

Prévention durable en SST et environnement de travail

Études et recherches

RAPPORT R-828



Cinématique et modélisation biomécanique de l'épaule lors de tâches de manutention

*Landry Desmoulins
Benjamin Michaud
Paul Allard
André Plamondon
Mickaël Begon*



Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

NOS RECHERCHES

travaillent pour vous !

Mission

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes;

Assurer la diffusion des connaissances et jouer un rôle de référence scientifique et d'expertise;

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission de la santé et de la sécurité du travail.

Pour en savoir plus

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement. www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine Prévention au travail, publié conjointement par l'Institut et la CSST. Abonnement : www.csst.qc.ca/AbonnementPAT

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec
2014
ISBN : 978-2-89631-735-6 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
et de la valorisation de la recherche
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
Télécopieur : 514 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
juin 2014

Prévention durable en SST et environnement de travail

Études et recherches

RAPPORT R-828

Cinématique et modélisation biomécanique de l'épaule lors de tâches de manutention

Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

*Landry Desmoulins¹, Benjamin Michaud¹,
Paul Allard¹, André Plamondon², Mickaël Begon¹*

¹Département de kinésiologie, Université de Montréal

²Prévention des problématiques de SST et réadaptation, IRSST

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



Cette publication est disponible
en version PDF
sur le site Web de l'IRSST.

CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSS

Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document
ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

REMERCIEMENTS

Les auteurs veulent remercier les manutentionnaires volontaires du Département de kinésiologie de l'Université de Montréal et d'ailleurs. Un grand merci doit également être adressé à tous les membres du laboratoire S₂M (Simulation et modélisation du mouvement), et notamment à Marc Murad, Fabien Dal Maso, Diane Haering, Ariane Crépeau-Rousseau, Arsène Thouzé et Patrick Marion qui, grâce à leurs précieuses compétences, ont permis la réalisation de ce rapport.

SOMMAIRE

De récentes revues de la littérature épidémiologique montrent que travailler avec les bras en position levée augmente la probabilité de développer des troubles musculosquelettiques (TMS) aux épaules. Bien que l'origine et les mécanismes de TMS à l'épaule manquent d'évidence dans la littérature scientifique, réaliser une tâche avec les bras en position levée cause un chargement de la musculature de l'épaule plus important. Cependant, peu d'éléments permettent d'expliquer les raisons pour lesquelles cette posture avec les bras élevés est gênante, et comment celle-ci affecte le membre supérieur en mouvement. La modélisation musculosquelettique du corps humain est aujourd'hui un moyen efficace et non invasif pour obtenir des informations sur les efforts internes qui sont appliqués aux muscles, aux tendons et aux os.

L'**objectif général** de ce projet de recherche consistait à développer (1) un modèle cinématique et (2) un modèle musculosquelettique de la ceinture scapulaire et du bras pour étudier la biomécanique de l'épaule lors de la manutention et (3) d'en tester la sensibilité aux conditions de tâches et de masses. Plusieurs tâches de travail en manutention ont été simulées en laboratoire avec pour objectif d'évaluer les contraintes musculosquelettiques aux épaules lors de ces tâches. Dix-huit sujets ont effectué des déplacements de caisses instrumentées, de trois masses différentes (6 kg, 12 kg et 18 kg), sur une distance équivalente à la hauteur des hanches, des épaules et des yeux. Dans sa première partie, ce rapport comporte une analyse cinématique qui permet de décrire les stratégies articulaires employées par les sujets. Une augmentation de la masse de la caisse induit des stratégies motrices plus efficaces chez les sujets comme celle de rapprocher davantage du tronc la charge à soulever lors du déplacement. Lever une caisse à hauteur des yeux lors d'un déplacement de charge augmente la contribution de la ceinture scapulaire au mouvement par rapport à une levée à hauteur des épaules. La hauteur de la caisse qui doit être manutentionnée affecte aussi l'élévation gléno-humérale.

Dans la seconde partie du rapport, un modèle musculosquelettique a été développé pour une première estimation des forces internes appliquées au membre supérieur lors de déplacement de boîte. Ce modèle est sensible aux variations de masse de la charge ainsi qu'aux différentes phases du déplacement. Cependant, il semblerait que les tâches étudiées ne modifient pas les forces et les activations musculaires maximales. Enfin, dans sa dernière partie, le rapport fait état de l'activité électromyographique (EMG) de dix muscles de la ceinture scapulaire et du bras. Cette mesure expérimentale EMG a permis d'identifier les principaux muscles impliqués lors de déplacement de caisse. Par exemple, les biceps n'étaient pas affectés par la hauteur de destination de la charge à soulever mais plutôt par l'augmentation de la masse de la caisse. En revanche, le trapèze supérieur semble être un muscle déterminant pour la levée de caisse dès que les tâches de manutention nécessitent un transfert à des hauteurs importantes, et ce, même si le rôle qu'il joue dans ce type de tâche reste à documenter. De plus, l'activité EMG des deltoïdes antérieur et médian est importante quelles que soient la hauteur et la masse des caisses. Une recommandation qui peut être formulée à partir de ce rapport est qu'une tâche qui nécessite un déplacement d'une caisse de 6 kg ou de 12 kg entre la hauteur des hanches et celle des épaules doit être préférée à un même déplacement entre la hauteur des épaules et celle des yeux. L'adoption d'une posture avec les coudes fléchis et la charge le plus près possible du torse est à encourager tant que les recherches n'auront pas validé de meilleures techniques à employer pour prévenir les blessures aux épaules lors d'un transfert de charge en hauteur.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	i
SOMMAIRE	II
1. INTRODUCTION.....	1
1.2 TMS à l'épaule : les muscles de la coiffe des rotateurs	1
1.3 Facteurs de risque	1
1.4 Travail au-dessus de la tête	2
1.5 Complexité d'estimation des charges sur les tissus.....	3
1.6 Résumé	5
2. OBJECTIFS	6
3. MÉTHODE GÉNÉRALE	7
3.1 Sujets	7
3.2 Instrumentation du sujet et traitement des signaux	7
3.2.1 Électromyographie et tests de normalisation	7
3.2.2 Cinématique et mouvements fonctionnels	9
3.2.3 Force	9
3.3 Conditions expérimentales	10
4. PARTIE 1 : MODÈLE CINÉMATIQUE ET ESTIMATION DES ANGLES ARTICULAIRES DE LA CEINTURE SCAPULAIRE ET DU COUDE.....	13
4.1 Introduction.....	13
4.2 Caractéristiques méthodologiques	13
4.2.1 Placement des repères cutanés	14
4.2.2 Essais statiques.....	15

4.2.3	Centres articulaires.....	15
4.2.4	Chaîne cinématique.....	16
4.2.5	Cinématique inverse par optimisation globale.....	17
4.2.6	Conditions expérimentales.....	18
4.2.7	Analyses statistiques.....	19
4.3	Résultats sur la cinématique de l'épaule et du bras	20
4.4	Discussion sur la cinématique de l'épaule et du bras	26
5.	PARTIE 2 : MODÉLISATION MUSCULOSQUELETTIQUE	28
5.1	Caractéristiques méthodologiques	28
5.1.1	Dynamique inverse	28
5.1.2	Les logiciels de modélisation musculosquelettique.....	29
5.1.3	Optimisation statique	32
5.1.4	Modèles musculaires.....	33
5.1.5	Personnalisation du modèle	36
5.2	Analyses statistiques	37
5.3	Résultats sur les effets principaux.....	38
5.3.1	Effet de la masse sur les forces et activations musculaires.....	39
5.3.2	Effet de la tâche et de la phase sur les forces et activations musculaires	43
5.4	Discussion sur la modélisation musculosquelettique	45
6.	PARTIE 3: ACTIVITÉ EMG ET CO-CONTRACTION EN MANUTENTION	50
6.1	Réduction des données.....	51
6.2	Analyses statistiques	52
6.3	Résultats des analyses sur les activations musculaires	53
6.3.1	Résultats sur les effets principaux.....	53

6.3.2	Résultats sur la hauteur et la charge relatives chez les hommes et les femmes pour différentes tâches de manutention.....	58
6.3.3	Résultats sur l'estimation de la cocontraction du coude et de la ceinture scapulaire selon la hauteur de travail	62
6.4	Discussion sur l'électromyographie.....	65
6.4.1	Bilan des objectifs et résultats principaux	65
6.4.2	Limites de l'étude	66
6.4.3	Analyse EMG et contraintes musculo-squelettiques	67
6.4.4	Perspectives.....	69
7.	CONCLUSION.....	71
	BIBLIOGRAPHIE.....	73
	ANNEXE A : Bases anatomiques de l'épaule.....	80
	ANNEXE B : Positions des électrodes EMG et tests de CMV pour chaque muscle étudié .	82
	ANNEXE C : Noms, types et positions des repères cutanés placés sur la peau des sujets... 	83
	ANNEXE D : Mouvements fonctionnels réalisés pour la localisation des centres articulaires à partir de la méthode SCoRE.....	84

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Moyenne de l'âge, de la taille et de la masse des sujets pour chaque groupe	7
Tableau 2 : Tableau des tests statistiques réalisés pour l'analyse cinématique	20
Tableau 3: Résultats des ANOVAs à mesures répétées sur les variables cinématiques.....	22
Tableau 4 : Tests statistiques réalisés pour la modélisation musculaire.....	38
Tableau 5 : Résultats des différents ANOVAs sur les effets principaux étudiés pour l'activation musculaire maximale de huit muscles de l'épaule et du bras.....	39
Tableau 6 : Résultats des différents ANOVAs sur les effets principaux étudiés pour la force musculaire maximale de huit muscles de l'épaule et du bras	39
Tableau 7 : Résultats des comparaisons par paires des forces maximales estimées pour les effets de tâche, masse et phase	41
Tableau 8: Résultats des comparaisons par paires des activations maximales estimées	42
Tableau 9 : Tests statistiques réalisés pour l'étude EMG	53
Tableau 10: Résultats des tests univariés	53
Tableau 11 : Récapitulatif des valeurs de p pour les valeurs EMG maximales après les tests de la plus petite différence significative (LSD).....	56
Tableau 12 : Récapitulatif des résultats sur les activités EMG maximales selon les valeurs moyennes et les résultats des tests statistiques	56
Tableau 13 : Résultats des tests univariés.....	63
Tableau 14 : Valeurs statistiques de p pour les indices de cocontraction des trapèzes après les tests LSD.....	64
Tableau 15: Positions des électrodes EMG et tests de CMV pour chaque muscle étudié.....	82
Tableau 16: Noms, types et positions des repères cutanés placés sur la peau des sujets.....	83
Tableau 17: Mouvements fonctionnels réalisés pour la localisation des centres articulaires à partir de la méthode SCoRE.....	84

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Placement des repères cutanés	9
Figure 2 : Phases et évènements lors d'une tâche étudiée (exemple en $D_{H \rightarrow E}$).....	11
Figure 3 : Durée des parties de l'expérience	12
Figure 4 : Degrés de liberté en reconstruction 3D de la cinématique	14
Figure 5 : Position anatomique (A) versus position relâchée (B)	15
Figure 6 : Chaîne cinématique et ellipsoïde personnalisées pour un sujet	17
Figure 7 : Distance euclidienne entre deux repères réfléchissants lors d'un essai.....	21
Figure 8 : Évolution de l'élévation de la clavicule (a), de la sonnette externe de la scapula (b), de l'élévation du bras (c) et de la rotation latérale de la scapula (d) sur les trois différentes hauteurs étudiées pour une charge de 6 kg.	23
Figure 9 : Élévation gléno-humérale et sonnette externe scapulo-thoracique pour les charges de 6 et 12 kg lors des tâches $D_{H \rightarrow E}$ à gauche et $D_{E \rightarrow Y}$ à droite.	24
Figure 10 : Évolution de la rotation axiale gléno-humérale pour les tâches $D_{H \rightarrow E}$, $D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{E \rightarrow Y}$ pour une charge à soulever de 6 kg.....	25
Figure 11 : Évolution de la flexion du coude en fonction des charges de 6 kg et 12 kg lors des tâches $D_{H \rightarrow E}$ (gauche) et $D_{E \rightarrow Y}$ (droite).	25
Figure 12 : Exemple d'un diagramme de corps libre pour l'humérus.	29
Figure 13 : Le modèle AMMR1.5 livré par Anybody.....	30
Figure 14 : Le modèle Stanford VA Upper Limb livré par OpenSim.	32
Figure 15 : Exemple de ligne d'action droite du muscle.....	34
Figure 16 : Utilisation de points de passage	34
Figure 17 : Exemple de point de passage non physiologique.....	34
Figure 18 : Utilisation d'un objet de contournement	35
Figure 19 : Force musculaire moyenne [Newton] de l'infra-épineux à gauche et du sous-scapulaire à droite en fonction du temps normalisé (%) suivant différentes conditions de masse et de tâches.	38
Figure 20 : Force musculaire maximale estimée (N) pour huit muscles de l'épaule et du bras en fonction des masses de 6 kg et 12 kg.	40
Figure 21 : Activations musculaires maximales estimées pour huit muscles de l'épaule et du bras en fonction des masses de 6 kg et 12 kg.	42
Figure 22 : Activations musculaires maximales estimées pour huit muscles de l'épaule et du bras en fonction des trois phases de l'étude : arraché, transfert et dépôt.	43
Figure 23 : Force musculaire maximale estimée pour huit muscles de l'épaule et du bras en fonction des trois tâches de l'étude.....	44

Figure 24 : Force musculaire maximale estimée pour huit muscles de l'épaule et du bras en fonction des trois phases de l'étude : arraché, transfert et dépôt.....	45
Figure 25 : Comparaison entre activation musculaire estimée et activité EMG mesurée pour deux exemples pour les muscles deltoïdes antérieur et postérieur lors d'un essai au complet.....	48
Figure 26 : Évolution des activations maximales des 10 muscles de la ceinture scapulaire et du bras en fonction des tâches expérimentales ($D_{H \rightarrow E}$, $D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{E \rightarrow Y}$).....	55
Figure 27 : Effets de l'augmentation de masse sur l'activité EMG maximale de 10 muscles de la ceinture scapulaire et du bras sur l'ensemble des tâches étudiées.....	57
Figure 28 : Évolution des activations EMG maximales des 10 muscles de la ceinture scapulaire et du bras en fonction des phases sélectionnées lors du mouvement.....	58
Figure 29 : Évolution de l'activation EMG moyenne du deltoïde antérieur en fonction de l'augmentation de la masse relative de la caisse pour les hommes et pour les femmes lors des tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$.....	60
Figure 30 : Évolution de l'activation EMG moyenne du deltoïde antérieur en fonction de l'augmentation de poids relative lors des tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$.....	61
Figure 31 : Évolution de l'activation EMG moyenne du trapèze supérieur en fonction de l'augmentation de masse relative lors des tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$.....	61
Figure 32 : Évolution de l'activation EMG moyenne du biceps en fonction de l'augmentation de masse relative lors des tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$.....	62
Figure 33 : Moyenne et écarts-types des indices de cocontraction de l'articulation gléno-humérale (ICC_{delt}), du coude (ICC_{coude}) et des trapèzes (ICC_{trapM} et ICC_{trapI}) pour des charges de 6 et 12 kg lors des tâches de montée.....	63
Figure 34 : Évolution des ratios ICC_{TRAPM} et ICC_{TRAPI} en fonction des différentes tâches et des phases étudiées.....	65
Figure 35 : Vue antérieure et postérieure des muscles de l'épaule.....	80
Figure 36. Vue antérieure des os de l'épaule et des muscles de la coiffe des rotateurs.....	81

1. INTRODUCTION

Entre 1998 et 2007 au Québec, 46 400 nouveaux cas de troubles musculosquelettiques (TMS) ont été déclarés et acceptés par la CSST en moyenne chaque année. Près du tiers (30,1 %) de ces TMS se situaient aux membres supérieurs. Parmi les TMS au membre supérieur, selon l'Institut national de santé publique du Québec, l'épaule figure comme l'articulation la plus touchée, représentant 46,5 % de ces lésions (Michel, Arcand et coll. 2010). Plus précisément, l'Institut national de santé publique du Québec dénombre 46 400 cas de TMS à l'épaule entre 1998 et 2007, soit 10 % des lésions professionnelles indemnisées au Québec (Michel, Arcand et coll. 2010). Une des populations les plus exposées aux TMS de l'épaule est celle des travailleurs manuels (Denis et Ledoux 2011). Selon les études et les pays, les TMS de l'épaule touchent entre 7 et 26 % de la population (Urwin, Symmons et coll. 1998, Luime 2004). En Europe du Nord, cette proportion atteignait même 35 % entre 1997 et 1999 (Buckle et Jason Devereux 2002). Aux États-Unis, les blessures à l'épaule représentent la TMS la plus importante en termes de jours de travail perdus (Bureau of Labor Statistics, 2012). Les TMS à l'épaule sont ainsi une problématique de santé publique, mais également de santé du travail.

1.2 TMS à l'épaule : les muscles de la coiffe des rotateurs

Les TMS à l'épaule peuvent affecter 9 % des populations de travailleurs (Fallentin, Juul-Kristensen et coll. 2001). Parmi les TMS de l'épaule, l'atteinte des muscles de la coiffe des rotateurs est le diagnostic clinique le plus fréquent (Silverstein, Viikari-Juntura et coll. 2002). Les déchirures de la coiffe des rotateurs touchent près de 20 % de la population avec une prévalence qui augmente avec l'âge, plus particulièrement après 40 ans (Yamamoto, Takagishi et coll. 2010) et peuvent atteindre 30 %, voire 40 % de la population de plus de 60 ans (Milgrom, Schaffler et coll. 1995). Inévitablement, les troubles de la coiffe des rotateurs ont un impact majeur sur le système de santé. Par exemple, pour l'État de Washington, le coût moyen directement associé aux cas déclarés de syndrome de la coiffe des rotateurs dépassent les 3 millions de dollars par an chez les travailleurs (Silverstein, Viikari-Juntura et coll. 2002).

Les agents causaux sont principalement les efforts excessifs et répétitifs en soulevant, tirant ou poussant des objets (Duguay, Boucher et coll. 2012). Selon cette même étude, les TMS de l'épaule occasionnent un débours moyen de 12 500 \$ CAD et une période d'indemnisation de 120 jours.

1.3 Facteurs de risque

Les facteurs de risque des TMS à l'épaule identifiés par des études épidémiologiques et des revues de la littérature récentes (van der Windt, Thomas et coll. 2000, Punnett et Wegman 2004, Sommerich et Hughes 2006, Rijn, Huisstede et coll. 2010) sont la répétition, la charge et la posture avec le bras en flexion et avec une abduction de plus de 60 degrés. L'effet du travail sur la biomécanique de l'épaule montre également que l'âge aurait une importance, car la force active diminue rapidement avec les ans. Une perte de capacité de 20 % est rapportée entre 40 et 60 ans (Kenny, Yardley et coll. 2008). La dégénérescence des tissus et des articulations rend les individus plus âgés davantage susceptibles de développer des lésions professionnelles, notamment à l'épaule et au cou (Cassou, Derriennic et coll. 2002, Yamamoto, Takagishi et coll.

2010). La catégorie d'âge 45-54 ans est la plus à risque (Miranda, Viikari-Juntura et coll. 2001, Cassou, Derriennic et coll. 2002).

Le rapport du National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) (Putz-Anderson, Bernard et coll. 1997) conclut que seules la répétition et la posture sont des facteurs de risque probants alors que la charge montre une évidence insuffisante. Des facteurs propres à l'activité professionnelle, l'âge, l'obésité (IMC >30) et des antécédents traumatiques à l'épaule ont été recensés dans l'étude de Roquelaure, Ha et coll. (2009) à laquelle 3710 travailleurs ont participé. Toutefois, la revue de la littérature la plus récente (Rijn, Huisstede et coll., 2010) conclut que l'association entre les facteurs de risque et les occurrences des TMS est basée sur des études isolées avec des populations parfois différentes, ce qui implique que de nouvelles études sont nécessaires pour confirmer ce lien.

Les principales études sur la prévalence des TMS à l'épaule sont d'ordre statistique et portent sur la fréquence des blessures par rapport aux répétitions, à la charge soulevée et à la posture (Roquelaure, Ha et coll. 2009). De ces travaux, seul le facteur répétition est associé aux tendinopathies de l'épaule (van der Windt, Thomas et coll. 2000). L'interaction avec la charge et la posture est plus complexe et ne peut se comprendre que par une approche statistique basée sur des paramètres externes simples (par exemple charge lourde, répétition). Tout comme pour le dos, on suppose qu'un chargement excessif des tissus est responsable de la majorité des TMS aux épaules. Ce chargement ne peut toutefois pas être mesuré directement *in vivo*; la modélisation demeure le meilleur moyen pour estimer les forces musculaires qui sont impossibles aujourd'hui à mesurer expérimentalement. Il existe peu de modèles biomécaniques musculosquelettiques valides pour l'analyse des tâches de travail (Dickerson, Chaffin et coll. 2007).

Pour conclure, les connaissances actuelles ne permettent ni de comprendre les mécanismes des blessures ni de valider les recommandations dans les environnements de travail tant pour les charges à déplacer, les hauteurs admissibles que pour les postures préconisées.

1.4 Travail au-dessus de la tête

Grieve and Dickerson (2008) ont défini le travail au-dessus de la tête (*overhead work*) comme un travail qui exige que les mains dépassent la hauteur des épaules. De nombreux auteurs identifient le travail au-dessus de la tête comme un déterminant prépondérant du développement des TMS de l'épaule (Holmström, Lindell et coll. 1992, Putz-Anderson, Bernard et coll. 1997, Punnett, Fine et coll. 2000). Près de 70 % des patients présentant des douleurs à l'épaule ont déclaré avoir travaillé avec les mains à hauteur des épaules et au-dessus (Hagberg 1981). Chez les hommes québécois, près de 85 % des lésions indemnisées surviennent chez des travailleurs manuels (Browne, Hoffmeyer et coll. 1990). Il est clair que de nombreuses populations de travailleurs sont spécifiquement et largement affectées, comme les préposés à la maintenance et aux réparations, les mécaniciens, les infirmiers, les peintres, les coiffeurs, les travailleurs forestiers, ainsi que ceux de l'industrie du bâtiment (maçons) et de l'automobile (Cook, Rosecrance et coll. 1996, Miranda, Viikari-Juntura et coll. 2001, Ulin et Keyserling 2004, Sommerich et Hughes 2006).

De nombreuses études montrent que l'élévation des bras produit une augmentation de la charge appliquée aux muscles du tronc, de l'épaule et du cou. Antony et Keir (2010) ont évalué les effets de la posture du bras et du chargement des mains sur l'activité musculaire de l'épaule lors de conditions isométriques et dynamiques. Leurs résultats montrent une augmentation concomitante de l'activité électromyographique (EMG) des muscles de l'épaule (deltoïde, grand pectoral, infra-épineux, biceps brachial, grand dorsal) avec l'angle de l'épaule en flexion. Cette hausse est d'autant plus importante lorsque le sujet doit appliquer une force de serrage sur un dynamomètre équivalente à 30 % de sa force maximale volontaire qui correspond à une force d'environ 3-4 kg. Nimbarde et coll. (2009) quantifient l'effet sur l'activité EMG du trapèze supérieur et du sterno-cléido-mastoïdien en condition isométrique de levée statique d'une caisse respectivement à la hauteur du coude, des épaules et au-dessus de la tête (Nimbarde, Aghazadeh et coll. 2010). Leurs résultats montrent qu'une augmentation de l'élévation du bras de la hauteur du coude jusqu'au-dessus de la tête induit une augmentation de l'activité EMG des deux muscles étudiés. Plus particulièrement, pour les muscles de la coiffe des rotateurs, l'élévation du bras et le chargement appliqué aux mains influencent la pression intramusculaire du supra-épineux et de l'infra-épineux (Palmerud, Forsman et coll. 2000). Ces auteurs recommandent ainsi d'éviter de travailler en combinant l'élévation du bras et l'utilisation d'outils manuels lourds. Cependant, ces études n'ont pas été accomplies en situations réelles de travail.

Parmi les études mentionnées plus haut, aucune ne permet d'examiner précisément le comportement musculosquelettique de l'épaule lors d'une tâche dynamique d'élévation du bras représentative des activités de manutention au travail. En effet, la cinématique de l'épaule n'est pas associée à l'analyse de l'activité EMG. La seule étude recensée qui mesure lors d'une même tâche de manutention la cinématique articulaire et l'activité EMG sans pour autant les combiner dans l'analyse est celle de Yoon, Shiekhzadeh et coll. (2012). Les auteurs utilisent la cinématique articulaire de l'épaule et du coude pour observer l'amplitude de mouvement selon les conditions et pour diviser le mouvement en deux phases : initiale et terminale. La tâche consiste à porter une caisse de 25 % et 60 % (de la force maximale de levée à la hauteur des épaules) de la hauteur du coude à celle des épaules du sujet, et ce, à deux vitesses différentes : vitesses préférentielle et maximale. L'étude conclut tout de même qu'une hausse de la masse augmente le recrutement des muscles du tronc (érecteur du rachis thoracique, érecteur du rachis lombaire et l'oblique interne), de l'épaule (trapèze supérieur et deltoïde médian) et du coude (biceps brachial et triceps brachial) lors de la période complète de levée. Mesurer uniquement l'activité EMG du trapèze supérieur et du deltoïde médian ne suffit pas pour déterminer l'activité globale de l'épaule, car un grand nombre de muscles synergistes au mouvement peuvent introduire des phénomènes compensatoires.

1.5 Complexité d'estimation des charges sur les tissus

Dans la revue de la littérature de Garg et Kapellusch (2009) sur les applications biomécaniques pour la prévention des TMS en milieu professionnel, les auteurs concluent qu'aucune étude n'apporte d'information quantitative sur les contraintes musculosquelettiques à l'épaule lors de tâches dynamiques avec les bras levés au-dessus de la tête. Il a également été montré que les études épidémiologiques se concentrent sur des variables mesurables dans des contextes de travail comme la répétition et la charge. Ces études récentes ne peuvent pas tenir compte de la configuration de l'épaule à partir des outils disponibles comme l'analyse vidéo et encore moins intégrer la dynamique du mouvement (Frost, Bonde et coll. 2002) alors qu'il existe une très large

variabilité de techniques entre les individus. Toutefois, la relation entre l'effort musculaire et la charge à déplacer est non linéaire et intègre implicitement la fréquence du mouvement. En effet, un mouvement cyclique avec une fréquence élevée nécessite des déplacements segmentaires, des vitesses et des accélérations qui vont contribuer aux efforts musculaires. Des modèles ergonomiques basés sur des postures statiques vont inévitablement sous-estimer les efforts musculosquelettiques (Garg et Kapellusch 2009).

Il n'existe pas de façon directe et non invasive d'évaluer la contrainte interne des tissus. Seules quelques rares études utilisant des prothèses instrumentées ont mesuré les forces de contact entre la tête humérale et la scapula (Bergmann, Graichen et coll. 2007). Ces personnes ayant subi une arthroplastie ne seraient toutefois pas aptes à des tâches de manutention et présenteraient des patrons pathologiques surtout si leur coiffe des rotateurs est, à présent, absente. Le meilleur moyen consiste actuellement à utiliser des modèles biomécaniques musculosquelettiques. Le principe de base consiste à répartir les forces dans les différentes structures actives (muscles) et passives (ligaments et contact osseux) de l'épaule en respectant les lois de la dynamique. La somme des moments de ces forces doit s'équilibrer avec les accélérations et les inerties segmentaires, les efforts de contact, et ceux dus à la gravité.

La difficulté repose sur le fait que le système musculosquelettique est redondant, car il y a une infinité de possibilités de répartition des forces musculaires pour produire les mêmes mouvements et efforts de contact comme ceux nécessaires pour déplacer une charge. Pour résoudre cette indétermination, il est possible de simplifier le modèle ou d'avoir recours à des techniques d'optimisation, c'est-à-dire trouver une solution qui minimise ou maximise un critère de nature biomécanique que l'on appelle souvent fonction de coût. Les bases sur lesquelles se fondent les modèles biomécaniques de chargement articulaire, que ce soit au dos ou à l'épaule, se ressemblent énormément. Par contre, l'anatomie de chacune des régions étant spécifique, les modèles diffèrent dans leur application.

Il existe plusieurs modèles qui varient selon leur complexité et la nature des paramètres obtenus. Un premier modèle est de nature quasi-statique. C'est le cas du modèle de Dickerson et coll. (2007), un modèle d'estimation des forces musculaires de la majorité des muscles de l'épaule, mais qui ne prend pas compte les vitesses et accélérations segmentaires. Une autre approche pour estimer les contraintes musculaires est l'utilisation de l'électromyographie (EMG). Les modèles de Laursen et coll. (Laursen, Jensen et coll. 1998, Laursen, Sogaard et coll. 2003) permettent d'estimer les forces de 13 muscles de l'épaule en connaissant la posture et les forces de contact. La limite de cette approche est qu'elle fonctionne dans des conditions quasi-statiques et que le modèle est difficilement personnalisable.

Une dernière approche est la modélisation musculosquelettique associée à un algorithme d'optimisation statique pour répartir les forces entre les muscles. Le modèle le plus utilisé est le Stanford VA Upper Limb (Holzbaur, Murray et coll. 2005). Toutefois, il est insuffisant pour des applications en contexte de travail mais présente l'avantage d'être modifiable pour notre étude. En effet, ces modèles ont l'avantage d'être personnalisables tant sur l'anthropométrie des personnes que sur les paramètres de chaque complexe musculo-tendineux en utilisant soit les tables proposées par Holzbaur, Murray et coll. (2007), soit des évaluations sur un ergomètre isocinétique (Holzbaur, Delp et coll. 2007). De plus, il est possible de modifier les trajectoires musculaires voire ajouter des muscles directement dans le logiciel OpenSim. Les algorithmes

d'optimisation utilisent souvent un critère quadratique de moindre contrainte (van der Helm 1994), défini comme la force musculaire divisée par la surface du muscle. Quelle que soit la fonction employée, la cinématique osseuse doit être précisément mesurée, car les modèles sont très sensibles à la longueur de repos du complexe musculo-tendineux et aux bras de levier, paramètres influencés par la position des os (Scovil et Ronsky 2006, Redl, Gfoehler et coll. 2007). Comme il est difficile de valider un modèle musculosquelettique hormis par des mesures invasives – par exemple l'utilisation de la prothèse instrumentée de Bergmann et coll. (2007) – l'approche la plus courante est la confrontation aux mesures EMG (Pandy et Andriacchi 2010).

1.6 Résumé

Des mesures *in situ* et *in vivo* sont nécessaires pour déterminer les mécanismes des blessures aux épaules. L'EMG demeure la technique non-invasive la plus couramment utilisée pour réaliser ces mesures. Or, la relation non-linéaire qui existe entre l'activité EMG et la production de force en plus de l'interférence croisée (*crosstalk*) – soit la mesure inopinée de muscles adjacents à celui mesuré – rendent l'analyse de cette technique complexe et imprécise. Dans un même temps, les études biomécaniques basées sur l'EMG ont montré l'importance d'étudier un ensemble de muscles, notamment à cause du phénomène de cocontraction qui est crucial au regard de la stabilité articulaire.

Pour une analyse plus approfondie et plus près de la réalité, particulièrement sur la détermination des forces musculaires, il est nécessaire de combiner les données EMG à des données de cinématique dans des modèles musculosquelettiques et également de considérer plusieurs phases. Cette méthode nécessite l'élaboration de modèles complexes, mais il s'agit aujourd'hui du meilleur moyen d'obtenir une analyse quantitative des chargements internes appliqués aux tissus. Dans ce contexte, améliorer les connaissances relatives à la modélisation musculosquelettique en manutention permettrait de mieux cerner les mécanismes à l'origine du développement des TMS à l'épaule et, à terme, de proposer un agencement plus sécuritaire de l'espace de travail. En effet, l'avantage de la modélisation est de pouvoir simuler des scénarios dans un environnement qui peut être potentiellement dangereux pour l'homme et d'y mesurer les réactions du corps humain de façon sécuritaire.

2. OBJECTIFS

Le projet de recherche comportait trois objectifs.

Le **premier objectif** concerne la validation de méthodes de reconstruction de la cinématique articulaire lors de tâche de manutention. (A) La technique doit être robuste aux occlusions de marqueurs et la cinématique de 90 % des essais doit pouvoir être reconstruite. (B) Le temps des expérimentations en vue d'une application future de cette méthode avec des travailleurs doit être limité. La limite a été fixée à 90 minutes.

Le **second objectif** aborde le développement du modèle musculosquelettique de la ceinture scapulaire et des membres supérieurs adapté à des tâches de manutention. Il s'agit d'une adaptation du modèle de référence Stanford VA Upper Limb (Holzbaur, Murray et coll. 2005).

Le **troisième** objectif consiste à évaluer la sensibilité du modèle musculosquelettique dans un contexte expérimental de manutention de charges variées à des hauteurs différentes.

L'analyse d'indices cinématiques et électromyographiques supplémentaires ont pu être ajoutés au projet initial afin d'étayer la discussion soulevée par chacun de ces trois objectifs.

Globalement, l'objectif de ce projet est de tester si la procédure expérimentale et le modèle dynamique tridimensionnel du complexe de l'épaule développés pour estimer les efforts musculaires s'appliquent à l'évaluation de la charge musculosquelettique lors des levées de caisses. En définitive, ce rapport doit permettre à la fois de dégager des paramètres cinématiques et électromyographiques affectés par des conditions de manutention et d'établir les limites des modèles musculosquelettiques appliqués en manutention et communément utilisés par la communauté de chercheurs en biomécanique.

Le **plan** du rapport est le suivant : tout d'abord, la Section 3 décrit les éléments méthodologiques communs aux trois parties expérimentales de l'étude. Par la suite, chacune des trois parties expérimentales fait l'objet d'une présentation détaillée en termes d'éléments méthodologiques spécifiques, de résultats et de discussion. Ainsi, la partie 1 (Section 4) traite du modèle de cinématique inverse utilisé, ainsi que du calcul et de l'interprétation des angles articulaires de la ceinture scapulaire et du coude. La partie 2 (Section 5) concernant la modélisation musculosquelettique décrit le développement du modèle et discute des premières estimations des forces musculaires obtenues. La partie 3 (Section 6) exploite les mesures d'activité EMG pour mieux cerner les rôles des muscles en fonction de la tâche, de la masse à déplacer et de la phase du mouvement. Enfin, la Section 7 présente la conclusion générale ainsi que les retombées de l'étude.

3. MÉTHODE GÉNÉRALE

Cette section décrit les éléments méthodologiques communs aux trois parties expérimentales. La collecte de données se déroulait lors d'une seule session organisée en deux temps. Dans un premier temps, le sujet était au préalable instrumenté, et réalisait les tests de normalisation EMG ainsi que les essais fonctionnels pour le calcul des différents centres articulaires. Les conditions expérimentales de manutention étaient effectuées dans un second temps.

3.1 Sujets

Huit femmes et dix hommes novices en manutention ont participé à cette étude. Leurs caractéristiques anthropométriques sont résumées au Tableau 1. Leur expérience en manutention ne dépassait pas trois mois. Les participants ne présentaient ni TMS pouvant affecter leur façon d'effectuer normalement leur travail, ni TMS des membres supérieurs ou du dos. La plupart des sujets étaient des étudiants du Département de kinésiologie de l'Université de Montréal recrutés par le bouche-à-oreille. Le protocole de recherche a été approuvé par le comité d'éthique de l'Université de Montréal (N°11-068-CERSS-D). Le consentement écrit des sujets était obtenu lors de leur accueil dans le laboratoire. Les mesures biomécaniques ont porté sur le tronc, l'épaule et le membre supérieur droit uniquement.

Tableau 1 : Moyenne de l'âge, de la taille et de la masse des sujets pour chaque groupe

Groupe	Âge (moyenne ± écart type)	Taille (m) (moyenne ± écart type)	Masse (kg) (moyenne ± écart type)
Femmes	25 ± 4	165,4 ± 6,5	58,3 ± 5,5
Hommes	26 ± 3	180,1 ± 8,0	76,0 ± 10,9
Tous	25 ± 3	173,6 ± 10,4	68,1 ± 12,5

3.2 Instrumentation du sujet et traitement des signaux

La chaîne d'acquisition mise en place lors de cette étude permettait de collecter simultanément l'activité EMG de plusieurs muscles, les efforts déployés sur une caisse instrumentée ainsi que la cinématique de six segments du sujet lors de tâches de manutention. L'ensemble des acquisitions était synchronisée avec le logiciel Nexus 1.8.2 (Vicon, Oxford, UK) qui est fourni avec le système optoélectronique VICON.

3.2.1 Électromyographie et tests de normalisation

Préalablement, la peau était rasée et nettoyée avec des lingettes imbibées d'alcool à 70° pour minimiser l'impédance de la peau (Hermens, Freriks et coll. 2000). Ensuite, 10 électrodes EMG de surface sans fil Delsys (Bagnoli, Delsys Inc., Boston, MA) étaient placées sur les muscles du bras, de l'épaule et du tronc (Voir Annexe B, Tableau 15). Les muscles choisis pour cette étude représentent les principaux mobilisateurs de la ceinture de l'épaule et du bras lors d'une tâche de manutention mis en évidence par des études expérimentales (Gowland, Debruin et coll. 1992 ,

Hawkes, Alizadehkhayat et coll. 2012, Yoon 2012). À l'épaule, ces muscles mobilisateurs permettent de mouvoir le bras dans l'espace. Leurs contractions vont produire de l'instabilité autour de l'articulation qui est compensée par les muscles de la coiffe des rotateurs, ceux-ci ont majoritairement un rôle de stabilisateur de l'articulation gléno-humérale (Veeger et van der Helm 2007). Les muscles de la coiffe sont également implémentés dans le modèle. Les électrodes ont été placées sur le ventre de chaque muscle suivant les recommandations du guide SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (Hermens, Freriks et coll. 2000). Les signaux d'EMG étaient collectés à une fréquence de 2000 Hz. Les données EMG brutes ont été traitées temporellement en utilisant un filtre Butterworth (sans déphasage) passe-bande entre 15-500 Hz. L'amplitude de la moyenne quadratique (RMS) a été calculée sur une fenêtre glissante de 250 ms. Le traitement du signal a été réalisé avec le logiciel Matlab™ R2013a (Mathworks Inc., Natick, MA). Le même traitement du signal a été utilisé pour les essais des tests de normalisation EMG ainsi que pour les essais durant la collecte.

Dans un premier temps, lors d'un échauffement, les participants étaient informés et familiarisés avec les différentes consignes et conditions expérimentales. Cet échauffement consistait à réaliser autant de levées de caisse que le sujet le désirait pour chacune des conditions expérimentales de l'étude. Dans un deuxième temps, une série de tests de contraction maximale volontaire (CMV) pour la normalisation du signal EMG était entreprise. Deux essais de CMV par muscles en condition isométrique étaient réalisés. Les activités EMG étaient collectées à chaque essai durant cinq secondes, avec un temps de repos d'une minute entre les essais, ainsi que 1 min 30 s entre les différents muscles. Les positions utilisées pour les tests de normalisation de l'EMG sont présentées au Tableau 15 de l'Annexe B. Les tests de CMV découlent des études réalisées par les équipes de Ekstrom et Boettcher (Ekstrom, Soderberg et coll. 2005, Boettcher, Ginn et coll. 2008) pour solliciter maximale chacun des muscles étudiés. La valeur RMS maximale des tests de CMV obtenue pour chaque muscle et chaque sujet était conservée et correspondait à l'activité maximale (100 %) EMG de ce muscle et de ce sujet.

La normalisation des signaux EMG était obtenue en divisant la valeur RMS des différents muscles lors des essais de l'étude par la valeur maximale obtenue lors des CMV puis multipliée par 100. Ensuite, les essais normalisés (au nombre de trois) correspondant à la même condition expérimentale sont moyennés, puis interpolés sur 1000 points. Ces trois essais normalisés, moyennés et interpolés ont servi de base pour l'analyse EMG dans la Section 6 (Partie 3 : Activité EMG et cocontraction en manutention).

3.2.2 Cinématique et mouvements fonctionnels

Une fois les tests de normalisation EMG effectués, 45 marqueurs réfléchissants sphériques de 9 mm de diamètre étaient positionnés sur le sujet pour effectuer l'analyse cinématique. Leur placement est illustré à la Figure 1 et décrit au Tableau 166 de l'Annexe C. Les trajectoires tridimensionnelles des marqueurs étaient enregistrées à l'aide de 18 caméras T40 et T20 (Vicon, Oxford, 4 Mpx et 2 Mpx) avec une fréquence d'acquisition de 200 Hz. La précision du système a été évaluée en comparant la distance euclidienne entre deux repères réfléchissants vissés sur la caisse lors d'un essai. Une série de mouvements sollicitant les articulations selon tous leurs degrés de liberté a été réalisée afin de localiser les centres articulaires par une approche fonctionnelle. Les essais sont résumés au Tableau 17 (Annexe D) et l'algorithme fonctionnel SCoRE (Ehrig, Taylor et coll. 2006) est détaillé dans la Section 4.2.3 (Centres articulaires).

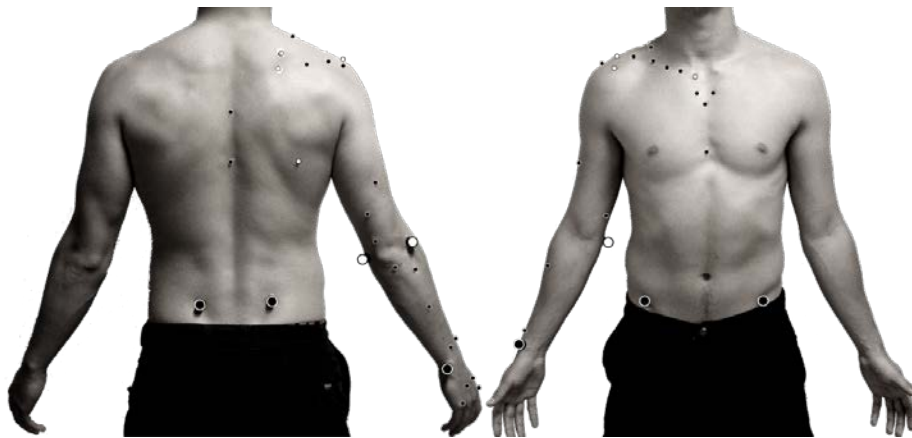


Figure 1 : Placement des repères cutanés. Les repères techniques sont représentés en noir et les repères anatomiques sont représentés en blanc.

3.2.3 Force

Une caisse instrumentée a été conçue pour mesurer les forces lors des tests de manutention. Ainsi, la poignée droite de la caisse était instrumentée avec un capteur d'effort à six composantes, soit les trois composantes spatiales de la force et les trois du moment (Capteur tube SH2653-1106B3, Sensix, Poitiers, France), mesurant les forces de contact à la main à une fréquence de 2000 Hz. En revanche, la poignée gauche n'était pas instrumentée, mais celle-ci était symétrique et de même masse que la poignée droite. Les signaux d'effort brut ont été filtrés avec un filtre passe-bas Butterworth (sans déphasage) d'ordre 4, avec une fréquence de coupure de 20 Hz. Ces données cinétiques sont utilisées pour deux fins dans cette étude : elles constituent des données d'entrée du modèle musculosquelettique, et elles permettent de déterminer les instants de début et de fin des phases d'analyse. Les deux événements de début de la phase de l'arraché et de fin de la phase de dépôt (décrits ci-après) correspondent respectivement à l'instant où une force commence à être appliquée sur le capteur en début d'essai et à l'instant où il n'y a plus de force sur le capteur en fin d'essai.

3.3 Conditions expérimentales

Une tâche de manutention manuelle sollicitant les épaules a été simulée au laboratoire d'ingénierie du mouvement de l'Université de Montréal (campus de Laval). Le sujet devait déplacer des deux mains dans le plan sagittal une caisse métallique instrumentée de 50 cm x 35 cm x 8 cm (longueur, largeur, épaisseur). La masse initiale de la caisse était de 6,75 kg, et une ou deux plaques métalliques pouvaient être vissées sous celle-ci pour constituer une masse de 12,5 kg ou de 18 kg. Pour simplifier les notations, les masses étaient dénotées 6, 12 et 18 kg. Les tâches consistaient à déplacer les charges entre des tablettes d'une étagère fixées à trois hauteurs différentes, notées h_1 , h_2 et h_3 , comme dans l'étude de Chang, Delleman et coll. (2010).

- hauteur des hanches (H: niveau du grand trochanter),
- hauteur des épaules (E: niveau de la tubérosité acromiale) et
- hauteur des yeux (Y: niveau des yeux).

Chaque tâche collectée correspondait à un seul déplacement de la caisse d'une étagère à une autre. Les sujets déplaçaient la caisse entre les trois tablettes pour les six déplacements (D) obtenus par combinaisons de hauteur comportant trois montées et trois descentes de charges: $D_{H \rightarrow E}$, $D_{H \rightarrow Y}$, $D_{E \rightarrow H}$, $D_{E \rightarrow Y}$, $D_{Y \rightarrow H}$, $D_{Y \rightarrow E}$. Trois répétitions ont été enregistrées par combinaison de hauteur et par condition de masse avec une fréquence maximale de trois déplacements par minute en moyenne.

Dans la condition la plus exigeante $D_{H \rightarrow Y}$ (Figure 2), la charge maximale de 18 kg est qualifiée d'acceptable selon l'équation révisée du NIOSH (Waters, Putz-Anderson et coll. 1994). Cependant, cette condition maximale de 18 kg n'a pas été étudiée chez les sujets féminins. Lors des essais pilotes, cette tâche a été jugée trop contraignante, car peu de femmes sont parvenues à la réaliser. Toutefois, nous souhaitons placer les hommes et les femmes dans un contexte de manutention où la charge était la même de façon absolue (6 kg et 12 kg pour les femmes et les hommes) et de façon relative (hommes : 18 kg et femmes : 12 kg). De plus, il est admis que les capacités maximales des femmes sont équivalentes aux deux tiers de celle des hommes. Donc une masse de 12 kg pour les femmes correspond au $\frac{2}{3}$ des 18 kg soulevés par les hommes. Ainsi, le nombre total de transferts de boîtes pour les sujets hommes est donc de 54 [3 masses x 6 hauteurs x 3 répétitions] et de 36 pour les sujets féminins [2 masses x 6 hauteurs x 3 répétitions]. Tous les participants disposaient du même temps de récupération soit 20 s entre les conditions de hauteur et 2 min entre les conditions de masse.

Les consignes étaient les suivantes : prendre la caisse à plat puis l'incliner légèrement pour la sortir de la tablette et finir le déplacement en déposant la caisse à plat sur l'étagère d'arrivée. Le sujet devait également limiter les déplacements de ses jambes. Finalement, il devait adopter la technique et la vitesse de transfert de charge qui lui semblaient naturelles et les conserver tout au long de l'expérimentation. Les différentes conditions expérimentales de masses de caisses et de hauteurs étaient randomisées.

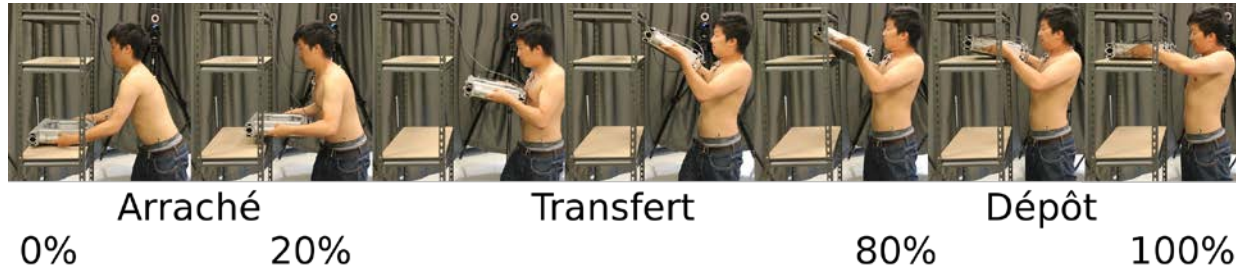


Figure 2 : Phases et évènements lors d'une tâche étudiée (exemple en $D_{H \rightarrow E}$). Avec la phase d'arraché (0-20 %), la phase de transfert (20-80 %) et la phase de dépôt (80-100 %).

A des fins analytiques, chaque manutention a été séparée en trois différentes phases illustrées à la Figure 2. La première, nommée phase de l'arraché, correspond à l'intervalle de 0-20 % du temps total du déplacement complet. Durant cette phase initiale du mouvement, le sujet soulève la caisse de la tablette et produit l'impulsion qui permet d'accélérer la caisse en début de mouvement. La seconde phase est appelée transfert ou envol. Elle correspond à l'intervalle de 21 à 80 % du temps total de déplacement complet et fait suite à la phase de l'arraché. Cette phase intermédiaire permet le transfert de la caisse entre l'étagère de départ et celle d'arrivée. La caisse n'est plus en contact avec aucun support hormis les mains du manutentionnaire. Enfin, la troisième phase constitue la phase de dépôt. Elle correspond à l'intervalle de 81 à 100 % du temps total de déplacement complet. Le participant freine le mouvement pour déposer la caisse sur la tablette d'arrivée.

En réponse à l'objectif 1B, la durée de chaque partie de l'expérience est illustrée à la Figure 3.

Objectif 1B : Le temps des expérimentations en vue d'une application future de cette méthode avec des travailleurs doit être limité à 90 minutes.

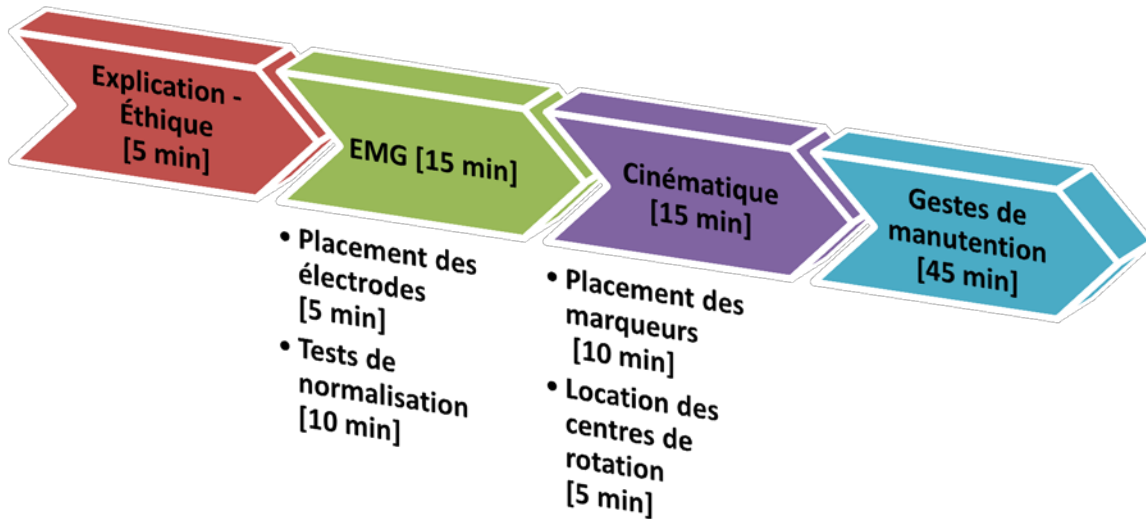


Figure 3 : Durée des parties de l'expérience.

Bien que dix électrodes aient été utilisées dans le cadre de la présente étude afin de permettre une analyse plus poussée des coordinations musculaires au moyen de l'EMG, le protocole de mesure initial prévoyait l'utilisation de trois électrodes. Le temps pour le placement des électrodes ainsi que pour les CMV a donc été rapporté pour trois électrodes. L'ensemble des tâches présentées correspond au déroulement complet de l'expérimentation et requiert 80 minutes. Cependant, les parties suivantes de ce rapport n'étudient pas systématiquement l'ensemble des déplacements vus dans cette section. Chaque partie décrira indépendamment les conditions expérimentales sélectionnées pour l'analyse.

4. PARTIE 1 : MODÈLE CINÉMATIQUE ET ESTIMATION DES ANGLES ARTICULAIRES DE LA CEINTURE SCAPULAIRE ET DU COUDE

4.1 Introduction

Le complexe articulaire de l'épaule est largement étudié lors de mouvements fonctionnels simples pour des applications cliniques et de réhabilitation. Cependant, rares sont les études qui font état de la cinématique 3D de l'ensemble des éléments qui composent la ceinture scapulaire et du bras sur des mouvements complexes de manutention. Obtenir une cinématique articulaire de la ceinture scapulaire à partir de marqueurs positionnés sur la peau n'est pas une tâche facile. En effet, les orientations tridimensionnelles de segment comme la clavicule et la scapula sont fortement sujets à erreur à cause du glissement de la peau. De plus, les mouvements segmentaires lors des tâches étudiées engendrent de nombreuses occlusions de marqueurs comme il a déjà été rapporté pour l'étude de mouvements sportifs (Begon, Wieber et coll. 2008). C'est pourquoi, une approche robuste doit être développée et utilisée pour obtenir la cinématique de la ceinture scapulaire par rapport à d'autres segments du corps humain.

En raison de son implication avec la hauteur des étagères, il est intéressant d'observer la cinématique scapulaire et l'élévation claviculaire du trapèze supérieur sur des tâches réalisées à la hauteur des hanches ou des yeux. Le trapèze supérieur est l'actionneur principal de la sonnette externe de la scapula (Phadke, Camargo et coll. 2009). De plus, la littérature insiste sur l'importance des mouvements de coordination entre l'élévation gléno-humérale et la sonnette externe scapulaire. Ainsi la sonnette externe scapulo-thoracique libère l'espace sous acromial pour limiter les frottements du supra-épineux sur l'arche acromiale qui, à répétition, peuvent être impliqués dans certains mécanismes de blessure (Seitz, McClure et coll. 2011). De ce fait, une attention particulière doit être portée sur ce mouvement de coordination ainsi que sur d'autres types de mouvements pouvant avoir un impact sur la réalisation de tâches de manutention. Il sera présenté successivement l'orientation de certains degrés de liberté de la chaîne cinématique afin de connaître plus en détail les stratégies employées par les sujets pour réaliser les trois tâches de manutention de cette étude. Simultanément, les effets de masse de la caisse sur la cinématique articulaire seront discutés.

4.2 Caractéristiques méthodologiques

Le but de cette section est de valider une méthode permettant de reconstruire la cinématique articulaire. La détermination de la cinématique articulaire n'est ni plus ni moins que l'évaluation des degrés de liberté (DoF) pour chacune des articulations d'un modèle. Ces degrés de liberté se déclinent en deux types, soit en rotation et soit en translation. Ainsi, dans une approche tridimensionnelle (3D), chaque segment possède jusqu'à six façons de se mouvoir dans l'espace (Figure 4) : trois rotations (une rotation autour de chaque axe) et trois translations (un déplacement linéaire suivant les mêmes axes). Lorsque les façons de se mouvoir de tous les segments sont réunies dans une seule entité, celle-ci se présente alors sous la forme de coordonnées généralisées.

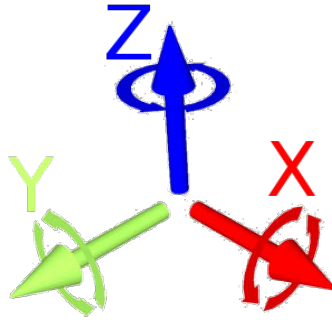


Figure 4 : Degrés de liberté en reconstruction 3D de la cinématique.

Dans le cas de la biomécanique de l'épaule, il est, à toutes fins pratiques, impossible de mesurer directement la cinématique osseuse à partir de repères positionnés sur la peau. En effet, à moins d'implanter des instruments de mesure à même les os, la peau rend la mesure directe difficile dès que l'on s'intéresse à des mouvements de manutention. Ainsi, plusieurs techniques avancées doivent être utilisées pour évaluer la cinématique articulaire lors d'un mouvement. La plus commune est l'utilisation de la cinématique inverse. Cette méthode implique l'utilisation de repères cutanés pour en déduire les orientations et déplacements articulaires regroupés dans une chaîne cinématique avec des longueurs constantes. Les sections qui suivent décrivent le modèle développé pour évaluer la cinématique articulaire de l'épaule.

4.2.1 Placement des repères cutanés

Un placement de repères a été conçu de sorte que les résultats soient les plus interprétables possible en termes anatomiques tout en étant les plus fonctionnels possible. La concomitance avec les autres modèles cinématiques de l'épaule développés par d'autres chercheurs est donc un facteur primordial. Également, un placement de repères minimisant les effets de mouvement de peau et maximisant leurs visibilité sont les autres facteurs d'importance.

Ainsi, 45 repères réfléchissants étaient collés à la peau de chaque sujet (Figure 1). Ces repères se répartissent en deux catégories. Premièrement, les **repères anatomiques** sont apposés directement sur des repères osseux. Ils sont utilisés lors du traitement des données pour définir les systèmes de coordonnées locaux de chaque segment. Ces repères sont toutefois sujets aux artéfacts des tissus mous, notamment le glissement de la peau à la hauteur de la clavicule et de la scapula (Zanze, Souberbielle et coll. 1997). Un deuxième type de repères est alors utilisé : les **repères techniques**. Contrairement aux repères anatomiques, ces repères sont spécifiquement positionnés de sorte que leurs déplacements sur la peau sont minimales par rapport à l'os sous-jacent. Ainsi, les articulations, où la peau est plus extensible et où les chefs musculaires sont importants, sont alors évitées lors du positionnement de ces repères. La position de ces repères dépend également de la morphologie de la personne ainsi que de sa composition corporelle. Leurs positions étant variables d'un sujet à l'autre, ces repères ne sont évidemment pas utilisés lors de la définition des axes associés aux os. Il est à noter que certains repères cumulent ces deux rôles. L'article de Jackson, Michaud et coll. (2012) décrit de façon détaillée le placement des repères.

4.2.2 Essais statiques

Une fois les repères cutanés en place, le sujet est mesuré dans une position anatomique ainsi que dans une position dite relâchée. La première, grâce à l'utilisation des repères anatomiques, permet de définir les axes de rotation de chaque segment, aussi nommé système de coordonnées local, suivant les recommandations de Wu, van der Helm et coll. (2005). Ensuite, les repères techniques sont ré-exprimés dans leur système de coordonnées local respectif. Ainsi, ces repères recalés sont utilisés lors des reconstructions cinématiques alors que les repères anatomiques sont ignorés (Cappozzo, Della Croce et coll. 2005). L'essai en position relâchée, quant à lui, est utilisé comme position zéro standardisée. Ceci donne un sens physiologique au calcul des amplitudes de mouvement à chaque articulation puisque le « 0° » de rotation ne représente plus simplement un alignement mathématique des axes de rotation (Figure 5A), comme c'est généralement le cas, mais l'équivalent à cette articulation de la position de détente de la personne (Figure 5B) (Jackson, Michaud et coll. 2012).

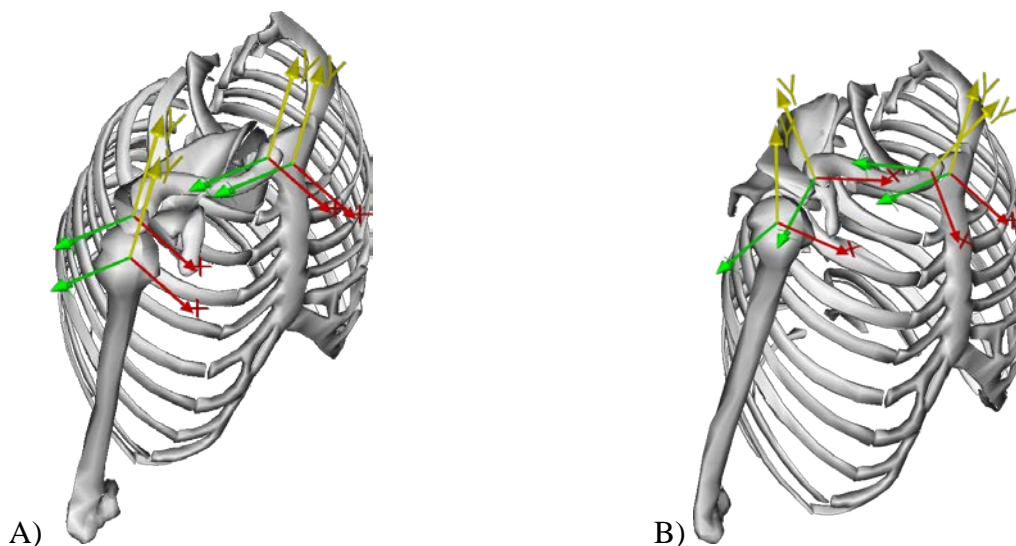


Figure 5 : Position anatomique (A) versus position relâchée (B).

4.2.3 Centres articulaires

Tout comme l'orientation des axes de rotation, il est important de s'assurer que les centres de rotation sont correctement positionnés. Il a en effet été démontré qu'un centre de rotation mal positionné entraîne des effets de mesures croisées (Piazza et Cavanagh 2000), ce qui, par la suite, augmente la variabilité des résultats autant intrasujets, qu'intersujets (Cappozzo, Della Croce et coll. 2005).

Pour la détermination de la position des centres de rotation, Wu, van der Helm et coll. (2005) proposent l'utilisation des repères osseux. La principale problématique associée à cette méthode est le fait que certains centres de rotation, notamment celui de l'humérus qui est situé approximativement au centre de la tête humérale, soient inaccessibles de l'extérieur. De plus, il est peu plausible que les centres puissent être représentés efficacement par un repère cutané.

Ainsi, une méthode fonctionnelle de détermination des centres articulaires (Équation 1) basée sur une approche par moindres carrés (méthode Score, Ehrig, Taylor et coll. (2006)) a été utilisée :

$$f_{SCORE}(c_1, c_2) = \min(\sum_{i=1}^n \|R_i c_i + t_i - (S_i c_2 + d_i)\|^2), \quad \text{Équation 1}$$

où c_1 et c_2 sont les positions des centres de rotation estimées à partir du premier segment (c_1) ainsi que du second (c_2). Puis, (R_i, t_i) , (S_i, d_i) sont des transformations de système de coordonnées locales vers un système de coordonnées globales (matrice de rotation, vecteur d'origine).

Cette méthode permet de façon robuste de trouver le centre de rotation optimal entre deux segments en mouvement à la condition que l'articulation entre ces deux segments soit de type rotoïde, c'est-à-dire que l'articulation n'admet que trois degrés de liberté en rotation (et donc aucune translation). Cette hypothèse est généralement acceptée pour les principales articulations de l'épaule (van der Helm 1994), soit la sterno-claviculaire (SC), l'acromio-claviculaire (AC) et la gléno-humérale (GH).

4.2.4 Chaîne cinématique

À partir des informations de position et l'orientation des axes de rotation, il est possible de développer une chaîne cinématique. Celle-ci considère trois articulations de type rotoïde avec trois degrés de liberté chacune, soit sterno-claviculaire, acromio-claviculaire et gléno-humérale, (Jackson, Michaud et coll. (2012)). Les séquences d'angles utilisées et l'orientation des axes suivent les recommandations de l'International Society of Biomechanics (ISB) (Wu, van der Helm et coll. 2005). L'angle entre le segment tronc et bras (Thoraco-Huméral TH) ainsi que celui entre la scapula et le thorax étaient également calculés.

À cette chaîne cinématique du complexe de l'épaule, s'est ajouté le modèle d'avant-bras et main. Ainsi l'articulation du coude, soit entre l'humérus et l'ulna, a été modélisée par un seul degré de liberté (flexion) dont l'axe est calculé par la méthode fonctionnelle de O'Brien, Bodenheimer Jr et coll. (1999). La pro/supination a, quant à elle, été modélisée par une articulation entre l'ulna et le radius, l'axe de rotation étant calculé avec la même méthode fonctionnelle que celle utilisée pour la flexion. Finalement, la main a été modélisée par une articulation à deux rotations (Wu, van der Helm et coll. 2005). Aucune rotation axiale de la main par rapport au radius n'a été considérée. La Figure 6 de la section suivante montre la chaîne cinématique personnalisée pour un sujet, ainsi que l'ellipsoïde ajustée à sa morphologie. Les repères techniques y sont également affichés.

Une quatrième articulation, la scapulo-thoracique (ST), est également importante pour compléter la cinématique de l'épaule. Outre les articulations généralement acceptées (sterno-claviculaire, acromio-claviculaire et gléno-humérale), la scapulo-thoracique force la scapula à demeurer plaquée au thorax. En effet, d'une part, la cage thoracique ne peut être pénétrée par la scapula et, d'autre part, le *serratus anterior* a pour fonction de la tirer vers l'avant. On parle alors de plan de glissement sur le thorax. En simplifiant la cage thoracique par une forme d'ellipsoïde personnalisée (van der Helm 1994), il devient possible de modéliser cette pseudo-articulation. Lors de la reconstruction, un point central de scapula est sélectionné et doit demeurer sur le pourtour de la surface de l'ellipsoïde.

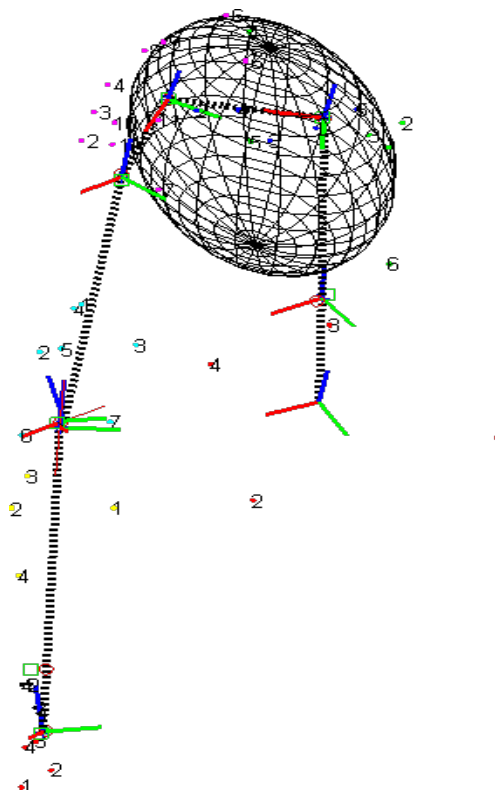


Figure 6 : Chaîne cinématique et ellipsoïde personnalisées pour un sujet. Les traits pointillés relient les centres de rotation et sont, de fait, de longueurs constantes.

L'ajout de cette articulation à l'épaule provoque la fermeture de boucle à l'épaule, c'est-à-dire que les trois segments (thorax, clavicule et scapula) sont réunis entre eux par plus de deux articulations. La conséquence directe d'une fermeture de boucle est la perte d'au moins un degré de liberté dans le système, ici à la scapula. Globalement, c'est une bonne chose puisqu'elle limite les positions où la scapula peut être reconstruite et force la reconstruction de la cinématique à être plus physiologique. En contrepartie, une redondance d'information est créée et elle nécessite l'utilisation de technique d'optimisation pour reconstruire la cinématique, sujet de la section suivante.

4.2.5 Cinématique inverse par optimisation globale

Avant de parler de cinématique inverse et d'optimisation, il convient de bien distinguer cinématique directe et cinématique inverse. La cinématique est dite directe lorsque des valeurs de coordonnées généralisées (ici des angles articulaires) sont introduites dans un modèle dont l'objectif est de calculer les positions de repères cutanés; on parle alors de repères *modélisés*. En d'autres termes, il s'agit de localiser des repères cutanés dans une configuration donnée. À l'inverse, la cinématique inverse détermine à quels angles ou à quelles configurations correspondent un ensemble de repères *observés*.

Alors que la cinématique directe est relativement simple, la cinématique inverse s'avère beaucoup plus complexe. En effet, plusieurs problèmes peuvent survenir, notamment l'occlusion de repères lors de la prise de données ou du bruit sur la position des repères. Sachant que trois repères sont nécessaires à la reconstruction 3D de la position et de l'orientation d'un segment dans l'espace, la perte d'un repère par occlusion s'avère critique dans les cas où seulement trois repères sont disponibles sur le segment. L'ajout de repères cutanés supplémentaires est alors nécessaire et une approche par optimisation est implantée pour trouver une solution au problème.

De façon très générique, l'optimisation (Équation 2) consiste à minimiser la distance entre les repères cutanés réels (mesurés : T_{obs}) et les repères du modèle (modélisés : T_{mod}) à tout instant i :

$$J = \min_q \sum_i \frac{1}{2} \|T_{obs}^i - T_{mod}^i\|^2, \quad \text{Équation 2}$$

où q représente les coordonnées généralisées (les angles articulaires). En d'autres mots, le solveur détermine des coordonnées généralisées (q) telle que la position de l'ensemble des repères du modèle (T_{mod}) soit le plus proche des repères observés. L'erreur (la différence quadratique) est retournée au solveur. Cette information est utilisée pour générer un nouvel ensemble de coordonnées généralisées, et ainsi de suite jusqu'à ce que les coordonnées généralisées générées par le solveur aboutissent à une erreur la plus petite possible. Ces étapes sont répétées pour chaque instant i de l'essai.

Traditionnellement, l'optimisation locale était utilisée (Granata, Marras et coll. 1999). L'optimisation locale détermine, un à la fois, la position de chaque segment en fonction de leurs repères techniques. Si, conceptuellement, ceci semble parfait, dans la pratique, le bruit et les occlusions des repères entraînent des cinématiques souvent irréalistes. C'est à ce moment que l'intérêt principal de la chaîne cinématique apparaît. En effet, puisqu'aucune translation n'est permise entre les articulations – en d'autres mots, que les distances entre les segments sont considérées constantes –, il est impossible d'obtenir des cinématiques désarticulées. C'est le concept de l'optimisation globale. Celle-ci est utilisée pour reconstruire chaque essai de levée de caisse réalisé par le sujet. De plus, moins de repères sont nécessaires puisque chaque segment par rapport à son segment parent possède moins de six degrés de liberté.

4.2.6 Conditions expérimentales

Les coordonnées généralisées extraites pour chacun des trois essais sont moyennées pour chaque condition expérimentale de masse et de hauteur. Un groupe mixte de 18 sujets est étudié pour trois tâches ($D_{H \rightarrow E}$, $D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{E \rightarrow Y}$) et deux masses (6 et 12 kg). Seules les montées sont conservées ici, car aucune différence notable n'a été rapportée lors des expériences pilotes. Les coordonnées moyennes obtenues par sujet lors de la phase de dépôt sont conservées pour étudier la sonnette externe scapulaire, l'élévation claviculaire, l'élévation gléno-humérale et la rotation axiale humérale. Seules les phases de dépôt sont conservées pour l'analyse statistique de ces variables, car c'est durant cette phase que le sujet manipule la caisse lors de hauteurs importantes (niveau des épaules ou des yeux). La valeur maximale de flexion du coude est également préservée pour l'analyse cinématique. De plus, des courbes moyennes pour l'ensemble de la

population seront présentées dans la section des résultats cinématiques (Section 4.3 : Résultats sur la cinématique de l'épaule et du bras).

4.2.7 Analyses statistiques

Plusieurs ANOVAs ont été réalisées et présentées au Tableau 2. Six ANOVAs ont été effectuées à partir de six variables dépendantes. Toutes les variables dépendantes extraites dans cette section sont issues de trois essais qui ont été moyennés. Ces trois essais correspondent à la même condition expérimentale de tâche et de masse de la caisse.

Hormis la variable dépendante concernant le coude qui correspond à la valeur maximale du pic en flexion lors de la phase de transfert (entre 21 et 80 % du déplacement complet), les autres variables dépendantes sont la moyenne de l'angle articulaire à chaque instant lors de la phase de dépôt (entre 81 et 100 % du déplacement complet). Ces autres variables dépendantes nous donnent donc l'angle moyen lors de la phase de dépôt pour l'élévation sterno-claviculaire, la rotation latérale acromio-claviculaire, la sonnette externe scapulaire, l'élévation gléno-humérale et la rotation axiale humérale.

Les variables indépendantes au nombre de deux sont les tâches (trois niveaux) et les masses (deux niveaux). Les tests de comparaisons multiples par paire sont effectués sur des valeurs non-ajustées. Des tests de comparaisons multiples par paire de la plus petite différence significative (LSD) sont accomplis lorsque l'effet principal correspondant est significatif. Nous analyserons uniquement les effets principaux dans cette section. Le seuil de significativité est fixé à 0,05.

Tableau 2 : Tableau des tests statistiques réalisés pour l'analyse cinématique

Tests statistiques	Variables indépendantes	Variables dépendantes
ANOVA 1 groupe mixte (3x2)		Élévation sterno-claviculaire (phase de dépôt)
ANOVA 1 groupe mixte (3x2)		Rotation latérale acromio-claviculaire (phase de dépôt)
ANOVA 1 groupe mixte (3x2)		Sonnette externe scapulaire (phase de dépôt)
ANOVA 1 groupe mixte (3x2)	Intra-sujets : • Tâche: $D_{H \rightarrow E}$, $D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{E \rightarrow Y}$ • Masse: 6 et 12 kg	Élévation gléno-humérale (phase de dépôt)
ANOVA 1 groupe mixte (3x2)		Rotation axiale huméral (phase de dépôt)
ANOVA 1 groupe mixte (3x2)		Pic de flexion du coude (phase de transfert)

4.3 Résultats sur la cinématique de l'épaule et du bras

La Figure 7 montre la distance euclidienne entre deux repères sur la caisse lors d'un essai, représentant ainsi la précision du système Vicon. La moyenne et l'écart-type de la reconstruction de la distance euclidienne entre ces deux repères était de $298,2 \pm 0,1$ mm et la distance pic à pic était de 0,5 mm.

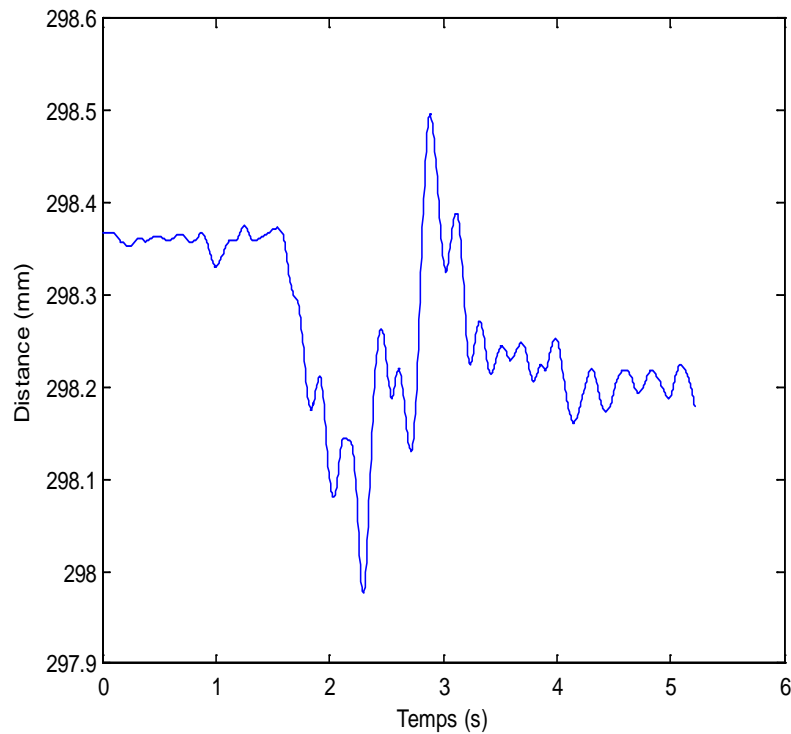


Figure 7 : Distance euclidienne entre deux repères réfléchissants lors d'un essai.

Objectif 1A : La technique doit être robuste aux occlusions de marqueurs et la cinématique de 90 % des essais doit pouvoir être reconstruite.

Afin de répondre à l'objectif 1A rappelé dans l'encadré ci-dessus, tous les essais ont pu être reconstruits. C'est-à-dire que le bon positionnement à la fois des marqueurs et des caméras a limité les occlusions de marqueurs et a permis de déterminer la configuration de la chaîne cinématique à tout instant.

Cette section présente et discute les résultats obtenus sur la cinématique de la ceinture scapulaire, de l'articulation gléno-humérale et du coude. Le Tableau 3 récapitule l'ensemble des résultats des tests de comparaisons par paire obtenus à partir d'ANOVAs à mesures répétées, chaque effet sera discuté dans des paragraphes indépendants.

Cinématique de la ceinture scapulaire : Les effets principaux sont significatifs concernant la sonnette externe scapulo-thoracique avec un effet de tâche ($p < 0,0001$) et de masse ($p < 0,0001$). L'élévation sterno-claviculaire est significativement affecté par l'effet principal de tâche ($p < 0,0001$) mais pas par la masse ($p = 0,634$). En revanche, la rotation latérale acromio-claviculaire est significativement différente pour l'effet de masse ($p < 0,0001$) mais pas pour l'effet de tâche ($p = 0,208$). La Figure 8 illustre les élévations moyennes de la clavicule, de la scapula et de l'humérus pour l'ensemble des sujets au cours de l'exécution des trois tâches de hauteur avec une masse de six kg. Dans la phase de dépôt, la différence d'angle moyen entre les conditions ($D_{H \rightarrow E}$ versus $D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{E \rightarrow Y}$) atteint environ $8,8^\circ$ au niveau de l'élévation de la clavicule par rapport au thorax. La sonnette externe de la scapula à l'instant du dépôt est en moyenne supérieure lorsque le dépôt se fait à la hauteur des yeux ($D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{E \rightarrow Y}$) par rapport à la hauteur des épaules ($D_{H \rightarrow E}$). Théoriquement, cette rotation latérale est le résultat de l'élévation de la clavicule par rapport au thorax (articulation sterno-claviculaire) et de la scapula par rapport à la clavicule (articulation acromio-claviculaire). Toutefois seule l'élévation sterno-claviculaire est affectée par la position finale. On remarque d'ailleurs que cette élévation augmente à partir de 40 % du déplacement complet jusqu'à la fin de l'essai (Figure 8 a). Il n'y a pas d'effet de tâche sur la cinématique acromio-claviculaire. La sonnette externe scapulaire est modifiée par la masse de la charge avec une diminution significative entre 6 et 12 kg ($p < 0,0001$).

Tableau 3: Résultats des ANOVAs à mesures répétées sur les variables cinématiques

Angles articulaire moyens	TÂCHE (Phase dépôt)			MASSE
	$D_{H \rightarrow E}$	$D_{H \rightarrow E}$	$D_{H \rightarrow Y}$	6 kg
	vs $D_{H \rightarrow Y}$	vs $D_{E \rightarrow Y}$	vs $D_{E \rightarrow Y}$	vs 12 kg
Sonnette externe (scapulo-thoracique) lors du dépôt	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$		$p < 0,0001$
Élévation sterno-claviculaire lors du dépôt	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	-	-
Rotation latérale acromio-claviculaire lors du dépôt	-	-	-	$p < 0,0001$
Rotation axiale gléno-humérale lors du dépôt	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	-	-
Élévation gléno-humérale lors du dépôt	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	-	-
Flexion coude maximale lors du transfert	-	$p = 0,014$	-	$p = 0,002$

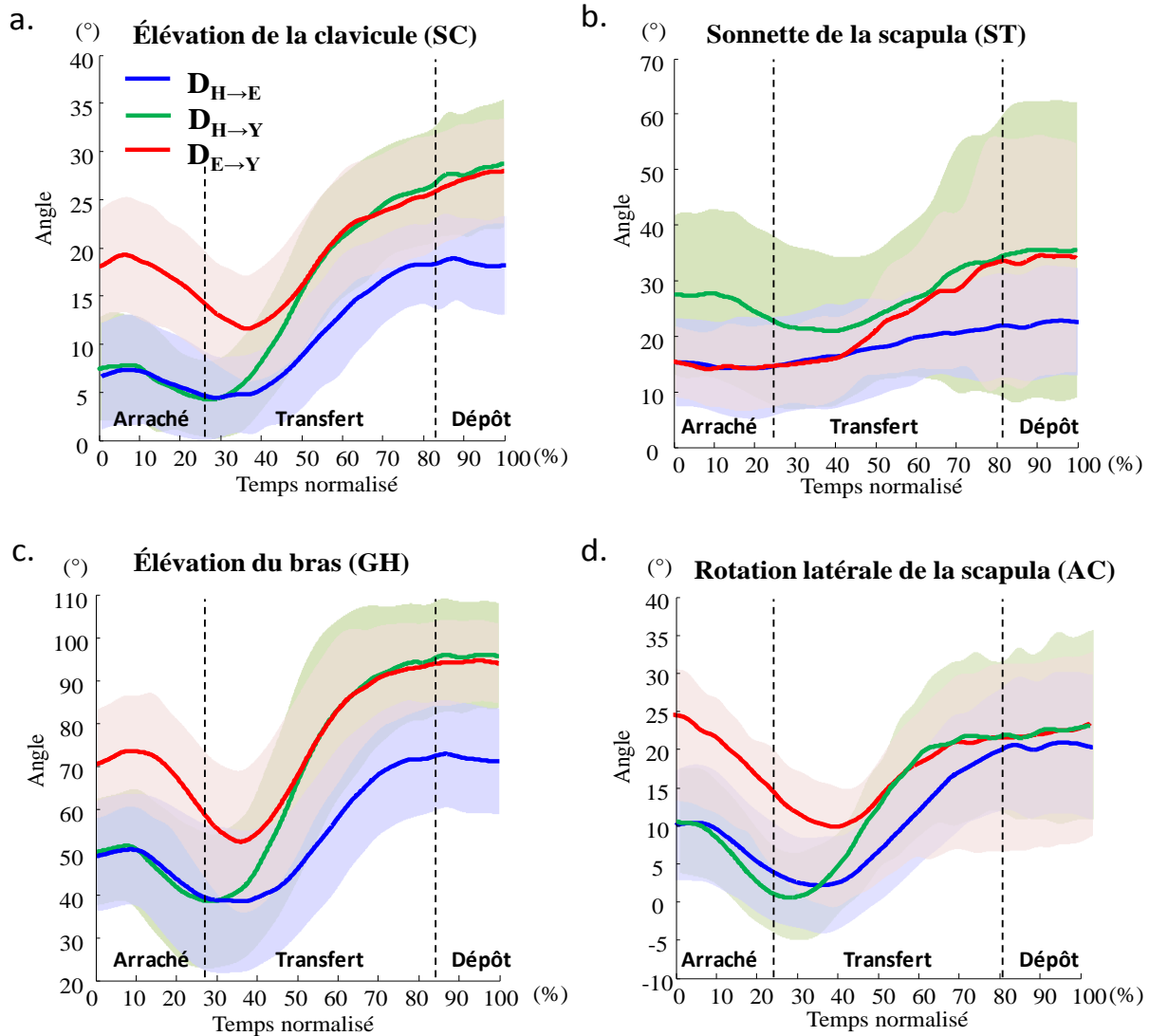


Figure 8 : Évolution de l'élévation de la clavicule (a), de la sonnette externe de la scapula (b), de l'élévation du bras (c) et de la rotation latérale de la scapula (d) sur les trois différentes hauteurs étudiées pour une charge de 6 kg. La courbe représente l'évolution moyenne au cours du temps normalisé (%) et la zone autour, l'écart-type pour l'échantillon étudié.

Cinématique de l'articulation gléno-humérale : L'effet principal de tâche est significatif ($p < 0,0001$) alors que l'effet masse ne l'est pas ($p = 0,257$) pour l'élévation gléno-humérale. La rotation axiale humérale est affecté significativement par l'effet principal de tâche ($p < 0,0001$) et n'est pas influencé par l'effet de masse ($p = 0,858$). Au dépôt, l'élévation gléno-humérale tend à être moins importante pour des charges de 12 kg *versus* 6 kg ($84,8 \pm 3,2^\circ$ et $87,3 \pm 2,5^\circ$) (Figure 9). Toutefois, cette réduction est non significative ($p = 0,108$). L'élévation en phase de dépôt diffère seulement entre les tâches $D_{H \rightarrow E}$ vs $D_{H \rightarrow Y}$ ($p < 0,0001$) et $D_{H \rightarrow E}$ vs $D_{E \rightarrow Y}$ ($p < 0,0001$). Ce résultat semble cohérent car l'étagère de dépôt est la même entre les tâches $D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{E \rightarrow Y}$, ce qui

signifie que les sujets augmentent significativement l'élévation gléno-humérale lors d'une phase de dépôt entre une étagère de destination située à la hauteur des épaules et à la hauteur des yeux.

Les données moyennes montrent qu'une rotation interne de l'humérus significativement plus importante est observée lors de la phase de dépôt pour les tâches finissant à la hauteur des yeux comparativement à celles qui se terminent à la hauteur des épaules (Tableau 3). Ce phénomène est illustré à la Figure 10.

Cinématique de l'articulation du coude : Concernant l'articulation du coude, les effets de masse sont significatifs ($p=0,002$) alors que les effets de tâche ne le sont pas ($p=0,052$). Le pic de flexion du coude augmente significativement (Tableau 3) avec la masse comme la Figure 11 l'illustre pour les tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$. Cette stratégie est d'autant plus adoptée que la hauteur finale est importante, car le pic de flexion maximale du coude est significativement plus élevé en $D_{E \rightarrow Y}$ lors de la phase de transfert qu'en $D_{H \rightarrow E}$.

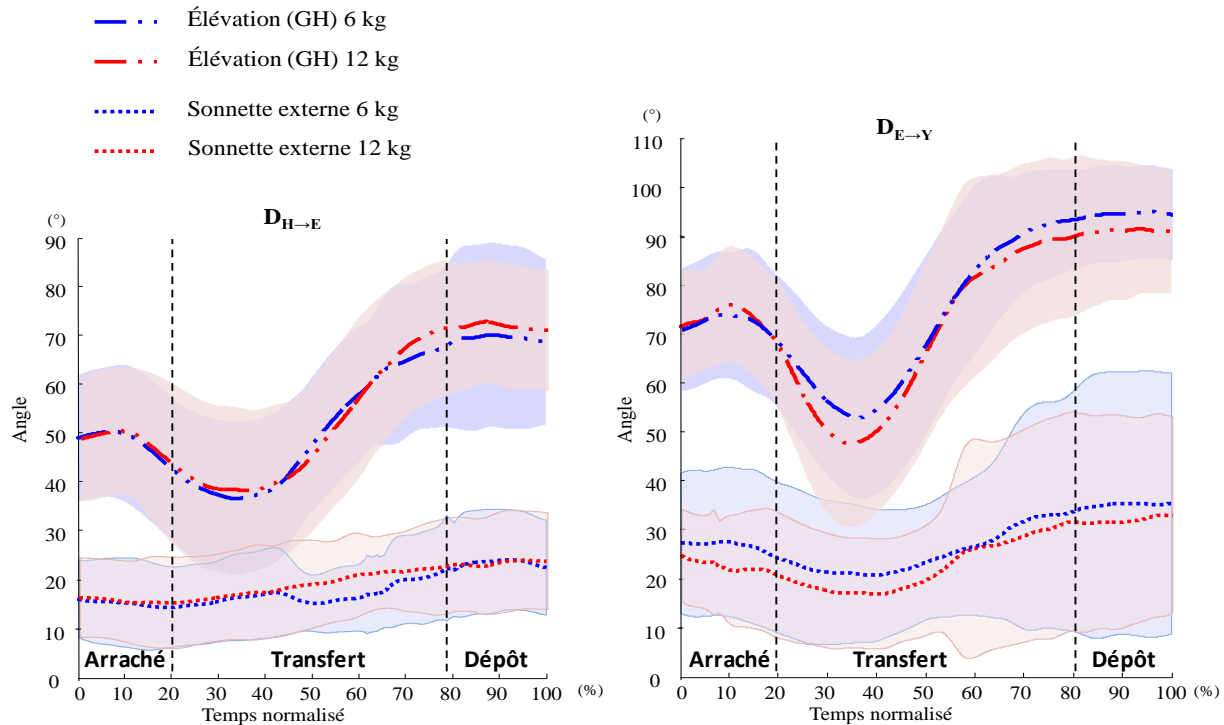


Figure 9 : Élévation gléno-humérale et sonnette externe scapulo-thoracique pour les charges de 6 et 12 kg lors des tâches $D_{H \rightarrow E}$ à gauche et $D_{E \rightarrow Y}$ à droite. Les courbes représentent l'évolution moyenne au cours du temps normalisé (%) et la zone autour l'écart-type pour la population étudiée.

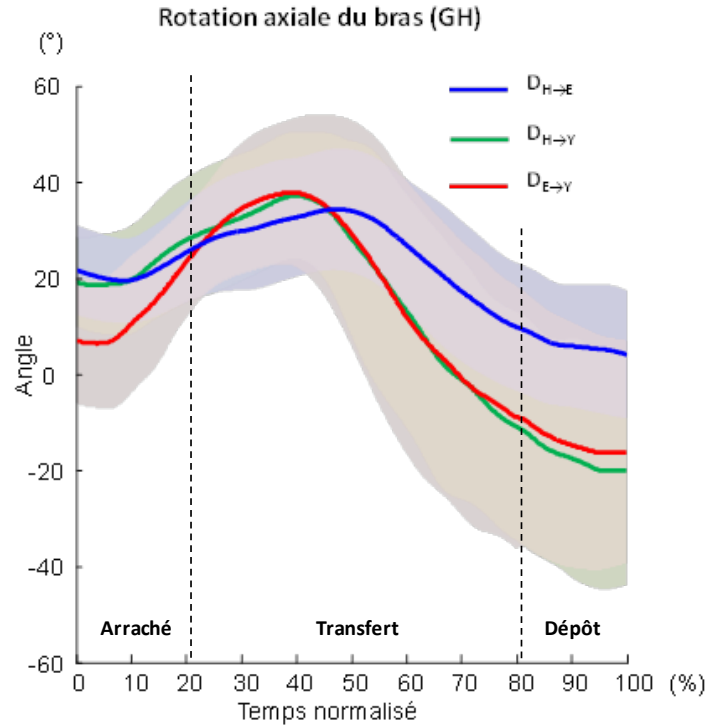


Figure 10 : Évolution de la rotation axiale gléno-humérale pour les tâches $D_{H \to E}$, $D_{H \to Y}$ et $D_{E \to Y}$ pour une charge à soulever de 6 kg. La courbe représente l'évolution moyenne au cours du temps normalisé (%) et la zone autour, ainsi que l'écart-type pour la population étudiée.

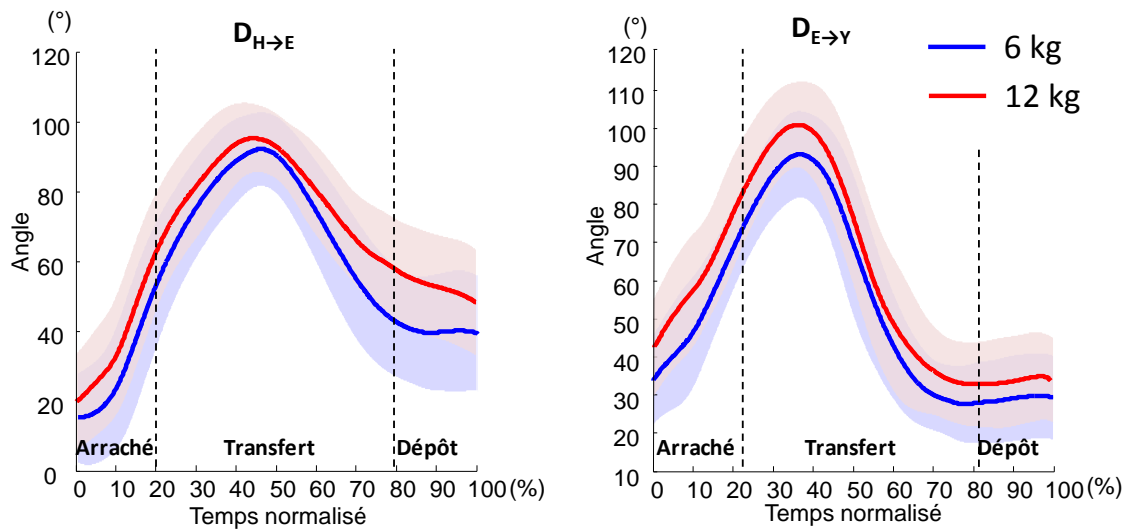


Figure 11 : Évolution de la flexion du coude en fonction des charges de 6 kg et 12 kg lors des tâches $D_{H \to E}$ (gauche) et $D_{E \to Y}$ (droite). La courbe représente l'évolution moyenne au cours du temps normalisé (%) et la zone autour, ainsi que l'écart-type pour la population étudiée.

4.4 Discussion sur la cinématique de l'épaule et du bras

Objectif 1A : La technique doit être robuste aux occlusions de marqueurs et la cinématique de 90 % des essais doit pouvoir être reconstruite.

Avec un protocole de moins de 90 min, il a été possible d'estimer la cinématique articulaire pour un système (à 16 degrés de liberté dont neuf à l'épaule) sensible aux conditions expérimentales de manutention que sont la hauteur et la masse de la charge. Pour ce faire, l'utilisation de centres de rotation optimisés, d'une redondance de marqueurs et d'une reconstruction de la cinématique articulaire au moyen d'une chaîne cinématique et d'un algorithme d'optimisation globale (image par image) ont été nécessaires. Plus bas, il est discuté successivement de la rotation latérale scapulaire, de la rotation interne et de l'élévation gléno-humérale et également de la flexion du coude avant d'apporter quelques perspectives à ce travail.

Intérêt de la sonnette externe : L'augmentation de la sonnette externe de la scapula due principalement à l'élévation sterno-claviculaire concorde avec les résultats obtenus au regard de l'activité EMG du trapèze supérieur (sous-section 6.3.1: Résultats sur les effets principaux). Son activité augmente durant les tâches réalisées à la hauteur des yeux. Le trapèze supérieur lors des tâches qui se terminent à la hauteur des yeux joue ainsi le rôle de sustentateur de l'articulation acromio-claviculaire. Ainsi, la clavicule contribue à l'élévation totale du bras pour amener la charge sur des hauteurs de travail importantes. Il n'y a pas d'adaptation de la scapula par rapport à la clavicule, que le déplacement se termine à la hauteur des yeux ou à celle des épaules. Ce résultat mériterait d'être approfondi en étudiant le couplage entre la sonnette externe de la scapula par rapport au thorax et l'élévation gléno-humérale. Ceci permettrait de quantifier le rythme scapulo-huméral GH/ST comme cela est classiquement rapporté dans la littérature. Une absence d'ajustement de la sonnette externe combinée à une élévation gléno-humérale semblable pourrait induire une configuration osseuse propice au pincement subacromial du muscle supra-épineux (Stokes et Gardner-Morse 2004). Le rythme scapulo-huméral est souvent étudié pour comprendre les coordinations à risque ou pathologiques (Wang, Qiu et coll. 2012) et pourrait être un indice en manutention. Ce doit être par exemple le cas lors d'une charge de 12 kg où la sonnette externe est moins importante qu'à 6 kg à cause d'un abaissement acromio-claviculaire. L'utilisation d'un rythme scapulo-huméral tridimensionnel, c'est-à-dire qui tient compte de trois degrés de liberté de chaque articulation, comme développé au laboratoire S₂M (Glass 2012) permettrait une meilleure compréhension des coordinations entre les articulations gléno-humérale et scapulo-thoracique pour l'élévation du bras.

Importance de la rotation interne de l'humérus lors du dépôt en hauteur : Il semble cohérent que la rotation interne gléno-humérale soit plus grande lorsqu'on dépose la caisse à la hauteur des yeux comparativement à la hauteur des épaules ce qui permettrait d'éviter un accrochement. En effet, la littérature attribue le syndrome de pincement à l'épaule à une rotation axiale humérale inadéquate. La diminution de la rotation interne lors d'élévation gléno-humérale laisserait moins de place au tubercule majeur de la tête humérale pour passer sous l'arche acromiale (Browne, Hoffmeyer et coll. 1990). La configuration décrite plus haut peut intervenir lors de la deuxième moitié de la phase de transfert lors des tâches étudiées.

Flexion du coude et charge : Une flexion plus importante du coude pour la masse de 12 kg signifie que les sujets rapprochent la caisse de leur torse lors du transfert et diminuent ainsi la

distance entre le centre articulaire de l'épaule et le centre de masse de la caisse afin de limiter l'effet du moment de force de la caisse sur l'articulation. Cette stratégie semble plus sécuritaire et efficace surtout que, dans cette configuration, l'angle entre la force musculaire du biceps et le radius est proche de 90° , ainsi le biceps est près de sa longueur optimale (Mathur, Eng et coll. 2005). Pour les charges les plus légères avec un dépôt à la hauteur des yeux, le trajet de la caisse pourrait être optimisé en rapprochant la caisse plus proche du corps. Même pour de faibles charges qui ne sont pas levées très haut, il est indispensable de respecter un trajet moteur optimal sans quoi la prévalence de blessure peut être aussi importante que celle pour des tâches lourdes au-dessus de la tête.

Perspectives : La méthode utilisée pour le calcul des angles articulaires a été couteuse à développer, mais robuste aux occlusions. Elle a permis d'obtenir une cinématique avec des amplitudes articulaires physiologiques lorsque l'on compare avec des mesures issues de pins intra-corticaux (Ludewig et Cook 2000). L'analyse cinématique de l'épaule montre qu'une élévation de la clavicule et une flexion du coude plus importante sont des stratégies qui permettent probablement de minimiser la contribution de l'articulation gléno-humérale lors de la phase de dépôt à différentes hauteurs. Toutefois, une analyse considérant la cinématique des autres articulations calculée dans la chaîne cinématique sera nécessaire avant de pouvoir confirmer les éléments de discussion. Par exemple, la réduction conjointe de la sonnette externe et de l'élévation gléno-humérale devrait être compensée par d'autres degrés de liberté lors de la tâche entre la hauteur des épaules et des yeux. Cette stratégie montre probablement une faiblesse des muscles principaux et l'analyse des synergies pourrait permettre de mieux comprendre les risques de blessure.

5. PARTIE 2 : MODELISATION MUSCULOSQUELETTIQUE

Le meilleur moyen pour estimer les forces internes appliquées aux tissus mous de manière non invasive est la modélisation musculosquelettique. Les modèles du corps humain sont généralement conçus pour simuler la réaction du corps à un scénario et un environnement prédéfinis. Quand on s'intéresse plus spécifiquement à l'épaule et au domaine de la biomécanique du travail, le modèle de Dickerson, Chaffin et coll. (2007) est un des rares modèles tridimensionnels que l'on peut citer comme exemple. Les modèles musculosquelettiques tridimensionnels comme celui de Dickerson, Chaffin et coll. (2007) sont coûteux en temps de calcul lorsqu'on souhaite réaliser une analyse comprenant différentes tâches et conditions expérimentales. Le temps nécessaire pour le développement d'un modèle et sa prise en main est variable selon les plateformes utilisées (par exemple OpenSim, Anybody Technology®) et nécessite beaucoup de minutie. L'objectif général du modèle musculosquelettique pour ce projet est d'avoir une idée des forces musculaires générées par les principaux muscles de l'épaule et du bras lors de différentes tâches de manutention, avec comme intention de distinguer la tâche la moins contraignante pour ces groupes de muscles. Afin de répondre à cet objectif, les effets du poids de la caisse à déplacer (6 kg, 12 kg, 18 kg) sur les forces et activations musculaires maximales sont analysés dans une première partie. Puis, l'effet de la hauteur de la tâche (hanche, épaule et yeux) et l'effet du type de phases (arraché, transfert et dépôt) sur le modèle musculosquelettique seront également discutés pour compléter l'analyse. Cependant, avant de présenter les premières estimations du chargement interne des tissus mous, il est nécessaire d'expliquer les principales caractéristiques du modèle musculosquelettique élaboré.

5.1 Caractéristiques méthodologiques

5.1.1 Dynamique inverse

La cinématique articulaire est la première étape du traitement des données lorsque l'objectif est d'évaluer les activations et les forces musculaires lors d'un mouvement. La deuxième étape est le calcul de la dynamique. La dynamique inverse, en biomécanique, concerne les forces et les moments articulaires. Le terme « inverse » signifie que la dynamique est l'inconnue à évaluer. Ainsi, à partir des informations d'accélération segmentaire – obtenues par la dérivation de la cinématique –, des masses segmentaires et des forces de réaction (articulaires ou capteur de force) et en résolvant les équations de Newton : $\sum \vec{F} = m \cdot \vec{a}$, et d'Euler : $\sum \vec{M} = I \cdot \vec{\alpha}$, il devient possible d'évaluer les forces et les moments nets aux articulations.

Concrètement, la boîte instrumentée fournit les forces de réactions à la main. À cette information, s'ajoutent le poids de la main ($\vec{W} = m \cdot \vec{g}$) et son accélération. Le résultat de la dynamique inverse donne les forces et moments de réaction articulaire du radius sur la main. Ces informations sont alors transférées au radius pour déterminer les forces et moments à l'ulna et ainsi de suite en remontant la chaîne cinématique jusqu'au bassin (Figure 12), dans le cas d'une approche récursive Newton-Euler.

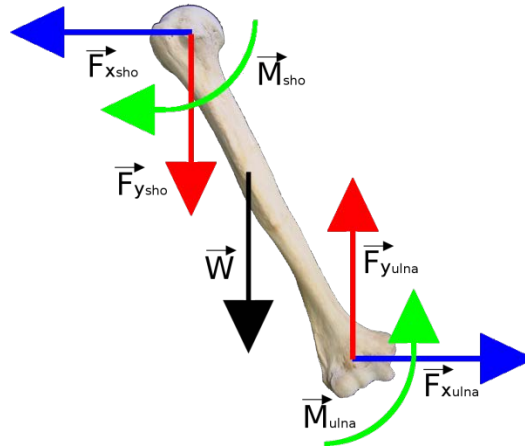


Figure 12 : Exemple d'un diagramme de corps libre pour l'humérus. Les forces et moments de l'ulna sont les résultats du calcul précédent. Ceux de l'épaule (Sho) sont les seules inconnues et serviront au calcul suivant à la scapula.

5.1.2 Les logiciels de modélisation musculosquelettique

Quelques logiciels de modélisation musculosquelettique proposent divers modèles musculaires qui sont disponibles pour la communauté scientifique. Deux de ces logiciels ont été sélectionnés pour traiter les données acquises sur les paramètres musculaires en raison de la qualité du modèle d'épaule proposé, de leur convivialité et de leur utilisation par la communauté scientifique.

5.1.2.1 AMMR1.5 (Anybody)

Le premier logiciel à avoir été sélectionné est le Anybody conçu par l'entreprise Anybody Technology™. Il a été créé de façon à faciliter l'étude du mouvement humain dans divers domaines, notamment l'aérospatial, la conduite automobile et la santé au travail. Le langage de programmation utilisé par Anybody est un langage propre, fortement inspiré du langage C.

Le modèle musculosquelettique proposé par Anybody Technology™ est le AMMR1.5 (Figure 13). Il s'agit d'un modèle de corps complet initialement conçu pour la simulation et la modélisation de mouvements du bas du corps, tels que la marche ou l'utilisation d'un elliptique. Ainsi, le modèle de base a dû être largement modifié afin de répondre aux besoins de l'étude. La première modification majeure a été le retrait de tout le membre inférieur. Le modèle n'étant pas conçu pour fonctionner sans cette partie, plusieurs paramètres ont dû être ajoutés, notamment des actionneurs (*drivers*) au bassin. Ces actionneurs permettent les translations et rotations du pelvis dans l'espace lorsque les membres inférieurs ne sont pas modélisés.

Ensuite, le AMMR1.5 est un modèle cinématique n'admettant que trois degrés de liberté à l'épaule, contrairement à neuf pour celui utilisé pour ce projet. Ainsi, les équations du rythme scapulohuméral ont été retirées et remplacées par des degrés de liberté en rotation. Finalement, un point de contact entre la caisse et la main a été ajouté. Ce point permet d'y injecter les forces et moments mesurés par le capteur sur la caisse. Ces modifications ont toutes été implantées par l'utilisation de drapeaux (*flags*) de condition, ce qui permet, à partir d'un simple fichier de

configuration, en inversant un drapeau, de retrouver le modèle original. Ainsi les modifications réalisées au cours du projet pourront être transmises à l'équipe de développement d'Anybody Technology™ et éventuellement profiter à la communauté scientifique.



Figure 13 : Le modèle AMMR1.5 livré par Anybody modifié pour répondre aux besoins de cette étude.

Ensuite, des fonctions d'interface entre le modèle cinématique utilisé lors de la reconstruction de la cinématique et le modèle AMMR1.5 ont été écrites. Essentiellement, ces fonctions consistaient à ajuster les axes de rotation et les signes de certaines coordonnées généralisées, à intégrer la position de référence et à exporter les coordonnées généralisées ainsi que les forces en un format lisible par Anybody. Finalement, l'optimisation statique a été réalisée en utilisant l'outil d'analyse fourni par le logiciel Anybody.

Le principal avantage de ce modèle est la complexité du modèle musculaire. Chaque muscle important est représenté par six lignes d'action. Il intègre également les muscles entre la scapula et le thorax. En contrepartie, le logiciel possède le défaut de ses qualités. En effet, la quantité de muscles modélisés allonge sensiblement le temps de calcul et rend improbable son utilisation sur un nombre élevé d'essais, tel que prévu pour le présent projet. De plus, puisqu'il s'agit d'un logiciel commercial, peu d'informations sont fournies quant au modèle des paramètres musculaires et des critères d'optimisation statique. C'est une limite à prendre en compte lors de l'interprétation des résultats.

5.1.2.2 Stanford VA Upper Limb Model (OpenSim)

Un second logiciel a été utilisé pour pallier aux limitations d'Anybody: OpenSim. Ce logiciel est une sous-partie du versant Simtk.org du projet *Simbios* financé par le National Institutes of Health (NIH). Ce projet, essentiellement développé par l'équipe de Delp de l'Université

Stanford, vise à offrir à la communauté scientifique des logiciels ouverts et performants sur la modélisation en général. OpenSim est donc le pendant musculosquelettique de cette boîte à outils numériques. Il offre la possibilité d'éditer les fichiers directement dans l'interface graphique, ce qui simplifie grandement la tâche. De plus, il est compatible avec le langage SIMM qui est un autre logiciel musculosquelettique conçu par une partie de la même équipe. SIMM offre un environnement graphique plus ergonomique pour développer ou modifier les modèles et son langage de programmation est convivial.

Le modèle musculosquelettique du membre supérieur proposé par OpenSim est le Stanford VA Upper Limb (Figure 14) élaboré par Holzbaur (Holzbaur, Murray et coll. 2005). Ce modèle intègre les muscles de la coiffe des rotateurs jusqu'à la main. Il ne possède, par contre, aucun muscle entre la scapula et le thorax, ni entre la clavicule et le thorax. De plus, un seul faisceau musculaire est utilisé par muscle, à l'exception du deltoïde qui est séparé en trois parties (deltoïdes postérieur, médian et antérieur). La cinématique de tout le modèle a dû être revue puisqu'elle ne concordait pas avec celle du modèle cinématique précédemment développé.

Aujourd'hui, très peu de modèles musculosquelettiques de l'épaule utilisent l'ensemble des données cinématiques expérimentales en entrée. Ces cinématiques, notamment à la scapula et la clavicule, sont particulièrement difficiles à obtenir. Les modèles existants utilisent généralement des équations de régression du rythme scapulo-huméral pour estimer la cinématique articulaire de la ceinture scapulaire (de Groot et Brand 2001). Tout comme le AMMR1.5, le modèle de base n'intègre que trois degrés de liberté à l'épaule et utilisent les équations de régression de de Groot et Brand (2001). Nous avons donc fait le choix de retirer le rythme scapulohuméral calculé par les équations de régression pour pouvoir utiliser notre cinématique expérimentale de la ceinture scapulaire en entrée du modèle. Finalement, un point de contact à la main a été ajouté afin d'intégrer les forces et les moments mesurés par le capteur sur la caisse. Les temps de calcul étant moins coûteux par rapport aux raffinements supérieurs apportés par le modèle Anybody, le choix s'est orienté vers le logiciel OpenSim.

Ensuite, une partie des fonctions d'interface de Anybody ont été réutilisées et amendées pour fonctionner avec le modèle Stanford VA Upper Limb. De la même façon que précédemment, ces fonctions consistaient à ajuster les axes de rotation, ainsi que les signes de certaines coordonnées généralisées, à intégrer la position de référence et exporter les coordonnées généralisées et les forces en un format lisible par OpenSim. OpenSim offre un panel plus large en termes d'outils d'analyse pour la distribution musculaire. Pour des fins de comparabilité avec Anybody, celui d'optimisation statique a été utilisé.

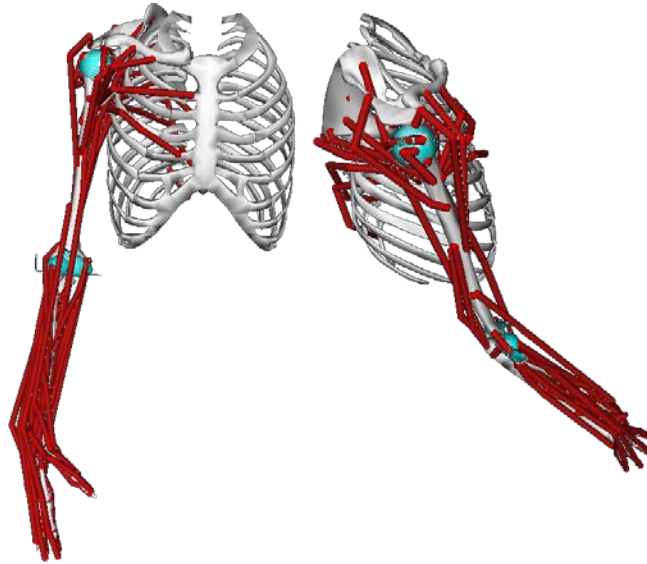


Figure 14 : Le modèle Stanford VA Upper Limb livré par OpenSim.

Le principal avantage du modèle Stanford VA Upper Limb est sa plus grande simplicité et l'utilisation systématisée de points de passage au lieu d'objets de contournement. Le résultat est un gain énorme en temps de calcul et moins de problèmes pour définir les lignes d'action musculaire qui peuvent causer une instabilité numérique et faire diverger la solution du problème d'optimisation. Ce logiciel est également beaucoup plus stable que ceux qui lui sont analogues ce qui permet un traitement par lots des fichiers et réduit considérablement le temps total d'analyse. En contrepartie, la simplicité du modèle musculaire se fait probablement au détriment de la biofidélité.

5.1.3 Optimisation statique

L'optimisation statique est la technique d'estimation des forces musculaires la plus utilisée pour sa simplicité de mise en œuvre et sa vitesse de calcul. Toutefois, elle présente plusieurs limites majeures que sont par exemple l'utilisation d'un critère pour minimiser la force musculaire ou l'utilisation des forces et des moments nets à une articulation donnée. Ainsi, par exemple, deux forces opposées de grande intensité donneront une force résultante nette faible lorsqu'additionnées. Toutefois, une force (ou un moment) nette faible à une articulation peut à la fois être causée par une activation minimale de tous les muscles ou, au contraire, par une activation très grande de deux muscles antagonistes – soit deux muscles dont les actions sont opposées. Ce phénomène d'activation simultanée résultant en une faible force résultante est appelé *coactivation musculaire*. Ainsi, afin d'évaluer les forces musculaires, il est nécessaire d'utiliser un modèle de distribution de forces musculaires réaliste, qui, malgré ses limites, favorise la méthode d'optimisation statique.

Le plus grand défi de l'optimisation statique est de générer un ensemble d'activations musculaires physiologiques reproduisant celui de l'humain, notamment en ce qui concerne la cocontraction. Outre le modèle musculaire utilisé, la mise à l'échelle de l'ossature, des positions

d'origine et d'insertions musculaires, la personnalisation des paramètres musculaires (force maximale, surface physiologique transverse¹ (PCSA), etc.) et le choix du critère d'optimisation sont des facteurs importants et sensibles qui modifient grandement le patron d'activation optimisé et donc la distribution des forces. Les sections qui suivent passent en revue les choix et simplifications qui ont été faits lors de ce projet.

5.1.4 Modèles musculaires

Communément, un modèle musculaire se décline en deux sous modèles. Le premier définit la position et les insertions des muscles sur les segments osseux ainsi que les trajectoires. Cette partie permet en quelque sorte d'établir la géométrie musculaire. Puis un second modèle représente la distribution du recrutement musculaire et permet d'estimer les forces musculaires.

5.1.4.1 Modèle musculaire géométrique

Le modèle de distribution musculaire détermine les points d'attache des muscles sur les os. Le muscle est alors représenté par une ligne la plus courte possible reliant l'origine – le point d'attache proximal – à l'insertion – le point d'attache distal. On parle alors des lignes d'action du muscle. Selon les modèles, il est possible de représenter chaque muscle par une ou plusieurs lignes d'action, le nombre d'origines et d'insertions étant ajusté en conséquence. Typiquement, les muscles ne possédant qu'un seul chef sont représentés par une ligne d'action, alors que les muscles plus larges sont représentés par autant de lignes d'action que nécessaire.

Comme mentionné précédemment, la ligne d'action est le chemin le plus court entre l'origine et l'insertion. Or, l'objectif de la ligne d'action est de représenter l'orientation du muscle, ce qui n'est pas forcément le cas avec une ligne d'action qui est droite (Figure 15). Il existe différentes façons de contourner ce problème. La première est l'utilisation de points de passage (*via points*). Le concept est de forcer le passage du muscle à certains endroits. La Figure 16 montre un deltoïde qui contourne convenablement la tête humérale. La longueur du muscle devient alors la somme des distances entre les origines, les points de passage et des insertions. Le problème de cette méthode est le fait que dans certaines configurations, le point de passage introduit des chemins fortement non physiologiques (Figure 17). Un ajustement fin de la position de chaque point de passage est donc primordial, mais parfois impossible.

¹ Ce paramètre est mieux connu sous son nom anglais *physiological cross-sectional area*



Figure 15 : Exemple de ligne d'action droite du muscle.

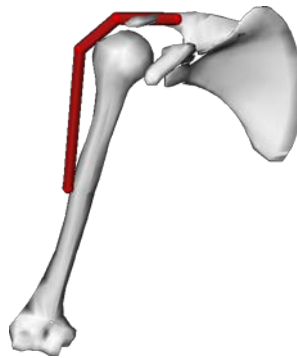


Figure 16 : Utilisation de points de passage.



Figure 17 : Exemple de point de passage non physiologique.

La seconde méthode la plus commune est l'utilisation d'objet de contournement². Ces objets sont généralement des formes géométriques telles que les sphères, les cylindres, etc., et sont modélisés comme des objets impénétrables. Ainsi, lorsque l'ordinateur tente de représenter le chemin le plus court, il se heurte à l'objet en question et est donc forcé de le contourner. Ce système un peu plus évolué semble, de prime abord, plus physiologique (Figure 18, à gauche), puisque les changements de direction du muscle se font de façon moins brusque. Cependant, il existe certaines, voire plusieurs positions qui dirigent le muscle vers des directions irréalistes

² Traduction libre de *wrapping object*.

(Figure 18, à droite). Ceci se produit puisque l'algorithme de contournement tente toujours de trouver le chemin le plus court entre les points d'origine et d'insertion.

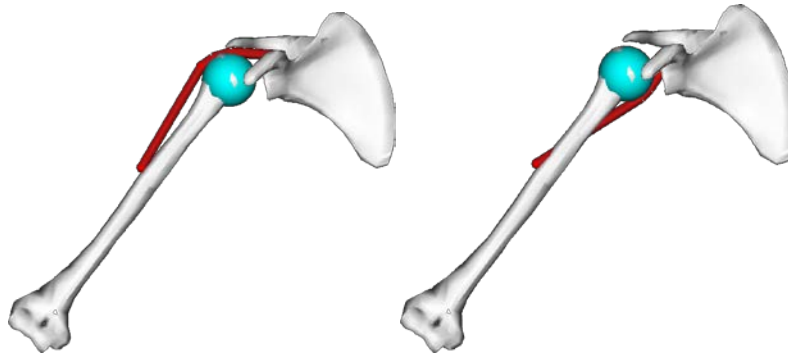


Figure 18 : Utilisation d'un objet de contournement force le muscle à s'enrouler autour de la tête humérale. Toutefois un léger abaissement du bras pousse le muscle en dessous de la tête humérale (passage image de gauche à celle de droite).

Il n'existe pas de méthode idéale pour déterminer le chemin musculaire le plus physiologique. En effet, déterminer les positions des origines et insertions sur les segments est un premier grand défi. Ces informations sont, à toutes fins pratiques, impossibles à obtenir *in vivo*. Les modèles cadavériques s'avèrent alors fort utiles. Par une minutieuse dissection il devient possible de mesurer et de numériser ces paramètres musculaires. Pour ce qui est des points de passage et des objets de contournement, pour l'instant, un judicieux mélange de ces deux techniques est ce qu'il semble y avoir de mieux. Des modèles de muscles, basés sur des paramètres acquis sur des cadavres, sont disponibles pour la communauté scientifique

5.1.4.2 Modèle de recrutement musculaire et estimation des forces musculaires

Le deuxième type de sous-modèle associé au modèle musculaire est celui qui traite de la façon dont le muscle va se comporter et de sa composition. Le modèle de Levy, Kelly et coll. (2001) a été utilisé sous OpenSim. Globalement, ce modèle est basé sur les travaux de Hill, mais amélioré de sorte qu'il prenne en compte la relation entre la force musculaire et la longueur musculaire. Cette relation est fonction de l'étirement du muscle (déterminé par le chemin musculaire vu à la section précédente) et de ses caractéristiques.

Un des paramètres les plus sensibles à l'erreur est l'aire physiologique transverse (PCSA). Cette mesure est la mesure de l'aire de la plus grosse partie du ventre musculaire. La PCSA est associée à la force maximale qu'un muscle peut développer. En rafale, les autres paramètres à déterminer sont; la longueur optimale, soit la longueur à laquelle le muscle développe sa force isométrique maximale; la longueur de repos du muscle et du tendon, soit la longueur à laquelle le muscle et le tendon ne développent plus de force passive à l'étirement; et l'angle de pennation, qui est l'angle que forment les fibres musculaires par rapport à la ligne d'action du muscle. Ces paramètres sont réunis dans une équation, illustrée à l'Équation 3, pour déterminer la force musculaire à une position donnée. $F_m(t_i)$ est la force musculaire développée par le muscle m au temps t_i et $a_m(t_i)$ correspond à l'activation musculaire du muscle m au temps t_i , $a_m(t_i)$ est

toujours comprise entre 0 et 1. Et la fonction $f(F_m^0, l_m, v_m)$ comprend la relation force-longueur-vitesse du muscle m , avec F_m^0 la force isométrique maximale et l_m et v_m les longueur et vitesse musculaire.

$$F_m(t_i) = \alpha_m(t_i) f(F_m^0, l_m, v_m)$$

Équation 3 : Estimation de la force musculaire à partir de paramètres musculaires physiologiques

Le dernier point théorique est le critère que l'optimisation statique tentera de minimiser. Le choix de ce critère spécifique à la manutention est encore inconnu. Plusieurs options existent, notamment la minimisation de la fatigue musculaire ou la minimisation de l'activation musculaire. Tous les critères proposés dans la littérature scientifique ont cependant le défaut de ne pas représenter de façon réellement satisfaisante le patron d'activation chez l'humain. La première raison est probablement due au fait qu'il repose sur des modèles animaux ou sur des robots. En plus concret, minimiser l'activation signifie que l'algorithme d'optimisation minimise la somme au carré des activations de chaque muscle. Ainsi, les muscles ayant des PCSA plus élevées (et donc plus de force pour une même activation) seront privilégiés. En effet, si deux muscles sont agonistes – donc qu'ils ont des actions similaires – mais qu'un a un ventre musculaire plus gros et que les deux sont activés de façon équivalente et minimale, le plus gros muscle développera, par conséquent, plus de force que le plus petit.

À l'instar des lignes d'action, ces paramètres sont impossibles à mesurer *in vivo*. Encore une fois, des valeurs cadavériques doivent être utilisées avec les limites que cela implique, notamment le fait que ces cadavres ont très peu de chances de représenter adéquatement la population étudiée.

5.1.5 Personnalisation du modèle

Un problème majeur consiste à personnaliser le modèle, c'est-à-dire à l'adapter aux spécificités (anthropométriques) de l'individu. D'un côté, les modèles sont très sensibles aux variations entre les sujets (Bolsterlee, Veeger et coll. 2013), et de l'autre, il n'est pas possible d'aller chercher ces informations directement sur la personne sans prendre des mesures invasives. Il n'existe pas encore, à ce jour, de méthode réellement satisfaisante pour remédier à ce problème.

À défaut d'avoir une méthode idéale, il a été décidé d'utiliser un ajustement géométrique (*scaling*) spécifique à chaque sujet. Un modèle du tronc et du membre supérieur générique de 44 kg a alors été utilisé comme référence. Le modèle de repère cutané a été implanté sur ce modèle et ajusté aux dimensions du sujet. Les masses segmentaires sont alors ajustées pour représenter la variation par rapport au sujet de base et, par conséquent, les positions d'origine et d'insertion. Finalement, par un ratio masse du sujet / masse de référence, la PCSA, la longueur optimale et les longueurs de repos sont recalculées. La principale limite de cette méthode d'ajustement est que la distribution musculaire est présumée équivalente entre les sujets, ce qui a peu de chance d'être vrai en pratique. Aussi, l'ajustement de la PCSA est hasardeux, car il dépend énormément de la condition physique de la personne et ne peut donc être un simple ratio par rapport aux dimensions. Malgré tout, il semble qu'un ajustement imparfait soit de loin préférable à aucun ajustement.

Objectif 2 : Développement d'un modèle musculosquelettique de la ceinture scapulaire et du membre supérieur adapté aux tâches de manutention.

Le second objectif concerne la modélisation musculosquelettique pour l'estimation des forces et activations musculaires. Bien que les deux variables sélectionnées soient dépendantes l'une de l'autre, les activations et les forces musculaires apportent des informations complémentaires sur les contraintes musculosquelettiques appliquées à l'épaule. En effet, les forces musculaires vont permettre de quantifier par une quantité de force (en Newtons) le chargement appliqué aux insertions des différents muscles de l'épaule. Cette variable n'est pas mesurable *in vivo* expérimentalement chez l'humain. Les activations musculaires, en amont de la dynamique de la contraction musculaire (modèle de Hill par exemple) donc des forces, sont généralement comparées à l'activité EMG lors du processus de validation d'un modèle musculosquelettique.

Les modèles ont été développés et paramétrés de sorte que les cinématiques articulaires, les forces, les moments et les activations musculaires soient plus physiologiques lors des tâches de manutention. La géométrie musculaire a notamment été modifiée par l'ajout d'objets de contournement supplémentaires. Pour ce qui est de la cinématique, les neuf degrés de liberté à l'épaule ont été rendus indépendants. Enfin, la cohérence des systèmes de coordonnées entre les modèles cinématique et musculosquelettique a été assurée.

5.2 Analyses statistiques

Les trois tâches d'élévation de la caisse de 6 kg et de 12 kg ont été étudiées pour un échantillon de 10 hommes et huit femmes. Une participante a toutefois été retirée de l'analyse à cause d'un dysfonctionnement du capteur de force lors de la collecte de données. Les variables dépendantes correspondent aux valeurs maximales de force et d'activation musculaires prélevées pour chacune des trois phases pour un seul parmi les trois essais enregistrés. L'essai qui est sélectionné pour l'analyse est considéré comme ayant la meilleure cinématique des trois. Les variables dépendantes concernent une partie des muscles du modèle musculosquelettique développé, à savoir, le groupe des deltoïdes (antérieur, médian et postérieur), le sus-épineux, le sous-épineux, le sous-scapulaire, le biceps (chef long) ainsi que le triceps (chef long). Les analyses de variances (ANOVAs) utilisées comportent les variables indépendantes suivantes : les tâches (trois niveaux), les masses (deux niveaux) ainsi que les phases du mouvement (trois niveaux). Le Tableau 4 décrit les procédures statistiques utilisées. Le seuil de significativité est établi à 0,05. Seuls les effets principaux seront analysés dans cette section. Nous pouvons noter qu'aucune interaction n'est significative. Un test de comparaison multiple par paire de la plus petite différence significative (LSD) est réalisé lorsque l'effet principal s'avère significatif.

Tableau 4 : Tests statistiques réalisés pour la modélisation musculaire

Tests statistiques	Variables indépendantes	Variables dépendantes
8 ANOVAs mesures répétées 1 groupe mixte (3x2x3)	Intra-sujets : • Tâches: $D_{H \rightarrow E}$, $D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{E \rightarrow Y}$ • Masses: 6 et 12 kg • Phases: arraché, transfert, dépôt	Activation musculaire maximale (8 muscles)
8 ANOVAs mesures répétées 1 groupe mixte (3x2x3)		Force musculaire maximale (8 muscles)

5.3 Résultats sur les effets principaux

Le modèle musculaire permet d'avoir une information supplémentaire à l'analyse par l'EMG comme la force prédite des muscles, notamment celle des muscles profonds de la coiffe qui sont souvent au cœur des TMS. La Figure 19 illustre les forces musculaires moyennes du groupe de sujets au niveau de l'infra-épineux et du sous-scapulaire pour les deux masses (6 et 12 kg) et pour deux tâches ($D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$). On peut notamment observer la forte activation de l'infra-épineux pour une charge de 12 kg lors d'un déplacement de la hauteur des hanches à celle des épaules. Si les interactions entre la masse et la tâche n'ont pas été étudiées dans ce rapport, les forces sont généralement importantes et, selon la tâche, elles varient différemment avec l'augmentation de la masse. Les sections qui suivent présentent en détails les principaux effets observés des variables de masse, de hauteur et de phase.

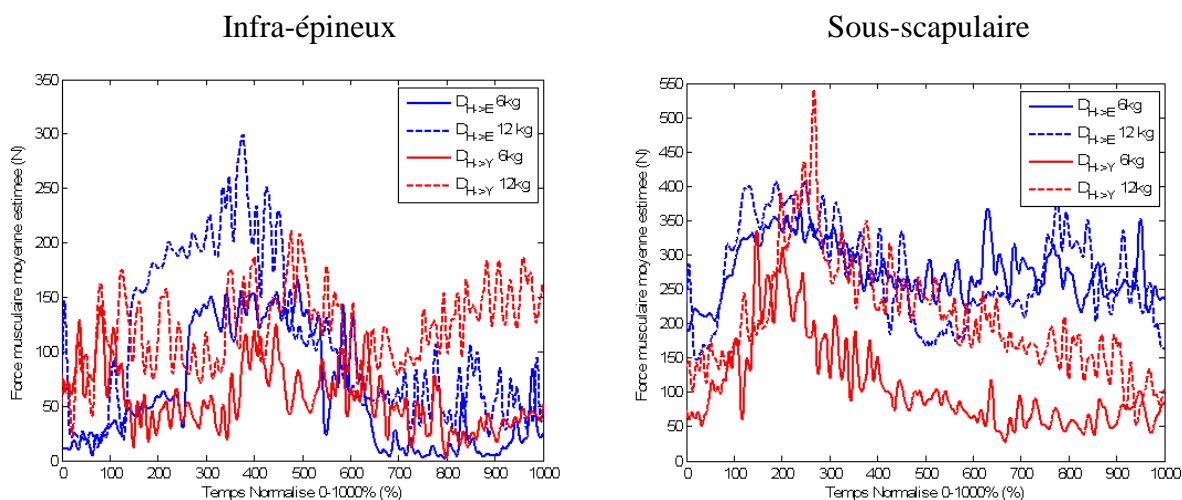


Figure 19 : Force musculaire moyenne [Newton] de l'infra-épineux à gauche et du sous-scapulaire à droite en fonction du temps normalisé (%) suivant différentes conditions de masse et de tâches.

5.3.1 Effet de la masse sur les forces et activations musculaires

L'analyse des effets principaux sur les forces musculaires maximales estimées (Tableau 6) montrent que les effets de phases sont tous significatifs alors que les effets de masse et de tâches sont significatifs uniquement pour certains muscles. Concernant les activations maximales musculaires estimées (Erreur ! Référence non valide pour un signet.), seul l'effet principal de phase est significatif et, pour certains muscles, l'effet de poids. Les résultats des tests de comparaison par paires sont recueillis dans les Tableaux 7 et 8 pour les forces et activations musculaires. En premier lieu, les résultats (Figure 20) démontrent que les forces musculaires sont très variables entre les essais et les sujets.

Tableau 5 : Résultats des différents ANOVAs sur les effets principaux étudiés pour l'activation musculaire maximale de huit muscles de l'épaule et du bras

EFFETS PRINCIPAUX			
Activations musculaires	TÂCHES (Montées)	POIDS	PHASES
Deltoïde antérieur	-	p=0,036	p=0,001
Deltoïde médian	-	-	p=0,011
Deltoïde postérieur	-	-	p=0,009
Supra-épineux	-	-	p=0,033
Infra-épineux	-	p=0,014	p=0,007
Subscapulaire	-	-	-
Triceps brachial	-	-	p=0,028
Biceps brachial	-	p=0,035	p=0,015

Tableau 6 : Résultats des différents ANOVAs sur les effets principaux étudiés pour la force musculaire maximale de huit muscles de l'épaule et du bras

EFFETS PRINCIPAUX			
Forces musculaires	TÂCHES (Montées)	POIDS	PHASES
Deltoïde antérieur	p=0,049	p=0,042	p=0,004
Deltoïde médian	-	-	p=0,005
Deltoïde postérieur	-	-	p=0,012
Supra-épineux	-	-	p=0,037
Infra-épineux	-	p=0,014	p=0,008
Subscapulaire	-	-	p=0,024
Triceps brachial	-	-	p=0,018
Biceps brachial	-	-	p=0,037

Si, en moyenne, les forces maximales sont plus importantes avec la masse de 12 kg, seules les augmentations de forces maximales pour le deltoïde antérieur et l'infra-épineux sont significatives entre les tâches de 6 kg et de 12 kg (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.6**). Ce résultat semble cohérent, car la tâche sollicite majoritairement le deltoïde antérieur pour compenser les forces externes appliquées à la main lors du déplacement de la caisse essentiellement réalisé dans le plan sagittal.

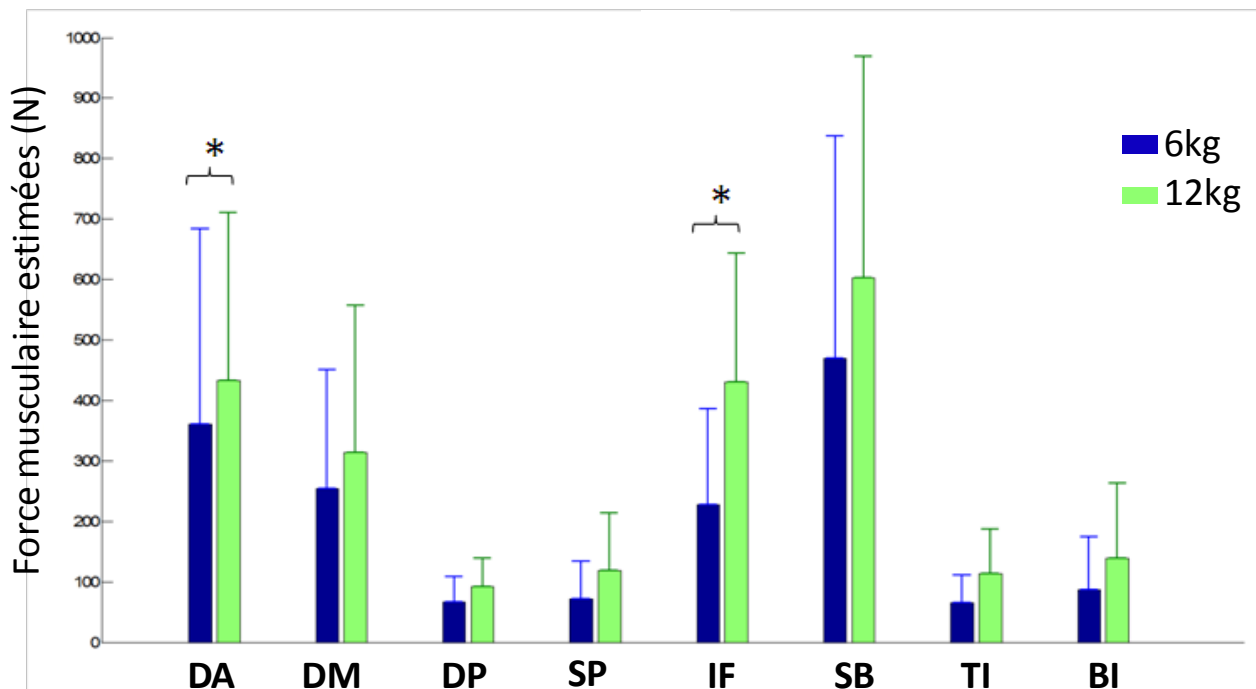


Figure 20 : Forces musculaires maximales estimées (N) pour huit muscles de l'épaule et du bras en fonction des masses de 6 kg et 12 kg. * Valeur de p significative si $p < 0,05$.

Note : Les abréviations des muscles sont les suivantes : deltoïde antérieur (DA), deltoïde médian (DM), deltoïde postérieur (DP), supra-épineux (SP), infra-épineux (IF), sous-scapulaire (SB), triceps (TI) et biceps (BI).

Tableau 7 : Résultats des comparaisons par paires des forces maximales estimées pour les effets de tâche, masse et phase

EFFET	TÂCHE (Montées)			MASSE	PHASE		
	$D_{H \rightarrow E}$ vs $D_{H \rightarrow Y}$	$D_{H \rightarrow E}$ vs $D_{E \rightarrow Y}$	$D_{H \rightarrow Y}$ vs $D_{E \rightarrow Y}$	6 kg vs 12 kg	Arraché vs Transfert	Arraché vs Dépôt	Transfert vs Dépôt
Deltoïde antérieur	-	p=0,026	-	p=0,042	p=0,005	-	-
Deltoïde médian	-	-	-	-	-	p=0,001	p=0,015
Deltoïde postérieur	-	-	-	-	-	-	p=0,034
Supra-épineux	-	-	-	-	-	-	-
Infra-épineux	-	-	-	p=0,014	p=0,009	-	-
Sous-scapulaire	-	-	-	-	-	-	p=0,029
Triceps (latéral)	-	-	-	-	-	-	p=0,028
Biceps (long)	-	-	-	-	-	-	-

L'analyse des activations musculaires maximales (Figure 21) fait ressortir les mêmes tendances mais rend mieux compte de la sollicitation des muscles par rapport à leur force maximale car la force résulte du produit de l'activation (entre 0 et 1) par la force maximale que peut développer le muscle en fonction de son état (relation force-longueur-vitesse). De plus, on remarque à la Figure 21 que le biceps brachial du modèle augmente significativement son activation musculaire maximale entre les tâches réalisées avec une charge de 6 kg et 12 kg. Ce résultat indique que la variable dépendante d'activation musculaire maximale semble plus représentative que celles des forces musculaires maximales car plus fidèle aux tendances observées dans les résultats sur l'activité EMG maximale (sous-section 6.3.1) lors de l'augmentation de la masse. En effet, l'activation musculaire est normalisée à l'instar de l'activité EMG, c'est pourquoi ce type de variable est couramment utilisé dans le processus de validation d'un modèle musculosquelettique.

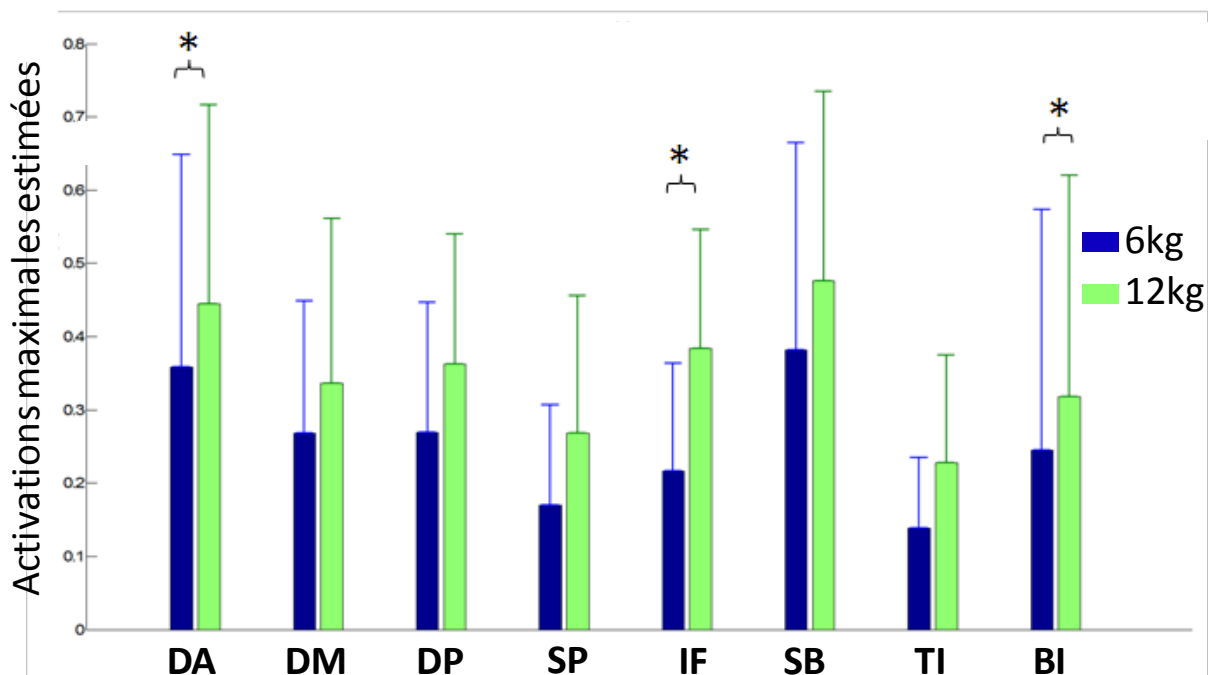


Figure 21 : Activations musculaires maximales estimées pour huit muscles de l'épaule et du bras en fonction des masses de 6 kg et 12 kg. * Valeur de p significative si $p < 0,05$.

Note : Les abréviations des muscles sont les suivantes : deltoïde antérieur (DA), deltoïde médian (DM), deltoïde postérieur (DP), supra-épineux (SP), infra-épineux (IF), sous-scapulaire (SB), triceps (TI) et biceps (BI).

Tableau 8: Résultats des comparaisons par paires des activations maximales estimées

EFFET	TÂCHE (Montées)			MASSE	PHASE		
	$D_{H \rightarrow E}$ vs $D_{H \rightarrow Y}$	$D_{H \rightarrow E}$ vs $D_{E \rightarrow Y}$	$D_{H \rightarrow Y}$ vs $D_{E \rightarrow Y}$		6 kg vs 12 kg	Arraché vs Transfert	Arraché vs Dépôt
Deltoïde antérieur	-	-	-	$p=0,036$	$p=0,005$	$p=0,013$	-
Deltoïde médian	-	-	-	-	-	$p < 0,0001$	$p=0,021$
Deltoïde postérieur	-	-	-	-	$p=0,031$	-	$p=0,019$
Supra-épineux	-	-	-	-	$p=0,030$	-	-
Infra-épineux	-	-	-	$p=0,014$	$p=0,008$	-	-
Sous-scapulaire	-	-	-	-	-	-	-
Triceps (latéral)	-	-	-	-	-	-	-
Biceps (long)	-	-	-	$p=0,035$	$p=0,013$	-	-

5.3.2 Effet de la tâche et de la phase sur les forces et activations musculaires

Les résultats sur les activations musculaires de huit muscles de l'épaule et du bras (Figure 22) montrent que la phase de l'arraché est significativement moins sollicitante pour le deltoïde antérieur que les phases de transfert et de dépôt. De même, les phases de l'arraché nécessitent une activation maximale significativement moins importante que la phase de transfert pour le deltoïde postérieur, le supra-épineux, l'infra-épineux, le biceps ainsi que le deltoïde antérieur. Le supra-épineux est également plus actif en phase de transfert par rapport à l'arraché.

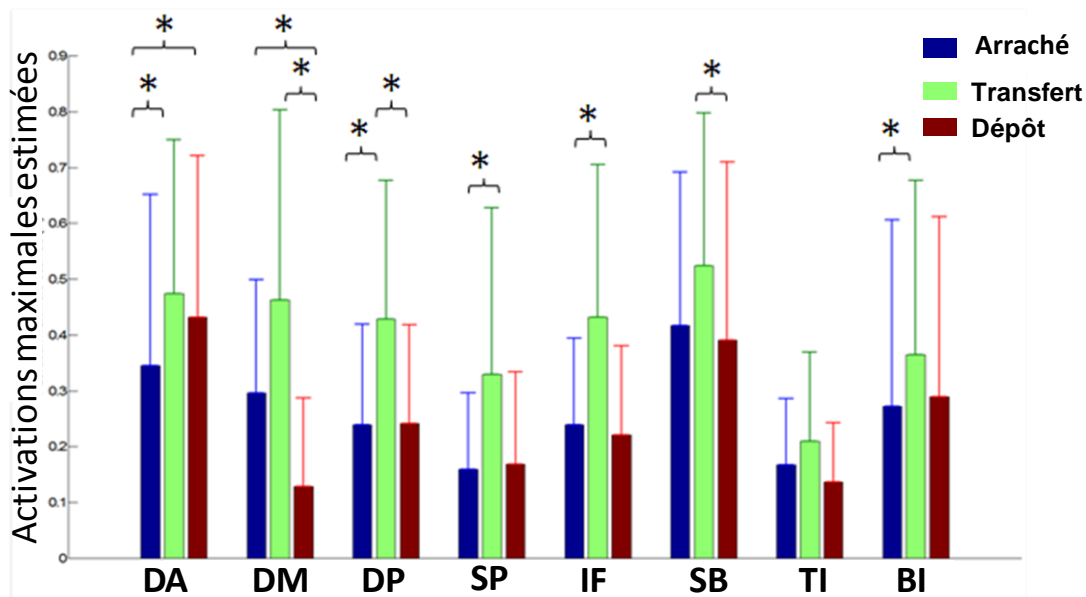


Figure 22 : Activations musculaires maximales estimées pour huit muscles de l'épaule et du bras en fonction des trois phases de l'étude : arraché, transfert et dépôt. * Valeur de p significative si $p < 0,05$.

Note : Les abréviations des muscles sont les suivantes : deltoïde antérieur (DA), deltoïde médian (DM), deltoïde postérieur (DP), supra-épineux (SP), infra-épineux (IF), sous-scapulaire (SB), triceps (TI) et biceps (BI).

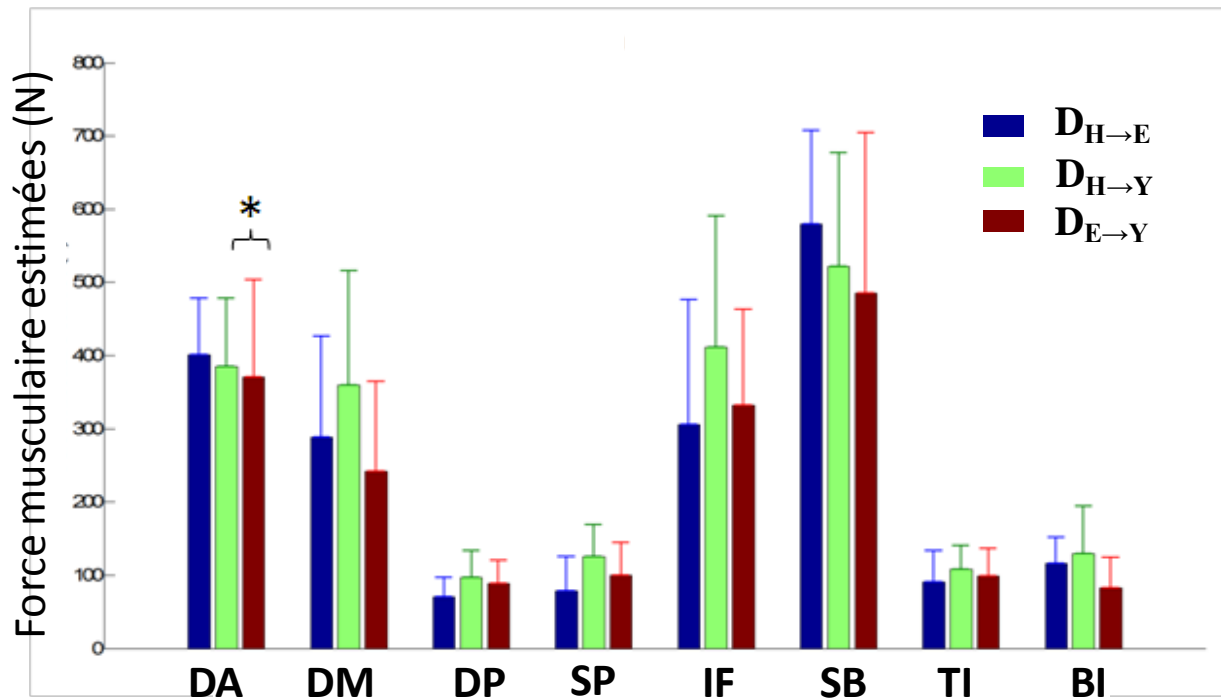


Figure 23 : Force musculaire maximale estimée pour huit muscles de l'épaule et du bras en fonction des trois tâches de l'étude. * Valeur de p significative si $p < 0,05$.

Note : Les abréviations des muscles sont les suivantes : deltoïde antérieur (DA), deltoïde médian (DM), deltoïde postérieur (DP), supra-épineux (SP), infra-épineux (IF), sous-scapulaire (SB), triceps (TI) et biceps (BI).

Les tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$ pour le deltoïde antérieur et pour le deltoïde postérieur sont significativement différentes ainsi que pour l'infra épineux entre les tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{H \rightarrow Y}$ (Figure 23). Ces résultats montrent également que le triceps développe, de façon significative, 23 N de force musculaire de plus sur $D_{E \rightarrow Y}$ par rapport à $D_{H \rightarrow E}$. La Figure 24 montre les résultats sur les forces musculaires concernant l'effet de phase. La phase de transfert est significativement différente de la phase d'arraché pour le muscle deltoïde antérieur et l'infra-épineux. En revanche, la phase de transfert est significativement différentes de la phase de dépôt pour les muscles deltoïde médian, deltoïde postérieur, pour le sous-scapulaire et également le triceps. Les phases d'arraché et de dépôt sont significativement différentes uniquement pour le deltoïde médian.

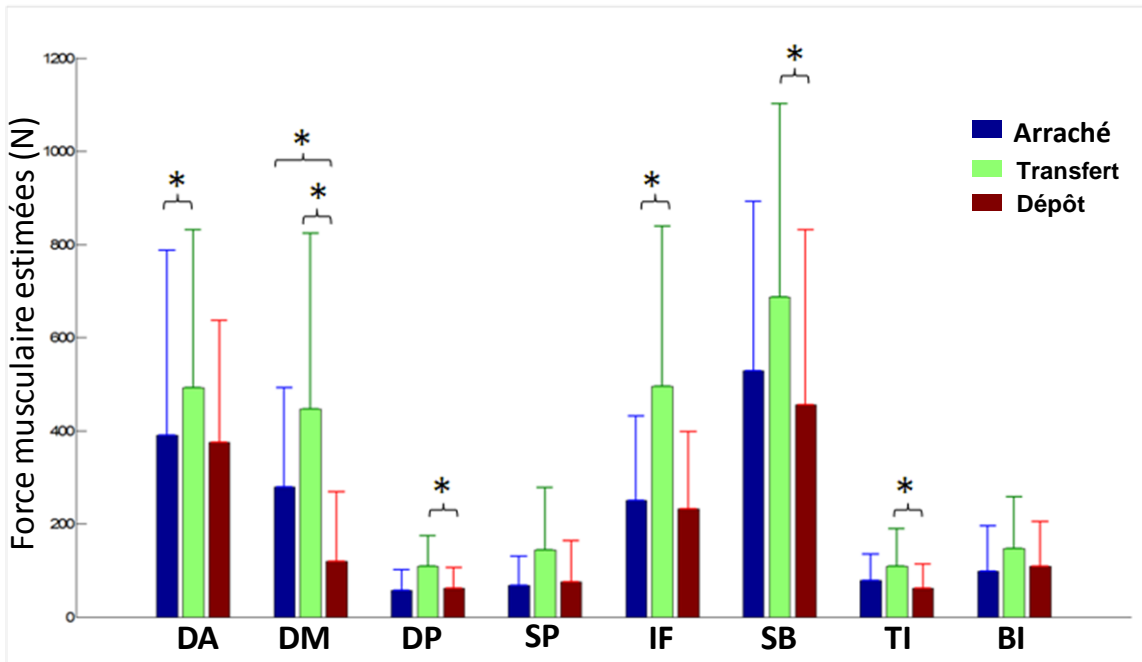


Figure 24 : Force musculaire maximale estimée pour huit muscles de l'épaule et du bras en fonction des trois phases de l'étude : arraché, transfert et dépôt. * Valeur de p significative si $p < 0,05$.

Note : Les abréviations des muscles sont les suivantes : deltoïde antérieur (DA), deltoïde médian (DM), deltoïde postérieur (DP), supra-épineux (SP), infra-épineux (IF), sous-scapulaire (SB), triceps (TI) et biceps (BI).

5.4 Discussion sur la modélisation musculosquelettique

Réalisme des forces prédites : Il est intéressant de mettre en relation les résultats avec les modèles d'estimation des forces musculaires déjà existants (Holzbaur, Murray et coll. 2005, Charlton et Johnson 2006, Damsgaard, Rasmussen et coll. 2006). Ces auteurs utilisent pour la plupart des cinématiques de gestes fonctionnels simples comme des abductions ou des flexions de l'épaule pour la validation. L'idée est d'utiliser, lors de la validation du modèle musculosquelettique, une tâche plus simple afin de réduire la variabilité intra- et inter-sujet dans le but d'augmenter la puissance statistique sur la comparaison des activations ou excitations musculaires simulées avec des variables expérimentales comme l'activité EMG (van der Helm 1994). Une validation quantitative du modèle ne semble cependant pas réalisable pour une tâche dynamique de manutention en trois dimensions. Une validation quantitative nécessite l'utilisation d'algorithmes complexes (de Zee, Dalstra et coll. 2007) comparant les activations musculaires estimées et mesurées.

Pour les conditions de 6 kg et 12 kg, les forces musculaires maximales estimées pour le deltoïde antérieur sont respectivement de 251 ± 39 N et 410 ± 87 N. Le poids total de la caisse est de 66 N pour une caisse de 6 kg et 118 N pour une caisse de 12 kg. En faisant une hypothèse

simplificatrice de répartition équivalente du poids de la caisse entre la main gauche et la main droite, la force de contact est de $66/2=33$ N pour 6 kg et de $118/2=59$ N pour 12 kg. Ces résultats peuvent dans certaines mesures être comparés à ceux que l'on trouve dans la littérature. Dans l'étude de Tzaphlidou (2001), son modèle montre des forces musculaires équivalentes à 120 N pour le deltoïde antérieur lors d'une flexion antérieure du bras avec une force externe tangentielle de 15 N appliquée à 60 cm du centre de la tête humérale. En considérant que la distance entre le centre de masse de la caisse et le centre articulaire varie entre 30 et 60 cm, une force prédite de 250 N pour le deltoïde antérieur pour une charge de 33 N semble en adéquation avec le modèle de Tzaphlidou (2001) qui est lui de nature statique. Cette étude montre également que le grand pectoral, le deltoïde médian, le petit rond, l'infra-épineux, le supra-épineux, le sous-scapulaire et le biceps participent aussi à l'équilibre des forces pour la résolution de l'équation du système considéré. En condition de manutention, la prédiction des forces musculaires est plus complexe puisque l'effort externe varie en fonction du temps et qu'il faut tenir compte des accélérations et également des relations force-longueur-vitesse du muscle.

Toujours dans l'étude de Tzaphlidou (2001), l'auteur rapporte que le deltoïde antérieur est le principal contributeur en flexion antérieure de l'épaule représentant 38 % de la résultante à l'articulation gléno-humérale. Les analyses de ce rapport semblent indiquer que le deltoïde antérieur est un muscle qui va majoritairement compenser la force que ne peut plus produire le biceps lors des instants passés avec les bras élevés et les mains loin du tronc. Plusieurs auteurs ont démontré l'importance de la posture du coude sur les fonctions des muscles de l'épaule (Yu, Ackland et coll. 2011). Également, les muscles de la coiffe des rotateurs doivent compenser une instabilité gléno-humérale en se contractant. Ils permettent alors de rendre l'articulation plus stable en compressant la tête humérale dans la cavité glénoïdale (Lippitt et Matsen 1993).

Le biceps est un autre exemple que l'on peut développer. Les activations maximales du biceps (longue portion), significativement supérieures lors de la phase de transfert par rapport à la phase de dépôt, corroborent les travaux de Mathur, Eng et coll. (2005). Leur étude indique que le biceps peut produire une force maximale entre 80° et 120° de flexion du bras qui correspond à sa longueur optimale. Grâce à l'analyse cinématique réalisée précédemment, il apparaît que lors de la phase de dépôt comparativement au pic de flexion lors du transfert, la posture du coude est proche de l'extension complète. Cette configuration réduit ainsi la production de force du biceps. Le tendon du biceps long est reconnu pour avoir une propriété stabilisatrice au regard de l'articulation gléno-humérale lors de son raccourcissement. La contraction du biceps long, muscle agoniste de la flexion du bras, stabiliserait l'épaule comme le montre Pagnani et Warren (1994) dans leur revue de la littérature sur les stabilisateurs de l'articulation gléno-humérale. Cette posture gênante lors du dépôt de la caisse, notamment lorsque la hauteur d'arrivée est importante, ne permet pas une utilisation optimale du biceps. C'est la raison pour laquelle deux recommandations pourraient être formulées à cet égard. La première est d'éduquer le travailleur manutentionnaire à conserver la charge près du tronc avec les coudes fléchis à 90° le plus longtemps possible lors du déplacement, et les conserver le plus fléchis possible lors d'un déplacement d'une charge en hauteur. La seconde recommandation est d'adapter l'espace de travail au manutentionnaire de façon à ce qu'il puisse utiliser ce muscle de manière optimale. Ces recommandations peuvent être bénéfiques aux travailleurs pour deux raisons. D'une part parce que la contraction du biceps permet de limiter les translations de la tête humérale dans certaines positions par le biais de son tendon passant dans le sillon intertuberculaire (Blasier, Soslowsky et coll. 1997). D'autre part, parce qu'utiliser ce muscle à sa longueur optimale permet

de rapprocher la caisse du sujet et positionner d'autres muscles moteurs de l'épaule dans leur portée optimale comme le deltoïde antérieur ou le médian par exemple.

Dynamique musculaire de la coiffe des rotateurs : Les forces prédites sur les muscles de la coiffe notamment l'infra-épineux et le sous-scapulaire semblent très importantes (Figure 19). L'augmentation de la force musculaire du deltoïde antérieur pourrait provoquer une instabilité antérieure qui est compensée par l'infra-épineux lorsque la masse de la caisse augmente de 6 kg à 12 kg. Ce phénomène compensatoire entre le groupe des deltoïdes et les muscles de la coiffe des rotateurs lors d'une instabilité dirigée antérieurement a déjà été étudié (Labriola, Lee et coll. 2005). Dans le futur, une observation plus particulière devrait être portée sur la modélisation des muscles de la coiffe des rotateurs. Les mesures expérimentales avec de l'EMG intra musculaire ont déjà été réalisées au laboratoire S₂M (Alenabi, Jackson et coll. 2013). Celles-ci mériteraient d'être confrontées aux activations musculaires estimées par le modèle musculosquelettique du membre supérieur avant de pouvoir confirmer de tels résultats.

Optimisation statique et nature de la fonction de coût : Bien que certains auteurs utilisent une fonction de coût qui minimise la force musculaire de chaque muscle divisée par sa PCSA (Morris, Kemp et coll. 1998) ou que d'autres minimisent les activations comme c'est le cas dans la présente étude, il semble difficile de pouvoir modéliser de façon réellement physiologique le recrutement musculaire humain au moyen de l'optimisation statique. L'idée de ces fonctions est de tenir compte des PCSA individuelles de chaque muscle pour mieux répartir les forces musculaires dans le groupe de muscles agonistes. Si cette stratégie favorise les synergies musculaires, les cocontractions pour la stabilité articulaire ne sont pas si bien représentées.

Objectif 3C : Évaluer la sensibilité des activations et forces musculaires prédites aux conditions expérimentales de tâche et de masse.

Sensibilité du modèle : Le modèle tel qu'utilisé et amélioré dans ce projet ne permet pas de quantifier précisément la contribution de chaque muscle. De ce fait, les résultats sont à prendre avec précaution. Le modèle permet cependant de connaître dans quel sens le recrutement musculaire devrait s'opérer minimalement pour une cinématique et des forces externes données. Globalement, peu de différences sont observées entre les tâches étudiées autant sur les forces que sur les activations musculaires maximales. Cependant, le modèle musculosquelettique semble réagir de manière physiologique aux effets de poids et de phases comme l'illustre la Figure 25.

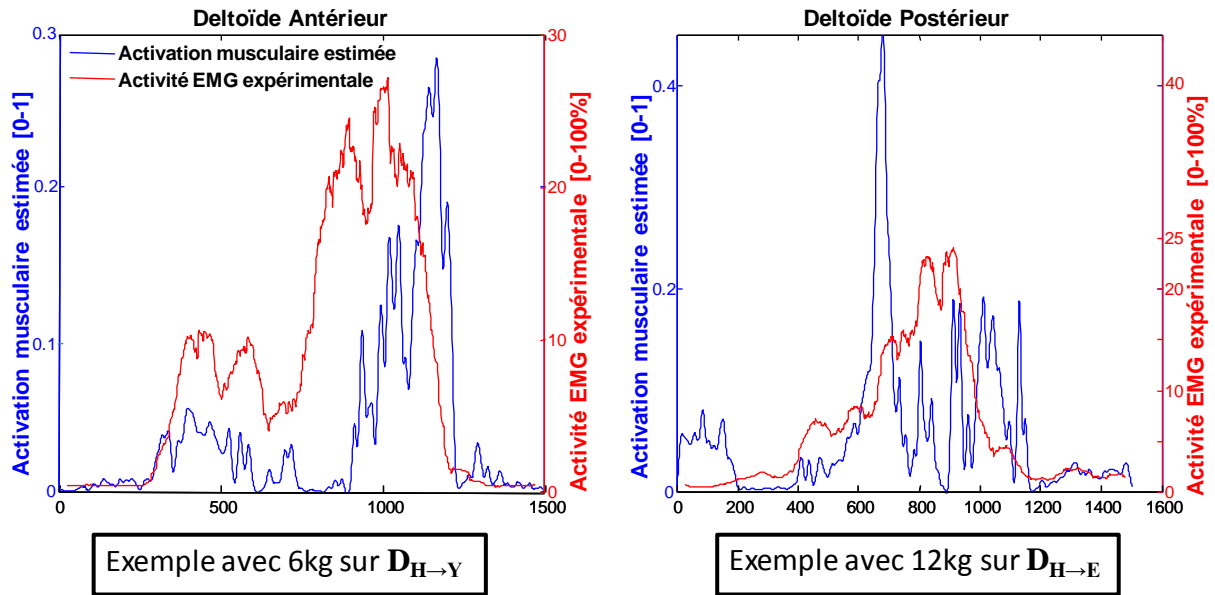


Figure 25 : Comparaison entre activation musculaire estimée et activité EMG mesurée pour deux exemples pour les muscles deltoïdes antérieur et postérieur lors d'un essai au complet.

Le développement d'un modèle musculosquelettique qui représente le plus possible la réalité est un des défis de la biomécanique du travail. D'un point de vue plus technique, les faibles activations du supra-épineux et les fortes activations du sous-scapulaire sont sans doute provoquées par un mauvais contournement de la tête humérale. Un mauvais contournement de la tête humérale provoque un saut au regard de l'activation musculaire. Ce saut affecte subséquemment les muscles agonistes au mouvement à cause de la fonction coût qui va redistribuer différemment les forces musculaires. De plus, l'utilisation d'un modèle générique confère, entre autres, à chaque muscle une force isométrique maximale équivalente pour tous les sujets. Or, la musculature naturelle varie d'un sujet à l'autre, induisant notamment des stratégies motrices préférentielles différentes. Ainsi, chez les sujets les plus « faibles », les activations étaient parfois saturées au maximum; ce phénomène concourt à augmenter la variabilité. Les écarts-types importants relevés en ce qui a trait aux données musculaires issues du modèle proviennent probablement de mauvais contournements et également de l'utilisation d'un modèle générique. Le développement d'un modèle musculosquelettique est un long processus qui nécessite beaucoup de précautions car de nombreux paramètres sont pris en compte et les temps de calcul sont coûteux. Parmi ces paramètres, il y a la personnalisation d'un modèle générique. Dickerson, Chaffin et coll. (2007) insistent sur la mise à l'échelle du modèle musculosquelettique, par des données anthropométriques, qu'ils considèrent comme hautement prioritaires pour une application ergonomique. Dans la revue de la littérature de Bolsterlee, Veeger et coll. (2013), ces auteurs ne jugent cependant pas nécessaire la mise à l'échelle du modèle musculosquelettique, car les différences intersujets sont moins importantes que celles engendrées par les variations cinématiques entre différentes tâches. Cette affirmation est valable tant que le modèle a pour objectif de différencier des tâches et non des sujets. Le modèle développé utilise la taille et la masse corporelle des sujets pour mettre à l'échelle le modèle générique adapté du modèle VA Stanford upper limb (Holzbaur, Murray et coll. 2005). C'est un

premier pas nécessaire mais qui mérite de plus amples développements. Ces développements permettraient de fournir un outil d'évaluation du déficit ou de prévention des TMS. C'est à partir des estimations faites par le modèle et de nombreuses simulations qu'il sera possible de développer des outils plus simples (régressions multiples basées sur des paramètres du travail) qui seront eux utilisables par un professionnel de la santé ou par un ergonome par exemple.

6. PARTIE 3: ACTIVITÉ EMG ET COCONTRACTION EN MANUTENTION

Des études épidémiologiques montrent que la hauteur de la charge à transférer est un facteur à l'origine de TMS de l'épaule (Putz-Anderson, Bernard et coll. 1997). La littérature montre également que l'augmentation de la charge hausse l'activité EMG des muscles de l'épaule simplement pour réaliser des mouvements fonctionnels (Antony et Keir 2010) ou des tâches professionnelles (Sporrong, Sandsjo et coll. 1999). Toutefois, ces études ne s'intéressent qu'à des charges légères. Pour l'effet de hauteur, la littérature rapporte des augmentations de l'activité EMG, mais uniquement pour des tâches d'assemblage et de vissage effectuées en hauteur (Jakob, Liebers et coll. 2012).

Il est admis que les femmes ont une capacité musculaire moins importante que celle des hommes (Reeves, Cholewicki et coll. 2006, Larivière et Arsenault 2008). Par exemple, un ratio de $\frac{2}{3}$ sur la force maximale isométrique des muscles du dos a déjà été utilisé pour caractériser la force des femmes par rapport à celle des hommes. Sur cette base, les femmes devraient avoir une activité EMG moyenne supérieure pour réaliser la même tâche que les hommes si les muscles de l'épaule suivent la même tendance. Mais qu'en est-il lorsque la hauteur de travail et la masse de la charge sont normalisées par rapport à la taille et la masse du sujet ?

Un autre aspect qui semble intéressant d'analyser est la coactivation autour de l'articulation de l'épaule et les synergies musculaires scapulo-humérales. La coactivation est définie comme l'activité simultanée de plusieurs muscles autour d'une articulation. Elle témoignerait de la performance dans la réalisation d'une habileté motrice et serait également en relation avec la stabilité articulaire (Kellis, Arabatzi et coll. 2003). Calculer des ratios ou des indices de cocontraction obtenus à partir de mesures EMG est une méthode permettant d'évaluer la coactivation autour d'une articulation. Augmenter la sollicitation physique (hausse de la masse de la charge à soulever) exigerait d'adéquates coordinations lors de la réalisation de la tâche entre l'activité musculaire du muscle agoniste et celle de l'antagoniste afin de rigidifier l'articulation et diminuer le risque de blessure (Bifulco, Cesarelli et coll. 2001).

L'effet des conditions de manutention sur l'activité EMG des muscles de la ceinture scapulaire et du bras est évalué par une série d'objectifs spécifiques et d'hypothèses :

1. Effets principaux : Dans quelle mesure la masse de la charge et la hauteur de travail affectent-elles le recrutement des principaux muscles de la ceinture scapulaire et du bras ? En d'autres termes, l'activité EMG maximale au cours du transfert d'une charge est-elle une technique de mesure expérimentale sensible aux différentes conditions expérimentales. Quelles sont les phases qui sollicitent le plus les trois groupes de muscles définis à l'Annexe A lors de la manutention?

2. Hauteur et charge relative de différentes tâches de manutention chez les hommes et les femmes : Comment évolue l'activité EMG moyenne en fonction de l'augmentation de la charge sur différentes hauteurs lorsque la hauteur et la masse de la charge sont normalisées par rapport à la taille et à la masse du sujet? L'hypothèse est que le type de tâche va modifier l'activation musculaire moyenne en fonction de la masse relative. En d'autres termes, pour une augmentation de la masse relative, la tâche à la hauteur des yeux serait plus sollicitante que la

tâche à la hauteur des hanches. De plus, on s'attend à ce qu'en moyenne les femmes activent davantage leurs muscles que les hommes pour une même charge.

3. Estimation de la cocontraction à la hauteur du coude et de la ceinture scapulaire selon la hauteur de travail : La cocontraction est-elle affectée par la charge pour des activités à la hauteur des hanches et à la hauteur des yeux ? L'hypothèse est que la cocontraction va diminuer avec l'augmentation de la charge. Ce phénomène serait efficace pour le rendement énergétique, mais pourrait conduire plus facilement à des blessures conséquentes d'une rigidité moindre du système pour faire face à des perturbations.

6.1 Réduction des données

Les caractéristiques méthodologiques ont pour base le signal EMG normalisé et traité comme décrit plus haut (sous-section 3.2.1 : Électromyographie et tests de normalisation). L'EMG maximale est définie comme la valeur maximale de la RMS normalisée pour chaque sujet sur une période de temps qui peut être mesurée sur un essai complet ou sur une phase. L'EMG moyenne est la pondération de chaque instant i de la RMS normalisée sur l'intervalle de temps étudié. L'EMG moyenne est calculée comme la somme des valeurs de la RMS normalisée obtenus à chaque instant $t(i)$ divisés par le nombre de valeurs i .

La troisième hypothèse concernant la cocontraction et les synergies scapulaires nécessite le calcul de différents indices de cocontraction (ICC) à partir des signaux de RMS normalisés de deux muscles antagonistes ou synergistes. Chaque ratio, calculé à partir des RMS normalisées, est d'abord déterminé pour chaque instant i de l'essai. Puis les essais sont découpés en trois phases à partir des données cinétiques de la caisse comme décrit dans la sous-section 3.3 (Conditions expérimentales). Le premier indice de cocontraction (ICC_{DELTA}) concerne le groupe deltoïdien. Le muscle actionneur agoniste principal choisi est le deltoïde antérieur et l'antagoniste est le deltoïde postérieur. Le calcul de cet indice suit la méthode (Équation 4) décrite par , soit CI, l'indice de co-contraction, I_{ant} , l'activité musculaire normalisée du muscle antagoniste et I_{Total} , la somme des muscles agoniste et antagoniste.

$$CI = \frac{2 \cdot I_{ant}}{I_{Total}} \times 100 \%$$

Équation 4 : Formule du calcul de l'indice de cocontraction utilisée pour le ratio au regard du coude et des deltoïdes.

En suivant la même méthode, un second indice (Équation 4) est calculé pour le coude (ICC_{COUDE}) avec le biceps brachial comme muscle agoniste et actionneur principal lors de la flexion de l'avant-bras sur le bras et le triceps brachial comme muscle antagoniste. Concernant le groupe des trapèzes, cette méthode de calcul de l'indice de cocontraction n'est pas applicable, car les différents chefs musculaires composant le trapèze ne sont pas des muscles antagonistes. Cools, Witvrouw et coll. (2005) ont établi des ratios plus adaptés pour observer les synergies musculaires autour de la scapula. Ces ratios sont calculés en divisant l'activité EMG normalisée du trapèze supérieur par celle du trapèze moyen (ICC_{TRAPM}), d'une part, et par celle du trapèze

inférieur (ICC_{TRAPI}), d'autre part. Les valeurs de l'ICC conservées pour l'analyse statistique sont les valeurs moyennes au cours de chacune des phases des ICCs.

6.2 Analyses statistiques

Les procédures statistiques utilisées sont décrites dans le **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** La question sur les effets principaux étudiés à partir des activités EMG maximales repose sur l'analyse de variances multiples (MANOVA) à mesures répétées sur 10 variables dépendantes correspondant à 10 muscles. Les variables indépendantes portent sur un groupe de 18 manutentionnaires hommes (10) et femmes (8) avec des effets intrasujets : de phase (3), de masse (2) et de tâche (3). Uniquement les tâches de montées sont traitées dans cette analyse. Deux MANOVAs suivant le même modèle que celui pour les EMG maximales sont également réalisées sur les différents indices de cocontraction (ICC). Le seuil alpha de significativité est fixé à 0,05 pour toutes les analyses. Un test de comparaisons multiples par paires de la plus petite différence significative (LSD) est conduit lorsque l'effet principal du test univarié correspondant est significatif. D'autres tests de comparaisons multiples de la plus petite différence significative (LSD) sont utilisés pour déterminer les moyennes qui diffèrent pour les MANOVAs concernant les ICC scapulaires, les ICC deltoïdien et du coude. Afin d'assurer la continuité de l'analyse entre les activations musculaires et l'activité EMG, nous évaluerons uniquement les effets principaux des MANOVAs réalisées.

De plus, des analyses de régression linéaire de Pearson apporteront des informations supplémentaires sur la façon dont augmentent les activations EMG en fonction des masses relatives des charges. La manière d'analyser les régressions ($y=ax+b$) pour un R^2 ajusté significatif, est de comparer la pente (a) des droites entre deux conditions (par exemple : hommes *vs* femmes ou $D_{H \rightarrow E}$ *vs* $D_{E \rightarrow Y}$), ainsi que leur valeur à l'ordonnée (b). Il est alors possible de voir les conditions systématiquement les plus exigeantes et parfois d'observer des effets croisés. Les premières analyses sur l'activité EMG maximale de 10 muscles ont permis d'identifier les quatre principaux muscles impliqués dans ce type de tâches. C'est la raison pour laquelle, seuls quatre muscles ont été sélectionnés lors des analyses de régression de Pearson.

Tableau 9 : Tests statistiques réalisés pour l'étude EMG

Tests statistiques	Variabiles indépendantes	Variabiles dépendantes
MANOVA 1 groupe mixte mesures répétées (3x2x3)	Intrasujets : • Tâches: $D_{H \rightarrow E}$, $D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{E \rightarrow Y}$ • Masse: 6 et 12 kg • Phases: Arraché, transfert, dépôt	EMG maximale (10 muscles)
Régression linéaire simple 1 groupe mixte		EMG moyenne (4 muscles)
MANOVA 1 groupe mixte mesures répétées (3x2x3)		2 ICC scapulaire
MANOVA 1 groupe mixte mesures répétées (3x2x3)		2 ICC deltoïde et coude

6.3 Résultats des analyses sur les activations musculaires

6.3.1 Résultats sur les effets principaux

Les résultats du test multivarié sur les effets principaux, qui sont tous significatif en ce qui a trait à la tâche ($p < 0,0001$), la masse ($p < 0,004$) et la phase ($p < 0,0001$), sont présentés successivement. Les interactions significatives doubles, voire triples n'ont pas été étudiées lors de cette analyse. Seuls les effets principaux seront analysés dans la continuité de l'analyse issue du modèle musculosquelettique. Les résultats des tests univariés sont résumés dans le Tableau 10.

Tableau 10: Résultats des tests univariés

Activations EMG maximales	EFFETS PRINCIPAUX		
	TÂCHES (Montées)	POIDS	PHASES
Deltoïde antérieur	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
Deltoïde médian	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
Deltoïde postérieur	$p < 0,001$	$p = 0,001$	$p < 0,001$
Grand dorsal	$p = 0,031$	$p = 0,001$	$p < 0,001$
Grand pectoral	-	$p = 0,001$	-
Trapèze supérieur	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
Trapèze médian	-	$p = 0,001$	$p = 0,012$
Trapèze inférieur	-	$p < 0,001$	$p = 0,003$
Biceps	-	$p < 0,001$	$p = 0,001$
Triceps	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$

Effet de la tâche : La Figure 26 montre l'évolution de l'activité maximale des 10 muscles étudiés en fonction des trois différentes tâches expérimentales. Les muscles majoritairement activés lors de ces trois tâches sont les deltoïdes antérieur et médian, les trapèzes supérieur et médian, ainsi que le biceps brachial. D'une façon générale, les activations musculaires maximales augmentent successivement entre les déplacements $D_{H \rightarrow E}$, $D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{E \rightarrow Y}$ comme résumé aux Tableau 11 et 12 pour les valeurs de p et le classement des conditions qui en découlent.

L'activation maximale des **deltoïdes** suit cette tendance à l'exception du deltoïde postérieur entre $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{H \rightarrow Y}$ (Figure 26, Tableau 11). L'activation maximale du deltoïde antérieur sur l'ensemble de la durée du mouvement varie entre 28 % et 39 % selon les conditions de déplacement (Figure 26). Concernant le deltoïde médian, les activations maximales ressemblent à celles du deltoïde antérieur. Toutefois les différences sont davantage marquées entre $D_{H \rightarrow E}$ et les deux autres déplacements. Enfin, le deltoïde postérieur a des activations maximales moindres, entre 15 et 20 %. Les différences significatives sont entre $D_{E \rightarrow Y}$ et les deux autres tâches. C'est la position de dépôt de la caisse à la hauteur des yeux qui semble avoir le plus d'effet sur ce muscle.

Les trois chefs du **trapèze** montrent des effets différents selon le déplacement. Le trapèze supérieur est le muscle qui montre le plus d'activation maximale (42 % à 54 %). La condition de déplacement $D_{E \rightarrow Y}$ requiert une activation maximale plus importante que celle des déplacements $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{H \rightarrow Y}$. L'activation maximale du trapèze médian varie entre 29 % et 31 % selon les conditions, et, à l'inverse des deltoïdes ou du trapèze supérieur, l'augmentation de la hauteur initiale de la caisse entraîne une diminution de son activation. En revanche, les activations du trapèze inférieur, comprises entre 22 % et 23 %, ne sont pas affectées par la hauteur.

Comme pour le trapèze inférieur, l'augmentation de l'activité maximale du biceps brachial selon les tâches (entre 28 % et 31 %) est non significative ; tandis que, l'augmentation de la hauteur cause une hausse significative de l'activité du triceps brachial de 8 % entre les tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{H \rightarrow Y}$.

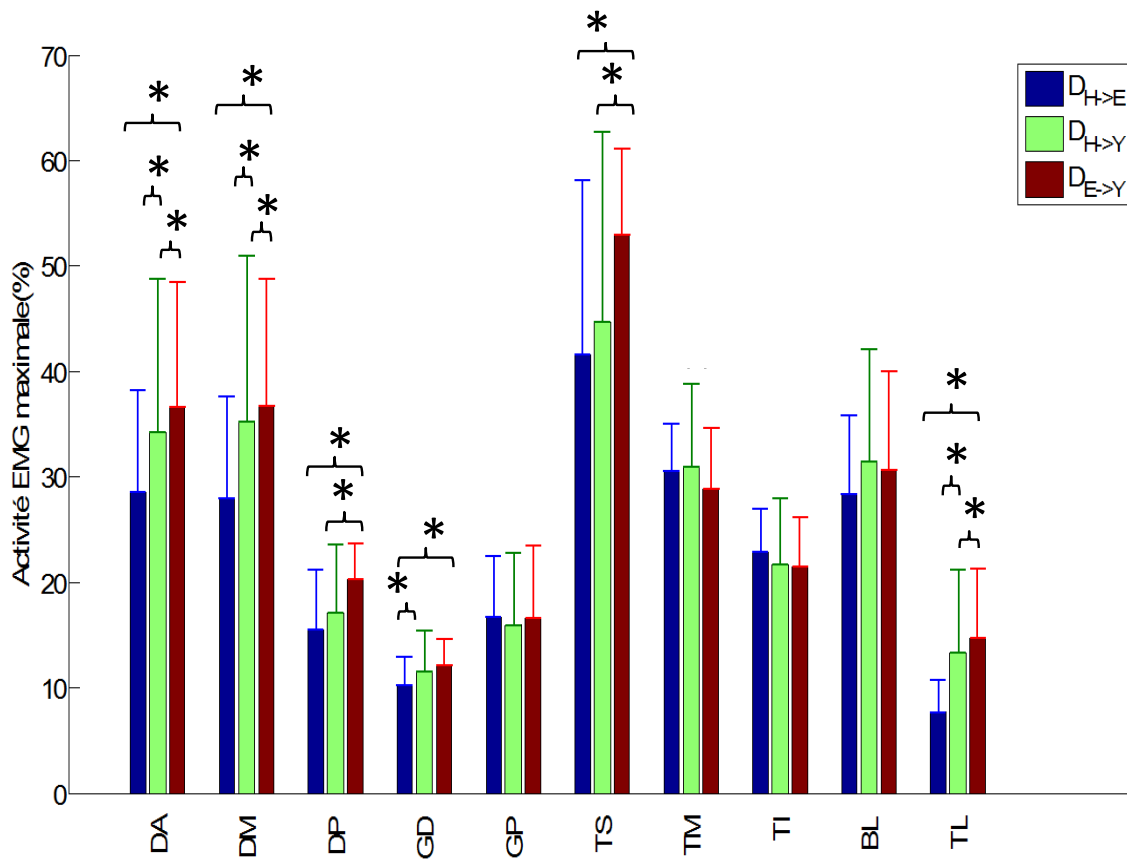


Figure 26 : Évolution des activations maximales des 10 muscles de la ceinture scapulaire et du bras en fonction des tâches expérimentales ($D_{H \rightarrow E}$, $D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{E \rightarrow Y}$). * Valeur de p significative si $p < 0,05$.

Note : Les abréviations des muscles sont les suivantes : deltoïde antérieur (DA), deltoïde médian (DM), deltoïde postérieur (DP), grand dorsal (GD), grand pectoral (GP), trapèze supérieur (TS), trapèze moyen (TM), trapèze inférieur (TI), biceps (BL) et triceps (TL).

Tableau 11 : Récapitulatif des valeurs de p pour les valeurs EMG maximales après les tests de la plus petite différence significative (LSD).

EFFET	TÂCHE (Montées)			MASSE 6 kg vs 12 kg	PHASE		
	$D_{H \rightarrow E}$ vs $D_{H \rightarrow Y}$	$D_{H \rightarrow E}$ vs $D_{E \rightarrow Y}$	$D_{H \rightarrow Y}$ vs $D_{E \rightarrow Y}$		Arraché vs Transfert	Arraché vs Dépôt	Transfert vs Dépôt
	Muscle						
Deltoïde antérieur	$p=0,002$	$p<0,0001$	$p=0,016$	$p<0,0001$	$p<0,0001$	$p=0,001$	$p=0,001$
Deltoïde médian	$p=0,001$	$p<0,0001$	$p<0,011$	$p<0,0001$	$p<0,0001$	$p<0,0001$	$p=0,005$
Deltoïde postérieur	-	$p<0,0001$	$p<0,0001$	$p<0,0001$	$p<0,0001$	$p=0,005$	-
Grand dorsal	$p=0,026$	$p<0,002$	-	$p<0,0001$	$p<0,0001$	$p=0,001$	$p<0,0001$
Grand pectoral	-	-	-	$p<0,0001$	-	-	-
Trapèze Supérieur	-	$p<0,0001$	$p<0,0001$	$p<0,0001$	$p<0,0001$	$p<0,0001$	-
Trapèze médian	-	-	-	$p<0,0001$	$p=0,002$	-	$p<0,0001$
Trapèze Inférieur	-	-	-	$p<0,0001$	$p=0,007$	-	$p<0,0001$
Biceps brachial	-	-	-	$p<0,0001$	$p<0,001$	-	$p<0,0001$
Triceps brachial	$p<0,0001$	$p<0,0001$	$p<0,001$	$p<0,0001$	$p<0,0001$	$p<0,0001$	-

Note : Seules les valeurs significatives sont rapportées dans le tableau

Tableau 12 : Récapitulatif des résultats sur les activités EMG maximales selon les valeurs moyennes et les résultats des tests statistiques

Muscle	Tâche	Masse	Phase
Deltoïde antérieur (DA)	$D_{H \rightarrow E} < D_{H \rightarrow Y} < D_{E \rightarrow Y}$	6 kg < 12 kg	A < D < T
Deltoïde médian (DM)	$D_{H \rightarrow E} < D_{H \rightarrow Y} < D_{E \rightarrow Y}$		A < D < T
Deltoïde postérieur (DP)	$D_{H \rightarrow E} \approx D_{H \rightarrow Y} < D_{E \rightarrow Y}$		A < D \approx T
Grand dorsal (GD)	$D_{H \rightarrow E} < D_{H \rightarrow Y} \approx D_{E \rightarrow Y}$		A < D < T
Grand pectoral (GP)	$D_{H \rightarrow E} \approx D_{H \rightarrow Y} \approx D_{E \rightarrow Y}$		D \approx A < T
Trapèze supérieur (TS)	$D_{H \rightarrow E} \approx D_{H \rightarrow Y} < D_{E \rightarrow Y}$		A < D \approx T
Trapèze médian (TM)	$D_{H \rightarrow Y} > D_{E \rightarrow Y}$		D \approx A < T
Trapèze inférieur (TI)	$D_{H \rightarrow E} \approx D_{H \rightarrow Y} \approx D_{E \rightarrow Y}$		D \approx A < T
Biceps brachial (BL)	$D_{H \rightarrow E} \approx D_{H \rightarrow Y} \approx D_{E \rightarrow Y}$		D \approx A < T
Triceps brachial (TL)	$D_{H \rightarrow E} < D_{H \rightarrow Y} < D_{E \rightarrow Y}$		A < D \approx T

Note : Les abréviations des phases sont les suivantes : arraché (A), transfert (T) et dépôt (D).

Effet de la masse : La MANOVA permet de distinguer une différence significative entre les charges de 6 kg et de 12 kg de l'activité maximale pour les 10 muscles étudiés comme l'illustre le Tableau 12. Sans surprise, l'activation est plus importante pour une charge de 12 kg que pour celle de 6 kg (Figure 27). Les muscles affectés par l'augmentation de la masse sont par ordre décroissant: le biceps brachial et le trapèze supérieur, le deltoïde antérieur, le trapèze médian et le deltoïde médian, le trapèze inférieur, le grand pectoral, ainsi que le deltoïde postérieur et le grand dorsal.

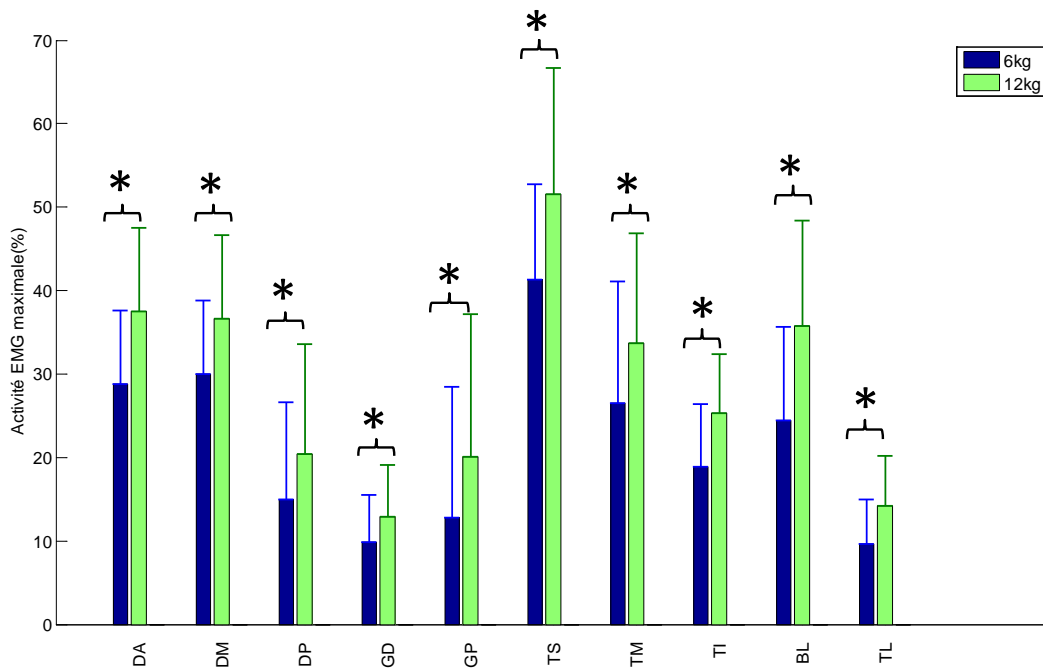


Figure 27 : Effets de l'augmentation de masse sur l'activité EMG maximale de 10 muscles de la ceinture scapulaire et du bras sur l'ensemble des tâches étudiées. * Valeur de p significative si $p < 0,05$.

Note : Les abréviations des muscles sont les suivantes : deltoïde antérieur (DA), deltoïde médian (DM), deltoïde postérieur (DP), grand dorsal (GD), grand pectoral (GP), trapèze supérieur (TS), trapèze moyen (TM), trapèze inférieur (TI), biceps (BL) et triceps (TL).

Effet de la phase : La Figure 28 représente le troisième effet principal étudié dans cette analyse qui est celui de la phase du déplacement lors d'une montée de caisse. Le deltoïde antérieur est activé au maximum à 20 % lors de la phase de l'arraché, à 45 % lors de la phase de transfert et à 34 % lors du dépôt. La différence d'activation est significative entre la phase de l'arraché et les phases de transfert et de dépôt. L'activité maximale du deltoïde médian, lors de l'arraché, du transfert et du dépôt, correspond respectivement à 18 %, 44 % et 39 % de son activation maximale. De même que pour le deltoïde antérieur, la portion médiale du deltoïde est significativement plus activée sur la moyenne des phases de transfert et de dépôt comparativement à celle de l'arraché. Le trapèze supérieur est activé au maximum à 29 % lors de la première phase, à 55 % lors de la deuxième phase et à 54 % lors de la troisième phase. Le trapèze supérieur est significativement plus activé lors du transfert et du dépôt que lors de l'arraché. Le biceps brachial s'active au maximum à 28 % lors de l'arraché, puis à 40 % lors du transfert et à 28 % lors du dépôt ($p < 0,0001$).

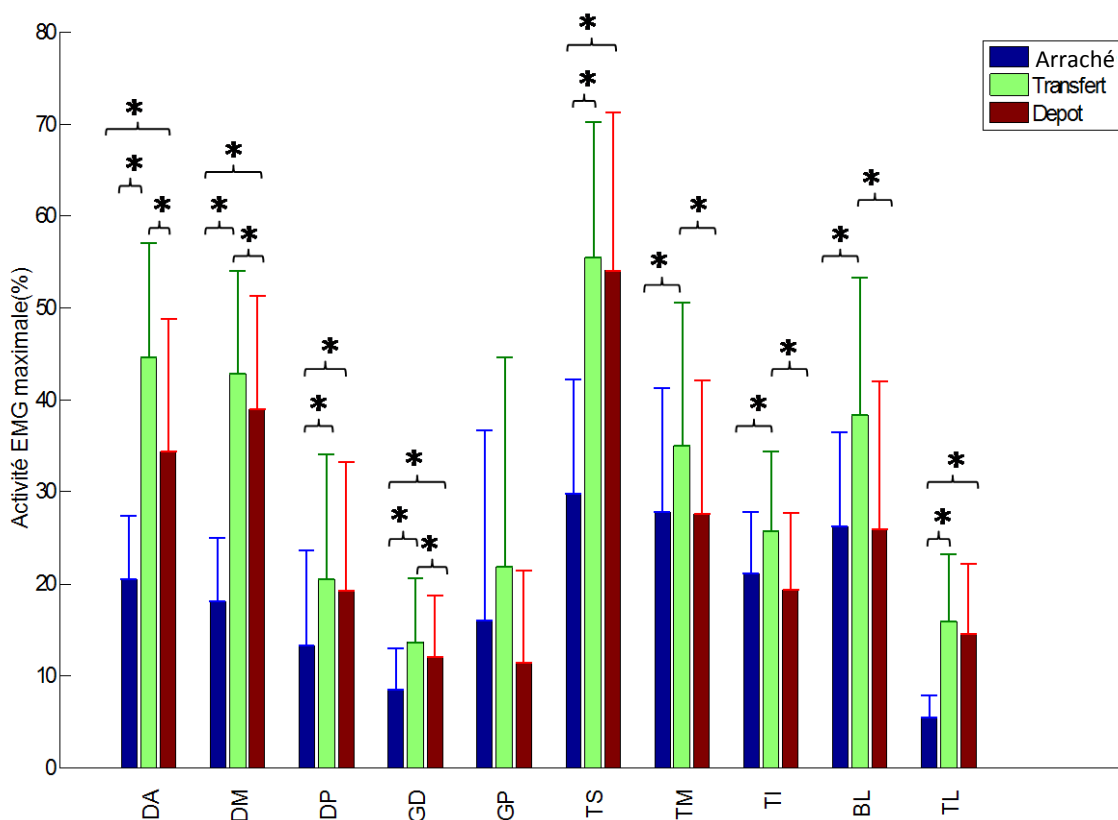


Figure 28 : Évolution des activations EMG maximales des 10 muscles de la ceinture scapulaire et du bras en fonction des phases sélectionnées lors du mouvement. * Valeur de p significative si $p < 0,05$.

Note : Les abréviations des muscles sont les suivantes : deltoïde antérieur (DA), deltoïde médian (DM), deltoïde postérieur (DP), grand dorsal (GD), grand pectoral (GP), trapèze supérieur (TS), trapèze moyen (TM), trapèze inférieur (TI), biceps (BL) et triceps (TL).

6.3.2 Résultats sur la hauteur et la charge relatives chez les hommes et les femmes pour différentes tâches de manutention

Les masses relatives (masse de la caisse exprimée par rapport à la masse du sujet) varient entre 6 % et 28 % de la masse corporelle. Les masses relatives les plus légères et les plus lourdes ont été obtenues chez les hommes puisqu'ils sont plus lourds et ont porté des charges de 18 kg contrairement aux femmes. Les masses relatives des femmes varient quant à elles entre 8 % et 23 % de la masse corporelle. Les résultats ci-dessous présentent à la fois des différences hommes/femmes pour le muscle deltoïde antérieur. De plus, l'ensemble de l'échantillon sera considéré au regard du deltoïde médian, du trapèze supérieur et du biceps brachial afin de comparer les tâches. Seuls les résultats hommes/femmes sur le deltoïde antérieur seront

présentés, car c'est le seul muscle présentant des relations linéaires significatives pour les deux sexes.

Comparaison hommes-femmes pour le deltoïde antérieur: Pour le déplacement $D_{H \rightarrow E}$, la régression linéaire entre l'activation moyenne du deltoïde antérieur (variable dépendante) et la masse relative de la caisse (variable indépendante) est significative pour les hommes ($p=0,0002$; R^2 ajusté = 0,34) contrairement aux femmes. On remarque à la Figure 29 (graphique du haut) qu'une augmentation de 1 % de la charge relative à soulever sur la tâche $D_{H \rightarrow E}$ induit une augmentation de 1,08 % de l'activité EMG moyenne chez les hommes.

En revanche sur le déplacement $D_{E \rightarrow Y}$, les régressions sont significatives dans les deux sous-groupes ($p=0,0007$, R^2 ajusté = 0,29 chez les hommes et $p=0,024$, R^2 ajusté = 0,21 chez les femmes). On observe que les femmes activent en moyenne plus leur deltoïde antérieur que les hommes comme le montre la valeur à l'ordonnée des droites de régression de la Figure 29 (graphique du bas). De plus, chaque augmentation de 1 % de la charge relative produit une augmentation de 0,93 % de l'activité moyenne chez les hommes et 1,21 % chez les femmes sur le déplacement de la tâche complétée à la hauteur des yeux (pente des droites sur la Figure 29). En d'autres termes, pour une charge relative similaire, le deltoïde antérieur est systématiquement plus activé chez les femmes que les hommes, et l'augmentation de charge relative accentue ce phénomène.

Comparaison entre les tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{H \rightarrow Y}$ pour le deltoïde antérieur, le trapèze supérieur et le biceps : La comparaison des deux tâches, qui diffèrent par la position finale de la caisse, montre que la masse relative de la charge a des effets différents sur les muscles. Les trois muscles étudiés soit, le deltoïde antérieur, le trapèze supérieur et le biceps brachial, ont des régressions significatives ; l'augmentation de l'activation musculaire est linéaire par rapport à l'augmentation de la charge relative. Les droites de régression pour le deltoïde antérieur sont parallèles comme le montre la Figure 30. L'activation est systématiquement plus importante pour la tâche effectuée à la hauteur des yeux, mais les augmentations conjointement à celles de la charge sont similaires. Les droites pour le trapèze supérieur se croisent (Figure 31) à hauteur de 25 % de masse relative ce qui correspond aux valeurs hautes de charge. Avant cette charge, le transfert à la hauteur des yeux implique plus d'activation du trapèze supérieur. Chez les hommes, pour chaque hausse de 1 % de la masse relative de la caisse, le trapèze supérieur augmente en moyenne son activité EMG significativement de 0.72%. Le biceps (Figure 32) montre pour une même hausse de 1 % de la masse relative une augmentation de l'activité EMG moyenne de 1,24 % pour $D_{E \rightarrow H}$ et de 1,21 % pour $D_{E \rightarrow Y}$. Toutefois la tâche $D_{E \rightarrow Y}$ implique systématiquement plus d'activation comme le montre la valeur à l'origine.

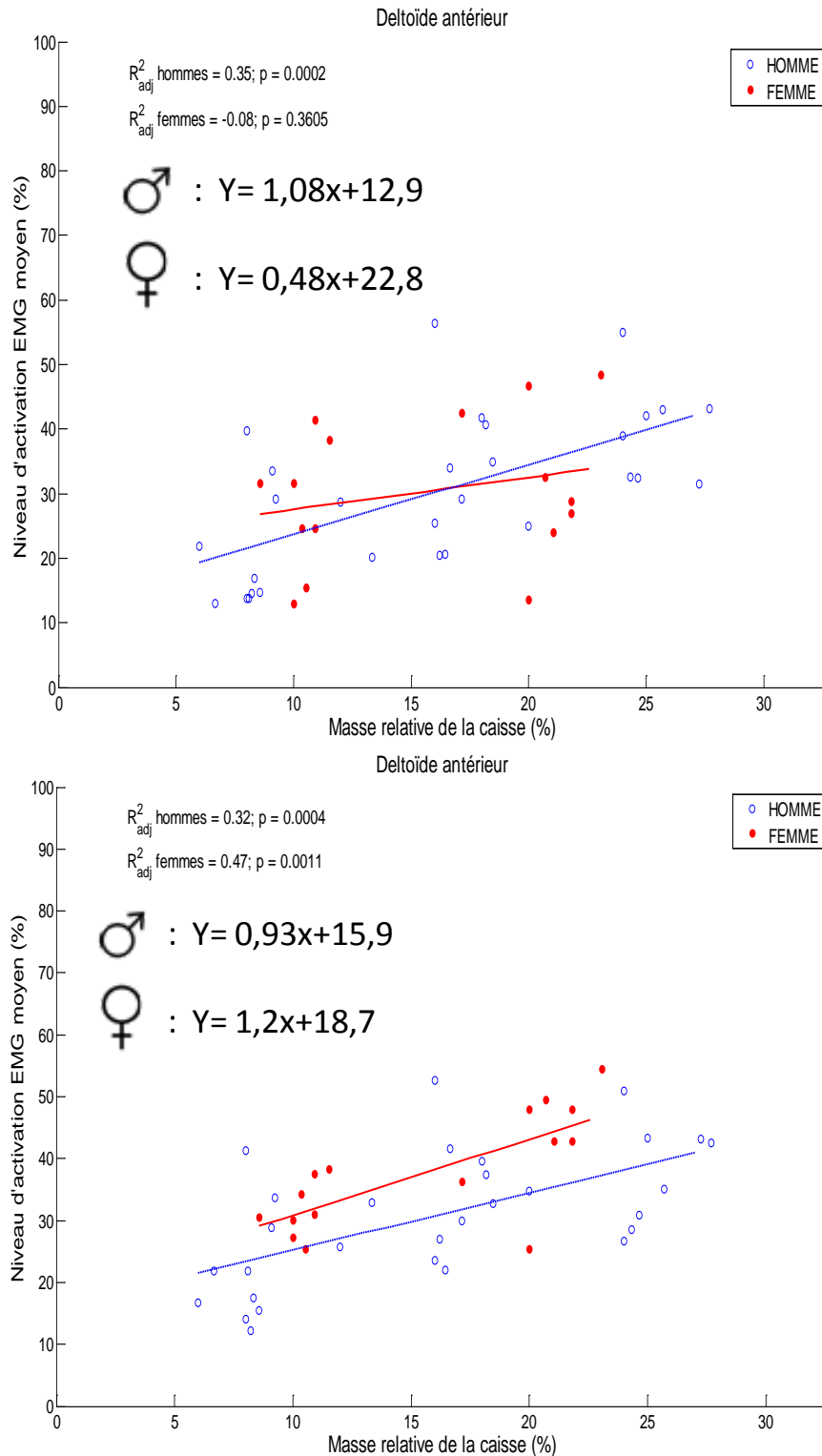


Figure 29 : Évolution de l'activation EMG moyenne du deltoïde antérieur en fonction de l'augmentation de la masse relative de la caisse pour les hommes et pour les femmes lors des tâches $D_{H \rightarrow E}$ (graphique du haut) et $D_{E \rightarrow Y}$ (graphique du bas).

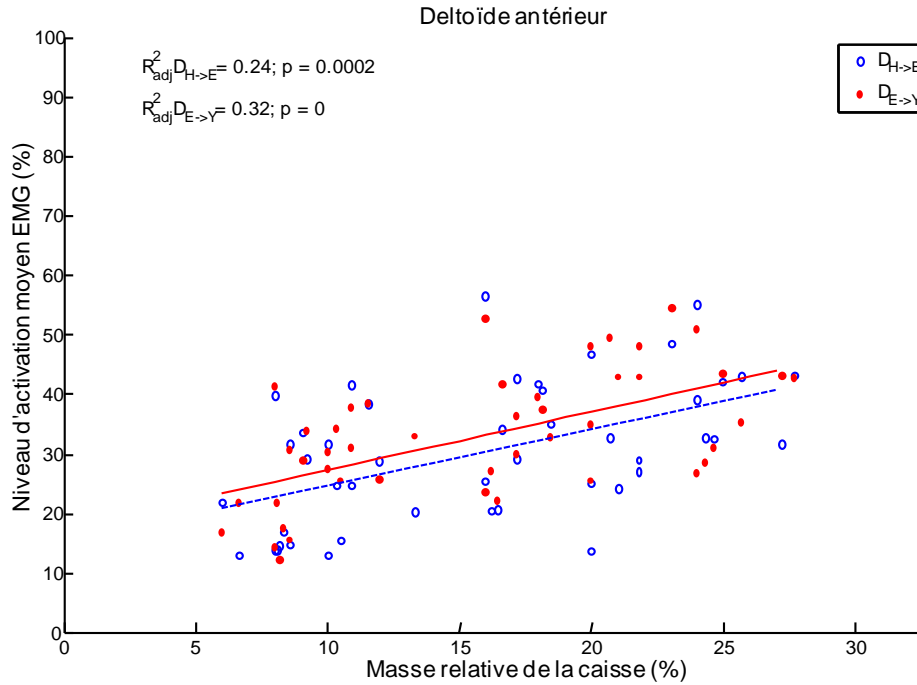


Figure 30 : Évolution de l'activation EMG moyenne du deltoïde antérieur en fonction de l'augmentation de la masse relative lors des tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$.

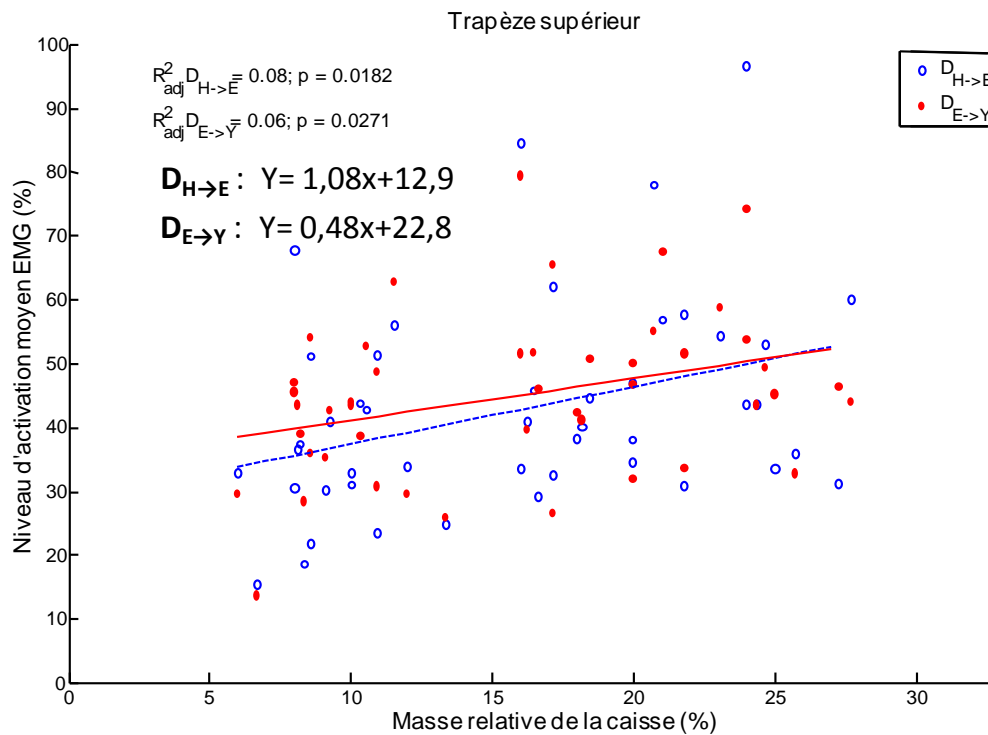


Figure 31 : Évolution de l'activation EMG moyenne du trapèze supérieur en fonction de l'augmentation de la masse relative lors des tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$.

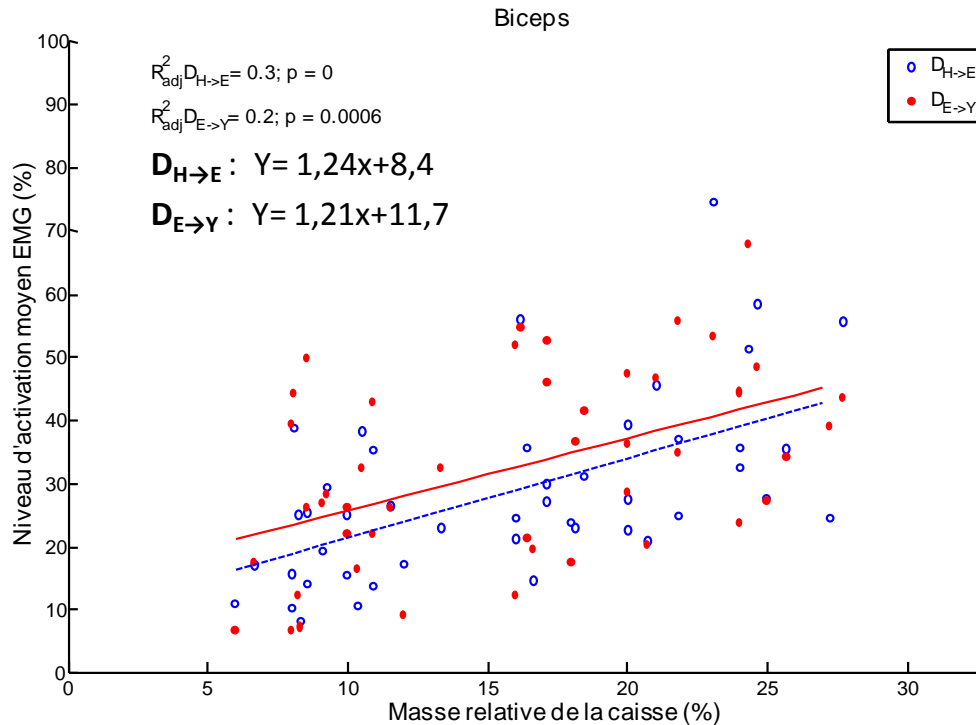


Figure 32 : Évolution de l'activation EMG moyenne du biceps en fonction de l'augmentation de masse relative lors des tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$.

6.3.3 Résultats sur l'estimation de la cocontraction du coude et de la ceinture scapulaire selon la hauteur de travail

Les résultats du test multivarié de la MANOVA pour l'ICC deltoïdien et du coude montrent un effet significatif de tâche ($p=0,004$) et de phase ($p=0,013$) alors que l'effet principal de masse est non significatif ($p=0,811$). Le test multivarié de la MANOVA pour les deux ICC scapulaires est également significatif pour l'effet de tâche ($p<0,0001$) et de phase ($p<0,0001$), et non significatif pour l'effet de masse de la caisse ($p=0,948$). Certaines interactions doubles sont significatives, cependant, nous limiterons l'analyse des résultats aux effets principaux de l'étude. Les résultats des tests univariés sont résumés dans le Tableau 13.

Tableau 13 : Résultats des tests univariés

EFFETS PRINCIPAUX			
Indices de cocontraction	TÂCHES (Montées)	POIDS	PHASES
ICC _{delt}	p=0,006	-	p=0,022
ICC _{coude}	-	-	p=0,025
ICC _{trapM}	p<0,001	-	p<0,001
ICC _{trapI}	p<0,001	-	p<0,001

Cocontraction du bras : Il n'y a pas de différence significative entre les trois tâches pour l'indice de cocontraction (ICC) du coude. Si les activations des muscles varient selon la tâche comme il a été montré dans une section précédente, ces variations sont de mêmes proportions pour le coude. Pour les ICC du deltoïde, seule la tâche D_{E→Y} est significativement différente de D_{H→E} (p=0,033) et de D_{H→Y} (p=0,005). Les cocontractions moyennes sont de 59 % pour D_{H→E}, 60 % pour D_{H→Y} et 66 % pour D_{E→Y}. De même aucune différence significative n'a été mise en évidence avec l'augmentation de la charge (voir Figure 33). Cela signifie que les sujets n'ont pas changé de stratégie musculaire sur les ratios observés entre le déplacement d'une caisse de 6 kg et celle de 12 kg.

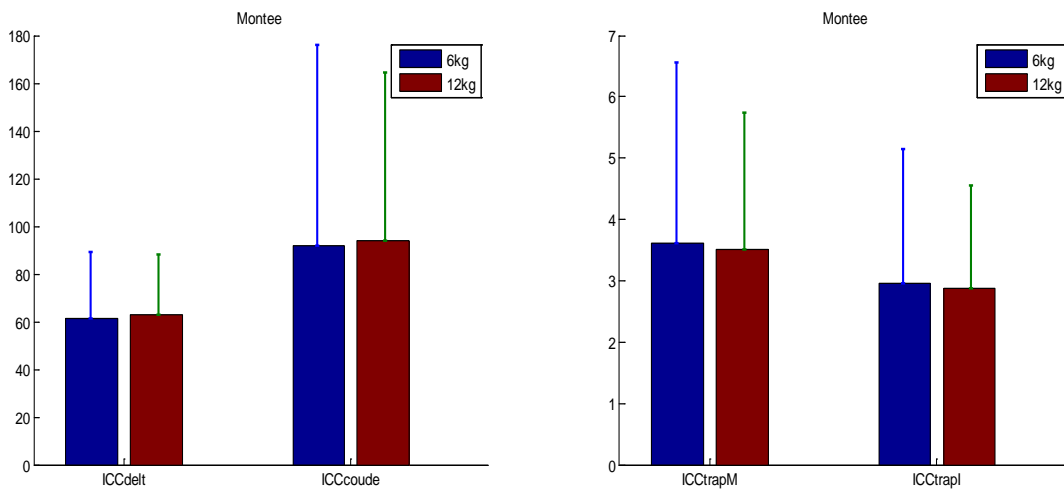


Figure 33 : Moyenne et écarts-types des indices de cocontraction de l'articulation gléno-humérale (ICC_{delt}), du coude (ICC_{coude}) et des trapèzes (ICC_{trapM} et ICC_{trapI}) pour des charges de 6 et 12 kg lors des tâches de montée. * Valeur de p significative si p<0,05.

Cocontraction du trapèze :

L'évolution des ratios pour les chefs du trapèze en fonction des trois phases et des trois tâches est illustrée à la Figure 34 avec les valeurs de p présentées au **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** Le ratio pour l'ICC_{TRAPM} est significativement plus faible lors de la réalisation de la tâche $D_{H \rightarrow E}$ (2,5) que lors de $D_{H \rightarrow Y}$ (3,5), et de $D_{E \rightarrow Y}$ (4,7). Pour l'ICC_{TRAPI}, effectuer la tâche $D_{E \rightarrow Y}$ (3,9) induit un ratio significativement supérieur que lors des tâches $D_{H \rightarrow E}$ (2,0) et de $D_{H \rightarrow Y}$ (2,7). Ces résultats faisant état d'une augmentation de l'ICC_{TRAPM} et de l'ICC_{TRAPI} selon les trois tâches (avec $D_{H \rightarrow E} < D_{H \rightarrow Y} < D_{E \rightarrow Y}$) s'expliquent par la hausse de l'activité du trapèze supérieur alors que celle du trapèze médian ou inférieur reste stable selon les tâches et/ou les phases. Une récente revue de la littérature sur l'activité des muscles scapulo-thoraciques compare des sujets sains et des patients atteints du syndrome de pincement à l'épaule. Cette revue montre que les patients présentent une suractivité du trapèze supérieur par rapport au trapèze inférieur et médian (Brunet, Pellerin et coll. 2002). Cependant, rien ne nous permet de dire aujourd'hui si ce déséquilibre observé est une cause ou une conséquence du syndrome de pincement à l'épaule. Dans notre étude, le déplacement de la caisse à des hauteurs importantes induit de fortes activations du trapèze supérieur alors que le trapèze inférieur n'augmente pas. Il se pourrait que les fortes contractions du trapèze supérieur par rapport au trapèze inférieur témoignent d'une « faiblesse » des principaux muscles de l'épaule à réaliser la tâche en hauteur.

Lorsque l'on s'intéresse aux phases, celle de l'arraché présente un ratio significativement inférieur pour l'ICC_{TRAPM} et l'ICC_{TRAPI} par rapport aux phases de transfert et de dépôt. La phase de transfert est également significativement différente de celle de dépôt pour les deux ratios calculés. Pour l'ICC_{TRAPM}, le ratio passe de 2,1 pour l'arraché à 2,9 pour le transfert et 5,7 pour le dépôt. En revanche l'ICC_{TRAPI}, a des valeurs moyennes de 1,9 pour la phase de l'arraché, de 2,4 pour le transfert et de 4,4 pour le dépôt.

Tableau 14 : Valeurs statistiques de p pour les indices de cocontraction des trapèzes après les tests LSD

	Déplacements			Phases		
	$D_{H \rightarrow E}$ vs $D_{H \rightarrow Y}$	$D_{H \rightarrow Y}$ vs $D_{E \rightarrow Y}$	$D_{H \rightarrow E}$ vs $D_{E \rightarrow Y}$	Arraché vs Transfert	Transfert vs Dépôt	Arraché vs Dépôt
ICC _{TRAPM}	$p=0,12$		$p=0,001$	$p=0,009$	$p=0,002$	$p=0,002$
ICC _{TRAPI}		$p=0,005$	$p=0,001$	$p=0,032$	$p=0,002$	$p=0,001$

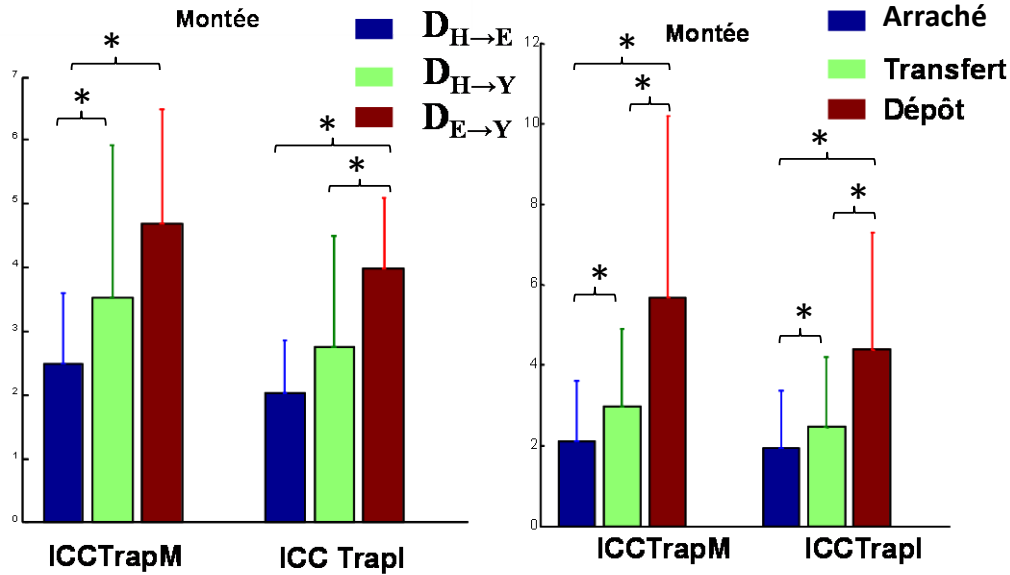


Figure 34 : Évolution des ratios ICC_{TRAPM} et ICC_{TRAPL} en fonction des différentes tâches (à gauche) et des phases (à droite) étudiées. * Valeur de p significative si $p < 0,05$.

6.4 Discussion sur l'électromyographie

6.4.1 Bilan des objectifs et résultats principaux

Objectif 3B : Évaluer la sensibilité de l'électromyographie aux conditions expérimentales de tâche et de masse.

L'analyse a mis en évidence que l'activité EMG maximale/moyenne normalisée est une variable sensible capable de différencier les trois tâches de manutention, les deux charges à déplacer et les trois phases du mouvement. Toutefois, comme de nombreux muscles sont impliqués avec de nombreuses variables indépendantes, les analyses basées sur les régressions en considérant des charges relatives (masse de caisse divisée par masse corporelle), et celles utilisant les indices de cocontraction apportent des informations complémentaires sur les interactions entre les muscles agonistes et antagonistes au mouvement selon les paramètres étudiés et dans le but d'obtenir une meilleure compréhension des coordinations musculaires. Bien que l'activation des muscles estimée par l'EMG ne soit pas linéairement associée à la force produite, les effets obtenus sont avant tout des éléments de comparaison pour une validation partielle de modèles musculosquelettiques dans la Section 5 (Partie 2 : Modélisation musculosquelettique).

Plus spécifiquement, les principaux résultats sont que, sur les 10 muscles étudiés, les plus actifs et sensibles, tant à la tâche qu'à la masse à déplacer, sont les deltoïdes antérieur et médian, les trapèzes supérieur et médian et le biceps. La principale exception est le biceps qui n'est pas affecté par la tâche. Pour les épaules, les positions initiales et finales ont un effet significatif sur les activations musculaires. Ce n'est pas la hauteur à couvrir mais davantage tous les déplacements de charge à la hauteur des yeux qui sont les plus exigeants. Ces résultats sont en

contradiction avec ceux du NIOSH qui applique des corrections sur la distance de transport et non sur la position dans l'espace (Waters, Putz-Anderson et coll. 1994). La première recommandation que l'on peut apporter est d'éviter de déplacer des charges entre des tablettes se situant au-dessus des épaules lors de tâches de réorganisation de rayon par exemple, et ce, même pour de courts déplacements.

Le second résultat important est qu'il existe des différences de coordination ou de sollicitation musculaires entre les hommes et les femmes même lorsque la tâche est normalisée par la masse et la taille corporelles. Cette différence a été mise en évidence sur le deltoïde antérieur qui est plus activé chez les femmes pour des charges relatives légères. D'autres études (Oby, Ethier et coll. 2013) ont mis en évidence des différences entre les hommes et les femmes avec des conséquences potentielles sur la formation (entraînement) différenciée selon le genre pour prévenir les blessures. Ces études (Oby, Ethier et coll. 2013) montraient que les femmes utilisaient des stratégies de levage différentes de celles des hommes novices et experts. La taille de l'échantillon de ce projet orienté sur le développement de modèle associé à la variabilité des signaux électromyographiques n'a toutefois pas permis d'approfondir cet effet de genre. Les autres analyses comparatives au moyen des régressions linéaires sont tout aussi intéressantes, car elles montrent que, selon les tâches, les muscles ont des comportements variés avec l'augmentation de la charge. Pour le trapèze supérieur et le biceps, il semblerait que la contrainte musculaire la plus importante soit la position initiale en hauteur qui requiert une forte activation même pour de faibles charges.

Enfin, l'étude des ratios a permis de mettre en évidence le fait que les tâches induisent des stratégies musculaires différentes, notamment au niveau scapulaire, alors qu'en revanche, l'augmentation de masse ne modifie pas le patron ou alors n'affecte pas la contribution relative d'un muscle par rapport à un autre pour les muscles considérés dans cette étude. Ceci signifie qu'un sujet avec une stratégie motrice sollicitant principalement deux muscles pour réaliser une tâche avec une masse de 6 kg, va utiliser la même stratégie en utilisant ces deux mêmes muscles qui seront plus largement sollicités pour une masse de 12 kg. Étudier les stratégies motrices individuelles avec les patrons d'activation des sujets pour une masse de caisse de 6 kg permettrait probablement d'identifier les comportements à risques.

6.4.2 Limites de l'étude

Afin d'interpréter plus en détail les résultats, il est important de distinguer les limites de cette étude. La tâche simulée en laboratoire présente des contraintes géométriques particulières puisque c'est une tâche de manutention entre des tablettes. De ce fait, les participants ne pouvaient pas accélérer aisément le mouvement de la caisse vers le haut dans la phase de l'arraché et, à l'opposé, ils ne pouvaient pas déposer rapidement la caisse sur les étagères. Ces contraintes géométriques expliquent en partie les activations moindres lors des phases de l'arraché et de dépôt. L'effet de phase est ainsi le plus marqué en termes d'écart d'activation maximale sur les principaux muscles impliqués dans ces types de tâches de manutention. En effet, les deltoïdes antérieur et médian sont en moyenne largement plus activés lors du dépôt par rapport à l'arraché. Le trapèze supérieur montre une augmentation de 26 % entre la première et dernière phase. L'accélération vers le haut pour passer d'une tablette à l'autre, qui de plus s'oppose à la gravité, devait nécessairement avoir lieu dans la phase de transfert qui montrait les plus fortes activations. Il est alors difficile de comparer les stratégies et activations qui en

découlent avec des études où la charge était accélérée fortement lors de l'arraché même au moyen de l'utilisation des membres inférieurs avec ou sans contact sur la charge. Dans ces études, la charge était prise depuis le sol. Une autre limite concernant les analyses EMG est que nombre d'unités motrices positionnées sous l'électrode changent lors de contraction. Nous n'avons pas pris en compte ce facteur qui nécessiterait plusieurs calibrations ou le recours à des électrodes à haute densité. Ces techniques sont encore en développement pour un muscle isolé. Toutefois, pour un ensemble de muscles, l'activité EMG de surface est aujourd'hui le meilleur moyen d'obtenir un indice de l'activité électrique du muscle.

D'autres variables à considérer dans l'interprétation des résultats issus de l'électromyographie sont (i) la population de novices en manutention alors qu'il a été démontré à plusieurs reprises l'effet de l'expertise sur les stratégies motrices, (ii) la forme de la caisse choisie pour standardiser les prises entre les sujets, et (iii) le faible rythme de déplacements par minute (trois mouvements/min) qui n'impliquait pas des vitesses importantes pour réaliser la tâche et par conséquent des accélérations et activations plus importantes. Il a été démontré que les experts adaptent leurs stratégies musculaires en fonction de la tâche, notamment en utilisant des stratégies qui pouvaient être plus couteuses musculairement, mais plus sécuritaires pour le dos (Lee et Nussbaum 2013).

6.4.3 Analyse EMG et contraintes musculosquelettiques

Le **trapèze** est certainement le muscle qui montre le plus d'effets différents entre ses chefs tant par l'analyse des effets principaux que celle des indices de cocontraction. D'un point de vue anatomique, les chefs supérieur, médian et inférieur ont des actions différentes de par leurs insertions respectivement sur le bord externe de la clavicule pour la portion supérieure, au niveau de l'épine scapulaire et tendus de manière transverse pour les fibres médiales, et sur le bord inférieur de la scapula pour le chef inférieur du trapèze. Leurs implications dans la séquence musculaire engendrée par ces tâches de manutention semblent primordiales. L'activité du trapèze supérieur permettrait d'accompagner le mouvement en jouant un rôle d'élévateur de l'articulation acromio-claviculaire, ce qui lui vaut le nom de muscle suspenseur de la scapula.

L'augmentation d'activation du trapèze supérieur lorsqu'on passe successivement des tâches $D_{H \rightarrow E}$, $D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{E \rightarrow Y}$ semble pertinente comme c'est un muscle avec une large section droite et composé principalement de fibres lentes. Il est ainsi moins fatigable que les muscles deltoïdes ou ceux de la coiffe des rotateurs (Ebaugh, McClure et coll. 2006). C'est un muscle majoritairement impliqué dans les tâches de travail réalisées à la hauteur des yeux. L'étude sur une tâche de maçonnerie de Anton, Rosecrance et coll. (2005) confirme ces propos. Le trapèze est également le muscle qui présente la plus grande variabilité, notamment sur $D_{H \rightarrow Y}$ et $D_{H \rightarrow E}$ avec une erreur standard de respectivement 2.6 et 2.8. Son rôle sur les tâches $D_{H \rightarrow E}$, $D_{H \rightarrow Y}$ semble donc dépendre de la stratégie employée par le sujet bien que son activité moyenne maximale atteigne les 40 % de la CMV. Le trapèze supérieur est considéré comme l'actionneur principal de la sonnette externe de la scapula (Phadke, Camargo et coll. 2009). Il serait donc intéressant d'étudier de plus près cette augmentation d'activation moyenne et de coupler l'analyse de ces résultats entre les tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$ à celle de la cinématique scapulaire, en particulier de la sonnette externe.

Antony et Keir (2010) ont eux aussi montré une augmentation d'activation du trapèze supérieur, et également des deltoïdes, du biceps et triceps lorsque l'on ajoute un haltère de seulement 3 kg

dans les mains du sujet lors de flexion du bras. Par contre Anton, Rosecrance et coll. (2005) montrent que l'activité du trapèze supérieur n'est pas affectée par l'augmentation de la charge. Cette divergence peut s'expliquer par la différence entre les deux masses qui était de 4,5 kg dans leur étude contre 6 kg dans celle-ci. De plus, la population étudiée était des experts, alors que dans l'étude actuelle les sujets novices n'ont pas forcément la musculature et la technique spécifiques liées à la tâche induisant de plus fortes activations de ce muscle. Finalement, l'écart important entre les charges de 6 et 12 kg pour l'activité maximale du trapèze supérieur est probablement dû au test statistique réalisé. En effet, dans la MANOVA il y a deux débuts de tâche à la hauteur des hanches, et quatre débuts et/ou fins à la hauteur des yeux. Ceci signifie que le sujet passerait plus de temps avec des charges à la hauteur des épaules ou au-dessus qu'en dessous. C'est probablement pour cette raison que le trapèze supérieur est autant sollicité par la masse de la caisse.

L'augmentation d'activation du trapèze supérieur pour les tâches à la hauteur des yeux peut à la fois entraîner une plus grande sonnette externe de la scapula et réduire la cocontraction pour stabiliser la scapula. Dans l'étude de Huang, Lin et coll. (2013), des ratios ICC_{TRAPM} et ICC_{TRAPI} d'une valeur de 0,6-0,8 ont été observés lors d'une flexion de l'épaule. Les auteurs considèrent bon, voire excellent, lorsque le ratio devient inférieur à 0,6. L'étude actuelle est la première à utiliser cette méthode de ratio afin d'obtenir des informations supplémentaires sur les synergies musculaires lors de différentes tâches de manutention. Les résultats montrent que le plus petit ratio obtenu est de 1,9. Ceci signifie que le trapèze supérieur est six fois plus activé que le trapèze inférieur et que les tâches étudiées nécessitent une production de force importante de la part du trapèze supérieur. De plus cette contribution est doublée sur les deux ICC scapulaires entre les tâches $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$. L'implication du trapèze dans ces tâches semble donc fortement dépendante de la hauteur du travail à effectuer.

Lors de la phase de transfert, le trapèze médian est activé au maximum à 35 % ce qui est supérieur à l'activation lors des deux autres phases. Son raccourcissement aurait tendance à rapprocher la scapula du rachis et également contrôler le mouvement en maintenant les deltoïdes dans leur portée de longueur optimale pour la production de force lors de l'élévation du bras (Magarey et Jones 2003). Sa contraction lors des tâches étudiées semble bénéfique. Cependant, il n'y a pas de différence d'activation entre une tâche à la hauteur des hanches et à la hauteur des yeux. Ceci explique peut-être pourquoi les muscles deltoïdes sont autant affectés par la hauteur du travail à réaliser.

Les **deltoïdes** antérieur et médian ont des évolutions sensiblement identiques en fonction des tâches, de la charge et de la phase. Comme dans les travaux de Kellis et Baltzopoulos (1998) qui étudient des tâches similaires à $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{H \rightarrow Y}$, une augmentation de l'activité deltoïdienne sur sa portion antérieure est observée. Il n'est pas étonnant d'observer des activations semblables entre ces deux chefs car toutes les tâches étudiées nécessitent la combinaison d'une élévation et d'une abduction du bras. En effet, Antony et Keir (2010) ont montré que le deltoïde médian augmente son activité EMG au cours d'une élévation dans un plan à 45° d'abduction par rapport à une élévation ou flexion pure dans le plan sagittal.

Le comportement du deltoïde postérieur est différent des deltoïdes antérieur et médian probablement à cause de sa composante en flexion du bras qui peut être tantôt stabilisatrice, tantôt antagoniste au mouvement. L'augmentation de l'indice de cocontraction observée entre les

deltoïdes postérieur et antérieur lorsque la tâche s'initie à la hauteur des épaules, contrairement à une tâche initiée à la hauteur des hanches, peut venir de la configuration du bras pour tirer la caisse vers soi en ayant les bras élevés. Cette position ne permettrait pas d'utiliser efficacement le grand dorsal contrairement à une position avec moins d'élévation du bras.

Une activation moyenne à élevée du deltoïde est souvent associée à une translation de la tête humérale vers le haut (Hug 2011), si les muscles de la coiffe (infra-épineux et sous-scapulaire) ne parviennent pas à générer suffisamment de forces coaptatrices stabilisant l'articulation. L'augmentation des activités EMG des deltoïdes antérieur et médian dans le cas présent (déplacement d'une charge) ne devrait pas nécessairement être problématique. Pour des charges à la hauteur des hanches, la charge va avoir pour effet d'abaisser la tête humérale par rapport à la glène. Lorsque la charge est à la hauteur des épaules, la configuration de l'épaule est différente et l'analyse EMG ne permet pas, à elle seule, d'étudier le rôle des muscles deltoïdes sur la translation possible, ou du moins les effets de cisaillement de l'articulation gléno-humérale.

Les biceps sont des muscles actionneurs importants en manutention. Il n'est toutefois pas affecté par la tâche quand on analyse la valeur maximale. Les résultats concordent avec ceux de Kellis et Baltzopoulos (1998), qui montraient un recrutement indépendant de la hauteur de destination de la caisse. L'écart d'activation moyenne du biceps entre $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$ témoigne de la diminution de la production de force de ce muscle. En effet, lorsque le biceps brachial est sollicité en excentrique avec les bras à la hauteur des yeux en quasi-extension complète, le muscle est trop étiré par rapport à sa longueur optimale pour produire une force importante. C'est la raison pour laquelle l'activité musculaire moyenne est plus élevée de base sur $D_{E \rightarrow Y}$ comparativement à $D_{H \rightarrow E}$. Étonnamment, chez les hommes, le biceps brachial n'augmente pas plus son activation moyenne lors de l'augmentation de la masse relative de la charge entre $D_{H \rightarrow E}$ et $D_{E \rightarrow Y}$.

6.4.4 Perspectives

De nombreuses études ont démontré l'augmentation des activations musculaires avec celle de la charge à déplacer (Antony et Keir 2010). Les résultats renforcent ces études en mettant en évidence que les muscles qui subissent la plus importante augmentation sont ceux qui présentent déjà la plus grande activité avec une charge de 6 kg. Comme la première analyse sur les effets principaux montre que l'augmentation concomitante de la masse et la réalisation d'une tâche nécessitant un déplacement à la hauteur des yeux *versus* à la hauteur des hanches pourrait induire une sollicitation plus importante des principaux muscles mobilisateurs de la ceinture scapulaire et du bras, il sera important d'analyser les interactions entre les variables indépendantes.

Pour des études futures, l'augmentation du nombre de participants permettra une comparaison selon le genre, en sachant que les femmes sont, en toutes proportions, plus touchées par les TMS que les hommes (Norcross, Troy Blackburn et coll. 2010). L'utilisation de manutentionnaires expert(e)s devrait également mettre en évidence des stratégies musculaires plus efficaces en fonction de la tâche à réaliser et les contraintes musculosquelettiques. La mesure de l'activité EMG des muscles de la coiffe des rotateurs serait également une perspective intéressante bien que les techniques utilisées à cette fin soient invasives (1992).

Selon les commentaires des participants au regard des tâches, celles-ci sont perçues comme difficiles à réaliser, notamment lors de la tâche en hauteur $D_{E \rightarrow Y}$. De nouvelles études devraient

utiliser des échelles de perception de l'effort et des questionnaires pour déterminer les paramètres liés aux difficultés techniques et physiques de la tâche. Les hypothèses actuelles portent sur la stabilisation en dynamique du complexe de l'épaule et les contraintes géométriques de la tâche qui ne permettent pas d'activer davantage les muscles.

Objectif 3 : Analyse des tâches de manutention.
--

Pour le troisième objectif, il a été mis en évidence que la sonnette externe de la scapula augmente lorsque la caisse est déposée à la hauteur des épaules et des yeux. Aussi, avec l'augmentation de la masse, le coude est plus fléchi pendant la phase de transfert pour garder la caisse proche ce qui réduit les efforts. Lors du dépôt, la sonnette externe est réduite à cause d'une moindre rotation latérale de l'articulation acromio-claviculaire sans pour autant être compensée par une plus grande élévation gléno-humérale. La cinématique articulaire de l'épaule et du coude est donc sensible aux changements de conditions. Finalement, l'activité EMG et celle simulée ont montré des tendances similaires, avec cependant une grande variabilité.

7. CONCLUSION

L'**objectif général** de ce projet de recherche était de développer (1) un modèle cinématique et (2) un modèle musculosquelettique de la ceinture scapulaire et du bras pour étudier la biomécanique de l'épaule lors de la manutention et (3) d'en tester la sensibilité aux conditions de tâches et de masses. Dix-huit sujets ont effectué des tâches de travail de manutention (54 essais) dans lesquelles le déplacement d'une caisse instrumentée de trois masses différentes (6 kg, 12 kg et 18 kg) variait entre trois hauteurs initiales ou finales. L'expérience ne devait pas dépasser 90 min et permettre de calculer la cinématique articulaire d'au moins 90 % des essais. La durée de chaque collecte était environ 80 min pour les 18 sujets de l'étude et en utilisant une redondance de marqueurs et un algorithme de cinématique inverse tous les essais ont pu être reconstruits par le modèle cinématique développé.

La modélisation musculosquelettique pour l'estimation des forces et activations musculaires s'est effectuée à partir de deux modèles adaptés le Stanford VA Upper Limb (OpenSim) et le AMMR1.5 (Anybody TechnologyTM). L'optimisation statique a été la technique d'estimation des forces musculaires. Les adaptations spécifiques aux deux modèles ont porté sur trois aspects. Tout d'abord la géométrie musculaire a été améliorée à l'aide d'objets de contournement supplémentaires pour assurer des trajectoires musculaires physiologiques sur toute l'amplitude du mouvement de manutention. Les neuf degrés de liberté à l'épaule ont été rendus indépendants, alors, qu'initialement, ils respectaient un rythme scapulo-huméral fixe qui ne permettait pas le haussement des épaules, mouvement nécessaire en manutention. Enfin la cohérence des systèmes de coordonnées entre le modèle cinématique et les modèles musculosquelettiques a été assurée. Ces ajustements ont permis le calcul des forces musculaires pour la variété de tâches de manutention acquises. Seul le modèle d'OpenSim a été utilisé pour sa vitesse de calcul étant donné le nombre d'essais réalisés lors de la présente étude.

La sensibilité des modèles, cinématique et musculosquelettique, a été testée avec les données prélevées lors des tâches de manutention. Concernant la cinématique, le modèle a permis de mettre en évidence que la sonnette externe de la scapula augmentait lorsque la caisse devait être déposée à la hauteur des épaules et des yeux, et ce principalement à cause de l'élévation de la clavicule. Avec l'augmentation de la masse, le coude était plus fléchi pendant la phase de transfert pour garder la caisse proche du corps et réduire les efforts. Lors du dépôt, la sonnette externe était réduite à cause d'une moindre rotation latérale de l'articulation acromio-claviculaire sans pour autant être compensée par une plus grande élévation gléno-humérale. La cinématique articulaire de l'épaule et du coude est donc sensible aux changements de conditions.

Concernant la modélisation musculosquelettique, les valeurs moyennes des activations et forces musculaires montrent des tendances similaires à l'électromyographie. Toutefois la variabilité est encore plus grande et peu de conditions montrent des différences significatives. On retrouve par exemple l'augmentation de l'activation du deltoïde antérieur et du biceps avec l'augmentation de charge. Ces muscles sont d'ailleurs importants dans la réalisation des tâches de levers de caisses (Yoon et al. 2012). Ainsi, l'avantage de la modélisation est de pouvoir prédire la force générée par ces muscles ainsi que les muscles profonds comme l'infra-épineux qui est affecté à la fois par la tâche et la masse. Enfin, l'ensemble des estimations produites par le modèle musculosquelettique permet de mieux comprendre l'action des muscles au cours du mouvement. Finalement, le modèle a montré une sensibilité sur l'activation du deltoïde et du biceps aux

différentes phases étudiées ainsi qu'à l'augmentation de la charge. Il est en revanche peu sensible aux différentes conditions de hauteurs. Des développements futurs devront être réalisés afin d'améliorer la sensibilité du modèle sur à cette condition.

Un **objectif additionnel** au rapport a été une analyse plus poussée des coordinations musculaires lors des conditions expérimentales au moyen de l'électromyographie. Les muscles les plus impliqués au niveau des épaules et du bras sont les deltoïdes antérieur et médian, les trapèzes supérieur et médian et le biceps. Ils sont aussi les plus sensibles aux conditions expérimentales. La tâche de déplacer la caisse entre deux tablettes à la hauteur des épaules et des yeux entraîne les plus grandes activations. Le travail avec les bras toujours au-dessus des épaules semble donc plus contraignant que celui nécessitant de grands déplacements. Il a aussi été mis en évidence des différences de recrutement musculaire entre les hommes et les femmes notamment pour le deltoïde antérieur ; celles-ci devraient être davantage explorées. Finalement, les indices de cocontraction montrent peu d'effets de tâche et de masse pour le coude et l'épaule, mais des stratégies variées de la scapula. La mobilité et la stabilité de la scapula semblent être des éléments clés des coordinations musculosquelettiques.

Il est donc possible de conclure que le modèle cinématique et l'électromyographie sont applicables pour l'analyse biomécanique en manutention afin de mesurer l'effet de conditions de travail sur le mouvement humain et ainsi mieux comprendre la pathomécanique des troubles musculosquelettiques. La modélisation musculosquelettique est un outil complémentaire qui demande d'autres développements notamment l'intégration de l'EMG pour piloter le modèle et avoir ainsi une meilleure représentation des stratégies individuelles.

BIBLIOGRAPHIE

- "<Pixel spacing and calibration in projection radiography.pdf>."
"<Roaf 1966.pdf>."
(1992). "The Nobel Prize in Physics 1992." **2011**.
- Alenabi, T., M. Jackson, P. Tetreault and M. Begon (2013). "Electromyographic activity in the immobilized shoulder musculature during ipsilateral elbow, wrist, and finger movements while wearing a shoulder orthosis." J Shoulder Elbow Surg.
- Anton, D., J. C. Rosecrance, F. Gerr, L. A. Merlino and T. M. Cook (2005). "Effect of concrete block weight and wall height on electromyographic activity and heart rate of masons." Ergonomics **48**(10): 1314-1330.
- Antony, N. T. and P. J. Keir (2010). "Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity." Journal of electromyography and kinesiology **20**(2): 191-198.
- Antony, N. T. and P. J. Keir (2010). "Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity." Journal of Electromyography and Kinesiology **20**(2): 191-198.
- Begon, M., P.-B. Wieber and M. R. Yeadon (2008). "Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model." Journal of Biomechanics **41**(3): 581-586.
- Bergmann, G., F. Graichen, A. Bender, M. Kääh, A. Rohlmann and P. Westerhoff (2007). "In vivo glenohumeral contact forces—Measurements in the first patient 7 months postoperatively." Journal of Biomechanics **40**(10): 2139-2149.
- Bifulco, P., M. Cesarelli, R. Allen, M. Sansone and M. Bracale (2001). "Automatic recognition of vertebral landmarks in fluoroscopic sequences for analysis of intervertebral kinematics." Med. Biol. Eng. Comput. **39**: 65-75.
- Blasier, R. B., L. J. Soslowsky, D. M. Malicky and M. L. Palmer (1997). "Posterior glenohumeral subluxation: active and passive stabilization in a biomechanical model." The Journal of bone and joint surgery. **79**(3): 433-440.
- Boettcher, C. E., K. A. Ginn and I. Cathers (2008). "Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG." Journal of Orthopaedic Research **26**(12): 1591-1597.
- Bolsterlee, B., D. H. Veeger and E. K. Chadwick (2013). "Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb." Medical & biological engineering & computing **51**(9): 953-963.
- Browne, A. O., P. Hoffmeyer, S. Tanaka, K. N. An and B. F. Morrey (1990). "Glenohumeral elevation studied in three dimensions." J Bone Joint Surg Br **72**(5): 843-845.
- Brox, J. I. (2003). "Regional musculoskeletal conditions: shoulder pain." Best practice & research. Clinical rheumatology **17**(1): 33-56.
- Brunet, J. F., L. Pellerin, Y. Arsenijevic, P. Magistretti and J. G. Villemure (2002). "A novel method for in vitro production of human glial-like cells from neurosurgical resection tissue." Lab Invest **82**: 809-812.
- Buckle, P. W. and J. Jason Devereux (2002). "The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders." Applied Ergonomics **33**(3): 207-217.
- Cappozzo, A., U. Della Croce, A. Leardini and L. Chiari (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background." Gait Posture **21**(2): 186-196.

- Cassou, B., F. Derriennic, C. Monfort, J. Norton and A. Touranchet (2002). "Chronic neck and shoulder pain, age, and working conditions: longitudinal results from a large random sample in France." Occupational and Environmental Medicine **59**(8): 537-544.
- Chang, S. W., N. J. Delleman and M. J. Wang (2010). "Approach strategy and working posture in manual hand tool operation." Hum Mov Sci **29**(2): 228-242.
- Charlton, I. W. and G. R. Johnson (2006). "A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint." Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine **220**(H8): 801-812.
- Cook, T. M., J. Rosecrance and C. L. Zimmermann (1996). "Work-related musculoskeletal symptoms among construction workers in the pipe trades."
- Cools, A. M., E. E. Witvrouw, N. N. Mahieu and L. A. Danneels (2005). "Isokinetic scapular muscle performance in overhead athletes with and without impingement symptoms." Journal of Athletic Training **40**(2): 104-110.
- Damsgaard, M., J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma and M. de Zee (2006). "Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System." Simulation Modelling Practice and Theory **14**(8): 1100-1111.
- de Groot, J. H. and R. Brand (2001). "A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm." Clinical biomechanics **16**(9): 735-743.
- de Zee, M., M. Dalstra, P. M. Cattaneo, J. Rasmussen, P. Svensson and B. Melsen (2007). "Validation of a musculo-skeletal model of the mandible and its application to mandibular distraction osteogenesis." Journal of biomechanics **40**(6): 1192-1201.
- Denis, D. and É. Ledoux (2011). "Enquête québécoise sur des conditions de travail, d'emploi et de santé et de sécurité du travail (EQCOTESST)." Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé(13-2).
- Dickerson, C. R., D. B. Chaffin and R. E. Hughes (2007). "A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis." Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering **10**(6): 389-400.
- Duguay, P., A. Boucher, M.-A. Busque, P. Prud'homme and D. Vergara (2012). Lésions professionnelles indemnisées au Québec en 2005-2007 : Profil statistique par industrie - catégorie professionnelle. S. S. a. Travail. Montreal, IRSST: 202.
- Ebaugh, D. D., P. W. McClure and A. R. Karduna (2006). "Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics." Journal of electromyography and kinesiology **16**(3): 224-235.
- Ehrig, R. M., W. R. Taylor, G. N. Duda and M. O. Heller (2006). "A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints." Journal of Biomechanics **39**(15): 2798-2809.
- Ehrig, R. M., W. R. Taylor, G. N. Duda and M. O. Heller (2006). "A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints." Journal of biomechanics **39**(15): 2798-2809.
- Ekstrom, R. A., G. L. Soderberg and R. A. Donatelli (2005). "Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis." Journal of electromyography and kinesiology **15**(4): 418-428.
- Fallentin, N., B. Juul-Kristensen, S. Mikkelsen, J. H. Andersen, J. P. Bonde, P. Frost and L. Endahl (2001). "Physical exposure assessment in monotonous repetitive work — the PRIM study." Scandinavian Journal of Work, Environment & Health **27**(1): 21-29.

- Frost, P., J. P. E. Bonde, S. Mikkelsen, J. H. Andersen, N. Fallentin, A. Kaergaard and J. F. Thomsen (2002). "Risk of shoulder tendinitis in relation to shoulder loads in monotonous repetitive work." American Journal of Industrial Medicine **41**(1): 11-18.
- Garg, A. and J. M. Kapellusch (2009). "Applications of biomechanics for prevention of work-related musculoskeletal disorders." Ergonomics **52**(1): 36-59.
- Glass, S. C. (2012). "Effects of Lift Velocity on Muscle Activation During Leg Extension." The Open Sports Medicine Journal(6): 42-47.
- Gowland, C., H. Debruin, J. V. Basmajian, N. Plews and I. Burcea (1992). "Agonist and Antagonist Activity during Voluntary Upper-Limb Movement in Patients with Stroke." Physical Therapy **72**(9): 624-633.
- Granata, K. P., W. S. Marras and K. G. Davis (1999). "Variation in spinal load and trunk dynamics during repeated lifting exertions." Clinical biomechanics **14**(6): 367-375.
- Grieve, J. R. and C. R. Dickerson (2008). "Overhead work: Identification of evidence-based exposure guidelines." Occupational Ergonomics **8**(1): 53-66.
- Hagberg, M. (1981). "Work Load and Fatigue in Repetitive Arm Elevations." Ergonomics **24**(7): 543-555.
- Halder, A., K. Zhao, S. O'driscoll, B. Morrey and K. An (2001). "Dynamic contributions to superior shoulder stability." Journal of orthopaedic research **19**(2): 206-212.
- Hawkes, D. H., O. Alizadehkhayat, A. C. Fisher, G. J. Kemp, M. M. Roebuck and S. P. Frostick (2012). "Normal shoulder muscular activation and co-ordination during a shoulder elevation task based on activities of daily living: An electromyographic study." Journal of Orthopaedic Research **30**(1): 53-60.
- Hermens, H. J., B. Freriks, C. Disselhorst-Klug and G. Rau (2000). "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures." Journal of Electromyography and Kinesiology **10**(5): 361-374.
- Holmström, E., J. Lindell and U. Moritz (1992). "Low back and neck/shoulder pain in construction workers: occupational workload and psychosocial risk factors." Spine **17**(6): 663-671.
- Holzbaur, K. R. S., S. L. Delp, G. E. Gold and W. M. Murray (2007). "Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults." Journal of Biomechanics **40**(11): 2442-2449.
- Holzbaur, K. R. S., W. M. Murray, G. E. Gold and S. L. Delp (2007). "Upper limb muscle volumes in adult subjects." Journal of Biomechanics **40**(4): 742-749.
- Holzbaur, K. S., W. Murray and S. Delp (2005). "A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control." Annals of Biomedical Engineering **33**(6): 829-840.
- Huang, H. Y., J. J. Lin, Y. L. Guo, W. T. J. Wang and Y. J. Chen (2013). "EMG biofeedback effectiveness to alter muscle activity pattern and scapular kinematics in subjects with and without shoulder impingement." Journal of Electromyography and Kinesiology **23**(1): 267-274.
- Hug, F. (2011). "Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?" Journal of Electromyography and kinesiology **21**(1): 1-12.
- Jackson, M., B. Michaud, P. Tetreault and M. Begon (2012). "Improvements in measuring shoulder joint kinematics." Journal of biomechanics **45**(12): 2180-2183.
- Jakob, M., F. Liebers and S. Behrendt (2012). "The effects of working height and manipulated weights on subjective strain, body posture and muscular activity of milking parlor operatives – Laboratory study." Applied Ergonomics **43**(4): 753-761.

- Kellis, E., F. Arabatzi and C. Papadopoulos (2003). "Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index." Journal of Electromyography and Kinesiology **13**(3): 229-238.
- Kellis, E. and V. Baltzopoulos (1998). "Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise." Medicine and science in sports and exercise **30**: 1616-1623.
- Kenny, G. P., J. E. Yardley, L. Martineau and O. Jay (2008). "Physical work capacity in older adults: Implications for the aging worker." American Journal of Industrial Medicine **51**(8): 610-625.
- Kibler, W. B. (1998). "The role of the scapula in athletic shoulder function." American Journal of Sports Medicine **26**(2): 325-337.
- Labriola, J. E., T. Q. Lee, R. E. Debski and P. J. McMahon (2005). "Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles." Journal of Shoulder and Elbow Surgery **14**(1): 32s-38s.
- Lariviere, C. and A. B. Arsenault (2008). "On the use of EMG-ratios to assess the coordination of back muscles." Clinical biomechanics **23**(10): 1209-1219.
- Laursen, B., B. R. Jensen, G. Németh and G. Sjøgaard (1998). "A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position." Journal of Biomechanics **31**(8): 731-739.
- Laursen, B., K. Sogaard and G. Sjøgaard (2003). "Biomechanical model predicting electromyographic activity in three shoulder muscles from 3D kinematics and external forces during cleaning work." Clinical Biomechanics **18**(4): 287-295.
- Lee, J. and M. A. Nussbaum (2013). "Experienced workers may sacrifice peak torso kinematics/kinetics for enhanced balance/stability during repetitive lifting." Journal of biomechanics **46**(6): 1211-1215.
- Lee, S.-B., K.-J. Kim, S. W. O'Driscoll, B. F. Morrey and K.-N. An (2000). "Dynamic Glenohumeral Stability Provided by the Rotator Cuff Muscles in the Mid-Range and End-Range of Motion A Study in Cadavera*." The Journal of Bone & Joint Surgery **82**(6): 849-849.
- Levy, A. S., B. T. Kelly, S. A. Lintner, D. C. Osbahr and K. P. Speer (2001). "Function of the long head of the biceps at the shoulder: electromyographic analysis." Journal of Shoulder and Elbow Surgery **10**(3): 250-255.
- Lippitt, S. and F. Matsen (1993). "Mechanisms of Glenohumeral Joint Stability." Clinical Orthopaedics and Related Research(291): 20-28.
- Ludewig, P. M. and T. M. Cook (2000). "Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement." Physical Therapy **80**(3): 276-291.
- Luime, J. (2004). Shoulder complaints : the occurrence, course and diagnosis. Ph. D. , Erasmus University Medical Center.
- Magarey, M. E. and M. A. Jones (2003). "Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex." Manual Therapy **8**(4): 195-206.
- Mathur, S., J. J. Eng and D. L. MacIntyre (2005). "Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps." Journal of Electromyography and Kinesiology **15**(1): 102-110.
- Michel, C., R. Arcand, H. Crevier, N. Dovoanou, R. Martin, P. Pelletier and R. Phaneuf (2010). Portrait national des troubles musculo-squelettiques. A. d. l. S. e. d. S. Sociaux, Institut National de Santé Publique: 40.

- Milgrom, C., M. Schaffler, S. Gilbert and M. van Holsbeeck (1995). "Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender." Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume **77-B**(2): 296-298.
- Miranda, H., E. Viikari-Juntura, R. Martikainen, E.-P. Takala and H. Riihimäki (2001). "A prospective study of work related factors and physical exercise as predictors of shoulder pain." Occupational and Environmental Medicine **58**(8): 528-534.
- Morris, A. D., G. J. Kemp, A. Lees and S. P. Frostick (1998). "A study of the reproducibility of three different normalisation methods in intramuscular dual fine wire electromyography of the shoulder." Journal of Electromyography and Kinesiology **8**(5): 317-322.
- Nimbarte, A. D., F. Aghazadeh, L. H. Ikuma and C. M. Harvey (2010). "Neck disorders among construction workers: Understanding the physical loads on the cervical spine during static lifting tasks." Industrial health **48**(2): 145-153.
- Norcross, M. F., J. Troy Blackburn and B. M. Goerger (2010). "Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization." Journal of Electromyography and Kinesiology **20**(3): 420-425.
- O'Brien, J. F., R. E. Bodenheimer Jr, G. J. Brostow and J. K. Hodgins (1999). "Automatic joint parameter estimation from magnetic motion capture data."
- Oby, E. R., C. Ethier and L. E. Miller (2013). "Movement representation in the primary motor cortex and its contribution to generalizable EMG predictions." Journal of neurophysiology **109**(3): 666-678.
- Pagnani, M. J. and R. F. Warren (1994). "Stabilizers of the glenohumeral joint." Journal of shoulder and elbow surgery **3**(3): 173-190.
- Palmerud, G., M. Forsman, H. Sporrang, P. Herberts and R. Kadefors (2000). "Intramuscular pressure of the infra- and supraspinatus muscles in relation to hand load and arm posture." European Journal of Applied Physiology **83**(2-3): 223-230.
- Pandy, M. G. and T. P. Andriacchi (2010). "Muscle and joint function in human locomotion." Annual review of biomedical engineering **12**: 401-433.
- Phadke, V., P. Camargo and P. Ludewig (2009). "Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement." Rev Bras Fisioter **13**(1): 1-9.
- Piazza, S. J. and P. R. Cavanagh (2000). "Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment." Journal of Biomechanics **33**(8): 1029-1034.
- Punnett, L., L. J. Fine, W. M. Keyserling, G. D. Herrin and B. C. Don (2000). "Shoulder disorders and postural stress in automobile assembly work." Scandinavian Journal of Work, Environment & Health **26**(4): 283-291.
- Punnett, L. and D. H. Wegman (2004). "Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate." Journal of Electromyography and Kinesiology **14**(1): 13-23.
- Putz-Anderson, V., B. P. Bernard, S. E. Burt, L. L. Cole, C. Fairfield-Estill, L. J. Fine, K. A. Grant, C. Gjessing, L. Jenkins and J. J. Hurrell Jr (1997). "Musculoskeletal disorders and workplace factors." National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH).
- Redl, C., M. Gfoehler and M. G. Pandy (2007). "Sensitivity of muscle force estimates to variations in muscle-tendon properties." Human Movement Science **26**(2): 306-319.
- Reeves, N. P., J. Cholewicki and S. P. Silfies (2006). "Muscle activation imbalance and low-back injury in varsity athletes." Journal of electromyography and kinesiology **16**(3): 264-272.

- Rijn, R. M. v., B. M. A. Huisstede, B. W. Koes and A. Burdorf (2010). "Associations between work-related factors and specific disorders of the shoulder — a systematic review of the literature." Scandinavian Journal of Work, Environment & Health **36**(3): 189-201.
- Roquelaure, Y., C. Ha, C. Rouillon, N. Fouquet, A. Leclerc, A. Descatha, A. Touranchet, M. Goldberg, E. Imbernon and R. Members of Occupational Health Services of the Pays de la Loire (2009). "Risk factors for upper-extremity musculoskeletal disorders in the working population." Arthritis Care & Research **61**(10): 1425-1434.
- Scovil, C. Y. and J. L. Ronsky (2006). "Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters." Journal of Biomechanics **39**(11): 2055-2063.
- Seitz, A. L., P. W. McClure, S. Finucane, N. D. Boardman and L. A. Michener (2011). "Mechanisms of rotator cuff tendinopathy: Intrinsic, extrinsic, or both?" Clinical Biomechanics **26**(1): 1-12.
- Silverstein, B., E. Viikari-Juntura and J. Kalat (2002). "Use of a prevention index to identify industries at high risk for work-related musculoskeletal disorders of the neck, back, and upper extremity in Washington State, 1990-1998." American Journal of Industrial Medicine **41**(3): 149-169.
- Sommerich, C. M. and R. E. Hughes (2006). "Aetiology of work-related disorders of the rotator cuff tendons: Research and theory." Theoretical Issues in Ergonomics Science **7**(1): 19-38.
- Southgate, D., A. Hill, S. Alexander, A. Wallace, U. Hansen and A. Bull (2009). "The range of axial rotation of the glenohumeral joint." Journal of Biomechanics **42**(9): 1307-1312.
- Sporrong, H., L. Sandsjö, R. Kadefors and P. Herberts (1999). "Assessment of workload and arm position during different work sequences: a study with portable devices on construction workers." Applied ergonomics **30**(6): 495-503.
- Statistics, B. o. L. (2013). Nonfatal Occupational Injuries and Illnesses Requiring Days Away From Work, 2009. U. S. D. o. Labor. Online (<http://www.bls.gov/news.release/pdf/osh2.pdf>), U.S. Department of Labor: 37.
- Stokes, I. A. and M. Gardner-Morse (2004). "Muscle activation strategies and symmetry of spinal loading in the lumbar spine with scoliosis." Spine **29**(19): 2103-2107.
- Tzaphlidou, M. (2001). "Diameter distributions of collagenous tissues in relation to sex. A quantitative ultrastructural study." Micron **32**(3): 333-336.
- Ulin, S. and W. M. Keyserling (2004). "Case Studies of Ergonomic Interventions in Automotive Parts Distribution Operations." Journal of Occupational Rehabilitation **14**(4): 307-326.
- Urwin, M., D. Symmons, T. Allison, T. Brammah, H. Busby, M. Roxby, A. Simmons and G. Williams (1998). "Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community: the comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation." Annals of the Rheumatic Diseases **57**(11): 649-655.
- van der Helm, F. C. (1994). "A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism." Journal of biomechanics **27**(5): 551-569.
- van der Windt, D. A., E. Thomas, D. P. Pope, A. F. de Winter, G. J. Macfarlane, L. M. Bouter and A. J. Silman (2000). "Occupational risk factors for shoulder pain: a systematic review." Occupational and environmental medicine **57**(7): 433-442.
- Veeger, H. E. and F. C. van der Helm (2007). "Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability." Journal of biomechanics **40**(10): 2119-2129.
- Wang, S., Y. Qiu, W. Ma, B. Wang, Y. Yu, B. Qian, Z. Zhu, F. Zhu and X. Sun (2012). "Comparison of Disc and Vertebral Wedging Between Patients With Adolescent Idiopathic

- Scoliosis and Chiari Malformation-associated Scoliosis." Journal of Spinal Disorders & Techniques **25**(5): 277-284.
- Waters, T. R., V. Putz-Anderson, A. Garg, N. I. f. O. Safety and Health (1994). Applications manual for the revised NIOSH lifting equation, US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Centers for Disease Control and Prevention, National Institute for Occupational Safety and Health, Division of Biomedical and Behavioral Science.
- Wu, G., F. C. T. van der Helm, H. E. J. Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner and B. Buchholz (2005). "ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand." Journal of Biomechanics **38**(5): 981-992.
- Yamamoto, A., K. Takagishi, T. Osawa, T. Yanagawa, D. Nakajima, H. Shitara and T. Kobayashi (2010). "Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population." Journal of Shoulder and Elbow Surgery **19**(1): 116-120.
- Yoon, J. (2012). "Effect of Working Position on the Perceived Fatigue while Drilling on the Ceiling." 대한인간공학회 2012 30 주년 기념 춘계학술대회 제 14 회 한·일 공동심포지엄, 127~ 131 쪽 (총 5 쪽).
- Yoon, J., A. Shiekhzadeh and M. Nordin (2012). "The effect of load weight vs. pace on muscle recruitment during lifting." Applied ergonomics **43**(6): 1044-1050.
- Yu, J., D. C. Ackland and M. G. Pandy (2011). "Shoulder muscle function depends on elbow joint position: An illustration of dynamic coupling in the upper limb." Journal of Biomechanics **44**(10): 1859-1868.
- Zanze, M., J. C. Souberbielle, C. Kindermans, C. Rossignol and M. Garabedian (1997). "Procollagen Propeptide and Pyridinium Cross-Links as Markers of Type I Collagen Turnover: Sex- and Age-Related Changes in Healthy Children." The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism **82**(9): 2971-2977.

ANNEXE A : Bases anatomiques de l'épaule

L'épaule est un ensemble articulaire complexe qui lie le membre supérieur au tronc. Elle permet de mouvoir et d'orienter le bras dans les trois dimensions de l'espace avec une grande mobilité. Elle est constituée de quatre os (thorax, clavicule, scapula et humérus) et de quatre articulations (trois synoviales que sont les articulations sterno-claviculaire, acromio-claviculaire, gléno-humérale, et une syncarthrose, l'articulation scapulo-thoracique). De ce fait, il s'agit du complexe articulaire le plus mobile du corps humain avec 140° d'amplitude de mouvement (Halder, Zhao et coll. 2001, Southgate, Hill et coll. 2009). L'ensemble des 30 muscles (Brox 2003) associés à l'épaule peut être réparti en trois groupes (Kibler 1998). Le premier groupe représente les muscles extrinsèques ou superficiels de l'épaule et est composé des deltoïdes, du biceps, du triceps, du grand dorsal ainsi que du grand pectoral (Figure 35). Ces muscles font le lien entre le bras et le thorax. De plus, ils permettent aux bras d'être mobiles dans l'espace. Le second groupe permet de mouvoir et de stabiliser la scapula, ces fonctions sont principalement assurées par les trois trapèzes et le muscle grand dentelé. Le troisième groupe concerne les muscles profonds de l'épaule : ceux de la coiffe des rotateurs (Figure 36), soit le supra-épineux, l'infra-épineux, le petit rond, et le sous-scapulaire.

Au-delà de leurs actions motrices, les muscles de la coiffe des rotateurs ont également un rôle primordial de stabilisateur de l'articulation gléno-humérale en maintenant la tête humérale dans sa glène par des forces de compression (Lippitt et Matsen 1993). Lee et coll. (2000) soulignent l'importance de l'apport à la stabilité dynamique gléno-humérale de chacun des muscles de la coiffe des rotateurs notamment en milieu et fin d'amplitude de mouvement d'élévation (Lee, Kim et coll. 2000). L'ensemble muscle-tendon de la coiffe des rotateurs est souvent à l'origine des TMS développés à l'épaule.

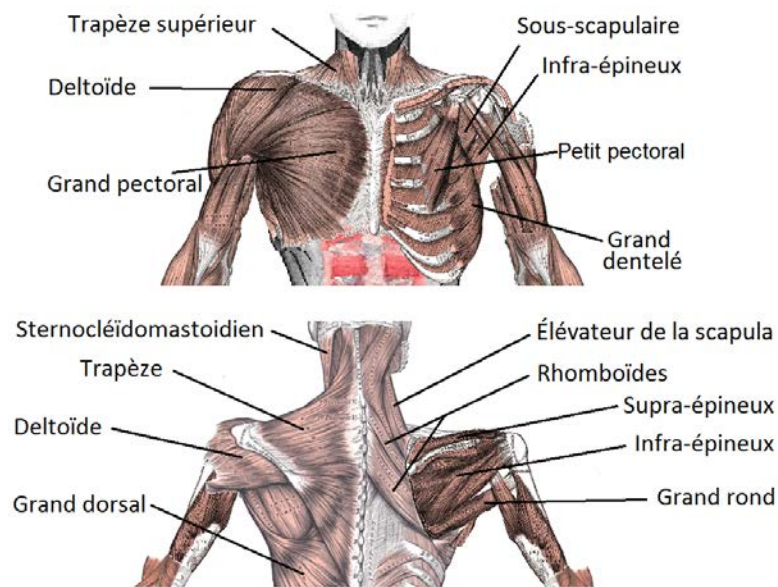


Figure 35 : Vues antérieure (en haut) et postérieure (en bas) des muscles de l'épaule.

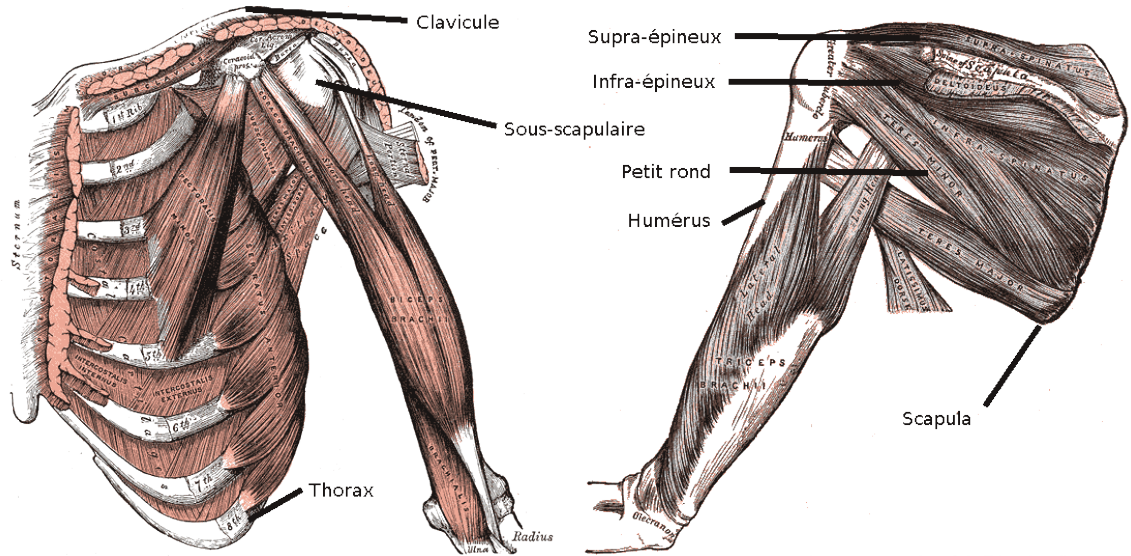


Figure 36. Vue antérieure des os de l'épaule (à gauche) et des muscles de la coiffe des rotateurs (à droite).

ANNEXE B : Positions des électrodes EMG et tests de CMV pour chaque muscle étudié

Tableau 15: Positions des électrodes EMG et tests de CMV pour chaque muscle étudié

Muscle	Tests de contractions maximales volontaires	Position des électrodes
Trapèze supérieur (TS)	Cou incliné vers un côté et en rotation du côté opposé, l'extension du cou est résistée	Point milieu entre l'acromion et l'épine de C7
Trapèze moyen (TM)	Abduction résistée du bras alors que le bras est élevé à 90° avec le sujet couché sur le ventre	Point moyen entre le bord médial de la scapula et l'épine de T3
Trapèze inférieur (TI)	Bras tenu au-dessus de la tête alors que le sujet est couché sur le ventre, la flexion du bras est résistée	Le tiers inférieur d'une droite formée entre l'angle médial de la scapula et T8
Deltoïde antérieur (DA)	Flexion du bras résistée à 90° d'élévation	Antérieur à l'acromion, à une distance équivalente à la largeur d'un doigt
Deltoïde médian (DM)	Abduction du bras résistée à 90° d'élévation	La partie la plus bombée entre l'acromion et l'épicondyle latéral de l'humérus
Deltoïde postérieur (DP)	Extension résistée du bras alors que le sujet est couché sur le ventre avec l'épaule à 90° d'abduction	Postérieur à l'acromion, à une distance équivalente à la largeur de deux doigts
Biceps (chef long) (BL)	Flexion résistée du coude lorsque ce dernier est fléchi à 90°, main en supination	Tiers inférieur d'une ligne parcourant la partie médiale de l'acromion et la fosse cubitale
Triceps (chef long) (TL)	Extension résistée du coude alors que ce dernier est fléchi à 90°	Mi-chemin entre la crête postérieure d'une droite reliant l'acromion et l'olécrane, à deux largeurs de doigt médial à cette ligne
Grand dorsal (GD)	Adduction résistée du bras alors que le coude est fléchi et le bras est à 90° d'abduction	Pli axillaire postérieur directement latéral à l'angle inférieur de la scapula
Grand pectoral (chef sternal) (GP)	Adduction horizontale du bras résistée lorsque le sujet est couché sur le dos	3.5 cm médial à la ligne axillaire antérieure

ANNEXE C : Noms, types et positions des repères cutanés placés sur la peau des sujets

Tableau 16: Noms, types et positions des repères cutanés placés sur la peau des sujets

Marqueurs	Type	Position
ASISl	Anatomique	Épine iliaque antéro-supérieure gauche
ASISr	Anatomique	Épine iliaque antéro-supérieure droite
PSISl	Anatomique	Épine iliaque postéro-supérieure gauche
PSISr	Anatomique	Épine iliaque antéro-postérieure droite
STERr	Technique	Côté droit du sternum
STERl	Technique	Côté gauche du sternum
STER	Technique	Centre du sternum
XIPH	Technique	Processus xiphoïde
T1	Technique	Processus épineux de la vertèbre T1
T10	Technique	Processus épineux de la vertèbre T10
CLAV_SC	Anatomique	Articulation sterno-claviculaire
CLAVm	Technique	Partie médiale de la clavicule
CLAVant	Technique	Convexité antérieure de la clavicule
CLAVpost	Technique	Convexité postérieure de la clavicule
CLAVl	Technique	Bord latéral de la clavicule
CLAV_AC	Anatomique	Articulation acromio-claviculaire : Tubérosité acromiale
ACRO_tip	Technique	Acromion
SCAP_AA	Technique	Angle acromial
SCAP_CP	Anatomique	Processus coracoïde
SCAPl	Technique	Partie latérale de l'épine scapulaire
SCAPm	Technique	Milieu de l'épine scapulaire
SCAP_RS	Anatomique	Bord médial de l'épine scapulaire
SCAP_IA	Anatomique	Angle inférieur de la scapula
SCAP_SA	Anatomique	Angle supérieur de la scapula
DELT	Technique	Tubérosité deltoïdienne
ARMm	Technique	Point milieu entre l'acromion et l'olécrane, face médiale du bras, entre les deux chefs du biceps
ARMI	Technique	Entre les chefs latéral et médian du triceps, face latérale du bras
ARMp_up	Technique	Entre les chefs médial et médian du triceps, face postérieure du bras
ARMp_do	Technique	Sur la face postérieure du bras, près du coude, sous le ARMp_up
EPICm	Anatomique	Épicondyle médial
EPICl	Anatomique	Épicondyle latéral
LARMI	Technique	Bord latéral de l'avant-bras, près du coude
LARMm	Technique	Face antérieure de l'avant-bras, près du coude
LARMelb	Technique	Base de l'olécrane
LARMant	Technique	Bord latéral de l'avant-bras, sous le LARMI

ANNEXE D : Mouvements fonctionnels réalisés pour la localisation des centres articulaires à partir de la méthode SCoRE

Tableau 17: Mouvements fonctionnels réalisés pour la localisation des centres articulaires à partir de la méthode SCoRE

Articulation	Mouvements (trois répétitions de chaque mouvement)
1) Pelvis-thorax	<ul style="list-style-type: none"> - Flexion latérale (pas de torsion du tronc). - Rotation du tronc, en gardant le bassin immobile. - Circumduction du tronc (les épaules décrivent un cercle alors que les hanches restent immobiles).
2) Sterno-claviculaire (SC)	<ul style="list-style-type: none"> - Hausser les épaules avec la paume orientée vers la cuisse. - Rétraction/protraction : main position neutre, bras à l'horizontal, glissement antéro-postérieur de l'épaule. - Rotations interne/externe de l'épaule. - Mouvement horizontal du bras en extension, main à mi-distance entre le nombril et la poitrine. Bouger de gauche à droite avec grandes amplitudes.
3) Acromio-claviculaire (AC)	<ul style="list-style-type: none"> - Même mouvement que GH mais de pleine amplitude. - Protraction/rétraction et haussement de l'épaule.
4) Gléno-humérale (GH)	<ul style="list-style-type: none"> - Élévation à chaque plan de 45° à partir de flexion. - Amplitude max. de 90° (ne pas dépasser l'épaule). - Circumductions (horaire et antihoraire) ne dépassant pas l'horizontale. - Position de départ : coude à 90°, légère abduction et flexion de l'épaule.
5) Coude (Flexion/extension)	<ul style="list-style-type: none"> - Faire attention pour ne pas créer de rotation de l'humérus et éviter pronation/supination de l'avant-bras. - Flexion/extension du coude.
6) Coude (Prosupination)	<ul style="list-style-type: none"> - Même position de départ que pour la flexion/extension du coude. - Pronation/supination de l'avant-bras.
7) Poignet	<ul style="list-style-type: none"> - Même position de départ que pour EL. - Rotations horaire et anti-horaire du poignet.