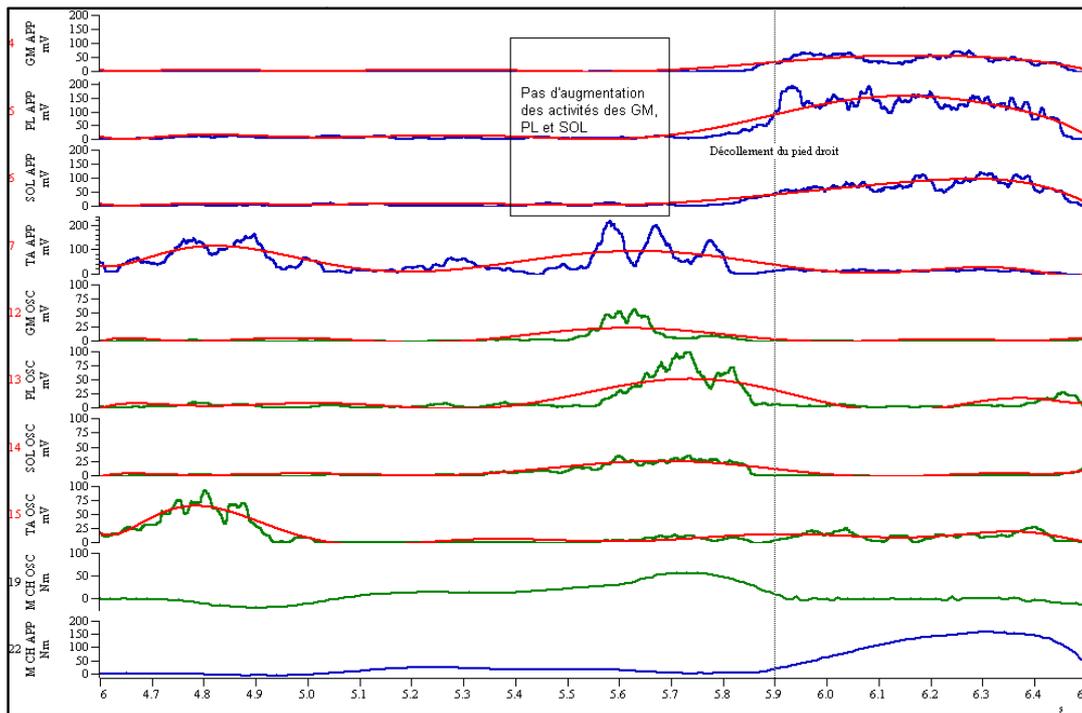


Figure 68 – Activités musculaires et moments articulaires pendant un STW Normal. Exemple d'un sujet utilisant la stratégie LAT.

De bas en haut : composantes de flexion-extension des moments aux chevilles d'appui et oscillante, activités musculaires des muscles TA, SOL, PL et GM du côté oscillant puis du côté de l'appui. La ligne rouge correspond au polynôme de degré 10 appliqué sur les signaux pour le calcul des latences. Exemple d'un sujet.

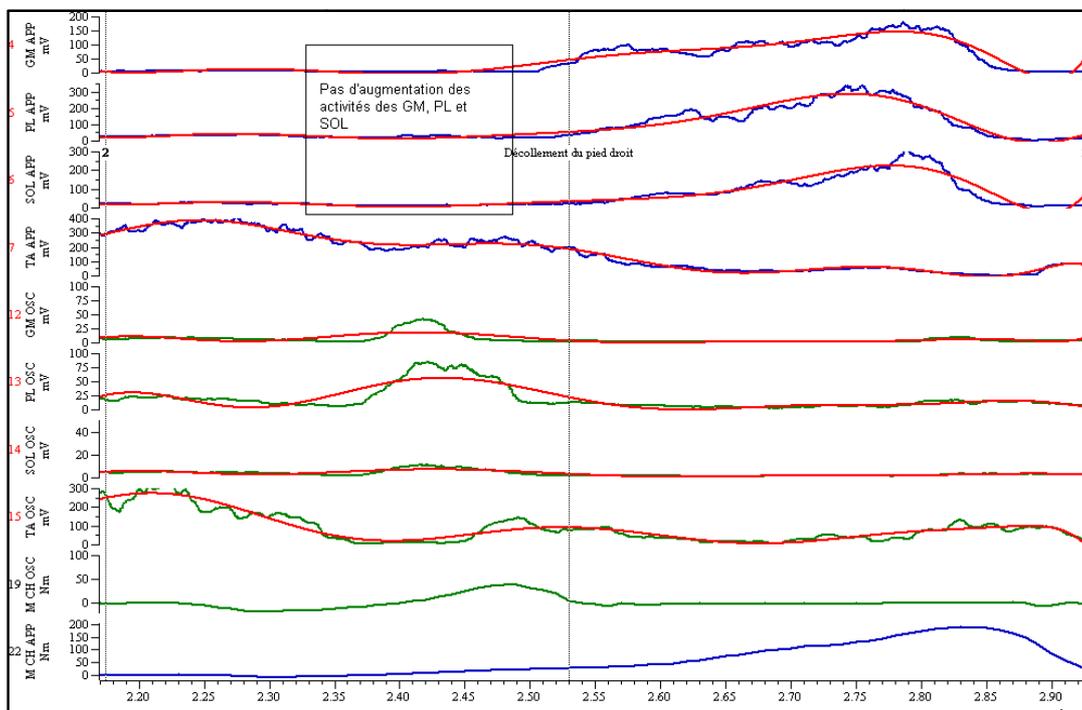


Figure 69 – Activités musculaires et moments articulaires pendant un STW Rapide. Exemple d'un sujet utilisant la stratégie LAT.

De bas en haut : composantes de flexion-extension des moments aux chevilles d'appui et oscillante, activités musculaires des muscles TA, SOL, PL et GM du côté oscillant puis du côté de l'appui. La ligne rouge correspond au polynôme de degré 10 appliqué sur les signaux pour le calcul des latences. Exemple d'un sujet.

En revanche, pour les sujets qui utilisaient la stratégie LAT pour le STW normal et la stratégie META pour le STW rapide, les moments articulaires à la cheville étaient modifiés et le déroulement temporel des pics d'activité musculaire se transformait légèrement (figure 70 et 71). En effet, pour le STW normal, les muscles GM, SOL et PL du côté de la jambe oscillante atteignaient leur activité maximale peu de temps avant le décolllement du pied oscillant et les mêmes muscles du côté de la jambe d'appui n'étaient que faiblement activés au même instant (figure 70). Par contre, pour le STW rapide, les activités des muscles GM, SOL et PL présentaient de fortes similitudes entre le côté d'appui et le côté oscillant. En effet, les muscles GM, SOL et PL du côté oscillant atteignaient leur activité maximale peu avant le décolllement du pied oscillant (figure 71), et les muscles homonymes du côté de l'appui avaient également une légère augmentation de leur activité au même instant. Ceci pourrait expliquer les moments de flexion plantaire relativement importants à la cheville d'appui chez ces sujets (figure 71). De plus, un moment de flexion plantaire important à la cheville du pied qui repose sur le sol induit normalement une position antérieure du centre de pression sous ce pied, ce que nous avons déjà observé (*Chapitre 1*). La symétrie des activités musculaires pourrait également expliquer la stabilité privilégiée par ces sujets pour la réalisation du STW rapide avec la stratégie META.

Ces pics d'activité simultanés des muscles extenseurs des chevilles étaient présents chez tous les sujets qui utilisaient la stratégie META, ces derniers se levant en gardant des mouvements symétriques au niveau des jambes avant de décoller leur pied oscillant. Les sujets qui utilisaient la stratégie LAT semblaient, quant à eux, avoir une asymétrie des mouvements des jambes, les activités musculaires n'ayant pas lieu en même temps pour les deux jambes.

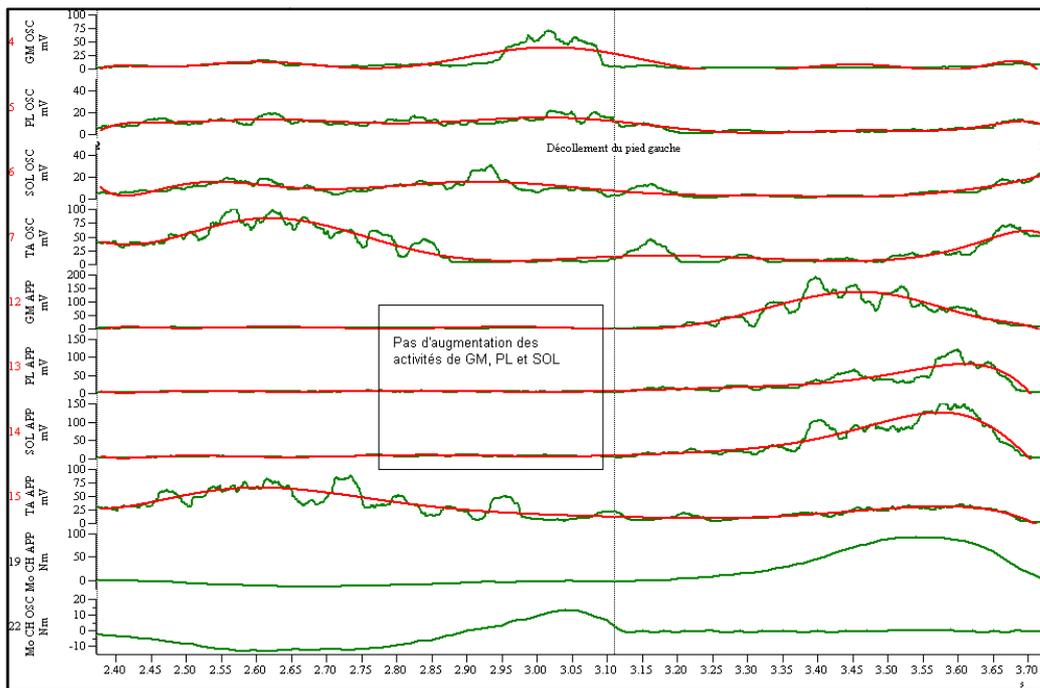


Figure 70 – Activités musculaires et moments articulaires pendant un STW Normal. Exemple d'un sujet utilisant la stratégie LAT.

De bas en haut : composantes de flexion-extension des moments aux chevilles oscillante et d'appui, activités musculaires des muscles TA, SOL, PL et GM du côté d'appui puis du côté oscillant. La ligne rouge correspond au polynôme de degré 10 appliqué sur les signaux pour le calcul des latences. Exemple d'un sujet.

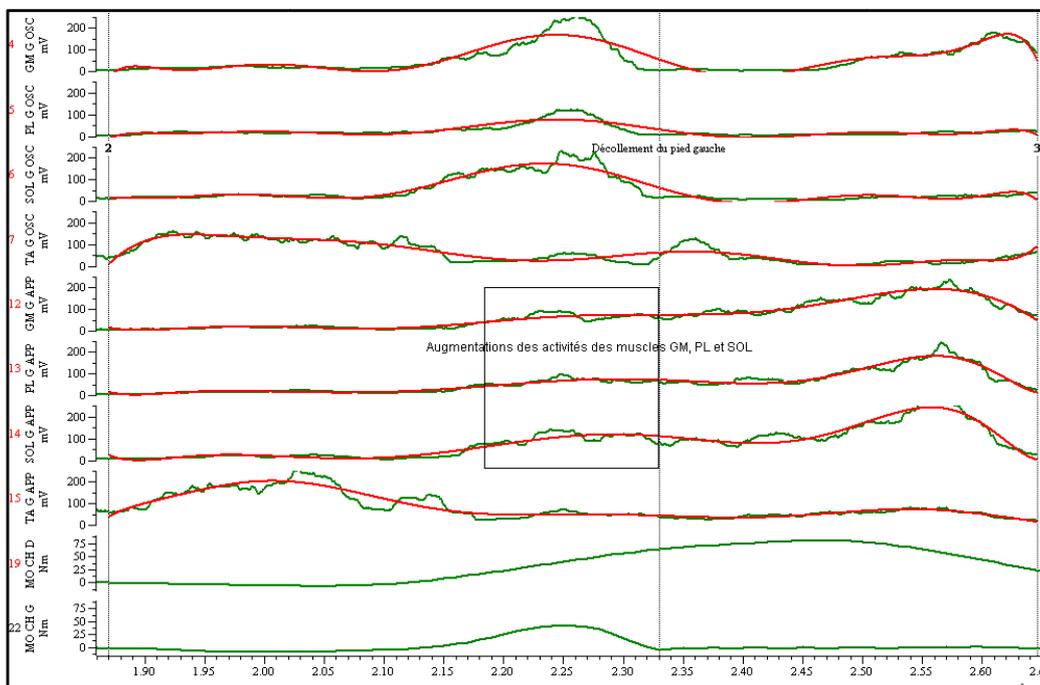


Figure 71 – Activités musculaires et moments articulaires pendant un STW Rapide. Exemple d'un sujet utilisant la stratégie META.

De bas en haut : composantes de flexion-extension des moments aux chevilles oscillante et d'appui, activités musculaires des muscles TA, SOL, PL et GM du côté d'appui puis du côté oscillant. La ligne rouge correspond au polynôme de degré 10 appliqué sur les signaux pour le calcul des latences. Exemple d'un sujet.

Certaines variations particulières des moments articulaires maximaux à la cheville pouvaient être expliquées par les activités musculaires. Ainsi en prenant l'exemple du sujet 5, les composantes de flexion-extension des moments à la cheville étaient faibles et les composantes d'abduction-adduction étaient relativement symétriques (figure 72B). L'analyse des activités musculaires de ce sujet a également montré une co-activation des muscles fléchisseurs et des muscles extenseurs des chevilles, plus particulièrement des muscles TA, PL et SOL (figure 72A). La présence de cette co-activation observée au niveau des deux jambes et absente chez les autres sujets, pourrait expliquer cette symétrie des composantes d'abduction-adduction des moments à la cheville, et le fait que ce sujet se lève sur les deux jambes dans une position stable.

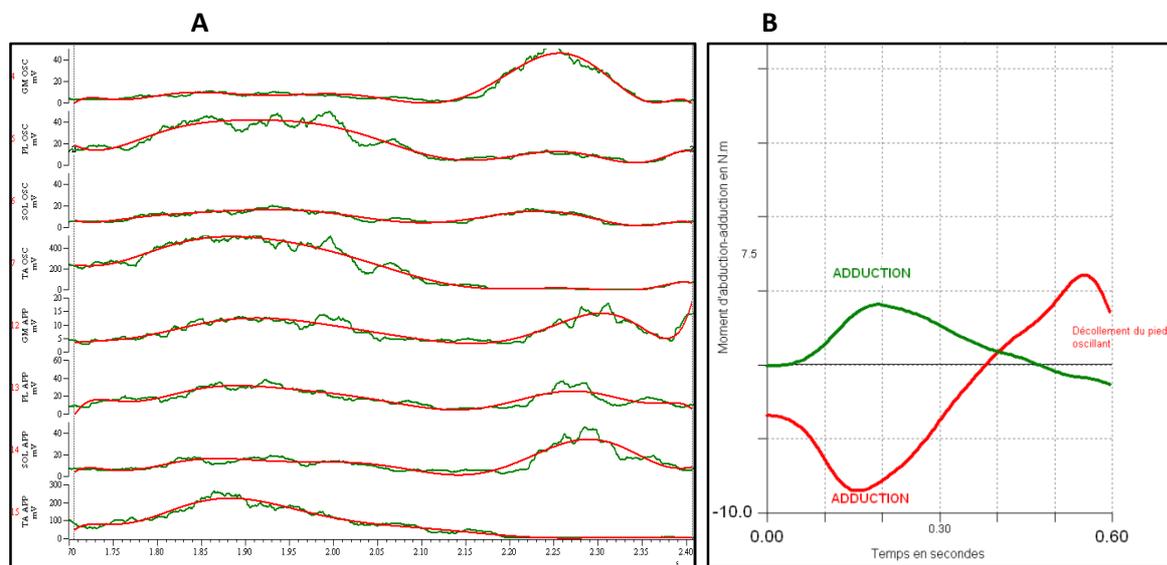


Figure 72 – Exemple particulier du sujet 5 pendant le STW normal.

A : Activités des muscles (de bas en haut) TAD, SOLD, PLD, GMD, TAG, SOLG, PLG et GMD entre le début du lever et le décollerment du pied oscillant (gauche). La ligne rouge correspond au polynôme de degré 10 appliqué sur les signaux pour le calcul des latences.

B : Composante d'abduction-adduction des moments à la cheville du début du lever au décollerment du pied oscillant (gauche). La cheville droite est en vert et la cheville gauche est en rouge.

1.2.3. EMG des muscles des cuisses

Pour le STW normal, au genou, dès le début du lever, les muscles VL étaient fortement activés et les maxima apparaissaient simultanément $0.20 \text{ s} \pm 0.09$ après le temps du début du lever pour le côté du pied d'appui et $0.23 \text{ s} \pm 0.09$ pour le côté oscillant. Pour le STW rapide, les mêmes

activités étaient observées $0.11 \text{ s} \pm 0.08$ pour le muscle VL du côté de l'appui et $0.08 \text{ s} \pm 0.06$ pour le muscle VL du côté oscillant. En même temps, pour le STW normal, il existait une co-activation des muscles BF dont l'activité atteignait un léger maximum à $0.23 \text{ s} \pm 0.08$ pour le côté du pied d'appui et à $0.24 \text{ s} \pm 0.12$ pour le côté du pied oscillant. Pour le STW rapide, ce faible maximum du pic d'activité du muscle BF n'existait que du côté du pied oscillant ($0.12 \text{ s} \pm 0.04$). Rapidement après les pics des activités musculaires des VL, nous avons observé les composantes maximales de flexion-extension des moments aux genoux : pour le STW normal, $0.35 \text{ s} \pm 0.09$ pour le côté du pied oscillant et $0.37 \text{ s} \pm 0.07$ pour le genou du côté du pied d'appui. Ces composantes maximales apparaissaient pour le STW rapide à $0.19 \text{ s} \pm 0.04$ pour le côté du pied oscillant et $0.23 \text{ s} \pm 0.03$ pour le côté du pied d'appui.

Puis, pour le STW normal, l'activité musculaire du muscle BF du côté du pied oscillant montrait un deuxième pic nettement plus important que le premier dont la valeur maximale était atteinte $0.5 \text{ s} \pm 0.13$ après le début du lever peu de temps avant le décollement du pied oscillant.

Pour résumer, au début du lever, les activités musculaires des VL étaient maximales et précédaient les composantes maximales de flexion-extension des moments aux genoux. Les muscles BF avaient également une légère augmentation de leur activité. Dans un deuxième temps, l'activité du muscle BF du côté du pied oscillant augmentait au début de la phase oscillante. Du côté du pied d'appui, l'activité du muscle VL augmentait également fortement et précédait un second maximum de la composante de flexion-extension du moment au genou d'appui.

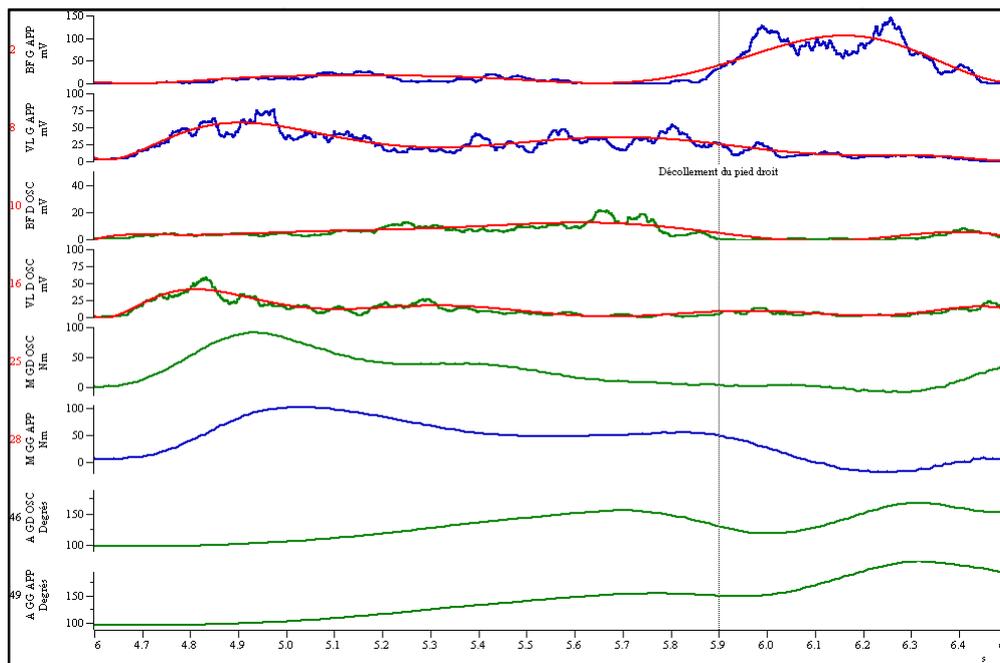


Figure 73 : Activités des muscles des cuisses pendant un STW Normal.

De bas en haut : Angle de flexion-extension des genoux d'appui et oscillant, composante de flexion-extension des moments des genoux d'appui et oscillant, activités musculaires des muscles VL et BF du côté de l'appui et du côté oscillant. La ligne rouge correspond au polynôme de degré 10 appliqué sur les signaux pour le calcul des latences. Exemple d'un sujet.

A l'instar de l'analyse des activités des muscles des jambes, l'analyse des activités des muscles des cuisses nous a permis d'expliquer les différences interindividuelles des paramètres dynamiques. Nous avons observé que le sujet 3 avait une composante verticale des forces de réaction du sol plus importante au niveau du pied oscillant par rapport au pied d'appui, pourtant son indice d'asymétrie indiquait une symétrie des composantes de flexion-extension des moments aux genoux. En analysant les activités musculaires, nous avons remarqué une co-activation des muscles BF et VL du côté oscillant présente dès le début du lever. Cette co-activation n'existait pas du côté de l'appui et pouvait alors expliquer des moments d'extension équivalents aux deux genoux. Au niveau des activations musculaires des cuisses, le sujet 2 présentait également une forte co-activation des muscles VL et BF des deux côtés qui pouvaient, comme nous venons de le voir pour le sujet 5, modifier les moments articulaires aux genoux.

2. DISCUSSION

Cette troisième étude avait pour but par le calcul des moments articulaires, d'expliquer les différentes stratégies pour la réalisation du STW. Ces moments internes, calculés par la technique de la dynamique inverse, pouvaient ensuite être comparés aux activités musculaires afin de mieux comprendre les causes de l'action. Nous espérons que cette modélisation nous aide à expliquer les stratégies identifiées pendant la réalisation du STW.

Il n'existe aucune référence bibliographique pour la dynamique inverse dans le STW, mais par contre nous avons pu constater que pour le STS, nos résultats sont en accord avec ceux de la littérature. Pendant les transferts, la composante de flexion plantaire du moment aux chevilles présente un pic tout comme la composante d'extension du moment des genoux et les valeurs de ces composantes sont plus élevées pour une exécution rapide du STS que pour une exécution normale (Gross 1998). De plus, les activités maximales des différents muscles impliqués dans le STW sont également identiques à celles reportées pour le STS : le muscle TA est activé en premier, puis les muscles des cuisses, et enfin les muscles des jambes (Gross 1998, Goulart 1999).

Bien que certains auteurs aient trouvé des différences entre les moments des deux membres (Lundin 1995), le STS est généralement considéré comme une action symétrique et dans la plupart des études seule la composante de flexion-extension des moments articulaires est mesurée. Cependant, dans notre cas, nous avons conclu, à la fin de l'étude 2, que le STW était une action composée de mouvements dissymétriques et que la composante médio-latérale des forces de réaction du sol était un paramètre essentiel de cette dissymétrie. Pour cette raison, il était nécessaire d'étudier non seulement la composante de flexion-extension des moments de la cheville mais aussi la composante d'abduction-adduction.

Les décours temporels des couples sont, surtout au début du lever, proches de ceux des EMG des muscles impliqués dans la même action. Il semblerait que la géométrie du corps et le fait que le mouvement se passe essentiellement dans le plan sagittal minimisent les effets de l'inertie sauf peut-

être pour la composante d'abduction-adduction des moments aux chevilles, cette composante étant plutôt en relation avec le maintien de l'équilibre pendant la réalisation de l'action.

Nous avons remarqué que les changements de stratégies étaient accompagnés de modifications spécifiques au niveau des moments aux chevilles et au niveau des activités musculaires intervenant dans ces moments. Pour que le centre de pression ait une trajectoire moyenne située entre les deux pieds pendant la majeure partie du lever (stratégie META), les moments aux chevilles devaient tendre à induire des actions identiques sur le pied d'appui et sur le pied oscillant. En effet, des composantes similaires de flexion-extension et une symétrie des composantes d'abduction-adduction étaient observées chez les sujets qui utilisaient cette stratégie. Pour permettre au centre de pression de se placer sous la partie antérieure du pied d'appui, il paraît nécessaire de produire, dès le décollement du pied oscillant, un moment de flexion plantaire important à la cheville d'appui et donc d'activer fortement les fléchisseurs plantaires. En effet, chez les sujets qui utilisaient cette stratégie, on observait une activation plus précoce des muscles GM, PL et SOL que chez les autres sujets. En plus du rôle stabilisant (Doorenbosch 1994, Khemlani 1999), l'activité de ces muscles permet donc de produire un moment de flexion plantaire et d'avancer le centre de pression.

Les résultats de cette étude suggèrent qu'il existerait non pas deux mais trois stratégies. Pour la première, les sujets se lèveraient dans une position stable : les composantes d'abduction-adduction des moments des chevilles sont symétriques et induisent une même action, les composantes de flexion-extension des moments des genoux sont similaires et les activités des muscles des jambes sont aussi proches (figure 56). Lorsque les sujets qui utilisent cette stratégie se lèvent, leur centre de pression reste dans une petite surface au niveau des chevilles pendant une période variable, puis il se déplace latéralement vers le pied d'appui à l'initiation de la marche (figure 60).

Pour la deuxième stratégie, il existerait un déséquilibre latéral dès le début du lever : les sujets initieraient la marche très tôt. Les composantes d'abduction-adduction des moments des chevilles sont dans le même sens et induisent des actions opposées, les composantes de flexion-extension des

genoux sont différentes et les activités maximales des muscles des jambes sont décalées (figure 57).

Le centre de pression moyen se déplace obliquement de sa position initiale proche du milieu de la ligne joignant les chevilles jusqu'au milieu du pied d'appui (figure 61).

Enfin, pour la troisième stratégie, il existerait un déséquilibre vers l'avant. Pour les sujets qui utilisent cette stratégie, comme pour ceux qui utilisent la première stratégie, les composantes d'abduction-adduction sont symétriques pour les moments des deux chevilles, les composantes de flexion-extension sont identiques et les pics d'activité maximale des muscles des jambes sont simultanés (figure 62). Leur centre de pression moyen se déplace selon l'axe antéro-postérieur pendant un délai assez long, et il rejoint le pied d'appui en fin d'action en avant des métatarsiens (figure 63). Il semblerait donc que ces sujets se lèvent à la manière d'un « plongeon » et que le déséquilibre vers l'avant soit compensé par l'initiation de la marche et l'avancée du pied oscillant.

L'identification de ces trois stratégies n'a été possible que grâce à la dynamique inverse qui, associée à l'étude des activités musculaires, est, à notre avis, la technique la plus pertinente pour l'analyse de ce type de mouvement. Toutefois, une des limites les plus importantes de notre étude est que nous n'avons pas normalisé les activités musculaires par rapport à la contraction maximale volontaire du muscle, ce qui aurait été intéressant pour faire une comparaison plus précise des sujets.

Cette étude nous a permis de corriger nos conclusions de la première étude, puisque nous avons identifié non pas deux stratégies mais trois stratégies reliées à l'initiation de la marche et à la création de déséquilibre. Toutefois, notre population étant composée de jeunes adultes sains, nous n'avons pas pu déterminer si ces stratégies pouvaient être en lien avec des troubles de l'équilibre ou des déficits musculaires. Il serait maintenant intéressant de poursuivre les études de stratégies chez des personnes âgées saines, puis pathologiques.

ETUDE4

*Etude des stratégies pendant la réalisation du STW
chez des personnes âgées*

Grâce aux précédentes études de cette thèse, nous avons pu discerner trois stratégies pendant la réalisation du STW par des personnes adultes saines. Toutefois, et nous l'avons largement souligné dans le premier chapitre, les personnes âgées éprouvant des difficultés à effectuer les gestes les plus simples de la vie quotidienne, comme par exemple les transferts, il n'est pas certain qu'ils utilisent ces trois stratégies. Le STS chez des personnes âgées a déjà été étudié plusieurs fois mais, à notre connaissance, il n'existe qu'une étude sur le STW chez ces personnes. Nous avons donc souhaité, dans cette dernière partie, analyser cette action au sein d'une population de personnes âgées saines afin d'essayer d'identifier, à l'instar des personnes jeunes, l'existence de différentes stratégies pour la réalisation des transferts.

L'objectif de cette étude était donc, par l'analyse des pressions plantaires et des déplacements du centre de pression moyen, d'essayer de retrouver les mêmes stratégies que chez les personnes jeunes. Les sujets étaient équipés de semelles baropodométriques permettant d'enregistrer la pression exercée sous les pieds pendant l'action. Les résultats obtenus nous ont permis de comparer les déplacements du centre de pression moyen entre les sujets jeunes et les sujets âgés. Le protocole prévoyait également d'enregistrer la cinématique et l'électromyographie des muscles des jambes, mais les résultats n'ont pas pu être présentés dans le cadre de ce travail.

1. Population

La population était composée de 19 personnes âgées (13 femmes et 6 hommes) âgées de 65 à 83 ans (âge moyen : 74.2 ans \pm 5.9, poids moyen : 63.8 kg \pm 10.2). Les personnes âgées étaient toutes valides, vivaient à leur domicile et étaient autonomes dans les actes de la vie quotidienne. Les critères d'inclusion étaient être indemnes d'une quelconque pathologie musculaire, neurologique, rhumatologique ou orthopédique affectant directement la marche ou l'équilibre. Ils étaient tous capables de se lever seuls d'un siège sans aide technique.

L'étude avait reçu un avis favorable du Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale de Bordeaux dans le cadre d'un protocole de recherche sur les aspects métaboliques et fonctionnels du vieillissement musculaire. Tous les sujets avaient donné leur consentement écrit.

2. Résultats

2.1. Déplacements du centre de pression moyen

La trajectoire du centre de pression avait la même forme pour tous les sujets de l'étude (figure 74). Pour 17 sujets, avant le début du lever, le centre de pression se situait dans une position légèrement postérieure aux chevilles (en moyenne 20.5 cm en arrière du bout du pied, 19-24 cm), soit à équidistance entre les deux pieds, soit du côté du pied d'appui, soit du côté du pied oscillant. Dans ces deux derniers cas, le premier déplacement observé était un déplacement selon l'axe médio-latéral à l'issue duquel le centre de pression se plaçait à distance égale des deux pieds. Ensuite, le centre de pression moyen se déplaçait selon l'axe antéro-postérieur vers l'avant sur quelques centimètres (3-7 cm) puis il allait se placer au niveau du pied d'appui par un déplacement principalement latéral et faiblement dirigé vers l'avant ou vers l'arrière au moment du décollement du pied oscillant. Le centre de pression moyen se superposait au centre de pression du pied d'appui quelques centimètres en avant des chevilles (en moyenne 19 cm en arrière du bout du pied, 15-21 cm) et se déplaçait vers l'avant selon l'axe antéro-postérieur jusqu'aux orteils.

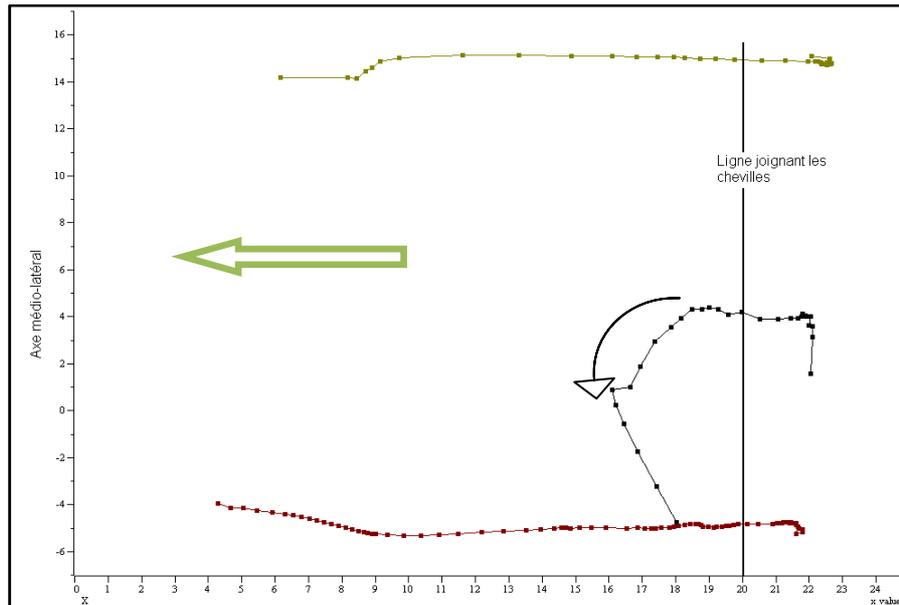


Figure 74 – Trajectoire dans le plan horizontal (vue de dessus) du centre de pression pendant le STW.

Sous le pied oscillant (en vert), sous le pied d'appui (en rouge) et trajectoire moyenne (en noir) selon les axes antéro-postérieur (X) et médio-latéral (Y). Du début du lever au décolllement du pied d'appui.

Le sens du déplacement du sujet est indiqué par la flèche verte : de la droite vers la gauche. Exemple d'un sujet.

Pour deux sujets, le déplacement du centre de pression était différent du profil présenté précédemment. Pour le premier (figure 75), le centre de pression se situait, au début du lever, à distance égale entre les milieux des deux pieds (10 cm en arrière du bout du pied). Ensuite, il se déplaçait vers l'arrière selon l'axe antéro-postérieur sur une distance de 9 cm jusqu'au niveau des chevilles. Depuis cette position, il se déplaçait de nouveau selon l'axe antéro-postérieur mais vers l'avant de 3,5 cm avant de rejoindre le pied d'appui au niveau de la cheville par un déplacement latéral et dirigé vers l'arrière. Le centre de pression se déplaçait ensuite vers l'avant le long du pied d'appui jusqu'au décolllement du pied d'appui. Nous avons observé, chez ce sujet que la majorité des points se situaient un peu en avant des chevilles ce qui semble indiquer que ce sujet se levait dans une position stable.

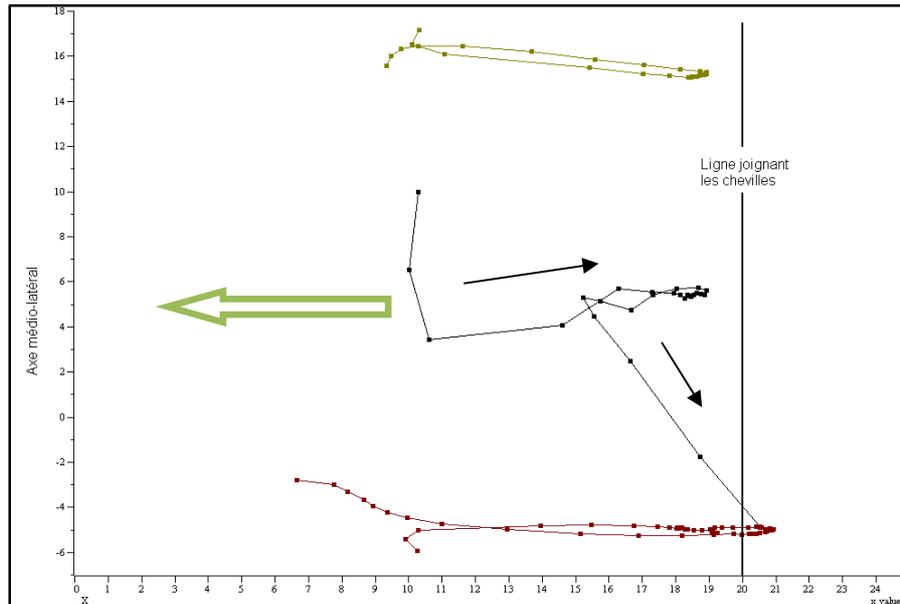


Figure 75 – Trajectoire dans le plan horizontal (vue de dessus) du centre de pression pendant le STW. Exemple d'un sujet atypique.
 Sous le pied oscillant (en vert), sous le pied d'appui (en rouge) et trajectoire moyenne (en noir) selon les axes antéro-postérieur (X) et médio-latéral (Y). Du début du lever au décolllement du pied d'appui.
 Le sens du déplacement du sujet est indiqué par la flèche verte.

Le second sujet atypique (figure 76) avait, au début du lever, son centre de pression situé 12 cm en arrière du bout du pied dans une zone médiale entre les deux pieds. Le centre de pression se déplaçait alors, comme pour le sujet précédent vers l'arrière sur une distance de 6 cm et se positionnait un peu en avant des chevilles à équidistance entre ces chevilles. Ensuite, il rejoignait le pied d'appui par un déplacement latéral légèrement dirigé vers l'avant et se superposait au centre de pression du pied d'appui 4 cm en avant de la cheville d'appui. Le centre de pression se déplaçait enfin vers l'avant selon l'axe antéro-postérieur jusqu'au décolllement du pied d'appui.

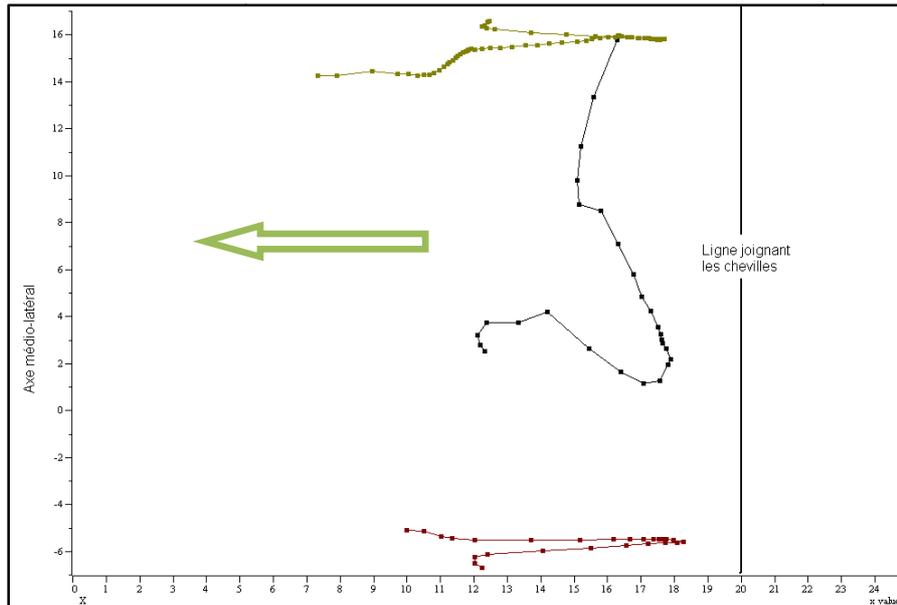


Figure 76 – Trajectoire du centre de pression dans le plan horizontal (vue de dessus) pendant le STW. Exemple d'un sujet atypique.

Sous le pied oscillant (en rouge), sous le pied d'appui (en vert) et trajectoire moyenne (en noir) selon les axes antéro-postérieur (X) et médio-latéral (Y). Du début du lever au décolllement du pied d'appui.

Le sens du déplacement du sujet est indiqué par la flèche verte.

2.2. Durée du lever

Afin de comparer les paramètres temporels du lever des personnes âgées avec ceux des personnes jeunes étudiées précédemment, nous avons défini que le lever débutait lorsque la composante verticale des forces de réaction du sol commençait à augmenter. La moyenne sur les 200 premières millisecondes de l'enregistrement a été calculée et lorsque la force était supérieure à cette moyenne plus deux écarts-types, nous considérons que le lever démarrait. Pour cette étude centrée sur le STW exécuté à vitesse normale, le lever se terminait lorsque le pied oscillant décollait c'est-à-dire lorsque la force sous le pied oscillant était nulle.

La durée du lever était de $0.68 \text{ s.} \pm 0.16$ pour les personnes jeunes (mesurée lors de la première étude, voir discussion de l'étude 1) et de $0.82 \text{ s} \pm 0.27$ pour les personnes âgées (figure 77). Bien que les personnes âgées aient une tendance à avoir une durée du lever plus longue que celle des personnes jeunes, les différences n'étaient pas statistiquement significatives ($p=0.15$).

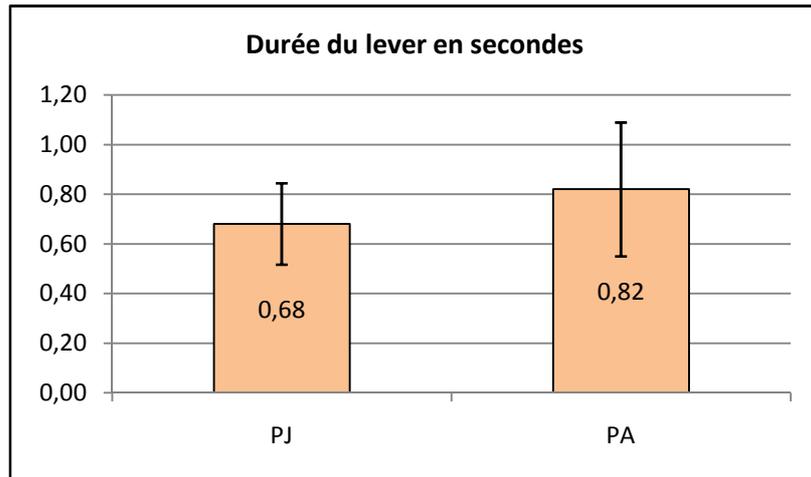


Figure 77 – Durée moyenne du lever en secondes pendant le STW chez les personnes jeunes (PJ) et chez les personnes âgées (PA)

3. Discussion

L'objectif de cette courte étude était d'analyser les déplacements du centre de pression moyen de sujets âgés et d'observer si ces derniers utilisaient différentes stratégies pour effectuer le STW. Les résultats indiquent que dans la population de notre étude, composée de sujets âgés sains, il n'existerait qu'une seule stratégie. En effet, les sujets se levaient dans une position stable puisque leur centre de pression moyen se déplaçait faiblement entre les deux pieds selon l'axe antéro-postérieur pendant une période variable. Ensuite, ce centre de pression rejoignait le centre de pression du pied d'appui un peu en avant de la cheville par un déplacement latéral et très légèrement oblique. Ces personnes semblent d'abord se lever et ensuite initier la marche. Cette dernière observation n'est pas surprenante dans le sens où, avec l'avancement en âge, le contrôle de l'équilibre est primordial pendant la réalisation de gestes tels que les transferts. De plus, l'utilisation du matériel a pu générer une crainte de tomber pour ces personnes peu habituées à ce type de protocole (marqueurs cinématiques et électrodes pour l'électromyographie).

Nous avons observé deux autres stratégies chez les personnes jeunes. Ces deux autres stratégies étaient associées à un déséquilibre soit sur le côté, soit vers l'avant. Nous n'avons pas retrouvé ces dernières stratégies dans la population âgée. En ce qui concerne la stratégie du déséquilibre avant, le contrôle de l'équilibre nécessite d'être précis et la marche doit être initiée au

moment de la perte d'équilibre. Il paraît peu probable que les personnes âgées utilisent cette stratégie. Pour la stratégie de déséquilibre latéral, il s'agit d'initier la marche très tôt et de se placer sur une jambe dans une position déjà instable au départ. Nous n'avons pas observé de sujets utilisant cette stratégie, toutefois, n'ayant pas enregistré la condition rapide du STW, nous ne pouvons pas exclure qu'elle soit utilisée à vitesse rapide.

En conclusion, cette étude ne définit qu'une seule stratégie pour la réalisation du STW par des personnes âgées saines. Cette stratégie est associée à une stabilité posturale présente pendant la majeure partie du lever et la marche est initiée relativement tard. Nous n'avons observé aucun sujet qui utilisait une stratégie associée à un déséquilibre latéral ou antérieur. Cette étude reste toutefois à poursuivre afin de déterminer les stratégies chez les personnes âgées pour un STW réalisé le plus rapidement possible. Il serait également intéressant de comparer ces résultats avec les déplacements du centre de pression moyen de personnes souffrant de troubles de l'équilibre. Enfin, comme nous avons pu le voir chez les jeunes adultes, une étude des moments articulaires et des activités musculaires nous permettraient de mieux comprendre les stratégies utilisées par des personnes âgées.

PARTIE IV : DISCUSSION GENERALE

L'objectif principal de cette thèse était d'identifier les paramètres pertinents des transferts assis-debout et assis-marche afin de mieux comprendre l'exécution de ces actions qui pourraient servir à détecter ultérieurement des troubles de l'équilibre et/ou de la fonction musculaire.

Nous avons mené quatre études pour atteindre cet objectif principal en utilisant pour les trois premières un matériel dont la précision est reconnue largement suffisante pour de telles études. Le nombre de sujets utilisés pourrait paraître à première vue faible mais il se serait avéré suffisant pour une étude statistique si tous les sujets avaient utilisé la même stratégie pour effectuer les mouvements demandés. Dès la première étude nous avons pu distinguer plusieurs stratégies pour la réalisation des tâches ce qui nous a amené à créer différents groupes de sujets. Bien sûr, si nous avions pu disposer d'une durée d'expérimentation plus longue, nous aurions pu refaire des expériences complémentaires en recrutant un nombre très important de sujets, et accomplir d'une part, une étude statistique sur le nombre de sujets utilisant une certaine stratégie pour une certaine tâche et d'autre part, rechercher les facteurs pouvant modifier l'utilisation des stratégies. Vu le temps imparti et le temps nécessaire au traitement nous avons préféré limiter l'étude. Mais, le sujet de la thèse restant l'identification des paramètres et des stratégies, une étude statistique n'était pas fondamentale.

La première étude est une description globale des actions celles-ci consistant essentiellement à passer de la position assise à la position debout. Avant d'étudier précisément des paramètres plus complexes (angles articulaires, forces de réaction du sol ou activités musculaires), il nous a semblé logique de commencer par observer le mouvement global du corps très bien représenté par le déplacement du centre de masse. Pour le STS nous avons pu définir deux stratégies qui n'avaient pas été décrites dans les études précédentes à partir de l'analyse spécifique des déplacements du centre de masse. Pour la première stratégie, le centre de masse se déplace d'abord horizontalement vers l'avant et vers le bas, puis verticalement vers le haut. Pour la seconde stratégie, il se déplace vers le haut dès le début du STS. Aucune étude n'ayant décrit ces différences dans les déplacements du

centre de masse, nous avons alors poursuivi l'analyse des paramètres cinématiques et cinétiques ce qui nous a permis de comparer les stratégies que nous avons rapprochées de celles décrites par d'autres auteurs chez des personnes jeunes (Coghlin 1994) et chez des personnes âgées (Hughes 1994). Rappelons que ces deux auteurs avaient observé deux stratégies, l'une favorisant la stabilité posturale, l'autre favorisant une vitesse du centre de masse élevée. La comparaison de nos résultats avec ceux de la littérature nous ont permis de remarquer que certaines stratégies (nommées stratégie H dans nos études, stratégie de la hanche par Coghlin (1994) et stratégie stabilisatrice par Hughes (1994)) possèdent des caractéristiques communes : les sujets fléchissent leur tronc de façon importante afin de positionner le centre de masse au-dessus de la base de support des pieds assurant ainsi le maintien de l'équilibre pendant le transfert. Les autres stratégies (nommées stratégie V dans nos études, stratégie du genou par Coghlin (1994) ou stratégie du transfert de moment par Hughes (1994)) ont aussi des caractéristiques communes : les sujets ont besoin de produire de fortes puissances verticales aux genoux ce qui nécessite des forces musculaires suffisantes dans les muscles extenseurs des genoux ; la composante antéro-postérieure de la quantité de mouvement du centre de masse est élevée pendant la flexion du tronc (Hughes 1994) ; la force frénatrice importante générée à la fin du mouvement permet de ne pas tomber en avant. Ces divers éléments favorisent le déplacement du centre de masse vers le haut dès le début de la flexion du tronc. D'après ces observations, Coghlin et Hughes ont suggéré que l'existence de deux stratégies était liée à la stabilité posturale, la seconde stratégie étant plus exigeante dans le maintien de l'équilibre postural. En effet, la vitesse importante du centre de masse pourrait entraîner un déséquilibre vers l'avant difficilement contrôlable en l'absence d'une force frénatrice à la fin du STS. Nous pensons aussi que dans nos expériences la stratégie V favorise cette stabilité posturale, mais comme dans nos expériences elle n'est utilisée que pendant l'exécution rapide du STS par de jeunes adultes sains, nous pensons que son utilisation pourrait également dépendre de la vitesse d'exécution de l'action. Pour vérifier cette hypothèse, il faudrait analyser le geste exécuté rapidement chez des personnes ayant des troubles de l'équilibre par exemple. Ces personnes sont-

elles capables de reproduire la stratégie V de façon spontanée ? Conservent-elles une stratégie stabilisatrice ou adoptent-elles une troisième stratégie non identifiée chez les personnes jeunes saines ?

Il est important de noter que pour tous les auteurs, la mesure des paramètres cinétiques et cinématiques indique que le STS est un mouvement relativement symétrique par rapport au plan sagittal. En effet, lorsqu' au début du mouvement les pieds sont placés au même niveau, les sujets normaux utilisent leurs membres inférieurs à peu près de la même manière et le tronc ne travaille qu'en flexion-extension. Toute rupture de cette symétrie pourrait indiquer l'existence d'une déficience motrice et/ou sensorielle car des problèmes musculaires ou de maintien de l'équilibre postural pourraient faire apparaître de nouvelles stratégies. Nous pourrions alors envisager la possibilité d'utiliser le STS dans l'évaluation de certains troubles. D'autre part, comme la stratégie V demande de développer une forte puissance au niveau des genoux, il est vraisemblable que les sujets ayant une difficulté à produire une force importante ne puissent pas utiliser cette stratégie, en particulier les personnes âgées qui ont une perte de force musculaire notable. Il serait donc intéressant de voir si, en modifiant notre protocole, il serait possible de faire réaliser à tous les sujets la stratégie V simplement en faisant varier la vitesse rapide d'exécution du STS. On pourrait par exemple donner une consigne plus précise en demandant aux sujets de se lever le plus rapidement possible mais en fléchissant le moins possible leur tronc. Cette stratégie qui s'apparente à celle observée pour le saut devrait pouvoir être accomplie par la majorité des sujets et une impossibilité à l'utiliser pourrait révéler certaines pathologies.

Le STS paraît donc être intéressant pour détecter certains troubles en clinique. Toutefois, à partir de la stratégie utilisée lors du STS, il paraît peu vraisemblable de pouvoir différencier tous les troubles ou même les différentes classes de troubles. Ainsi, l'utilisation du STW pourrait apporter des informations supplémentaires pour cerner l'origine des troubles.

Magnan (1996) a établi des liens forts entre les caractéristiques temporelles du STS et du STW. Nos résultats nous incitent à penser que, contrairement à ce qu'affirme cet auteur, ces deux actions sont assez différentes et, comme l'a révélé l'analyse, le STW semble être une action plus complexe à réaliser que le STS. Notre travail a permis de compléter les données des précédentes études et notamment d'expliquer les stratégies décrites par Magnan (1996). Pour cet auteur, il existait deux stratégies. La première, qui était reliée par l'auteur à la stabilité posturale, était décrite par un déplacement latéral du centre de pression à partir du milieu des deux pieds vers le milieu du pied d'appui. Pour la seconde stratégie qui favorisait la continuité du mouvement vers l'avant, le centre de pression se déplaçait rapidement à partir du milieu des deux pieds vers la partie antérieure du pied d'appui (Magnan 1996).

Partant, comme l'avait fait Magnan (1996), de l'observation de ces deux mêmes stratégies, définies uniquement à partir de la trajectoire du centre de pression moyen, l'analyse dynamique des moments articulaires nous a fait admettre qu'il existait trois stratégies liées à l'initiation de la marche. Ces stratégies se différencient sur les types et niveaux de déséquilibre produits par les mouvements des articulations et des segments ainsi que par le comportement à l'initiation de la marche.

Pour pouvoir définir un déséquilibre il faut préciser les paramètres utilisés et la distribution de ces paramètres réalisant l'équilibre, toute distribution différente étant un déséquilibre. Dans notre cas, on peut utiliser les couples à certaines articulations, mais on peut plus simplement utiliser la trajectoire du centre de masse. L'action de passer de la position assise à la marche se fera sans déséquilibre si le centre de masse s'élève pendant toute l'action en restant dans le plan sagittal. Contrairement au STS, nous avons pu constater que, pour le STW, le centre de masse se déplace temporairement, faiblement mais significativement, vers le pied d'appui avant de revenir vers le plan sagittal ce qui indique un déséquilibre. En projection sur ce plan, les trajectoires du centre de masse ont toutes la même forme et sont plus ou moins penchées par rapport à la verticale. Nous n'avons pu

établir de relations entre les stratégies et ces trajectoires mais il n'est pas impensable que la connaissance des stratégies et une étude précise de ces trajectoires sur un grand nombre de sujets permette d'établir certaines corrélations. Nous avons donc préféré étudier la stabilité à partir des paramètres dynamiques.

La notion de stabilité semble en effet plus facile à expliquer si l'on considère les moments aux chevilles car ce sont essentiellement eux qui règlent le contact des pieds avec le sol. La stabilité médio-latérale est définie par une symétrie des moments par rapport au plan sagittal. Il est apparu dans nos études que ces moments pouvaient avoir une composante d'adduction-abduction non négligeable et nous avons donc considéré que si les couples exerçaient la même action sur les deux chevilles, par exemple une adduction, le sujet était stable et dans le cas contraire le sujet était instable. Dans ce deuxième cas, les moments tendent à faire pivoter les deux membres inférieurs dans le même sens ce qui entraîne tout le corps. De plus, nous avons observé que dans le premier cas, des moments tendant à induire une adduction sont toujours observés au début du lever alors que dans le second cas, on observe une tendance à l'adduction du côté de l'appui et une tendance à l'abduction du côté oscillant. Le dernier contact du pied avec le sol étant normalement la phalange du gros orteil, la position du centre de pression sous le pied oscillant évolue de façon précoce pendant le lever en vue du décollement du pied oscillant. Cette observation montre qu'il semble exister une anticipation du décollement du pied oscillant, anticipation qui peut apparaître dès le début du lever. Il faut noter que l'adduction de la cheville correspond très souvent à une stabilité (elle été observée dans la position debout) car elle permet un appui podal sur le bord externe des pieds ce qui donne entre autre un polygone de sustentation maximal. Pour déterminer précisément les périodes de stabilité et d'instabilité il faut tenir compte des amplitudes relatives des composantes des moments sur les deux chevilles et aussi du mouvement des articulations. En effet, un moment abducteur peut simplement freiner un mouvement d'adduction mais comme au niveau de la cheville

nous avons observé que les mouvements sont très faibles, il est peu vraisemblable que ce phénomène intervienne.

L'origine de la dissymétrie des couples observée aux chevilles est sans doute l'initiation de la marche car une dissymétrie de l'extension des genoux est aussi observée à ce moment. Les décalages temporels des activations musculaires différents suivant les membres semblent renforcer cette hypothèse tout comme les mouvements de rotation du tronc faibles mais significatifs servant sans doute à compenser ces dissymétries au niveau du membre inférieur. Par exemple, la rotation du tronc dans le plan frontal vers le pied oscillant semblerait empêcher un trop grand déséquilibre et donc une chute. Toutefois, on sait que le placement des pieds intervient dans le sens de rotation du tronc (Lecours 2008), puisque, lorsqu'un pied est placé en arrière de l'autre, le tronc a tendance à effectuer une rotation dans le plan frontal du côté du pied arrière. Nos résultats sont en accord avec cette observation puisque nous avons pu remarquer que le placement d'un pied en arrière modifiait les paramètres dynamiques (forces de réaction du sol) et la rotation du tronc (essentiellement dans le plan frontal). Pour approfondir ce point, il semblerait même qu'en plaçant le pied oscillant en arrière du pied d'appui, la marche puisse être initiée plus tôt, la rotation du tronc étant favorisée par le placement des pieds, elle peut agir « naturellement » pour compenser le déséquilibre du côté du pied d'appui. En revanche, en plaçant le pied d'appui en arrière du pied oscillant, il serait nécessaire de fournir un plus grand effort pour compenser les dissymétries. Le placement spontané du pied d'appui en arrière pourrait être révélateur d'une stratégie d'adaptation spécifique à un trouble.

Comme Magnan (1996), la première stratégie que nous avons identifiée favorise une stabilité posturale durable pendant la plus grande partie du transfert. Les sujets effectuent des mouvements identiques pour les deux membres inférieurs et leur centre de pression moyen reste assez longtemps dans une petite surface à équidistance des deux pieds. Nous en avons déduit que, pour cette stratégie, l'initiation de la marche est plutôt tardive. Nous avons remarqué que cette stratégie était utilisée par toutes les personnes âgées et par certaines des personnes jeunes. Les personnes âgées

pouvant avoir, même en l'absence de déficit avéré, des troubles de l'équilibre, l'utilisation de cette stratégie semble être un moyen efficace de se lever de façon sûre et de prévenir tout risque de chute.

Les deux autres stratégies sont associées à un déséquilibre soit latéral, soit vers l'avant. Le déséquilibre latéral est créé par une initiation précoce de la marche et nous avons observé dans ce cas, chez les personnes jeunes, des différences importantes entre les paramètres des mouvements des membres inférieurs ainsi qu'entre les forces de réaction du sol sur les pieds (extension des genoux et dissymétries des composantes verticale et médio-latérale des forces de réaction du sol, certains sujets semblant se lever quasiment sur une seule jambe). Contrairement à Magnan (1996) qui parlait de la possible existence d'un "continuum" de stratégies liées à l'initiation plus ou moins précoce de la marche, nous n'avons observé que des stratégies très différentes les unes des autres. Nous pensons que ces stratégies sont liées au déséquilibre mais il faut préciser le paramètre et la valeur de ce paramètre à partir de laquelle le déséquilibre apparaît. Il semblerait que les moments articulaires à la cheville soient un bon indicateur et puissent être utilisés pour définir le seuil du déséquilibre. De la même façon, il serait également pertinent de placer un seuil au-delà duquel les sujets ne peuvent plus se lever sans risquer de tomber, ce seuil pouvant être différent selon les populations (jeunes, personnes âgées,...) et pouvant être ensuite utilisé pour détecter des troubles de l'équilibre par exemple. Pour l'instant, l'analyse des moments articulaires à la cheville semble une fois de plus être un bon indicateur de ce seuil mais il n'est pas impossible que la simple analyse des forces de réaction du sol puisse donner des informations comparables.

Magnan (1996) avait décrit une troisième stratégie semblant favoriser la continuité du mouvement vers l'avant. Dans notre cas, la troisième stratégie s'apparente plutôt à un plongeon vers l'avant car les sujets se propulsent avec les deux jambes et ce « déséquilibre » vers l'avant provoquerait une chute s'il n'y avait l'initiation du pas. N'ayant pas été observée chez les personnes

âgées, cette stratégie nécessite vraisemblablement un contrôle de l'équilibre très exigeant ou bien la capacité d'initier rapidement un pas.

Le second objectif de cette thèse était de répondre de la pertinence du STW par rapport au STS pour évaluer des personnes souffrant de divers déficits. Nous disposons à présent de certains éléments de réponse. Le STS est, comme nous l'avons vu, une action composée de mouvements relativement symétriques de l'ensemble du corps. Dans la mesure où les pieds sont placés au même niveau, la flexion du tronc se réalise dans le plan sagittal, et les extensions des genoux sont identiques des deux côtés. Il existe parfois de faibles dissymétries au niveau des forces de réaction du sol (Lundin 1995) mais la plupart des auteurs estiment qu'elles ne sont pas suffisantes pour qualifier cette action de dissymétrique. D'après nos résultats, le STW est, quant à lui, une action composée de mouvements pouvant être très différents des deux côtés : des rotations du tronc peuvent se produire selon les plans sagittal et frontal; les extensions des genoux peuvent être très différentes des deux côtés; au niveau de la dynamique, les forces de réaction du sol du côté oscillant sont différentes de celles du côté d'appui. De plus, les moments articulaires sont aussi asymétriques ce qui est dû en grande partie à des activités musculaires décalées. Comme Magnan (1996) l'avait fait avant nous, nous avons associé cette asymétrie à l'initiation de la marche. On pourrait penser que tous les sujets jeunes initient la marche assez tôt et présentent donc une asymétrie dans la réalisation des mouvements pouvant être considérée comme le paramètre essentiel du STW. Or, nos études ont montré que certains sujets jeunes effectuent le STW de façon symétrique, à la manière des personnes âgées, et initient la marche assez tard, sans toutefois exécuter d'abord un STS puis la marche.

Le caractère variable de l'asymétrie du STW ne nous permet donc pas encore d'assurer que le STW soit plus pertinent que le STS pour détecter des troubles. Il faudrait, comme nous venons de le discuter, définir un seuil de déséquilibre en deçà duquel on peut considérer que les personnes se lèvent sans risque de chute. Ce seuil, différent selon la population, pourrait être un élément

discriminant permettant de détecter un trouble de l'équilibre. Par ailleurs, comme nous l'avons vu le STS et le STW sont deux actions très différentes dont les études peuvent apporter sans doute des informations différentes. L'analyse du STS peut apporter simplement quelques informations supplémentaires à celles obtenues pendant une analyse posturale statique classique. Elle peut également être intéressante dans le cas où le sujet n'est pas capable d'utiliser une stratégie V lors de la réalisation à vitesse rapide, indiquant alors un trouble de l'équilibre ou de la fonction musculaire. Cependant, il n'apparaît pas encore possible d'identifier la nature des troubles par la seule évaluation du STS. Le STW nécessite quant à lui une analyse plus sophistiquée mais permet d'obtenir successivement des résultats assez complets non seulement sur l'équilibre postural statique mais aussi sur l'équilibre postural dynamique. Etant plus exigeant, il donne aussi plus d'informations sur les possibilités musculaires des sujets. Toutefois, il reste encore à déterminer certains éléments essentiels de l'évaluation par le STW et notamment les seuils de déséquilibre.

Le travail présenté dans cette thèse présente diverses limites qui nous obligent à rester prudents dans l'interprétation et dans les conclusions. Tout d'abord, une des principales limites est le nombre de sujets jeunes inclus dans l'étude. Ce nombre se justifie principalement par les contraintes méthodologiques, le temps d'analyse pour chaque sujet étant considérablement long. Ce faible nombre de sujets nous a contraints à décider de ne pas présenter de résultats statistiques. Comme mentionné précédemment, le nombre de sujets se serait avéré suffisant si ces derniers avaient tous utilisé la même stratégie, mais nous avons identifié trois stratégies pour le STW dont une n'était utilisée que par deux sujets. Il serait maintenant important de poursuivre ce type d'études en augmentant le nombre de sujets afin de réaliser une étude statistique intéressante et confirmer les tendances que nous avons pu observer.

Au niveau méthodologique, il aurait fallu, pour être plus précis, contrôler la position des pieds, ce qui aurait évité les effets du placement des pieds décrits par Lecours (2008). Cependant, nous n'avons pas imposé cette position car nous souhaitons préserver le caractère naturel des

actions déjà altéré par l'équipement nécessaire à l'enregistrement. Il semble donc que le remplacement des pieds lors de la réalisation du STW ait eu une influence sur les paramètres mesurés, toutefois, sans cette position spontanée des pieds, nous n'aurions peut-être pas pu distinguer les trois stratégies puisque le placement du pied oscillant en arrière semble s'accompagner d'une rotation du tronc dans le plan frontal particulièrement dans la stratégie de déséquilibre latéral. Forts de cette expérience, il faudrait maintenant poursuivre l'étude de cette stratégie en imposant la position des pieds et définir si la position des pieds est un élément déterminant dans la stratégie de déséquilibre latéral.

En outre, il peut paraître surprenant que nous n'ayons pas présenté en détails tous les paramètres cinétiques, cinématiques et électromyographiques enregistrés notamment au cours du STS. En fait les variations de ces paramètres au cours de cette tâche ont déjà été largement décrites dans d'autres études. Elles ressemblent à celles que nous avons pu enregistrer et nous n'avons présenté que celles nécessaires à la compréhension des deux stratégies.

Enfin, en ce qui concerne les activations musculaires il aurait été intéressant de pouvoir comparer les amplitudes des EMG pour déterminer précisément l'origine de la dissymétrie mais, n'ayant pu normaliser ces amplitudes par rapport à la contraction maximale volontaire, nous avons préféré nous en abstenir. De plus, une normalisation par rapport à l'amplitude maximale dans la tâche aurait été possible mais le STW étant dissymétrique, la comparaison entre les deux jambes n'aurait pas été forcément très pertinente.

A présent, grâce aux résultats de cette étude, différentes perspectives peuvent être envisagées. Nous avons identifié les principales stratégies lors de la réalisation du STS et du STW mais il reste encore des imprécisions quant au choix de l'utilisation de ces stratégies. Afin de confirmer nos résultats et de pouvoir produire une étude statistique puissante, il faudrait dans un premier temps enregistrer d'autres sujets pour augmenter la taille de la population. De plus, il serait nécessaire de poursuivre l'analyse des stratégies chez les personnes âgées et de compléter les résultats des

déplacements du centre de pression avec l'analyse des moments articulaires ce qui permettrait de quantifier le niveau de déséquilibre pendant le STW dans cette population. Pour aller encore plus loin dans l'application, l'étude précise du STW chez des personnes présentant des pathologies serait un moyen de tester ensuite les effets de programmes de rééducation. En effet, si comme nous le pensons, il existe un seuil de déséquilibre révélateur de troubles de l'équilibre, on peut imaginer qu'un programme de rééducation et/ou d'activités physiques centré sur l'amélioration de l'équilibre pourrait faire varier ce seuil de façon significative, les personnes se mettant plus facilement en déséquilibre et modifiant leur façon de se lever. Dans ce cadre, il sera ensuite probablement possible de créer un test clinique permettant de détecter divers troubles de la motricité.

En conclusion, le travail présenté dans cette thèse a permis de mettre en évidence des stratégies dans la réalisation des transferts assis-debout et de mieux comprendre les liens existant entre ces stratégies et certains paramètres cinématiques et dynamiques de ces actions. Nos résultats indiquent que, dans beaucoup de cas, le STS semble actuellement suffisant pour évaluer les capacités du sujet. La complexité du STW suggère que cette action est dotée d'une quantité très importante de paramètres à mesurer et que son utilisation en clinique soit à réserver à des cas ayant un comportement extrême lors du STS, par exemple dans le cas d'une asymétrie non expliquée ou dans le cas d'une impossibilité à réaliser le STS avec une stratégie V. Il est maintenant préconisé de poursuivre les études dans le but de mieux comprendre le STW chez des personnes souffrant de troubles divers dans une perspective d'évaluation à l'aide d'un test valide et facilement utilisable en clinique.

BIBLIOGRAPHIE

Bassey EJ, Fiatarone MA, O'Neill EF, et al. – Leg extensor power and functional performance in very old men and women. *Clin Sci*, 1992. 82(3): p. 321-7.

Bonnefoy A, Pradon D and Chèze L – Les systèmes d'analyse du mouvement : techniques et principe, protocoles, sources d'erreurs et solutions. *ITBM RBM News* 2005. 26 (6) : p. 24-32.

Bonnefoy M – Sarcopénie, fonction musculaire et prévention. *Nutrition clinique et métabolisme*, 2004. 18: p. 175-180.

Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, et al. – The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 2002. 83(7): p. 924-9.

Cappozzo A, Catani F, Croce UD, et al. – Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *ClinBiomech*, 1995. 10(4): p. 171-178.

Carr JH – Balancing the centre of body mass during standing up. *Physiotherapy Theory and Practice*.1992. 8: p. 159–164.

Coghlin SS and McFadyen BJ –Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. *ClinBiomech*, 1994. 9 (2): p. 85-92.

Corrigan D and Bohannon RW – Relationship between knee extension force and stand-up performance in community-dwelling elderly women. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001. 82(12): p. 1666-72.

Dehail P, Bestaven E, Muller F, et al. – Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: role of strength. *ClinBiomech*, 2007. 22(10): p. 1096-103.

Doorenbosch CA, Harlaar J, Roebroek ME, et al. – Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *J Biomech*, 1994. 27(11): p. 1299-307.

Frontera WR, Hughes VA, Fielding RA, et al. – Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *J Appl Physiol*, 2000. 88(4): p. 1321-6.

Frontera WR, Suh D, Krivickas LS, et al. – Skeletal muscle fiber quality in older men and women. *Am J Physiol Cell Physiol*, 2000. 279(3): p. C611-8.

Gorton G, Herbert D, and Goode B – Assessment of the kinematic variability between twelve Shiners motion analysis laboratories. VIth Annual Gait and Clinical Movement Analysis meeting, April 25th-28th 2001, Sacramento, California.

Goulart FR and Valls-Sole J – Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin Neurophysiol*, 1999. 110(9): p. 1634-40.

Gross MM, Stevenson PJ, Charette SL, et al. – Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait Posture*, 1998. 8(3): p. 175-185.

Hirschfeld H, Thorsteinsdottir M, and Olsson E – Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during Sit-to-Stand. *J Neurophysiol*, 1999. 82: p. 3021-29.

Hughes MA, Myers BS, and Schenkman ML – The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *J Biomech*, 1996. 29(12): p. 1509-13.

Hughes MA and Schenkman ML – Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *J Rehabil Res Dev*, 1996. 33(4): p. 409-12.

Ikeda ER, Schenkman ML, Riley PO, et al. – Influence of age on dynamics of rising from a chair. *Phys Ther*, 1991. 71(6): p. 473-81.

Janssen WG, Bussmann HB, and Stam HJ – Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther*, 2002. 82(9): p. 866-79.

Kawagoe S, Tajima N, and Chosa E – Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *J Orthop Sci*, 2000. 5(2): p. 124-33.

Kerr A, Durward B, and Kerr KM – Defining phases for the sit-to-walk movement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2004. 19(4): p. 385-90.

- Kerr KM, White JA, Barr DA, et al. – Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *ClinBiomech* (Bristol, Avon), 1997. 12(4): p. 236-245.
- Kerr A, Rafferty D, Kerr KM, et al. – Timing phases of the sit-to-walk movement: validity of a clinical test. *Gait Posture*, 2007. 26(1): p. 11-6.
- Khemlani MM, Carr JH, and Crosbie WJ – Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *ClinBiomech* (Bristol, Avon), 1999. 14(4): p. 236-46.
- Kralj A, Jaeger RJ, and Munih M – Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *J Biomech*, 1990. 23(11): p. 1123-38.
- Lecours J, Nadeau S, Gravel D, et al. – Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med*, 2008. 40(3): p. 200-7.
- Lundin TM, Grabiner MD, and Jahnigen DW – On the assumption of bilateral lower extremity joint moment symmetry during the sit-to-stand task. *J Biomech*, 1995. 28(1): p. 109-12.
- Magnan A, Fadyen BJM, and Vincent GS – Modification of the sit-to-stand task with the addition of gait initiation. *Gait and Posture*, 1996. 4: p. 232-241.
- Mathias S, Nayak US, and Isaacs B – Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Arch Phys Med Rehabil*, 1986. 67(6): p. 387-9.
- Mazza C, Zok M, and Della Croce U – Sequencing sit-to-stand and upright posture for mobility limitation assessment: determination of the timing of the task phases from force platform data. *Gait Posture*, 2005. 21(4): p. 425-31.
- Millington PJ, Myklebust BM, and Shambes GM – Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *ArchPhys Med Rehabil*, 1992. 73(7): p. 609-17.
- Moulias S – Myopathies du sujet âgé. *Revue du rhumatisme*, 2004. 70: p. 510-514.
- Mourey F, A. G, P. D A, et al. – Standing Up From a Chair as a Dynamic Equilibrium Task: A Comparison Between Young and Elderly Subjects. *Journal of Gerontology*, 2000. 55A(9): p. B425-B431.

Mourey F, Pozzo T, Rouhier-Marcier I, et al. – A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. *Age Ageing*, 1998. 27(2): p. 137-46.

Munro BJ, Steele JR, Bashford GM, et al. – A kinematic and kinetic analysis of the sit-to-stand transfer using an ejector chair: implications for elderly rheumatoid arthritic patients. *J Biomech*, 1998. 31(3): p. 263-71.

Munton JS, Ellis MI, and Wright V – Use of electromyography to study leg muscle activity in patients with arthritis and in normal subjects during rising from a chair. *Ann Rheum Dis*, 1984. 43(1): p. 63-5.

Nagano A, Ishige Y, and Fukashiro S – Comparison of new approaches to estimate mechanical output of individual joints in vertical jumps. *J Biomech*, 1998. 31(10): p. 951-5.

Pai YC and Lee WA – Effect of a terminal constraint on control of balance during sit-to-stand. *J Mot Behav*, 1994. 26(3): p. 247-56.

Pai YC and Rogers MW – Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*, 1991. 72(11): p. 881-5.

Pai YC and Rogers MW – Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc*, 1991. 23(2): p. 225-30.

Papa E and Cappozzo A – A telescopic inverted-pendulum model of the musculo-skeletal system and its use for the analysis of the sit-to-stand motor task. *J Biomech*, 1999. 32(11): p. 1205-12.

Papa E and Cappozzo A – Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J Biomech*, 2000. 33(9): p. 1113-22.

Podsiadlo P and Richardson S - TheTimed “up and go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 39 (1991), pp. 142–148.

Reisman DS, Scholz JP, and Schoner G – Differential joint coordination in the tasks of standing up and sitting down. *J ElectromyogrKinesiol*, 2002. 12(6): p. 493-505.

Reisman DS, Scholz JP, and Schoner G – Coordination underlying the control of whole body momentum during sit-to-stand. *Gait Posture*, 2002. 15(1): p. 45-55.

Richards JG – The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science* 1999. 18 : p. 589-602.

Riley PO, Krebs DE, and Popat RA – Biomechanical analysis of failed sit-to-stand. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 1997. 5(4): p. 353-9.

Rodosky MW, Andriacchi TP, and Andersson GB – The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J Orthop Res*, 1989. 7(2): p. 266-71.

Roebroek ME, Doorenbosch CA, Harlaar J, et al. – Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *ClinBiomech*. 1994. 9: 235–244.

Roy G, Nadeau S, Gravel D, et al. – Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *ClinBiomech (Bristol, Avon)*, 2007. 22(7): p. 795-804.

Schenkman ML, Riley PO and Hodge WA – Normal total body dynamics during rising from a chair. *Phys Ther*. 1990. 70: p. 638–648;discussion: p. 648–651.

Schultz AB, Alexander NB, and Ashton-Miller JA – Biomechanical analyses of rising from a chair. *J Biomech*, 1992. 25(12): p. 1383-91.

Shepherd RB and Koh HP – Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand J Rehabil Med*, 1996. 28(2): p. 79-88.

Tully EA, Fotoohabadi MR, and Galea MP – Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. *Gait Posture*, 2005. 22(4): p. 338-45.

Vander Linden DW, Brunt D, and McCulloch MU – Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 1994. 75(6): p. 653-60.

Wall JC, Bell C, Campbell S, et al. – The Timed Get-up-and-Go test revisited: measurement of the component tasks. *J Rehabil Res Dev*, 2000. 37(1): p. 109-13.

Winter DA – *Biomechanics and motor control of human movement*. Second Edition. New York: Wiley, 1990.

Winter DA – Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 1995. 3: p. 193-214.

Young A, Stokes M, Crowe M. Size and al. – Strength of the quadriceps muscles of old and young women. *Eur J Clin Invest* 1984. 14: p. 282–7.

Résumé

Le passage de la position assise à la position debout est une action qui se détériore rapidement avec l'avancée en âge à cause de divers troubles moteurs ou sensitifs. Les travaux de la thèse avaient pour but de déterminer les paramètres biomécaniques les plus pertinents pour caractériser les transferts assis-debout (STS) et assis-marche (STW). A l'aide d'un système d'analyse vidéo du mouvement, nous avons enregistré les paramètres cinématiques, cinétiques et électromyographiques de ces transferts réalisés par des sujets sains jeunes ou âgés. Ces paramètres ont été analysés et utilisés pour calculer par dynamique inverse les moments appliqués à chaque articulation pendant la réalisation de l'action. Les résultats indiquent qu'il existe deux stratégies dans la réalisation du STS l'une privilégiant la stabilité, l'autre favorisant la vitesse d'exécution. Pour le STW, il existe trois stratégies, la première privilégie la stabilité posturale alors que les deux autres autorisent un léger déséquilibre temporaire soit latéral soit vers l'avant. Les personnes âgées n'utiliseraient que la stratégie stable pour effectuer un STW. Ces travaux indiquent que le STS est un outil satisfaisant pour détecter des troubles de l'équilibre statique ou dynamique mais que le STW serait un outil intéressant pour mesurer des troubles de l'équilibre et des fonctions musculaires ou sensorielles plus spécifiques.

Mots clés en français

Transferts assis-debout, transferts assis-marche, biomécanique, dynamique inverse, équilibre, muscle, vieillissement, électromyographie.

Abstract

Rising from a chair is a task which is quickly impaired with aging because of motor and/or sensitive disabilities. The aim of the Thesis was to determine the most relevant biomechanical parameters for characterizing a STS task and a STW task. We recorded kinetic, kinematic and electromyographic parameters on both old and young subjects who performed STS and STW tasks. Two different strategies were identified for the STS task. For the first one, postural stability was favored whereas the execution speed was privileged for the second. For the STW task, three strategies were used by the subjects. The first was based on the control of balance and the two others exhibited a temporary short imbalance towards one side or forward. Elderly seemed to use only the first strategy and seemed to rise from the chair with a stable position. We concluded that the STS task is an interesting clinical tool to diagnose balance disorders but the STW task, in spite of the necessity of a more complex analysis, seems to be more relevant to detect more specific troubles and muscular diseases.

Keywords

Sit-to-stand, Sit-to-walk, biomechanics, inverse dynamics, center of mass, center of pressure, moments, balance, muscles, electromyography, elderly, ageing.