

Examen de synthèse pré-doctoral

Question 1

Romain Martinez

Été 2018

Table des matières

1 Troubles musculo-squelettiques de l'épaule en manutention	1
1.1 Contexte	1
1.2 Mécanismes de blessure à l'épaule	2
1.3 Facteurs de risques de blessures à l'épaule	2
1.4 Outils d'analyse en biomécanique occupationnelle	3
2 Modélisation musculo-squelettique	4
2.1 Contexte	4
2.2 Composition d'un modèle musculo-squelettique	5
2.3 L'approche directe	7
2.4 L'approche inverse	8
3 Limites de la modélisation musculo-squelettique en ergonomie	9
3.1 Limites générales	9
3.2 Limites spécifiques à l'approche directe	11
3.3 Limites spécifiques à l'approche inverse	12
3.4 Limites spécifiques à la manutention au-dessus des épaules	14
3.4.1 Limites de nos collectes de données	15
4 Bibliographie	17

Question du Dr Mickael Begon :

Faites une analyse critique de l'usage de la modélisation musculo-squelettique en manutention/ergonomie.

Quelles sont les limites des modèles utilisés ?

Que recommandez-vous (complexité des modèles musculaires, résolution directe vs inverse, présence ou non d'EMG, etc.) pour la manutention au-dessus des épaules et quelles sont, pour ce faire, les limites de vos collectes de données ?

1 Troubles musculo-squelettiques de l'épaule en manutention

RÉSUMÉ

Dans cette section, nous dressons le portrait des troubles musculo-squelettique de l'épaule et nous décrivons les principaux mécanismes de blessures sous-jacents et les facteurs de risques associés. Nous évoquons quelques outils d'analyse en biomécanique occupationnelle utilisés pour tenter de réduire l'incidence de blessures à l'épaule. Enfin, nous présentons comment la modélisation musculo-squelettique peut s'inscrire dans une démarche ergonomique moderne.

1.1 Contexte

Les troubles musculo-squelettiques (TMS) sont la première cause de maladie professionnelle au Québec et environ 85% des TMS surviennent chez les travailleurs manuels (Aptel et St-Vincent 2008). Parmi la main d'oeuvre québécoise, 63% des travailleurs ressentent des douleurs musculo-squelettique et environ les trois quarts estiment que ces douleurs sont attribuables à leur travail (Stock et al. 2011). Après les maux de dos (43% des cas), les douleurs d'épaules (13% des cas) sont la première cause de TMS chez les travailleurs (Grieve et Dickerson 2008; Kolstrup 2012). La prévalence auto-rapportée sur 12 mois des TMS affectant la région de l'épaule atteint par exemple 35% en Europe (Urwin et al. 1998; Luime et al. 2004; Buckle et Devereux 2002). Les TMS de l'épaule représentent donc un problème de santé publique (Fallentin et al. 2001; Michel et al. 2010), d'autant plus que ceux-ci représentent l'atteinte la plus sévère en terme de jours de travail perdus (Silverstein, Viikari-Juntura, et Kalat 2002; Duguay et al. 2012). La forte prévalence de blessures dans la région de l'épaule est la conséquence de la complexité musculo-squelettique de cette articulation.

1.2 Mécanismes de blessure à l'épaule

L'épaule est l'articulation la plus complexe et la plus mobile du corps humain. Malheureusement, cette mobilité expose l'épaule à une grande instabilité (Veeger et Helm 2007; Vecchio et al. 1995). En effet, la stabilité de la tête humérale est assurée seulement par quelques structures passives (*e.g.* ligaments) et actives (*e.g.* muscles de la coiffe des rotateurs) (Labriola et al. 2005). Cette instabilité devient problématique lors de chocs violents, de gestes répétitifs ou rapides (Labriola et al. 2005).

Les lésions de la coiffe des rotateurs (composée des muscles sous-scapulaire, infra-épineux, petit rond et supra-épineux) représentent la cause la plus commune de douleurs et de handicap dans la région de l'épaule (Rijn et al. 2010). Ces lésions touchent près de 20% de la population, avec une prévalence qui augmente avec l'âge (Yamamoto et al. 2010). Le principal mécanisme qui explique cette blessure est lié à la diminution de l'espace sous-acromial. Cet espace est particulièrement réduit lors d'une élévation humérale supérieure à soixante degrés, entraînant alors un coincement du muscle supra-épineux. À terme, l'irritation et l'inflammation du muscles supra-épineux aboutit souvent à une déchirure de celui-ci. Il convient donc de limiter les levers de charges au dessus du niveau des épaules (Svendson et al. 2004). Dans un contexte ergonomique, plusieurs autres facteurs de risques sont avancés par la littérature.

1.3 Facteurs de risques de blessures à l'épaule

Les facteurs de risques associés avec les blessures à l'épaule sont divisés en deux catégories—les facteurs de risques internes et externes (Sjøgaard et al. 1995). Les facteurs de risques individuels, tels que l'âge (Yamamoto et al. 2010; Cassou et al. 2002; Roldán-Jiménez et Cuesta-Vargas 2016), le sexe (Côté 2012) ou le niveau d'activité (Miranda et al. 2001), sont définis comme des facteurs internes. Un ergonomiste aura davantage de contrôle sur les facteurs de risques externes. Ceux-ci peuvent être associés aux facteurs qui influencent la tâche comme le travail répétitif, le lever de charges lourdes, une hauteur de travail au-dessus des épaules ou une posture non adaptée (Bernard 1997; Grieve et Dickerson 2008; Latko et al. 1999; Winkel et Westgaard 1992). Une approche ergonomique tentera de modifier ces facteurs externes pour réduire l'incidence et le coût des TMS (Lavender et Rajulu 1995). C'est principalement la biomécanique occupationnelle qui a permis d'identifier ces facteurs de risques, de développer des outils ergonomiques et d'émettre des recommandations.

1.4 Outils d'analyse en biomécanique occupationnelle

La plupart des ergonomes utilisent des questionnaires ou des outils basés sur des postures statiques. L'équation du *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH), le questionnaire RULA (McAtamney et Nigel Corlett 1993) ou les recommandations de charges maximales émises par Snook et Ciriello (1991) sont ainsi utilisés pour évaluer des conditions de travail (Pascual et Naqvi 2008). Cependant, ces outils s'avèrent insuffisants pour quantifier les contraintes musculo-squelettiques, notamment parce qu'ils sont basés sur des mesures indirectes obtenues sur des cas isolés (McAtamney et Nigel Corlett 1993; Steven Moore et Garg 1995; Latko et al. 1999) et en conditions statiques (Garg et Kapellusch 2009). Les ergonomes et les professionnels de la sécurité au travail ont besoin de meilleurs outils d'analyse pour évaluer la contrainte musculo-squelettique d'une tâche de travail. Une connaissance préalable de la force musculaire et des niveaux de charge spécifiques permettrait de prévenir de manière proactive les troubles de l'épaule (Herberts et al. 1984), mais également de permettre aux cliniciens de mieux comprendre les mécanismes de la blessure à l'épaule et à améliorer le traitement.

La modélisation musculo-squelettique permet une quantification non invasive et objective de la contrainte physique. Les moments articulaires et les forces musculaires fournies par la modélisation musculo-squelettique sont des informations précieuses dans la conception d'un poste de travail. Ces informations peuvent être calculées expérimentalement ou simulées sans recourir à des travailleurs. En raison de sa complexité, la modélisation musculo-squelettique est peu intégrée dans les analyses ergonomiques (Dickerson, Chaffin, et Hughes 2007). Cependant, les récents progrès en modélisation musculo-squelettiques, la disponibilité de nouveaux outils et l'essor des systèmes informatiques permettront certainement de démocratiser ces techniques en biomécanique occupationnelle.

CONCLUSION

Dans cette section, nous avons décrit la forte incidence de TMS à l'épaule chez les manutentionnaires, surtout concernant la rupture de la coiffe des rotateurs. Cette blessure est principalement causée par l'irritation du supra-épineux lors de la diminution de l'espace sous-acromial. Nous avons également exposé les limites des outils classiquement utilisés lors d'intervention ergonomique et émis le besoin de techniques d'analyse plus complètes. En estimant les moments articulaires et les forces musculaires, la modélisation musculo-squelettique apparaît comme un choix judicieux.

2 Modélisation musculo-squelettique

RÉSUMÉ

Dans cette section, nous introduisons la modélisation musculosquelettique et les concepts sur lesquels ce travail s'appuie. Nous présentons d'abord un contexte général et les éléments qui composent un modèle. Puis nous abordons plus spécifiquement l'approche directe et l'approche inverse.

2.1 Contexte

Aujourd'hui, la modélisation est utilisée dans la majorité des domaines scientifiques. En biomécanique le nombre de publications portant sur la modélisation et la simulation musculo-squelettique augmente exponentiellement depuis les années 1980 (Fig. 1).

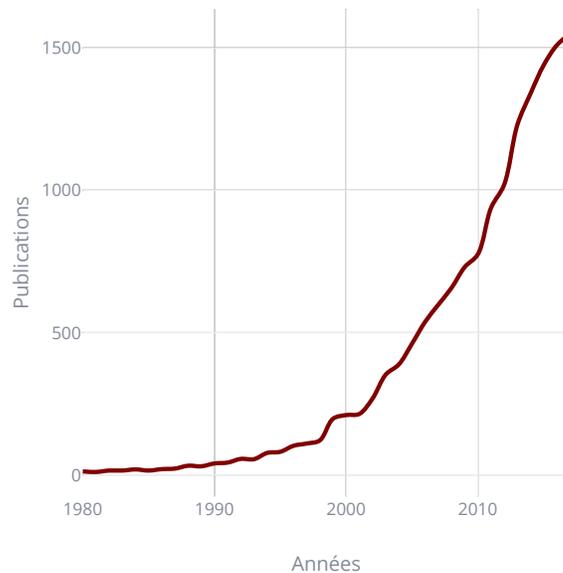


Figure 1 – Publications par année en lien avec la modélisation ou la simulation musculo-squelettique entre les années 1980 et 2017.

D'un point de vue de la biomécanique, le corps humain peut être associé à un système composé de segments connectés par des articulations et mobilisés par des muscles. Les contraintes musculaires, osseuses et articulaires ne peuvent être mesurées de façon directe et non invasive (Bergmann et al. 2007; Finni, Komi, et Lepola 2000; Finni, Komi, et Lukkariniemi 1998). Ces variables sont cependant essentielles pour comprendre les principes fondamentaux du mouvement humain, concevoir des dispositifs d'assistance ou effectuer une intervention ergonomique. Les modèles numériques permettent d'estimer ces valeurs (Dao 2016) à partir de données expérimentales ou simulées. Les modèles numériques sont des représentations simplifiées d'un système ou d'un phénomène, généralement présentés sous une forme mathématique. Les équations qui les composent sont dérivées des lois physiques et biologiques et permettent de résoudre des problèmes complexes. Ainsi, tandis que les ergonomes ont besoin des modélisateurs pour obtenir les contraintes musculo-squelettiques internes, les modélisateurs ont besoin des ergonomes pour acquérir les données ou tester les résultats. Cette interdépendance permettrait de faire avancer la science du mouvement et, ultimement, réduire l'incidence de TMS au travail.

2.2 Composition d'un modèle musculo-squelettique

La génération d'un mouvement commence avec une commande neurale envoyée jusqu'au muscle. Le muscle est alors activé et génère une force qui produit un moment articulaire afin d'accélérer nos membres et réaliser un mouvement. C'est ce processus, ici simplifié, que nous tentons de formaliser dans un modèle musculo-squelettique. Des ensembles de corps rigides, d'articulations et de générateurs de force composent la plupart des modèles et interagissent pour modéliser le mouvement.

Pour modéliser la dynamique des segments corporels, les modèles par éléments finis sont minoritaires (Webb, Blemker, et Delp 2014; Zheng et al. 2017) et c'est l'hypothèse de corps rigide qui est majoritairement utilisée en biomécanique. Selon cette hypothèse, chaque segment est considéré comme indéformable et le comportement dynamique est défini par la masse, le centre de masse et le tenseur d'inertie. Un système de coordonnées local est associé à chacun des segments.

En plus du système de coordonnées propre à chaque segment, un système de coordonnées est également associé à chaque articulation du modèle. L'articulation est ensuite formée en alignant les systèmes de coordonnées des segments parents et enfants. Il est ensuite nécessaire de définir les degrés de liberté qui vont définir les mouvements possibles pour chacune des articulations. Ces degrés de liberté vont déterminer les matrices de rotations entre les systèmes de coordonnées parents et enfants, et donc l'orientation relative de chaque segment.

Une fois notre modèle de corps rigides et d'articulations construit, il est nécessaire d'y ajouter des

générateurs de forces pour pouvoir l'articuler. Les muscles sont les principaux générateurs de forces dans les modèles. Pour modéliser la géométrie musculaire, nous utilisons des chemins musculaires unidimensionnels (*i.e.* une ligne), reliant l'origine et l'insertion du muscle. Ces lignes sont souvent combinées avec des points fixes et des formes géométriques pour former des chemins musculaires physiologiques. Ce chemin musculaire va déterminer le bras de levier du muscle qui détermine finalement comment la force musculaire est convertie en moment articulaire (Éq. 1).

$$\text{moment articulaire} = \text{force musculaire} \times \text{bras de levier musculaire} \quad (1)$$

Pour modéliser la génération de force musculaire, le modèle musculo-tendineux de Hill est souvent utilisé (Fig. 2). Ce modèle est basé sur les courbes normalisées de force-vitesse et force-longueur, ainsi que sur les propriétés passives des muscles (Zajac 1989). Le modèle de Hill inclut plusieurs paramètres dont la force maximale isométrique, la section transverse des muscles (PCSA), l'angle de pennation α , la longueur musculaire optimale, la vitesse de raccourcissement maximale et la longueur du tendon. Ces paramètres sont généralement déterminés à partir d'un modèle générique basé sur des mesures animales ou cadavériques (Van Campen et al. 2014; Horsman et al. 2007).

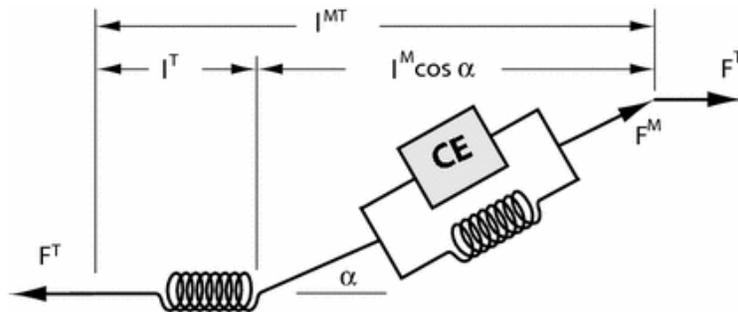


Figure 2 – Modèle musculaire générique de Hill formé d'une composante active (CE), d'une composante élastique en série et d'une composante élastique en parallèle.

L'ensemble des paramètres décrit dans cette section définissent la *dynamique musculo-tendineuse* (comment les muscles génèrent une force), la *géométrie musculo-squelettique* (comment les forces musculaires sont converties en moment articulaire) et la *dynamique articulaire* (comment les moments articulaires sont convertis en mouvement). Ces trois étapes peuvent être utilisées dans le sens « direct » (de la commande neurale jusqu'au mouvement) ou dans le sens « inverse » (du mouvement à la commande neurale).

2.3 L'approche directe

L'approche directe (Fig. 3) estime les mouvements qui résultent de l'application de forces et de moments spécifiques (Pandy 2001). Les équations dynamiques décrivant les composantes du modèle peuvent ainsi être intégrées dans le temps pour générer un mouvement simulé.

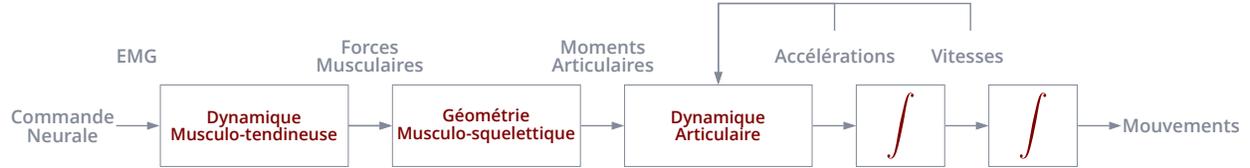


Figure 3 – Modélisation musculo-squelettique en approche directe.

Les données d'entrée typiques sont les excitations musculaires ou les moments articulaires, et les paramètres inertiels. Les excitations musculaires sont déterminées à partir de données électromyographiques (EMG) avec une étape de *dynamique d'activation*, permettant de simuler le délai électromécanique entre la réception du potentiel d'action et la contraction musculaire (Cavanagh et Komi 1979). La dynamique musculo-tendineuse permet ensuite de déterminer les forces musculaires (à l'aide du modèle musculaire de Hill). Puis, les moments articulaires sont calculés par la géométrie musculo-squelettique et l'équation 2 où la matrice jacobienne des longueurs musculaires $l_{muscles}$ est multipliée aux forces musculaires $F_{muscles}$.

$$\tau_{muscles}(q, \dot{q}, a) = -\frac{\partial l_{muscles}}{\partial q} F_{muscles}(q, \dot{q}, a) \quad (2)$$

Enfin, les accélérations des segments \ddot{q} sont déterminées à partir du principe fondamental de la dynamique (Éq. 3), impliquant la matrice de masse M , les moments articulaires τ , le vecteur des effets non linéaires N , la matrice des effets de la gravité G et les forces de contact C . Les vitesses et les orientations articulaires peuvent ensuite être obtenues par intégration.

$$\ddot{q} = M(q)^{-1} \left(\tau + C^t \lambda - N(q, \dot{q}) - G(q) \right) \quad (3)$$

2.4 L'approche inverse

L'approche inverse (Fig. 4) estime les forces et moments qui ont provoqué un mouvement observé (Pandy 2001). Un mouvement connu peut être utilisé dans une analyse inverse pour mieux comprendre la coordination musculaire et les forces impliquées dans la génération de ce mouvement.

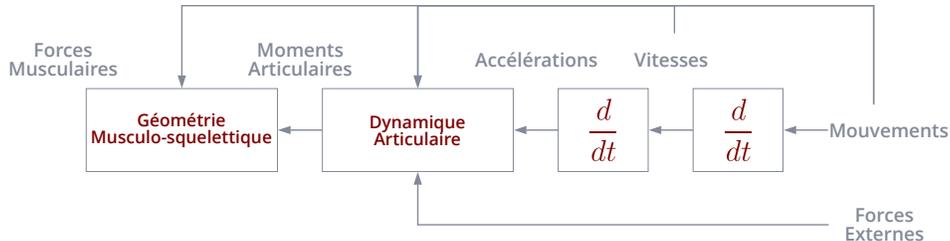


Figure 4 – Modélisation musculo-squelettique en approche inverse.

Les données d'entrée typiques sont la cinématique articulaire, les forces externes et les paramètres inertiels. La cinématique articulaire est obtenue à partir d'un système de caméras optoélectroniques (type VICONTM) et des marqueurs placés directement sur la peau (Cappozzo et al. 2005). Ces marqueurs sont également placés sur le modèle de corps rigides. La *cinématique inverse* va, à chaque instant, calculer les orientations segmentaires qui positionnent le modèle dans une posture qui minimise la distance entre les marqueurs expérimentaux et les marqueurs du modèle de corps rigides. Ce problème d'optimisation non linéaire est généralement résolu par optimisation globale (Lu et O'Connor 1999) ou filtre de Kalman (Cerveri, Pedotti, et Ferrigno 2003). Le problème d'optimisation globale peut être formulé par l'équation 4, où l'on définit les orientations segmentaires q qui minimisent l'erreur entre les marqueurs prédits P_m et les marqueurs expérimentaux E_m .

$$\min_q \sum_{m=1}^{n_m} \frac{1}{2} \|P_m(q) - E_m\|^2 \quad (4)$$

Les vitesses et les accélérations segmentaires peuvent être obtenues par dérivés successives. Les moments articulaires peuvent ensuite être déterminés à partir du principe fondamental de la dynamique (Éq. 5).

$$\tau = M(q)\ddot{q} + N(q, \dot{q}) + G(q) - C^t \lambda \quad (5)$$

La dernière étape d'une simulation inverse consiste à estimer les forces musculaires à partir de la géométrie musculo-squelettique. Cette étape est complexe, car le nombre de muscles est supérieur au

nombre d'articulations. L'*optimisation statique* répartie les forces musculaires afin que les moments articulaires calculés à partir de l'équation 5 correspond aux moments articulaires calculés à partir de l'équation 2.

CONCLUSION

Dans cette section, nous avons d'abord énoncé la popularité des modèles musculo-squelettique. Puis, nous avons présenté les éléments principaux d'un modèle: les corps rigides, les articulations et les générateurs de force. Les paramètres de ces éléments définissent comment les muscles génèrent une force, comment les forces musculaires sont converties en moment articulaire et comment les moments articulaires sont convertis en mouvement. Enfin, nous avons décrit l'approche directe qui permet d'estimer un mouvement à partir de contraintes musculo-squelettiques et l'approche inverse qui permet d'estimer les contraintes musculo-squelettiques à partir d'un mouvement.

3 Limites de la modélisation musculo-squelettique en ergonomie

RÉSUMÉ

Dans cette section, nous introduisons les différentes limites de la modélisation musculo-squelettiques. Nous présentons d'abord les limites généralement applicables à la modélisation, puis les limites plus spécifiques aux approches directe et inverse. Enfin, nous abordons les limites à prendre en compte lorsque l'on modélise une tâche de manutention au-dessus des épaules.

3.1 Limites générales

Le développement d'un modèle numérique du corps humain est un grand défi scientifique. Pour s'en approcher, de nombreuses hypothèses sont formulées dans le développement de modèles musculo-squelettiques—dont certaines sont basées sur des preuves expérimentales limitées. De multiples phénomènes biologiques sont ainsi simplifiés, voir ignorés. Ces limitations doivent être reconnues lors de la diffusion de résultats, et scientifiques et praticiens doivent discuter des impacts potentiels de ces simplifications. La plupart des modélisateurs en sont conscients et le consensus actuel en

biomécanique est qu'il reste encore un écart considérable entre les modèles et la réalité biologique. Il existe un continuum entre les modèles les plus simples (*e.g.* un centre de masse) et les plus complexes (*e.g.* environ 200 os, 350 articulations et 650 muscles). L'une des principales difficultés est de déterminer la complexité du modèle que l'on souhaite construire ou utiliser. D'une part, les modèles basiques sont rapides et faciles à interpréter. Cependant, ils diffèrent souvent des systèmes réels. D'une autre part, les modèles complexes permettent de fournir plus d'informations et il est plus facile de faire des liens avec les systèmes réels. Cependant, le coût de calcul et les exigences de calibration et de validation augmentent avec la complexité du modèle. Il est recommandé d'éliminer la complexité du modèle non requise pour répondre à la question de recherche (Hicks et al. 2015).

Quel que soit leur niveau de complexité, les modèles musculo-squelettiques comportent de multiples paramètres. Ces derniers, qu'ils soient musculo-tendineux, inertiels ou anthropométriques conditionnent les résultats obtenus lors des différentes étapes de la modélisation. En tant qu'utilisateur de modèles musculo-squelettiques, ces paramètres sont souvent déterminés préalablement à partir d'imagerie, de mesures cadavériques ou animales pour créer un modèle complet générique (Zatsiorsky 1983; McConville et al. 1980). Ce modèle standard est ensuite mis à l'échelle afin que les différents paramètres qui le composent s'ajustent à l'anthropométrie de notre participant. Cette étape est décisive pour obtenir des résultats valides. Consistant en une simple régression, la personnalisation du modèle n'est cependant pas optimale car elle considère que la distribution des paramètres segmentaires et musculaires est uniforme, quels que soient l'âge, la condition physique et le sexe. Il est ainsi recommandé de choisir un modèle générique qui représente la même population que notre échantillon de participants. Dans le cas où le modèle générique n'est pas représentatif de notre échantillon, une modélisation par imagerie ou mesures anthropométrique est recommandée.

Même si la personnalisation du modèle est correctement réalisée, certains paramètres resteront approximatifs. C'est notamment le cas des paramètres musculo-tendineux. Par exemple, les longueurs et vitesses optimales incluses dans le modèle de Hill sont supposées constantes dans l'ensemble du muscle, ce qui n'est pas le cas en réalité (Blemker et al. 2007; Blemker et Delp 2005) et les effets de l'âge et la fatigue sont ignorés. Il est possible de cibler les paramètres qui influencent le plus notre modèle avec des études de sensibilité, comme les méthodes de Monte-Carlo (Valero-Cuevas, Johanson, et Towles 2003).

Sachant que les modèles incluent des hypothèses et des approximations, il est important que chaque simulation soit testée pour établir ses limites. Il est de la responsabilité de l'utilisateur de s'assurer que le modèle a été vérifié (*i.e.* résoudre les équations correctement) et validé (*i.e.* résoudre les bonnes équations). Même si le modèle a été précédemment validé, il n'est pas nécessairement valide pour notre application. En tant qu'utilisateur, vérifier et valider son modèle constitue souvent l'étape

la plus complexe d'une application en modélisation musculo-squelettique. C'est un processus qui nécessite généralement plusieurs itérations et requiert de s'assurer que les résultats respectent les lois de la physique et concordent avec d'autres jeux de données indépendants. Hicks et al. (2015) décrivent les principales recommandations concernant la validation et la vérification d'un modèle musculo-squelettique. Celles-ci sont résumées dans les tableaux 1 et 2 pour les approches directe et inverse, respectivement. Même s'il est personnalisé, vérifié et validé, un modèle comportera toujours des incertitudes. Lors de la publication, il convient de décrire les limites du modèle et considérer les résultats avec scepticisme.

3.2 Limites spécifiques à l'approche directe

Les atouts de l'approche directe sont nombreux. Intrinsèquement prédictive, l'approche directe n'est pas limitée aux données expérimentales disponibles et les données peuvent être simulées. Cette technique est particulièrement intéressante en ergonomie puisqu'elle permet d'étudier les différents facteurs de risque physiques, sans recourir à des tests humains. De plus, en spécifiant une fonction objective d'intérêt (*e.g.* minimiser le cout énergétique), l'objectif de la tâche peut être directement représenté. Malgré ses qualités, l'approche directe est rarement utilisée en biomécanique occupationnelle en raison d'une complexité numérique bien supérieure à l'approche inverse (Pandy 2001). Quand les données ne sont pas simulées, l'approche directe nécessite des activations musculaires basées sur des signaux EMG expérimentaux. Ces signaux sont souvent affectés par du bruit et des erreurs de mesure (Chowdhury et al. 2013). En effet, de nombreux facteurs influencent l'enregistrement de signaux EMG, comme l'isolation électrique, l'électrode utilisée, l'épaisseur et l'impédance de la peau ou le *cross-talk* musculaire. Ces différents facteurs influencent l'ensemble des variables prédites par l'approche directe. Les pratiques de validations de l'approche directe recommandées par la littérature (Hicks et al. (2015)) sont résumées dans le tableau 1.

Table 1 – Résumé des dépendances et des pratiques de validations pour les variables générées par une approche directe (adapté de Hicks et al. (2015)).

Variables	Dépendances	Pratiques de validation
Activation musculaire	EMG ou modèle de contrôle; dynamique d'activation	Les activations musculaires concordent temporellement et qualitativement aux signaux EMG expérimentaux

Variables	Dépendances	Pratiques de validation
Force musculo-tendineuse	Activation musculaire ; modèle musculo-tendineux	Les longueurs et vitesses musculaires concordent (± 2 écarts-types) avec des données d'imagerie médicale
Moment et force de contact	État initial ou actuel du modèle ; modèle de contraintes	Les moments et les forces de contact concordent (± 2 écarts-types) avec des données expérimentales
Moment articulaire	Forces musculo-tendineuses ; forces de contact ; modèle d'articulations ; géométrie musculaire	Les moments articulaires concordent (± 2 écarts-types) avec des données expérimentales
Cinématique articulaire	État initial ou actuel du modèle ; modèle d'articulations	La cinématique articulaire concorde (± 2 écarts-types) avec des données expérimentales

3.3 Limites spécifiques à l'approche inverse

L'approche inverse est la technique de modélisation la plus utilisée en biomécanique occupationnelle. Elle requiert la formulation de moins d'hypothèses et permet d'obtenir des solutions plus rapidement que l'approche directe, en générant des résultats parfois similaires (Anderson et Pandy 2001). Les données d'entrée sont relativement communes en biomécaniques (*i.e.* cinématique et forces externes), mais sont typiquement soumises à de nombreuses erreurs de mesure et d'estimation (Leardini et al. 2005). Comme la précision des résultats de l'approche inverse est fortement conditionnée aux données d'entrée (Pàmies-Vilà et al. 2012; Silva et Ambrósio 2004), une attention particulière est recommandée quant à la qualité des données, du traitement du signal et de la mise à l'échelle.

La cinématique articulaire est considérée comme le paramètre ayant le plus d'influence sur la prédiction de forces musculaires physiologiques (Valero-Cuevas, Johanson, et Towles 2003), notamment parce que les vitesses et les accélérations propagent les erreurs de mesures. Les erreurs de mesures peuvent provenir, en ordre de grandeur, d'erreurs systématiques du système de mesure (*e.g.* autour de 1 mm pour les systèmes optoélectroniques standard selon Chiari et al. (2005)), d'occlusions de marqueurs expérimentaux (Leardini et al. 2005) et d'artéfacts de tissus mous (Leardini et al. 2005). Pour minimiser les erreurs de reconstructions cinématique, L'utilisation d'angles d'Euler et de Cardan

et l'application des recommandations de l'*International Society of Biomechanics* (Wu et al. 2005) sont suggérées lors de la création du modèle cinématique. Les centres et les axes de rotation doivent également être correctement positionnés (Piazza et Cavanagh 2000; Reinbolt et al. 2007). Pour cela, un mélange entre les techniques anatomique (Leva 1996) et fonctionnelle (Ehrig et al. 2006, 2007) est préconisé. Dans leur revue de littérature sur l'optimisation cinématique, Begon, Andersen, et Dumas (2018) préconisent de comparer les données cinématiques prédites à celles déjà disponibles dans la littérature, d'évaluer la répétabilité et la fiabilité de la méthode pour les applications cliniques et de tester la robustesse du modèle et de la méthode en évaluant la sensibilité de la cinématique articulaire à des paramètres géométriques et numériques. Les pratiques de validations de l'approche inverse recommandées par la littérature (Hicks et al. 2015) sont également présentées dans le tableau 2.

Concernant la dynamique inverse, les paramètres inertiels de chaque segment doivent être précisément déterminés (Pearsall et Costigan 1999) pour éviter des erreurs lors de l'estimation des moments articulaires. Cependant, ces paramètres sont difficiles à mesurer et sont généralement estimés à partir d'un modèle générique. Une fois effectuée, la dynamique inverse fournit des moments articulaires nets. Un moment articulaire net faible peut provenir d'une activation minimale ou d'une activation de deux muscles antagonistes. Les co-contractions sont donc difficiles à évaluer, d'autant plus qu'elles sont négligées par l'optimisation statique (Heintz et Gutierrez-Farewik 2007). Il convient donc d'interpréter les résultats d'une optimisation statique avec précaution, car les co-contractions musculaires sont essentielles pour assurer la stabilité articulaire (Hirokawa et al. 1991). Le choix d'une fonction objective pour l'optimisation statique est également controversé (Erdemir et al. 2007), bien que la plupart des études minimisent les activations musculaires.

Table 2 – Résumé des dépendances et des pratiques de validations pour les variables générées par une approche inverse (adapté de Hicks et al. (2015)).

Variables	Dépendances	Pratiques de validation
Cinématique articulaire	Modèle articulaire ; modèle de marqueurs ; traitement de données	La différence entre les marqueurs prédits et expérimentaux est similaire avec l'erreur de mesure ; la cinématique concorde (± 2 écarts-types) avec des données publiées

Variables	Dépendances	Pratiques de validation
Moment articulaire	Cinématique articulaire ; paramètres inertiels ; forces externes	Les moments articulaires concordent (± 2 écarts-types) avec des données publiées
Longueur et vitesse musculaire	Cinématique articulaire ; géométrie musculaire ; modèle articulaire	La cinématique musculaire est concorde avec des données IRM
Force et activation musculaires	Cinématique articulaire ; moments articulaires ; fonction objective ; modèle musculaire ; modèle articulaire	Les activations musculaires concordent temporellement et qualitativement aux signaux EMG expérimentaux (+100 ms de délai)
Force de réaction	Cinématique articulaire ; moments articulaires ; forces musculaires ; paramètres inertiels ; géométrie musculaire	Les forces de réaction concordent (± 2 écarts-types) avec des données expérimentales (<i>i.e.</i> prothèse instrumentée)

3.4 Limites spécifiques à la manutention au-dessus des épaules

Les chercheurs en biomécanique occupationnelle sont désormais en mesure d'établir des relations de cause à effet entre les contraintes musculo-squelettiques et les mouvements du corps. La simulation d'une tâche dans des conditions de laboratoire permet un contrôle pratique des facteurs affectant le comportement moteur, tels que l'organisation du travail et l'environnement physique. La majorité des études de modélisation en ergonomie génèrent une simulation de dynamique inverse à partir d'une cinématique expérimentale. La réalisation d'une analyse en approche directe sera généralement, sinon toujours, plus complexe que l'utilisation de la dynamique inverse. Ainsi, nous recommandons d'utiliser une approche inverse si la question de recherche le permet. Certaines investigations nécessitent cependant l'approche directe, comme la prédiction de mouvement optimal (Hiley, Jackson, et Yeadon 2015), la conception de poste de travail prototype (Pontonnier et al. 2014) ou l'examen de l'effet de certains paramètres physiologiques (Arnold et al. 2013). Une analyse en approche directe est d'autant plus complexe pour des tâches de manutention au-dessus des épaules car l'épaule est constituée de nombreux muscles profonds, difficiles à mesurer avec des électrodes EMG de surfaces. Concernant, les limites de l'approche inverse spécifiques à la manutention au-dessus des épaules,

celles-ci concernent principalement la cinématique de l'épaule. L'anatomie de l'épaule, associée à sa grande amplitude de mouvement, rend difficile la description précise de la cinématique. Les mouvements sous-cutanés de la scapula et de la clavicule sont particulièrement difficiles à enregistrer avec des marqueurs de surface. La rotation de l'humérus est ainsi affectée de 20 à 48% par les artéfacts de tissus mous (Cutti et al. 2005). Pour limiter les erreurs de reconstruction cinématique, nous recommandons de définir une chaîne cinématique en appliquant les recommandations de l'*International Society of Biomechanics* (Wu et al. 2016). Si la question de recherche implique une cinématique précise de l'épaule, la définition d'une ellipsoïde contraignant le plan de glissement de la scapula sur le thorax est conseillée (Michaud et Begon 2016). Une contrainte de non-dislocation de l'humérus peut également servir pour s'assurer de la stabilité de l'articulation glénohumérale.

L'utilisation d'un modèle générique est généralement recommandée en biomécanique occupationnelle car elle nécessite peu d'implémentation. Nous recommandons d'utiliser des codes dynamiques multicorps existants, conçus et vérifiés par des laboratoires spécialisés, tel qu'OpenSim (Delp et al. 2007; Seth et al. 2011). OpenSim est également une plateforme permettant l'échange de modèles génériques. Pour le membre supérieur par exemple, les modèles *Stanford VA Upper Limb*, *Wu Shoulder model* (Wu et al. 2016) et *Dynamic Arm Simulator* (Chadwick et al. 2007) sont disponibles. Cependant, une attention particulière doit être portée à la mise à l'échelle lors de l'utilisation de ces modèles génériques. Une modification des forces maximales isométriques des muscles est souvent nécessaire pour ajuster le comportement musculo-tendineux.

En biomécanique occupationnelle, le but n'est pas de décrire un phénomène biologique précis, mais plutôt d'estimer les contraintes musculo-squelettiques d'une tâche de travail. Nous recommandons donc de simplifier le modèle musculo-squelettique dans la mesure du possible et de se concentrer sur la région ciblée par la question de recherche. Il est par exemple inutile de modéliser le contact du pied si l'on étudie le membre supérieur. La simplicité est aussi un avantage pour que la communauté ergonomique puisse utiliser et appliquer la modélisation musculo-squelettique dans les interventions occupationnelles. Par exemple, le développement récent de systèmes de centrales inertielles performantes et portables permet de réaliser des enregistrements cinématiques sur le lieu de travail. Celles-ci sont directement compatibles avec certains logiciels de modélisation, comme AnyBodyTM et OpenSim.

3.4.1 Limites de nos collectes de données

Dans le cadre de nos études sur les comparaisons hommes-femmes et experts-novices, nous avons collecté des données sur 100 participants (68 hommes-femmes et 32 experts-novices). Le protocole

de ces collectes de donnée a été construit pour une analyse musculo-squelettique en approche inverse. Ainsi, la cinématique et les forces externes ont été enregistrées lors des tâches de lever de caisse. Le signal électromyographique de 10 muscles de l'épaule a également été recueilli. Cependant, seulement trois muscles profonds ont été considérés (supra-épineux, infra-épineux et subscapulaire). Il est donc peu probable que nous utilisons une modélisation en approche directe dans le futur car l'épaule est constituée de plus de muscles profonds (*e.g.* teres minor, rhomboïdes, coracobrachialis, grand rond). Les EMG peuvent cependant servir à valider les activations musculaires générées par le modèle en approche inverse.

Nos analyses préliminaires ont été réalisées avec le modèle OpenSim *Wu Shoulder model* (Wu et al. 2016). Ce modèle générique offre un compromis simplicité-complexité qui convient à notre question de recherche. Il convient de noter que la mise à l'échelle que nous effectuons est seulement basée sur quelques mesures anthropométriques (hauteur et largeur du thorax, longueur de la clavicule, hauteur et la largeur de la scapula, longueur de l'humérus, de l'avant-bras et de la main). Le modèle n'est donc pas entièrement personnalisé. Ce choix de méthode s'est opposé par le grand nombre de participants ($n = 100$).

En plus des limites décrites dans les sections précédentes, notre collecte de données implique une tâche standardisée qui n'est pas une copie exacte des situations de travail des manutentionnaires. Elle permet cependant de simuler certains facteurs de risques connus tels que le travail au-dessus des épaules, les mouvements répétitifs et le lever de charge lourde (Bernard 1997; Grieve et Dickerson 2008; Latko et al. 1999; Winkel et Westgaard 1992).

CONCLUSION

Dans cette section, nous avons d'abord énoncé les limites générales associées avec la modélisation musculo-squelettique. Celles-ci concernent surtout le choix de la complexité des modèles ainsi que la validation et la mise à l'échelle des différents paramètres musculo-tendineux et inertiels. Puis, nous avons évoqué les limites de l'approche directe, notamment en lien avec sa complexité. Les limites de l'approche inverse, quant à elles, sont davantage reliées au bruit et aux erreurs de mesures des données d'entrées. Enfin, quelques limites de l'utilisation de la modélisation musculo-squelettique en manutention au-dessus des épaules ont été décrites. La principale difficulté à surmonter est d'enregistrer une cinématique de l'épaule non bruitée et d'effectuer une mise à l'échelle adaptée.

4 Bibliographie

- Anderson, F C, et M G Pandy. 2001. « Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent ». *J. Biomech.* 34 (2): 153-61.
- Aptel, Michel, et Marie St-Vincent. 2008. « Ampleur des TMS en Europe et au Québec ». *Le 2 e congrès francophones sur les troubles musculo-squelettiques—De la recherche à l'action.*
- Arnold, Edith M, Samuel R Hamner, Ajay Seth, Matthew Millard, et Scott L Delp. 2013. « How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds ». *J. Exp. Biol.* 216 (Pt 11): 2150-60.
- Begon, Mickaël, Michael Skipper Andersen, et Raphaël Dumas. 2018. « Multibody Kinematics Optimization for the Estimation of Upper and Lower Limb Human Joint Kinematics: A Systematized Methodological Review ». *J. Biomech. Eng.* 140 (3).
- Bergmann, G, F Graichen, A Bender, M Kääh, A Rohlmann, et P Westerhoff. 2007. « In vivo glenohumeral contact forces—Measurements in the first patient 7 months postoperatively ». *J. Biomech.* 40 (10): 2139-49.
- Bernard, B B. 1997. « Musculoskeletal disorders (MSDs) and workplace factors: A critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back ». *NIOSH*, janvier, 122-34.
- Blemker, Silvia S, Deanna S Asakawa, Garry E Gold, et Scott L Delp. 2007. « Image-based musculoskeletal modeling: applications, advances, and future opportunities ». *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine* 25 (2). Wiley Online Library: 441-51.
- Blemker, Silvia S, et Scott L Delp. 2005. « Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries ». *Ann. Biomed. Eng.* 33 (5): 661-73.
- Buckle, Peter W, et J Jason Devereux. 2002. « The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders ». *Appl. Ergon.*, Fundamental Reviews in Applied Ergonomics 2002, 33 (3): 207-17.
- Cappozzo, Aurelio, Ugo Della Croce, Alberto Leardini, et Lorenzo Chiari. 2005. « Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background ». *Gait Posture* 21 (2): 186-96.

- Cassou, B, F Derriennic, C Monfort, J Norton, et A Touranchet. 2002. « Chronic neck and shoulder pain, age, and working conditions: longitudinal results from a large random sample in France ». *Occup. Environ. Med.* 59 (8): 537-44.
- Cavanagh, P R, et P V Komi. 1979. « Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions ». *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 42 (3): 159-63.
- Cerveri, P, A Pedotti, et G Ferrigno. 2003. « Robust recovery of human motion from video using Kalman filters and virtual humans ». *Hum. Mov. Sci.* 22 (3): 377-404.
- Chadwick, Edward, Dimitra Blana, Robert Kirsch, et Ton van den Bogert. 2007. « DYNAMIC ARM SIMULATOR: A REAL-TIME MODEL OF THE UPPER LIMB ». *J. Biomech.* 40 (janvier): S65.
- Chiari, Lorenzo, Ugo Della Croce, Alberto Leardini, et Aurelio Cappozzo. 2005. « Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors ». *Gait Posture* 21 (2): 197-211.
- Chowdhury, Rubana H, Mamun B I Reaz, Mohd Alauddin Bin Mohd Ali, Ashrif A A Bakar, K Chellappan, et T G Chang. 2013. « Surface electromyography signal processing and classification techniques ». *Sensors* 13 (9): 12431-66.
- Côté, Julie N. 2012. « A critical review on physical factors and functional characteristics that may explain a sex/gender difference in work-related neck/shoulder disorders ». *Ergonomics* 55 (2): 173-82.
- Cutti, Andrea Giovanni, Gabriele Paolini, Marco Troncossi, Angelo Cappello, et Angelo Davalli. 2005. « Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation ». *Gait Posture* 21 (3): 341-49.
- Dao, Tien Tuan. 2016. « Rigid Musculoskeletal Models of the Human Body Systems: a Review ». *J. Musculoskelet. Res.* 19 (03). World Scientific Publishing Co.: 1630001.
- Delp, Scott L, Frank C Anderson, Allison S Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T John, Eran Guendelman, et Darryl G Thelen. 2007. « OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement ». *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54 (11): 1940-50.
- Dickerson, Clark R, Don B Chaffin, et Richard E Hughes. 2007. « A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis ». *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 10 (6): 389-400.

- Duguay, P, A Boucher, M A Busque, P Prud'homme, et D Vergara. 2012. « Lésions professionnelles indemnisées au Québec en 2005-2007 : Profil statistique par industrie - catégorie professionnelle ». *Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail*.
- Ehrig, Rainald M, William R Taylor, Georg N Duda, et Markus O Heller. 2006. « A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints ». *J. Biomech.* 39 (15): 2798-2809.
- . 2007. « A survey of formal methods for determining functional joint axes ». *J. Biomech.* 40 (10): 2150-7.
- Erdemir, Ahmet, Scott McLean, Walter Herzog, et Antonie J van den Bogert. 2007. « Model-based estimation of muscle forces exerted during movements ». *Clin. Biomech.* 22 (2): 131-54.
- Fallentin, N, B Juul-Kristensen, S Mikkelsen, J H Andersen, J P Bonde, P Frost, et L Endahl. 2001. « Physical exposure assessment in monotonous repetitive work—the PRIM study ». *Scand. J. Work Environ. Health* 27 (1): 21-29.
- Finni, T, P V Komi, et V Lepola. 2000. « In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump ». *Eur. J. Appl. Physiol.* 83 (4 -5): 416-26.
- Finni, T, P V Komi, et J Lukkariniemi. 1998. « Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique ». *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 77 (3): 289-91.
- Garg, Arun, et Jay M Kapellusch. 2009. « Applications of biomechanics for prevention of work-related musculoskeletal disorders ». *Ergonomics* 52 (1): 36-59.
- Grieve, Jason R, et Clark R Dickerson. 2008. « Overhead work: Identification of evidence-based exposure guidelines ». *Occup. Ergonomics* 8 (1). IOS Press: 53-66.
- Heintz, Sofia, et Elena M Gutierrez-Farewik. 2007. « Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach ». *Gait Posture* 26 (2): 279-88.
- Herberts, P, R Kadefors, C Högfors, et G Sigholm. 1984. « Shoulder pain and heavy manual labor ». *Clin. Orthop. Relat. Res.*, décembre, 166-78.
- Hicks, Jennifer L, Thomas K Uchida, Ajay Seth, Apoorva Rajagopal, et Scott L Delp. 2015. « Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement ». *J. Biomech. Eng.* 137 (2): 020905.

- Hiley, Michael J, Monique I Jackson, et Maurice R Yeadon. 2015. « Optimal technique for maximal forward rotating vaults in men's gymnastics ». *Hum. Mov. Sci.* 42 (août): 117-31.
- Hirokawa, S, M Solomonow, Z Luo, Y Lu, et R D'Ambrosia. 1991. « Muscular co-contraction and control of knee stability ». *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1 (3): 199-208.
- Horsman, Klein, H F J M Koopman, F C T van der Helm, L Poliacu Prosé, et H E J Veeger. 2007. « Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity ». *Clin. Biomech.* 22 (2): 239-47.
- Kolstrup, Christina Lunner. 2012. « Work-related musculoskeletal discomfort of dairy farmers and employed workers ». *J. Occup. Med. Toxicol.* 7 (1): 23.
- Labriola, Joanne E, Thay Q Lee, Richard E Debski, et Patrick J McMahon. 2005. « Stability and instability of the glenohumeral joint: the role of shoulder muscles ». *J. Shoulder Elbow Surg.* 14 (1 Suppl S): 32S-38S.
- Latko, W A, T J Armstrong, A Franzblau, S S Ulin, R A Werner, et J W Albers. 1999. « Cross-sectional study of the relationship between repetitive work and the prevalence of upper limb musculoskeletal disorders ». *Am. J. Ind. Med.* 36 (2): 248-59.
- Lavender, Steven A, et Sudhakar L Rajulu. 1995. « Applications in ergonomics ». *Three-Dimensional Analysis of Human Movement*, 311-26.
- Lear dini, Alberto, Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce, et Aurelio Cappozzo. 2005. « Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation ». *Gait Posture* 21 (2): 212-25.
- Leva, P de. 1996. « Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data ». *J. Biomech.* 29 (9): 1231-3.
- Lu, T W, et J J O'Connor. 1999. « Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints ». *J. Biomech.* 32 (2): 129-34.
- Luime, J J, B W Koes, I J M Hendriksen, A Burdorf, A P Verhagen, H S Miedema, et J A N Verhaar. 2004. « Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review ». *Scand. J. Rheumatol.* 33 (2): 73-81.
- McAtamney, L, et E Nigel Corlett. 1993. « RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders ». *Appl. Ergon.* 24 (2): 91-99.

- McConville, John T, Charles E Clauser, Thomas D Churchill, Jaime Cuzzi, et Ints Kaleps. 1980. « Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia ». ANTHROPOLOGY RESEARCH PROJECT INC YELLOW SPRINGS OH.
- Michaud, B, et B Begon. 2016. « Thorax ellipsoid optimization based on scapula movements' area improves kinematic reconstruction of the scapula ». In *Digital Human Modeling Congress*, 26.
- Michel, C, R Arcand, H Crevier, N Dovonou, R Martin, P Pelletier, et R Phaneuf. 2010. « Portrait national des troubles musculo-squelettiques (TMS) 1998-2007: TMS sous surveillance ». *Québec: Directions de santé publique et Institut national de santé publique*. Québec.
- Miranda, H, E Viikari-Juntura, R Martikainen, E P Takala, et H Riihimäki. 2001. « A prospective study of work related factors and physical exercise as predictors of shoulder pain ». *Occup. Environ. Med.* 58 (8): 528-34.
- Pandy, M G. 2001. « Computer modeling and simulation of human movement ». *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 3: 245-73.
- Pascual, Silvia A, et Syed Naqvi. 2008. « An investigation of ergonomics analysis tools used in industry in the identification of work-related musculoskeletal disorders ». *Int. J. Occup. Saf. Ergon.* 14 (2): 237-45.
- Pàmies-Vilà, Rosa, Josep M Font-Llagunes, Javier Cuadrado, et F Javier Alonso. 2012. « Analysis of different uncertainties in the inverse dynamic analysis of human gait ». *Mechanism and Machine Theory* 58 (décembre): 153-64.
- Pearsall, D J, et P A Costigan. 1999. « The effect of segment parameter error on gait analysis results ». *Gait Posture* 9 (3): 173-83.
- Piazza, S J, et P R Cavanagh. 2000. « Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment ». *J. Biomech.* 33 (8): 1029-34.
- Pontonnier, Charles, Mark de Zee, Afshin Samani, Georges Dumont, et Pascal Madeleine. 2014. « Strengths and limitations of a musculoskeletal model for an analysis of simulated meat cutting tasks ». *Appl. Ergon.* 45 (3): 592-600.
- Reinbolt, Jeffrey A, Raphael T Haftka, Terese L Chmielewski, et Benjamin J Fregly. 2007. « Are patient-specific joint and inertial parameters necessary for accurate inverse dynamics analyses of gait? » *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54 (5): 782-93.

- Rijn, Rogier M van, Bionka Ma Huisstede, Bart W Koes, et Alex Burdorf. 2010. « Associations between work-related factors and specific disorders of the shoulder—a systematic review of the literature ». *Scand. J. Work Environ. Health* 36 (3): 189-201.
- Roldán-Jiménez, Cristina, et Antonio I Cuesta-Vargas. 2016. « Age-related changes analyzing shoulder kinematics by means of inertial sensors ». *Clin. Biomech.* 37 (août): 70-76.
- Seth, Ajay, Michael Sherman, Jeffrey A Reinbolt, et Scott L Delp. 2011. « OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange ». *Procedia IUTAM* 2: 212-32.
- Silva, Miguel P T, et Jorge A C Ambrósio. 2004. « Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data ». *Gait Posture* 19 (1): 35-49.
- Silverstein, Barbara, Eira Viikari-Juntura, et John 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 ». *Am. J. Ind. Med.* 41 (3): 149-69.
- Sjøgaard, G, O M Sejersted, J Winkel, J Smolander, K Jørgensen, R Westgaard, et Others. 1995. « Exposure assessment and mechanisms of pathogenesis in work-related musculoskeletal disorders: Significant aspects in the documentation of risk factors ». *Work & Health—scientific basis of progress in the working environment, Brussels, The Health and Safety Directorate, Commission of the European Communities*, 75-87.
- Snook, S H, et V M Ciriello. 1991. « The design of manual handling tasks: revised tables of maximum acceptable weights and forces ». *Ergonomics* 34 (9): 1197-1213.
- Steven Moore, J, et Arun Garg. 1995. « The Strain Index: A Proposed Method to Analyze Jobs For Risk of Distal Upper Extremity Disorders ». *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 56 (5). Taylor & Francis: 443-58.
- Stock, S, M Vézina, E Cloutier, K Lippel, et É Fortin. 2011. « Enquête québécoise sur des conditions de travail, d’emploi, et de santé et de sécurité du travail [EQCOTESST] ». *Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail*.
- Svendsen, S W, J P Bonde, S E Mathiassen, K Stengaard-Pedersen, et L H Frich. 2004. « Work related shoulder disorders: quantitative exposure-response relations with reference to arm posture ». *Occup. Environ. Med.* 61 (10): 844-53.
- Urwin, M, D Symmons, T Allison, T Brammah, H Busby, M Roxby, A Simmons, et 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 ». *Ann. Rheum. Dis.* 57 (11): 649-55.
- Valero-Cuevas, Francisco J, M Elise Johanson, et Joseph D Towles. 2003. « Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters ». *J. Biomech.* 36 (7): 1019-30.
- Van Campen, Anke, Goele Pipeleers, Friedl De Groote, Ilse Jonkers, et Joris De Schutter. 2014. « A new method for estimating subject-specific muscle–tendon parameters of the knee joint actuators: a simulation study ». *Int. j. numer. method. biomed. eng.* 30 (10). Wiley Online Library: 969-87.
- Vecchio, P, R Kavanagh, B L Hazleman, et R H King. 1995. « Shoulder pain in a community-based rheumatology clinic ». *Br. J. Rheumatol.* 34 (5): 440-42.
- Veeger, H E J, et F C T van der Helm. 2007. « Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability ». *J. Biomech.* 40 (10): 2119-29.
- Webb, Joshua D, Silvia S Blemker, et Scott L Delp. 2014. « 3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms ». *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 17 (8): 829-37.
- Winkel, Jørgen, et Rolf Westgaard. 1992. « Occupational and individual risk factors for shoulder-neck complaints: Part II—The scientific basis (literature review) for the guide ». *Int. J. Ind. Ergon.* 10 (1-2). Elsevier: 85-104.
- Wu, Ge, Frans C T van der Helm, H E J (DirkJan) Veeger, Mohsen Makhsous, Peter Van Roy, Carolyn Anglin, Jochem Nagels, et al. 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 ». *J. Biomech.* 38 (5): 981-92.
- Wu, Wen, Peter V S Lee, Adam L Bryant, Mary Galea, et David C Ackland. 2016. « Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function ». *J. Biomech.* 49 (15): 3626-34.
- Yamamoto, Atsushi, Kenji Takagishi, Toshihisa Osawa, Takashi Yanagawa, Daisuke Nakajima, Hitoshi Shitara, et Tsutomu Kobayashi. 2010. « Prevalence and risk factors of a rotator cuff

tear in the general population ». *J. Shoulder Elbow Surg.* 19 (1): 116-20.

Zajac, F E. 1989. « Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control ». *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 17 (4): 359-411.

Zatsiorsky. 1983. « The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body ». *Biomech. Model. Mechanobiol.* Human Kinetics Publishers, 1152-9.

Zheng, Manxu, Zhenmin Zou, Paulo Jorge Da Silva Bartolo, Chris Peach, et Lei Ren. 2017. « Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques ». *Int. j. numer. method. biomed. eng.* 33 (2).