

Titre: ERGO4ALL : Validation d'un algorithme d'analyse des postures et
Title: applications de force

Auteur: Xuwei Li
Author:

Date: 2019

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Li, X. (2019). ERGO4ALL : Validation d'un algorithme d'analyse des postures et
applications de force [Master's thesis, Polytechnique Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/3794/>

Document en libre accès dans PolyPublie

Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/3794/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Daniel Imbeau
Advisors:

Programme: Maîtrise recherche en génie industriel
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ERGO4ALL : VALIDATION D'UN ALGORITHME D'ANALYSE DES POSTURES ET
APPLICATIONS DE FORCE

XUEWEI LI

DÉPARTEMENT DE MATHÉMATIQUES ET DE GÉNIE INDUSTRIEL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE INDUSTRIEL)

FÉVRIER 2019

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ERGO4ALL : VALIDATION D'UN ALGORITHME D'ANALYSE DES POSTURES ET
APPLICATIONS DE FORCE

présenté par : LI Xuewei

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. ROBERT Jean-Marc, Doctorat, président

M. IMBEAU Daniel, Ph. D., membre et directeur de recherche

Mme CHARLAND Julie, M. Sc., membre

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier tout d'abord le professeur Daniel Imbeau, qui m'a donné la possibilité de poursuivre mes études supérieures au Canada, pour le temps qu'il m'a consacré tout au long de mes études, pour son sérieux dans son rôle de directeur de recherche, pour m'avoir fait partager toute son expertise et ses compétences. C'est grâce à ses cours que j'ai pu découvrir les différents aspects de l'ergonomie occupationnelle et acquérir des connaissances scientifiques pour concevoir, organiser, évaluer et améliorer le travail humain.

Je tiens à remercier particulièrement, Mme Julie Charland, directrice Ergonomie virtuelle chez Dassault Systèmes, qui m'a offert l'opportunité de participer au projet Ergo4all de mise en pratique des connaissances acquises durant mes études à l'École Polytechnique de Montréal. Son expérience et son amabilité m'ont permis de m'intégrer rapidement au sein de l'entreprise et de m'épanouir pleinement.

Ensuite, j'aimerais remercier mes collègues de l'équipe Solution de Dassault Système, toujours disponibles pour donner des renseignements pour mon projet et partager des expertises, et plus particulièrement, Mlle Éliana Sakr, qui m'a beaucoup aidée à améliorer mes connaissances de la langue française et à comprendre la culture québécoise.

Finalement, je souhaiterais remercier ma famille et particulièrement mon copain. Leurs soutiens et encouragements m'ont permis de venir étudier au Canada et de compléter mon programme d'étude.

RÉSUMÉ

L'émergence des nouvelles technologies de réalité virtuelle a ouvert un nouveau domaine d'application qu'est l'ergonomie virtuelle permettant d'effectuer une évaluation ergonomique de manière proactive dans un environnement de travail virtuel à l'aide du mannequin numérique. Cependant, les outils actuels de DHM (Digital Human Modeling) sont difficiles à maîtriser nécessitant beaucoup de temps et un effort de formation important pour en arriver à une utilisation efficace. Dassault Systèmes (3DS) planifie la mise en marché dès 2019 d'une nouvelle application « Ergonomic Workplace Design (EWD) » qui permettra de faire le lien entre une situation de travail défavorable et des suggestions à envisager pour réduire le risque de troubles musculo-squelettiques (TMS).

Ce mémoire est une synthèse des travaux réalisés issus de l'équipe Recherche et Développement (R&D), chez Dassault Systèmes. L'objectif général de ce projet est de poursuivre le développement d'un algorithme d'évaluation de situations de travail simples élaboré dans un projet précédent, afin de l'amener à un niveau où il peut être intégré à la nouvelle application « EWD ».

Pour atteindre cet objectif, une comparaison des valeurs de capacité calculées par 3DSSPP et par les équations de Stobbe (1982) a été réalisée afin d'actualiser des valeurs de capacité dans le calcul biomécanique de DELMIA en intégrant les équations de Stobbe. Cette étude contribue à l'avancement de la recherche sur la détermination des valeurs de capacité physique au niveau d'une articulation dans le but d'assurer une meilleure validité de l'évaluation des risques d'une situation de travail.

Par ailleurs, l'outil développé a été testé pour un ensemble plus vaste d'échantillons (216 postures * 3 niveaux des forces = 648 situations de travail) que celui du projet précédent dans le but de valider la méthode d'évaluation des risques se basant sur la norme EN 1005-3 et de vérifier que les suggestions générées par l'arbre de décision correspondent toujours bien aux problématiques de la situation réelle. Il ressort de cette étude que les indices de risque évoluent de façon monotone dans la grande majorité des cas analysés. En outre, les suggestions générées par l'arbre de décision ne peuvent pas fournir correctement des indices de solutions pour certaines postures analysées. Il est donc recommandé de continuer le processus d'amélioration de l'algorithme d'évaluation et de vérifier la concordance du résultat d'analyse produit par l'outil avec un consensus d'experts en ergonomie.

Ce projet de recherche permet d'aider 3DS à améliorer son environnement virtuel en vue de mieux supporter les concepteurs industriels dans leur prise de décision quant aux aspects d'ergonomie, ce qui correspond à la vision de l'ergonomie virtuelle que 3DS s'est fixée.

ABSTRACT

The emergence of virtual reality technology has opened up a new field of application, namely virtual ergonomics, which allows to perform ergonomic assessments proactively in a virtual environment by means of digital manikin. However, the current DHM (Digital Human Modeling) tools are difficult to manipulate and require plenty of practice to master. Dassault Systèmes (3DS) is planning to launch a new application called "Ergonomic Workplace Design (EWD)" by 2019, whose aim is to find the link between unfavourable work situations and further improvements need to be realised in order to reduce the risk of musculoskeletal disorders (MSDs).

This memoir is a summary of research conducted with Research and Development (R&D) team at Dassault Systèmes. The overall goal of this study is to optimize the evaluation algorithm that has been developed previously for simple work situations when it reaches a level of maturity where this algorithm can be integrated into the new "EWD" application.

To achieve this goal, the joint capacity values calculated by 3DSSPP and by empirical equations from Stobbe (1982) were compared. This comparison can help to update joint capacity values in biomechanical calculation of DELMIA by integrating equations of Stobbe into the calculation module of new application. This research contributes to the understanding of how to determine the physical capacity values of joint, which is an essential component to ensure a better validity of the workplace risk assessment.

In addition, the developed evaluation tools were tested on a larger sample (216 postures * 3 levels of force = 648 work situations) than that of the previous study. The results of the test can further validate the risk assessment method based on EN 1005-3 standard and verify that the suggestions generated by the decision tree correspond appropriately to the ergonomics issues in the workplace. This study shows that risk index evolves monotonously in the vast majority of cases. In addition, suggestions generated by the current decision tree cannot correctly provide solutions for certain awkward postures. It is therefore recommended to continue the optimization process of the current evaluation algorithms and to verify the concordance between analysis results produced by developed tools and expert consensus in the assessment of ergonomic risks.

This research project helps 3DS to improve its virtual environment, which can offer industrial designers a better support in their decision-making about ergonomic issues. This corresponds to the vision of virtual ergonomics fixed by 3DS.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	III
RÉSUMÉ.....	IV
ABSTRACT	VI
TABLE DES MATIÈRES	VII
LISTE DES TABLEAUX.....	X
LISTE DES FIGURES	XII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XVI
LISTE DES ANNEXES	XVIII
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
1.1 Contexte du projet	1
1.2 Problématiques	1
1.2.1 Problématiques de l'ergonomie virtuelle	1
1.2.2 Problématiques du projet Ergo4all	3
1.3 Objectifs du projet	4
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE ET CONNAISSANCES UTILES	6
2.1 Revue de littérature	6
2.1.1 Ergonomie virtuelle.....	6
2.1.2 Méthodes d'évaluation des troubles musculosquelettique	10
2.2 Connaissances utiles.....	13
2.2.1 Logiciel d'analyse biomécanique : 3DSSPP	13
2.2.2 Équations de Stobbe	15
2.2.3 Outil de simulation ergonomique : DELMIA	17
2.2.4 Outil d'évaluation de risque : EN 1005-3	18

2.2.5 Outil de génération de suggestions : Arbre de décision	21
CHAPITRE 3 VALIDATION DES DONNÉES DE CAPACITÉ PHYSIQUE	24
3.1 Méthodologie de recherche	24
3.1.1 Comparaison des valeurs de capacité.....	24
3.1.2 Intégration des équations de Stobbe.....	24
3.1.2.1 Conventions des équations de Stobbe	24
3.1.2.2 Coefficients de correction	25
3.2 Résultats	26
3.2.1 Comparaison des valeurs de capacité au niveau du tronc	26
3.2.2 Intégration des équations du tronc dans 3DSSPP	27
3.2.2.1 Choix de l'équation	27
3.2.2.2 Exemples d'application	28
3.2.3 Comparaison des valeurs de capacités au niveau de l'épaule	29
3.2.4 Intégration des équations de l'épaule dans 3DSSPP	30
3.2.4.1 Choix de l'équation	30
3.2.4.2 Corrections pour l'équation de Stobbe « Shoulder flexion »	34
3.2.4.3 Corrections pour l'équation de Stobbe « Shoulder extension »	35
3.2.4.4 Exemples d'application	36
3.3 Conclusion et discussion	41
CHAPITRE 4 VALIDATION DES RÉSULTATS D'ANALYSE ERGONOMIQUE	44
4.1 Méthodologie de recherche	44
4.1.1 Environnement expérimental en 3D.....	45
4.1.2 Échantillon de postures	46
4.1.3 Lissage des coefficients.....	48

4.1.4	Processus d'évaluation	50
4.1.5	Traitement préliminaire des données	51
4.1.6	Analyse des résultats du test.....	52
4.2	Résultats	53
4.2.1	Indice de risque calculé par la norme EN 1005-3	53
4.2.1.1	Évaluation du niveau de risque pour les postures adjacentes.....	53
4.2.1.2	Évolution des indices de risque	55
4.2.2	Suggestions fournies par l'arbre de décision.....	59
4.3	Conclusion et discussion	65
CHAPITRE 5	DISCUSSION	67
5.1	Contributions de la recherche.....	67
5.2	Limites de la recherche	67
5.3	Perspectives de recherche.....	68
CHAPITRE 6	CONCLUSION	70
BIBLIOGRAPHIE	71	
ANNEXES	76	

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 : Coefficient d'ajustement Mf en fonction de la fréquence et du temps de maintien de la posture	19
Tableau 2.2 : Coefficient d'ajustement Mv en fonction de la présence d'un mouvement au niveau de l'articulation évaluée	19
Tableau 2.3 : Coefficient d'ajustement Md en fonction de la durée cumulée journalière des sollicitations similaires au niveau de l'articulation.....	19
Tableau 2.4 : Niveaux de risques proposés dans la norme EN 1005-3	20
Tableau 3.1 : Postures expérimentales du tronc et de l'épaule	25
Tableau 3.2 : Choix de l'équation de Stobbe pour l'épaule dans 3DSSPP	30
Tableau A.1 : Scénario de test No.1 ($ae = 120$ degrés et $as = 90$ degrés)	78
Tableau A.2 : Scénario de test No.2 ($ae = 120$ degrés et $as = 90$ degrés)	78
Tableau A.3 : Scénario de test No.3 ($ae = 90$ degrés et $as = 90$ degrés)	78
Tableau A.4 : Scénario de test No.4 ($ae = 120$ degrés et $as = 60$ degrés)	79
Tableau A.5 : Scénario de test No.5 ($ae = 120$ degrés et $as = 60$ degrés)	79
Tableau A.6 : Scénario de test No.6 ($ae = 135$ degrés et $as = 45$ degrés)	79
Tableau A.7 : Scénario de test No.7 ($ae = 60$ degrés et $as = 45$ degrés)	80
Tableau A.8 : Scénario de test No.8 ($ae = 105$ degrés et $as = 105$ degrés)	80
Tableau A.9 : Scénario de test No.1 ($ae = 90$ degrés et $as = 90$ degrés)	81
Tableau A.10 : Scénario de test No.2 ($ae = 120$ degrés et $as = 90$ degrés)	81
Tableau B.1 : Coordonnées des 27 cibles d'atteinte	83
Tableau C.1 : Exemple de résultats d'analyse structurés avec la capture d'écran de la posture analysée pour l'anthropométrie M50 (poids appliqué à la main égal à 0 kg)	84
Tableau C.2 : Exemple de résultats d'analyse structurés avec la capture d'écran de la posture analysée pour l'anthropométrie M50 (poids appliqué à la main égal à 1 kg)	85

Tableau C.3 : Exemple de résultats d'analyse structurés avec la capture d'écran de la posture analysée pour l'anthropométrie M50 (poids appliqué à la main égal à 5 kg)	86
Tableau D.1 : Comparaison des résultats du calcul biomécanique fournis par DELMIA et 3DSSPP pour les postures équivalentes (poids appliqué à la main égal à 0 kg).....	87
Tableau D.2 : Comparaison des résultats du calcul biomécanique fournis par DELMIA et 3DSSPP pour les postures équivalentes (poids appliqué à la main égal à 1 kg).....	89
Tableau D.3 : Comparaison des résultats du calcul biomécanique fournis par DELMIA et 3DSSPP pour les postures équivalentes (poids appliqué à la main égal à 5 kg).....	90

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 : L'évolution de l'ergonomie virtuelle en 3 stades (Charland, 2016)	8
Figure 2.2 : Comparaison des coûts d'opération en fonction des phases de développement entre la méthode traditionnelle et la méthode innovante en intégrant les nouvelles technologies (CAE, Computer-Aided Engineering; DMU, Digital Mock-Up) (Chaffin, 2007)	9
Figure 2.3 : Exemple de rapport de capacité musculaire du logiciel 3DSSPP.....	14
Figure 2.4 : Détermination de la distribution (moyenne et écart-type) de la capacité maximale au niveau de l'articulation : (a) angles de projection dans le plan sagittal et (b) équations de Stobbe.....	16
Figure 2.5 : Analyse biomécanique du levage le couvercle d'un four par une travailleuse.....	20
Figure 2.6 : Exemple de structure d'arbre de décision.....	22
Figure 3.1 : Comparaison quantitative de la capacité physique au niveau du tronc calculée par DELMIA et 3DSSPP : (a) homme (b) femme	27
Figure 3.2 : Comparaison quantitative de la capacité physique calculée par 3DSSPP et les équations de Stobbe pour le tronc : (a) sans application de force (b) application d'une force de 100N vers l'avant (c) application d'une force de 100N vers l'arrière	28
Figure 3.3 : Comparaison quantitative de la capacité physique au niveau de l'épaule calculée par DELMIA et 3DSSPP : (a) homme (b) femme	29
Figure 3.4 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (élévation antérieure du bras)	31
Figure 3.5 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (élévation postérieure du bras)	31
Figure 3.6 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (coude plié à 90 degrés).....	32
Figure 3.7 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (coude plié à 90 degrés en bougeant le bras de 1 degré vers la partie postérieure).....	33
Figure 3.8 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (coude plié à 90 degrés en bougeant le bras de 17 degrés vers la partie postérieure)	33
Figure 3.9 : Corrections à appliquer pour l'équation de Stobbe « Shoulder flexion ».....	34
Figure 3.10 : Corrections à appliquer pour l'équation de Stobbe « Shoulder extension ».....	36

Figure 3.11 : Comparaison quantitative de la capacité physique de l'épaule calculée par 3DSSPP et les équations de Stobbe (élévation antérieure/postérieure du bras allongé) : (a) sans application de force (b) application d'une force de 50 N vers le haut sur la main.....	37
Figure 3.12 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (élévation postérieure du bras sans application de force : $ae = 180$ degrés et $as = 40$ degrés) : (a) sans rotation du poignet induite (b) rotation de 180 degrés du poignet induite manuellement.....	38
Figure 3.13 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (élévation latérale du bras sans application de force : $ae = 180$ degrés et $as = 90$ degrés).....	39
Figure 3.14 : Comparaison quantitative de la capacité physique de l'épaule calculée par 3DSSPP et les équations de Stobbe (élévation latérale du bras allongé) : (a) sans application de force (b) application d'une force de 50 N vers le haut sur la main	40
Figure 3.15 : Comparaison quantitative de la capacité physique de l'épaule calculée par 3DSSPP et les équations de Stobbe sans application de force (coude plié à 90 degrés en bougeant le bras).....	41
Figure 3.16 : Logique opératoire pour déterminer la capacité physique au niveau de l'articulation en utilisant les équations de Stobbe : (a) tronc (b) épaule.....	43
Figure 4.1 : Schéma global de la méthodologie de validation des analyses ergonomiques.....	44
Figure 4.2 : Temps de maintien maximal dans une posture statique sans application de force (Miedema et al., 1997)	45
Figure 4.3 : 27 cibles d'atteinte générées dans DELMIA selon les données anthropométriques d'un homme américain de taille moyenne (gauche : vue de côté, droit : vue de dessus).....	46
Figure 4.4 : Échantillon de postures générées à l'aide du mannequin virtuel de DELMIA (5 ^e centile femme américaine)	48
Figure 4.5 : Lissage du coefficient Mf avec un temps d'action inférieur à 0,05 min (Note : l'équation indique Log, mais il s'agit du Ln : Log naturel)	49
Figure 4.6 : Lissage du coefficient Mf avec un temps d'action supérieur à 0,05 min (Note : l'équation indique Log, mais il s'agit du Ln : Log naturel)	49

Figure 4.7 : Lissage du coefficient Md (Note : l'équation indique Log, mais il s'agit du Ln : Log naturel).....	50
Figure 4.8 : Exemple d'une partie du résultat de test sous format TXT	51
Figure 4.9 : Exemple de postures adjacentes qui causent des sauts dans l'évaluation du niveau de risque : (a) indices de risque sont aux frontières des zones de risque (b) indices de risque se rapprochent pour les différentes articulations	54
Figure 4.10 : Évolution des indices de risque au niveau du tronc pour l'anthropométrie M50 : (a) différentes zones de travail (b) différentes hauteurs de plan de travail.....	56
Figure 4.11 : Évolution des indices de risque au niveau de l'épaule pour l'anthropométrie M50 : (a) différentes zones de travail (b) différentes hauteurs de plan de travail	57
Figure 4.12 : Évolution des indices de risque de différentes hauteurs de plan de travail pour l'anthropométrie F05 : (a) tronc (b) épaule	58
Figure 4.13 : Exemple de postures qui ne contiennent pas de contrainte posturale : (a) application d'un poids de 0 kg ; (b) application d'un poids de 1 kg.....	60
Figure 4.14 : Exemple des résultats qui contiennent des incohérences entre l'articulation la plus sollicitée et les suggestions générées par l'arbre de décision.....	62
Figure 4.15 : Exemple de variation de l'articulation la plus sollicitée lorsque le poids appliqué est augmenté : (a) application d'un poids de 0 kg ; (b) application d'un poids de 5 kg	63
Figure 4.16 : Exemple de variation de l'articulation la plus sollicitée lorsque le poids appliqué est augmenté : (a) application d'un poids de 0 kg ; (b) application d'un poids de 5 kg	64
Figure A.1 : Scénario de test No.4 ($ae = 90$ degrés et $as = 90$ degrés) : (a) sans rotation de l'humérus (b) 55 degrés de rotation de l'humérus (c) 125 degrés de rotation de l'humérus .	77
Figure B.1 : Système de coordonnées utilisé dans l'environnement expérimental	82
Figure D.1 : Postures simulées dans 3DSSPP pour pour l'anthropométrie F50 : (a) Point_1R_B (b) Point_2R_B (c) Point_3R_B	88
Figure E.1 : Évolution des indices de risque de différentes zones de travail pour l'anthropométrie F05 : (a) tronc (b) épaule	91

Figure E.2 : Évolution des indices de risque de différentes hauteurs de plan de travail pour l'anthropométrie F50 : (a) tronc (b) épaule	92
Figure E.3 : Évolution des indices de risque de différentes zones de travail pour l'anthropométrie F50 : (a) tronc (b) épaule	93
Figure E.4 : Évolution des indices de risque de différentes hauteurs de plan de travail pour l'anthropométrie M95 : (a) tronc (b) épaule.....	94
Figure E.5 : Évolution des indices de risque de différentes zones de travail pour l'anthropométrie M95 : (a) tronc (b) épaule.....	95

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3DS	Dassault système
3DSSPP	3D Static Strength Prediction Program
BIT	Bureau International du Travail
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
CNESST	Commission des Normes, de l'Équité, de la Santé et de la Sécurité du Travail
DHM	Digital Human Modeling
EWD	Ergonomic Workplace Design
F05	Mannequin féminin dont les mesures anthropométriques correspondent au 5 ^e percentile de la population
F50	Mannequin féminin dont les mesures anthropométriques correspondent au 50 ^e percentile de la population
FIOH	Finnish Institute of Occupational Health
HAL	American Conference of Governmental Industrial Hygienists Hand Activity Level
JSI	Job Strain Index
M50	Mannequin masculin dont les mesures anthropométriques correspondent au 50 ^e percentile de la population
M95	Mannequin masculin dont les mesures anthropométriques correspondent au 95 ^e percentile de la population
MHT	Maximum Holding Times
OCRA	Occupational Repetitive Actions method
PLM	Product Lifecycle Management
QEC	Quick Exposure Check
RULA	Rapid Upper Limb Assessment

REBA	Rapid Entire Body Assessment
SPE	Smart Posturing Engine
SST	Santé et Sécurité au Travail
TMS	Troubles Musculo-Squelettiques

LISTE DES ANNEXES

Annexe A - Scénarios de test pour déterminer les coefficients de correction de Stobbe.....	76
Annexe B - Coordonnées des 27 cibles d'atteinte générées dans DELMIA.....	82
Annexe C - Exemple de résultats d'analyse ergonomique.....	84
Annexe D - Comparaison des résultats du calcul biomécanique fournis par DELMIA et 3DSSPP	87
Annexe E - Évolution des indices de risque au niveau du tronc et de l'épaule	91

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

1.1 Contexte du projet

Ce projet de recherche a été effectué dans le cadre du projet Ergo4all financé par Dassault Systèmes (3DS) et Mitacs.

Dassault Systèmes planifie la mise en marché dès 2019 d'une nouvelle application qui se nommera « Ergonomic Workplace Design (EWD) » et qui permettra de mieux supporter les concepteurs en matière de conception de postes de travail sécuritaires et performants. Pour atteindre cet objectif, l'équipe R&D de 3DS collabore avec deux écoles d'ingénierie québécoises, l'École de Technologie Supérieure, pour le projet « Smart Posturing Engine (SPE) », et l'École Polytechnique de Montréal, pour le projet « Ergo4all ». Le projet SPE a comme but de prédire de façon plausible la posture d'un mannequin 3D dans un environnement virtuel. Ensuite, le projet Ergo4all va prendre le relais en fournissant une analyse ergonomique (niveau de risque et suggestion), qui doit être suffisamment explicite pour orienter les concepteurs qui n'ont pas ou très peu de connaissances ergonomiques, en se basant sur la posture générée par le SPE.

1.2 Problématiques

1.2.1 Problématiques de l'ergonomie virtuelle

Perez et Neumann (2015) ont mené une enquête auprès de 46 participants afin de mieux connaître les expériences, les perceptions, les besoins et les attentes des utilisateurs potentiels du logiciel de DHM. La plupart d'entre eux (74%) ont occupé des postes en ergonomie ou en santé et sécurité du travail, alors que le reste des participants travaillent dans le domaine de l'ingénierie ayant une certaine expérience de l'évaluation ergonomique avec le logiciel de DHM. Parmi ces participants, il existe une perception commune que les logiciels de DHM sont des outils utiles pour effectuer une analyse ergonomique, mais ils nécessitent beaucoup de temps et d'efforts pour apprendre à les utiliser correctement. Ainsi, les utilisateurs qui n'ont pas de formation en ergonomie ont également de la difficulté à exploiter les résultats d'analyse fournis par les programmes. En outre, les concepteurs du logiciel n'ont pas tenu compte des facteurs humains lors de la conception de ces programmes. Cette étude décrit les divers problèmes liés à la conception et la mise en œuvre des outils de DHM.

La posture plausible est un point d'entrée privilégié pour l'analyse ergonomique d'un poste de travail afin de déterminer la zone atteignable, le champ de vision et l'espace de dégagement. Une petite déviation dans la posture analysée peut entraîner de grandes différences lors de la prédiction des capacités physiques au niveau de l'articulation, ce qui est un élément essentiel pour prédire la valeur centile de la population qu'on peut accommoder pour exécuter une tâche particulière de façon sécuritaire (Chaffin, 2007). Trois méthodes sont disponibles pour générer une posture dans le but d'effectuer une analyse ergonomique : (1) manipulation manuelle (2) prédiction de posture et (3) capture de mouvement. La manipulation manuelle reste la méthode la plus courante pour manipuler un mannequin numérique. Par contre, générer des postures complexes en utilisant cette méthode peut être considéré comme un processus itératif et laborieux. De plus, même si la cible d'atteinte est identique, des stratégies de déplacement très différentes peuvent être appliquées par différents utilisateurs en fonction de leur expérience, de leurs connaissances en biomécanique et en processus d'assemblage (Stephens & Jones, 2009). Par conséquent, le projet SPE axé sur la prédiction de posture a été lancé afin de générer des postures plausibles et répétables automatiquement.

Les utilisateurs potentiels de cette technologie sont composés de différents types d'ingénieurs et de concepteurs industriels. Cependant, les institutions académiques offraient des formations en ergonomie à moins de 10% des personnes de ce groupe aux États-Unis (Chaffin, 2005). Dans ce contexte, le projet Ergo4all a été lancé pour fournir des informations suffisantes et explicites aux utilisateurs du logiciel de DHM afin de les aider à prendre la décision appropriée sur la modification du design, quel que soit leur niveau de connaissances en ergonomie. Toutefois, cela ne signifie pas que les ergonomes peuvent être remplacés dans la phase de conception. Le choix des outils d'évaluation ergonomiques et les critères d'évaluation varient en fonction des différentes phases de la conception. Le rôle de l'analyse à la phase préliminaire consiste plutôt à filtrer les erreurs grossières de conception qui sont faciles à corriger par des modifications mineures et à identifier les situations qui présentent un risque important. Alors, les dimensions précises du poste de travail ainsi que d'autres analyses complexes seraient requises en fin de processus, ce qui exige des connaissances approfondies en ergonomie.

1.2.2 Problématiques du projet Ergo4all

L'objectif du projet Ergo4all est d'évaluer une situation de travail simulée dans un environnement virtuel et d'indiquer au concepteur qui n'a pas forcément la formation en ergonomie des pistes de réflexion pour aménager le poste de travail. Dans un projet précédent, un outil a été développé qui combine une méthode d'évaluation des risques se basant sur la norme EN-1005-3, pour porter un jugement sur une situation de travail, avec un arbre de décision, pour générer des suggestions en vue de réduire l'exposition des travailleurs aux risques de TMS.

La norme EN 1005-3 s'appuie sur un calcul de biomécanique occupationnelle statique (Chaffin, Andersson, & Martin, 2006) qui permet de comparer le moment engendré par l'action de l'opérateur au niveau de son articulation la plus sollicitée au moment jugé acceptable de cette articulation afin de déterminer le niveau de risque (vert : recommandé, jaune : non recommandé, rouge : à éviter) d'une situation de travail. Pour pouvoir estimer le moment jugé acceptable de l'articulation ciblée, il faut au départ estimer la capacité maximale d'application de force statique de cette articulation d'une population d'intérêt (ex., 15^e centile de capacité dans la population industrielle en bonne santé) dans la posture simulée. Cependant, nous avons remarqué que les variations de ces valeurs de capacité fournies dans le calcul biomécanique du mannequin de DELMIA V6 (la dernière version à date) et ceux de 3DSSPP sont importantes pour une posture équivalente. Ainsi, les références fournies dans le rapport biomécanique de DELMIA pour les valeurs de capacité sont très anciennes. Comme ces données de capacités sont la base de l'évaluation par la norme EN 1005-3, l'usage de données erronées fausse complètement l'évaluation du niveau de risque. Il est donc vraiment important de s'assurer de la validité du calcul biomécanique de DELMIA.

La norme EN-1005 applique un concept similaire à l'équation du NIOSH en utilisant des coefficients d'ajustement pour tenir compte des conditions non idéales présentes dans la situation de travail. Un problème rencontré avec cette méthode vient du fait que les valeurs de coefficient progressent par paliers selon leurs catégories, ce qui cause des sauts parfois importants dans les résultats lorsque les caractéristiques de la tâche sont aux frontières des catégories définissant les paliers (El ahrache & Imbeau, 2009). Par exemple si pour une même tâche, la fréquence des actions (temps d'action ≤ 0.05 min) est de 3 fois par minute plutôt que 2 fois par minute, le coefficient passe de 0.8 à 0.5. Ainsi, pour une différence de 1 fois par minute, il existe une grande possibilité que le niveau de risque change de catégorie (vert à jaune, ou jaune à rouge). Cependant, si la

fréquence des actions (temps d'action ≤ 0.05 min), pour une même tâche, augmente de 3 fois par minute à 20 fois par minute, le coefficient reste inchangé. Une solution à ce problème consiste à lisser les coefficients d'ajustement de la norme.

Trois itérations de l'arbre de décision à partir d'un jeu de 23 postures de la ligne d'assemblage ont été réalisées durant le projet précédent (DJIRE, 2016). Dans sa version actuelle, l'arbre contient 20 feuilles ce qui signifie que 20 scénarios ont été élaborés et pour chacun des suggestions ont été fournies sous format texte afin d'indiquer au concepteur des pistes de réflexion pour réduire le niveau de risque associé à son design. Il existe une infinité de combinaisons de postures et d'application de force sur un objet dans une situation de travail, et le but de l'arbre de décision est de découper cet ensemble en nombre fini de scénarios qui couvrent la plus grande variété de situations possibles. Il est donc utile de tester ce découpage avec un échantillon plus vaste de postures visé par le futur produit de 3DS afin de s'assurer qu'il correspond toujours bien aux problématiques de la situation réelle. Dans le cas contraire, il faut augmenter le nombre de feuilles pour s'assurer que le découpage est cohérent avec la variabilité des situations de travail. L'usage d'un échantillon plus vaste de postures permet aussi de vérifier la justesse des suggestions au concepteur et le cas échéant, de les raffiner afin de guider le concepteur vers des solutions de design.

1.3 Objectifs du projet

L'objectif général de ce projet est de poursuivre le développement d'un algorithme d'évaluation de situations de travail simples élaboré dans un projet Mitacs précédent (DJIRE, 2016), afin de l'amener à un niveau où il peut être intégré à un produit logiciel que 3DS envisage mettre en marché en 2019. Ce projet vise les trois objectifs suivants :

- Valider des données de capacité physique de l'articulation dans le calcul biomécanique de DELMIA, et actualiser les valeurs au besoin.
- Valider des résultats produits par l'outil se basant sur la norme EN 1005-3 au moyen d'un échantillon de postures plus vaste, et y faire des ajustements au besoin.
 - a) S'assurer que le risque pour des situations de travail similaires ne change pas brusquement.
 - b) S'assurer que le risque pour des postures proches l'une de l'autre (dites "adjacentes") ne change pas de façon abrupte.

- c) Améliorer au besoin l'outil se basant sur la norme EN 1005-3 selon les résultats en a) et b) ci-dessus.
- Valider des résultats produits par l'arbre de décision développé au projet précédent au moyen d'un échantillon de postures plus vaste, et y faire des ajustements au besoin.
 - a) S'assurer que l'arbre de décision identifie correctement des postures de travail comportant des risques de TMS.
 - b) S'assurer que les suggestions générées par l'arbre de décision sont cohérentes et réalistes dans le contexte spatial de la situation de travail en cours de conception.
 - c) Améliorer au besoin l'arbre de décision selon les résultats en a) et b) ci-dessus.

CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE ET CONNAISSANCES UTILES

Ce chapitre présente une revue de la littérature décrivant l'application de la discipline d'ergonomie virtuelle dans le milieu de travail. L'inventaire des méthodes d'évaluation des troubles musculosquelettique est aussi effectué. Les différents logiciels de DHM pour réaliser des analyses ergonomiques sont ensuite étudiés. Finalement, l'algorithme d'évaluation (méthode d'évaluation des risques se basant sur la norme EN 1005-3 et arbre de décision) élaboré dans un projet Mitacs précédent (DJIRE, 2016) est énoncé.

2.1 Revue de littérature

2.1.1 Ergonomie virtuelle

La méthode traditionnelle pour effectuer une évaluation ergonomique de postes de travail se base sur des données recueillies par observation et par entretiens avec des travailleurs qui exécutent la tâche et sur une application des outils d'évaluation appropriés. En outre, l'application de cette méthode nécessite également la création et le test de la maquette physique avec une nouvelle conception proposée par un échantillon d'utilisateurs représentatifs (Chaffin, 2009). Cette méthode peut être illustrée par l'exemple suivant. Les concepteurs, les opérateurs, les ergonomes et le responsable en SST se sont réunis ensemble pour effectuer une analyse ergonomique, en particulier sur la posture de travail contraignante et le problème de vision. Ensuite, une session de brainstorming a été organisée afin de proposer des solutions pour améliorer la situation de travail actuelle. Une maquette physique en appliquant des stratégies d'intervention a été créée et testée par les utilisateurs représentatifs (Vezeau, Gagné, Lemay, & Labrie, 1999).

Prendre en compte les problèmes ergonomiques en appliquant cette méthode traditionnelle est souvent considéré comme réactif, coûteux et long. Les ergonomes sont généralement consultés après l'occurrence de blessures sur le lieu de travail. Et puis, ils examinent les données du rapport d'accident pour prioriser les efforts d'intervention et proposer des solutions afin d'éviter l'apparition de nouveaux dommages (Jayaram, Jayaram, Shaikh, Kim, & Palmer, 2006). Le temps et les coûts nécessaires à la conception et à la fabrication de maquettes physiques sont considérables. Les industries de fabrication d'aujourd'hui ont besoin de développer et d'offrir un

nouveau produit ou un service de meilleure qualité le plus rapidement possible, et le retard de mise en marche peut avoir un impact négatif sur la réussite de l'entreprise (Chaffin, 2009).

L'émergence des nouvelles technologies de réalité virtuelle a ouvert un nouveau domaine d'application qu'est l'ergonomie virtuelle permettant d'effectuer une évaluation ergonomique de manière proactive dans un environnement de travail virtuel à l'aide du mannequin numérique (Wilson & D'Cruz, 2006). L'ergonomie virtuelle joue un rôle de facilitateur d'échanges entre les différents acteurs concernés dans le processus de la gestion du cycle de vie des produits (ou PLM, Product Life cycle Management), de la conception à l'entretien en passant par la fabrication et la mise en service (Stark, 2015). L'exemple du programme Boeing 787 Dreamliner a illustré la mise en œuvre de l'ergonomie virtuelle dans le processus de conception. Les concepteurs ont réalisé diverses analyses ergonomiques, allant de la simple évaluation de l'espace de dégagement à la simulation de tâches complexes d'un processus de fabrication (Green & Charland, 2006). L'utilisation de la technologie de DHM dans le cadre de la validation de processus, par exemple, a été présentée par Chryssolouris, Mavrikios, Fragos et Karabatsou (2000). Un poste d'assemblage virtuel a été développé afin d'identifier la faisabilité du processus d'assemblage du point de vue ergonomique. Dans un autre exemple, cette technologie innovante a également été utilisée pour effectuer des analyses ergonomiques dans les différents scénarios de maintenance afin de valider les procédures de maintenance aéronautique (Badler, Erignac, & Liu, 2002).

En revenant sur l'histoire, l'évolution de l'ergonomie virtuelle peut être divisée en trois stades. À la fin des années 1960, Ryan et Springer de la société Boeing ont développé le premier modèle de DHM avec différentes anthropométries afin de réaliser des évaluations ergonomiques dans le contexte de la conception du poste de pilotage (Ryan & Springer, 1969). Dans la même période, d'autres pionniers ont également mis au point un ensemble d'outils de DHM internes afin d'effectuer des analyses ergonomiques dans un environnement virtuel avant l'émergence des logiciels de DHM commerciaux dans les années 1980. Dans une revue de la littérature concernant les développements de DHM en Amérique du Nord et en Europe, Bubb et Fritzsche (2009) ont indiqué que les fonctions génériques liées à la manipulation du mannequin en 3D (ex., création et positionnement de mannequin), ainsi que certaines évaluations ergonomiques de base (ex., détection des collisions, zone atteignable, champ de vision) ont été développées dans les logiciels de DHM commerciaux au deuxième stade. L'évolution de l'ergonomie virtuelle était ensuite principalement associée à la plateforme 3D. Premièrement, cette technologie a été développée sur

le système UNIX qui est souvent vu comme un système lourd et lent. Puis, elle a été transférée sur des ordinateurs portables plus puissants sous l'environnement Windows. Une autre décision importante prise par la communauté de DHM a été d'intégrer cette technologie dans les programmes de CAO (Conception Assistée par Ordinateur).

Cependant, du point de vue des utilisateurs éventuels, il semble que la communauté de DHM ait atteint un plateau depuis le début du 21^{ème} siècle. Il y a deux explications possibles à ce problème : 1) les fruits de la recherche se retrouvent souvent dans des publications scientifiques et peu d'entre eux ont été intégrés dans les logiciels de DHM commerciaux pour en faire bénéficier le grand public, et 2) il y a un manque de lien entre le monde de la conception en 3D et le monde de l'ergonomie (Charland, 2016). Cette évolution de l'ergonomie virtuelle est illustrée dans la Figure 2.1.

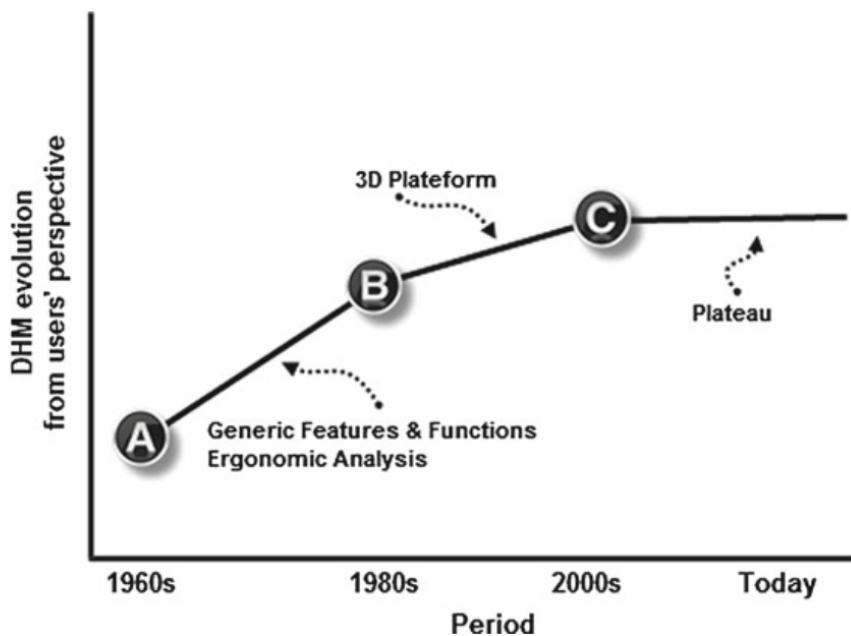


Figure 2.1 : L'évolution de l'ergonomie virtuelle en 3 stades (Charland, 2016)

L'importance de tenir compte des facteurs ergonomiques lors de la planification, de la mise en place et de l'aménagement des espaces de travail et des systèmes de production, a été largement discutée par de nombreux chercheurs (Jensen, 2002; Sanders & McCormick, 1993; Village, Salustri, & Neumann, 2017). Les expériences montrent qu'il vaut la peine de tenir compte de l'ergonomie dès le début de la phase de conception, car leur efficacité diminue avec le temps. Lorsqu'il est nécessaire d'apporter ultérieurement des améliorations aux produits ou aux postes de

travail sur le plan ergonomique, il faut généralement s'attendre à des coûts et à des pertes d'exploitation plus élevés (Miles & Swift, 1998). En outre, cette technologie est particulièrement recommandée par les équipes de marketing et de sécurité lors de la conception d'un nouveau produit. Les avantages potentiels de l'intégration de l'ergonomie dans un nouveau design ont été discutés par Gabriel (2003). Grâce à l'ergonomie virtuelle, les ergonomes et les concepteurs industriels sont capables d'identifier les problèmes ergonomiques liés aux futures situations de travail et optimiser leur design dès le début de la phase de conception afin d'assurer que leurs produits soient confortables, sécuritaires et efficaces pour une population ciblée. Bien que les logiciels de DHM nécessitent un coût d'acquisition élevé et un effort de formation important pour en arriver à une utilisation efficace, l'investissement dans cette technologie innovante dès le début de la phase de conception a été rentabilisé rapidement (Figure 2.2). Grâce au prototype virtuel, les concepteurs de produits et de processus peuvent explorer divers scénarios et obtenir une rétroaction rapide concernant la modification du design dans le cadre de leurs activités quotidiennes. Cela permet d'optimiser les coûts de développement tout en augmentant la productivité.

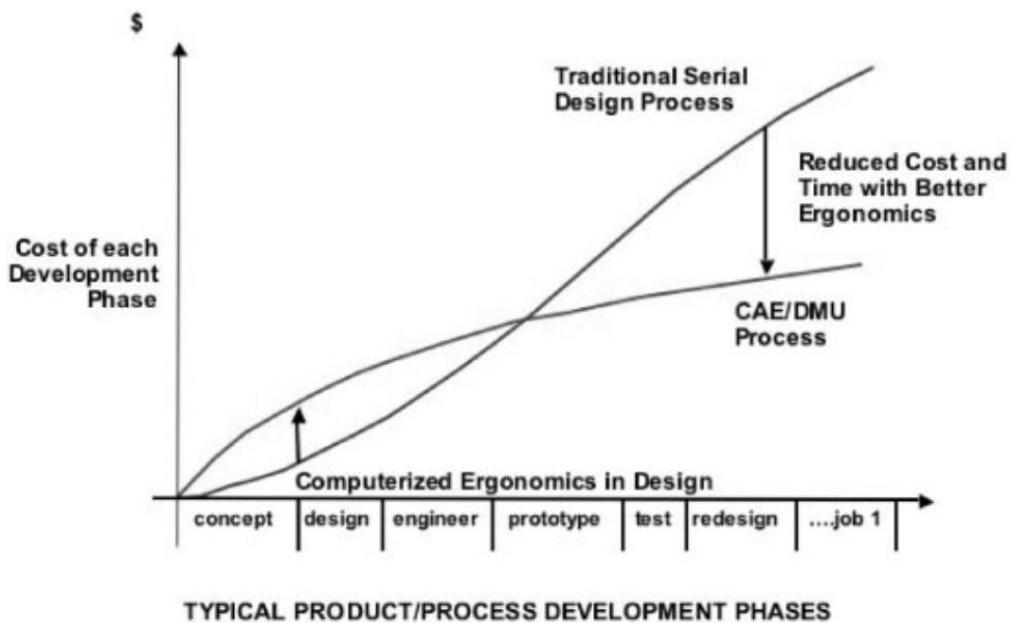


Figure 2.2 : Comparaison des coûts d'opération en fonction des phases de développement entre la méthode traditionnelle et la méthode innovante en intégrant les nouvelles technologies (CAE, Computer-Aided Engineering; DMU, Digital Mock-Up) (Chaffin, 2007)

2.1.2 Méthodes d'évaluation des troubles musculosquelettique

Les TMS constituent un enjeu important dans la plupart des pays industriels. Selon l'enquête québécoise sur des conditions de travail, d'emploi et de santé et de sécurité du travail (EQCOTESST) (Vézina et al., 2011), la prévalence des TMS est très importante ; près de 732 000 travailleurs, soit 20,5% de la population étudiée ont déclaré avoir eu des douleurs d'origine musculosquelettique assez souvent ou tout le temps à au moins une région corporelle. Un peu moins de 20% parmi eux se sont absents du travail et la durée d'absence du travail était de 17,5 jours ouvrables en moyenne, mais près de 7 % de travailleurs se sont absents pendant plus de 60 jours ouvrables. En 1998-2007, les TMS représentent près de 38 % des lésions pour 40% de l'ensemble des déboursés de la commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail (CNESST) pour des lésions professionnelles (Vergara, 2012).

Les TMS sont des pathologies à caractère multifactoriel. Plusieurs études ont démontré que les facteurs physiques (les efforts excessifs, le travail répétitif, les postures contraignantes et les repos insuffisants) dans le milieu de travail contribuent de façon importante à l'apparition de divers TMS chez les travailleurs (NRC, 2001; Putz-Anderson, 1988). Au-delà des facteurs physiques, la contribution des facteurs organisationnels et psychosociaux du travail à la genèse de divers TMS est également reconnue (Bernard & Putz-Anderson, 1997). Lorsque plusieurs facteurs de risque sont présents dans une situation de travail, les combinaisons variées de ces facteurs peuvent entraîner l'apparition de TMS. Il est donc important d'évaluer une situation de travail en tenant compte de l'ensemble des facteurs de risques de TMS.

La réduction de l'exposition aux facteurs de risques de TMS est la stratégie la plus efficace pour combattre les TMS dans la littérature (Burdorf, 2010; Silverstein & Clark, 2004). De nombreuses méthodes ont donc été publiées pour évaluer l'exposition aux facteurs de risques de TMS présentes dans une situation de travail. Selon Bao, Silverstein, Howard et Spielholz (2006), les méthodes quantitatives d'évaluation de l'exposition aux facteurs de risques de TMS peuvent être classifiées en trois catégories : (1) jugement subjectif (ex., questionnaire et échelle de mesure) (2) observation systématique, et (3) mesure directe. Puisque chaque méthode a ses forces et ses faiblesses (Burdorf & Van Der Beek, 1999), les praticiens en ergonomie doivent faire des compromis lors du choix de la méthode d'évaluation. Le principal inconvénient de la méthode de jugement subjectif est que les résultats produits par cette méthode ne sont pas assez fiables, car ils peuvent facilement être

influencés par des facteurs humains. Dans une étude sur l'impact de la douleur sur la perception des travailleurs quant à l'évaluation des postes de travail, Chiasson, Imbeau, Aubry et Delisle (2012) ont constaté que les travailleurs qui ont de la douleur perçoivent leur poste de travail comme étant plus dangereux. Par ailleurs, la conception de questionnaires ou d'enquêtes exige des compétences spécifiques. Bien que la méthode de mesure directe en utilisant des instruments ressorte dans la littérature comme la plus précise et la plus fiable (Juul-Kristensen, Hansson, Fallentin, Andersen, & Ekdahl, 2001), elle nécessite un investissement important en temps et en ressources. De plus, cette méthode est souvent réalisée sur un petit échantillon de personnes et durant des périodes relativement courtes par rapport à la durée d'une journée de travail. Ainsi, la validité et la représentativité des contraintes du travail ne sont généralement pas garanties. Les principaux avantages de la méthode d'observation sont les suivants : faible coût, facile à mettre en œuvre et flexible pour la collecte de données. Elle a donc été fréquemment utilisée dans l'évaluation de l'exposition aux facteurs de risques de TMS (Takala et al., 2010). Pour pouvoir procéder à une évaluation valable, les chercheurs doivent recruter un nombre suffisant de travailleurs et les observer pendant une durée suffisamment longue (Hamrick, 2006).

Un grand nombre de méthodes d'observation pour évaluer l'exposition aux facteurs de risques de TMS ont été publiées au fil des ans (ACGIH, 2002; Ahonen, Launis, & Kuorinka, 1989; Colombini, 1998; Hignett & McAtamney, 2004; Li & Buckle, 1999; McAtamney & Corlett, 1993; Occhipinti, 1998; Steven Moore & Garg, 1995). Ces méthodes incluent des listes de vérification, des méthodes semi-quantitatives et des indices globaux. La liste de vérification est essentielle au cours de la phase initiale de l'évaluation des risques pour produire une première carte des risques, cependant elle peut uniquement être utilisée pour identifier la présence ou l'absence d'un facteur de risque. La méthode d'indice global cherche à établir un score qui permet de classer les situations à risque dans le but de prioriser les efforts d'intervention et d'effectuer une évaluation de l'efficacité des mesures d'intervention mise en œuvre.

Plusieurs revues scientifiques dressent un portrait des méthodes d'évaluation basées sur l'observation en nous présentant leurs différentes caractéristiques : objectifs, champs d'application, zones corporelles prises en compte, utilisateurs potentiels et compétences requises, durée d'utilisation nécessaire, etc. (ISO, 2009; Neumann, 2006; Takala et al., 2010) Certaines méthodes fournissent un score partiel en ciblant une partie corporelle comme les membres supérieurs (ex., JSI, HAL et OCRA) ou le dos (ex., Équation de NOISH, Tables de Snook, Guide de Mital), alors

que d'autres offrent un indice global en prenant en considération les caractères plus généraux ou plusieurs zones corporelles (ex., Ergonomic Workplace Analysis du FIOH, QEC, REBA et RULA). Une autre approche basée sur l'analyse biomécanique est adoptée dans le logiciel 3DSSPP de l'Université du Michigan. Le concept fondamental de cette approche est de comparer la sollicitation exercée par les actions du travailleur à la capacité à résister à cette sollicitation, au niveau articulaire, afin d'estimer une valeur centile de capacité maximale dans la population à accommoder. Dans ce logiciel, une liste de moments résultants à chaque articulation est fournie selon la combinaison de posture du mannequin et d'application de force par les mains sur un objet. L'utilisateur peut interpréter les valeurs de moment des régions sollicitées et puis apporter les modifications nécessaires dans la situation de travail pour réduire ces valeurs en diminuant l'exposition aux facteurs de risque de TMS. Cependant, la simulation des postures et l'interprétation des résultats nécessitent un effort de formation important en biomécanique occupationnelle, ce qui est rarement le cas dans la grande majorité des utilisateurs actuels de DHM. Certaines méthodes font aussi l'objet de normes internationales, par exemple, EN 1005-3, ISO11228-2 (Tableau de Snook), EN1005-5 (OCRA), dans le champ de l'évaluation de l'exposition aux facteurs de risque de TMS. Nombre de méthodes permettent de porter un jugement global sur une situation de travail pour décrire l'exposition à différents facteurs de risque. D'autres sont plus analytiques et permettent d'obtenir un score global nécessitant une interprétation par rapport à une valeur seuil désirable.

La complexité variable des différentes méthodes engendre des difficultés d'application la méthode et nécessite des compétences pour l'interprétation correcte des résultats. Selon Malchaire (2007), les 34 méthodes d'évaluation des TMS peuvent être classées en quatre catégories dans un ordre croissant de complexité : (1) dépistage (2) observation (3) analyse, et (4) expertise. Les méthodes qualifiées au bas niveau de complexité exigent une bonne connaissance de la situation de travail et la formation de base concernant le problème des TMS afin de repérer des postes de travail nécessitant une intervention. Le temps nécessaire pour appliquer ces méthodes, par exemple, QEC, RULA, a été estimé à environ une heure (Aubry, 2006). Cependant, les autres méthodes les plus complexes requièrent habituellement la connaissance des critères d'évaluation et une bonne expérience ce qui permet d'effectuer une analyse plus approfondie d'une situation de travail. Ces méthodes demandent un temps considérable (de quelques heures à plusieurs jours) pour réaliser une évaluation détaillée, particulièrement dans le cas de situations complexes. En somme, le

processus d'intervention, y compris la collecte de données et l'exploitation des données, varie fortement en fonction de la méthode d'évaluation choisie (Chiasson et al., 2012), mais il demeure quand même long.

Malgré le fait que plusieurs méthodes ont été développées par des chercheurs pour identifier et quantifier des facteurs de risque de TMS présents dans une situation de travail, celles-ci offrent peu d'aide aux utilisateurs pour la recherche d'une solution d'amélioration dans une situation de travail particulière (Malchaire, 2007). Par exemple, RULA (McAtamney & Corlett, 1993) est l'une des méthodes les plus souvent intégrées dans un logiciel d'ergonomie virtuelle, ex., Pocket Ergo, NexGen's ErgoMaster, DELMIA (LaFiandra, 2009), fournissant un score global à partir d'observation d'une posture de travail qui prend en compte plusieurs régions corporelles pour évaluer l'exposition aux facteurs de risque de TMS. Si le score est inférieur à la valeur limite, la posture est jugée acceptable, autrement la posture est défavorable et des modifications doivent être apportées. Dans le cas où la posture est jugée inacceptable, les usagers doivent décomposer le score en ses différents éléments pour identifier les composants déterminants qui contribuent à l'augmentation du score, ce qui est indispensable dans une optique de prévention des facteurs de risque de TMS. Or, pour les utilisateurs actuels de DHM n'ayant pas ou très peu de connaissances ergonomiques, cette logique de la décomposition du score est inconnue. Ainsi, ces critères d'évaluation d'une posture ne fournissent aucune indication aux utilisateurs de DHM pour les guider dans la réduction du niveau de risque associé à son design.

2.2 Connaissances utiles

2.2.1 Logiciel d'analyse biomécanique : 3DSSPP

3DSSPP de l'Université du Michigan (<http://c4e.engin.umich.edu/tools-services/3dsspp-software/>) est un logiciel de modélisation biomécanique. Il offre une grande variété d'analyses biomécaniques pour évaluer les contraintes statiques pouvant s'exercer sur l'opérateur au moment d'effectuer une tâche manuelle comportant l'application d'une force sur un objet. Les intrants d'une analyse comprennent les données d'anthropométrie, la posture de travail et les caractéristiques (grandeur et direction) de la force appliquée aux mains. Les résultats de diverses analyses qui contiennent les charges de la colonne vertébrale, les cycles alternance travail-repos et les capacités musculaires sont disponibles dans le logiciel.

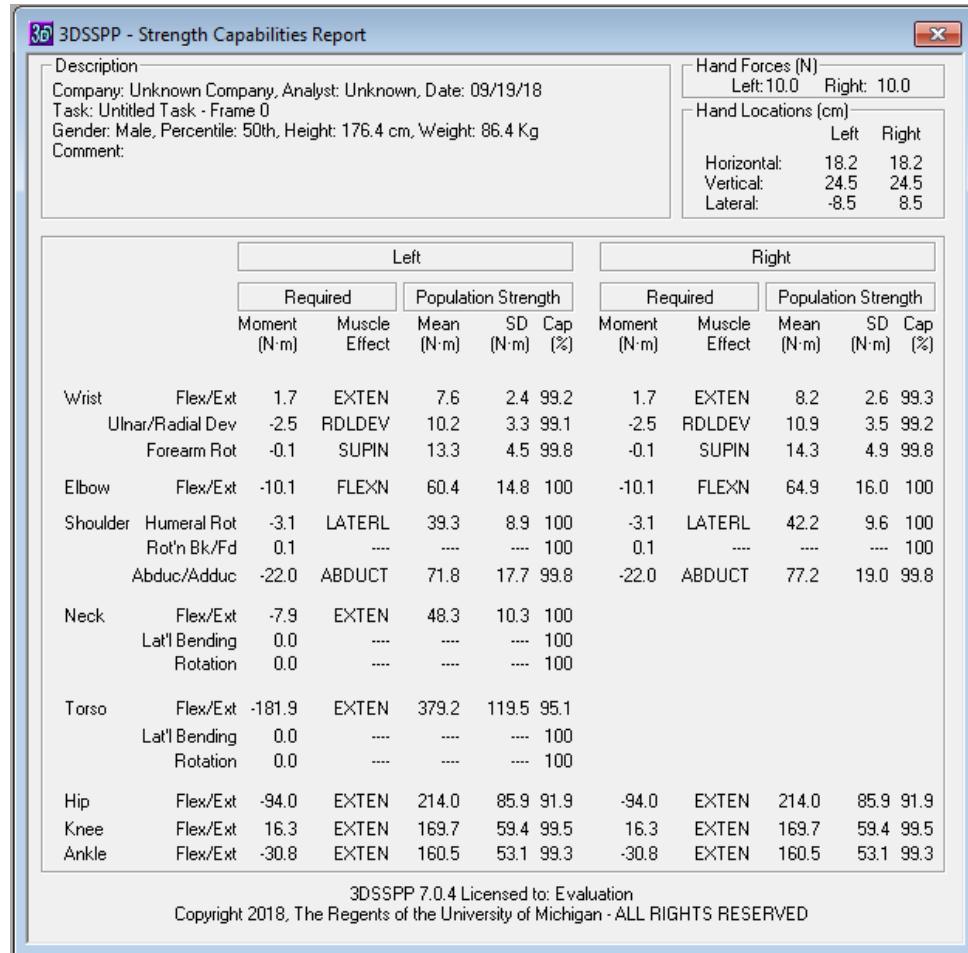


Figure 2.3 : Exemple de rapport de capacité musculaire du logiciel 3DSSPP

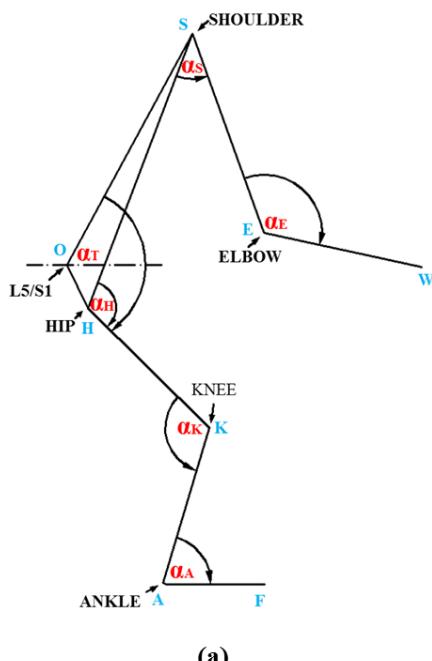
Notre recherche s'intéresse au rapport de capacité musculaire du logiciel 3DSSPP (Figure 2.3) qui présente une comparaison entre les sollicitations exercées au niveau de chaque articulation et les capacités musculaires dans la population ce qui inclut le moment résultant produit par la charge et la masse de chaque segment, l'action musculaire, la distribution (moyenne et écart-type) de la capacité physique dans une population industrielle en bonne santé, et la valeur centile de la population ayant une capacité suffisante. Le résultat de cette analyse de 3DSSPP peut être utilisé avec la norme EN1005-3 ce qui permet d'associer un risque de TMS à une situation de travail donnée (Chiasson et al., 2012). Afin de s'assurer de la validité du calcul biomécanique de DELMIA, il serait donc vraiment intéressant de comparer les capacités maximales d'application de force statique données par DELMIA et 3DSSPP. Selon ses auteurs, ce dernier utilise les données de capacité les plus récentes et les implante dans un produit logiciel abordable. En cas de

différences importantes entre les deux logiciels, une actualisation des valeurs de capacité de DELMIA est également nécessaire.

2.2.2 Équations de Stobbe

Pour pouvoir identifier l'articulation la plus sollicitée, il faut au départ déterminer les paramètres de la distribution (moyenne et écart-type) de la capacité physique pour chaque articulation d'un mannequin virtuel. La corrélation entre les données anthropométriques et ces paramètres est relativement faible alors qu'il existe une grande différence entre l'homme et la femme (Hughes, Johnson, O'Driscoll, & An, 1999). De plus, la capacité musculaire statique n'est pas la même pour tous les groupes musculaires. Elle dépend notamment de la grosseur des muscles et du bras de levier autour de l'articulation.

La méthode de calcul de la distribution de capacité musculaire a été programmée dans 3DSSPP à partir des équations empiriques (Figure 2.4), en se basant sur les études expérimentales réalisées par Stobbe (1982), entre autres. L'angle de projection entre deux vecteurs du segment corporel dans le plan sagittal doit être pris en compte lors de l'application des équations de Stobbe pour prédire la valeur de capacité. Par exemple, l'angle a_t utilisé pour calculer les valeurs de capacité au niveau du tronc est l'angle de projection entre le vecteur de la cuisse \overrightarrow{HK} et le vecteur du tronc \overrightarrow{OS} dans le plan sagittal, comme le montre dans la Figure 2.4.



Strength	Primary Adjacent Joint	S_j^* Predicted Mean Strength (Nm) ^a	G = Gender Adjustment		Coefficient of Variation (SDS _j)		Source
			Male	Female	Male	Female	
Elbow flexion	Elbow/shoulder	$S_e = [336.29 + 1.544\alpha_e - .0085\alpha_e^2 - 0.5\alpha_s][G]$.1913	.1005	.2458	.2629	Schanne, 1972
Elbow extension	Elbow/shoulder	$-S_e = [264.153 - 0.575\alpha_e - 0.425\alpha_s][G]$.2126	.1153	.2013	.3227	Schanne, 1972
Shoulder flexion	Shoulder/elbow	$S_s = [227.338 + 0.525\alpha_e - 0.296\alpha_s][G]$.2845	.1495	.2311	.2634	Schanne, 1972
Shoulder extension	Shoulder	$-S_s = [204.562 - 0.099\alpha_s][G]$.4957	.2485	.3132	.3820	Schanne, 1972
Scaled torso flexion	L5/S1	$-S_r = [141.179 + 3.694\alpha_r][G]$.2796	.1654	.2932	.3965	Schanne, 1972
Scaled torso extension	L5/S1	$S_r = [3365.123 - 23.947\alpha_r][G]$.3381	.1890	.3152	.3455	Schanne, 1972
Standing torso flexion	L5/S1	$-S_r = [17.17\alpha_r - 0.0796\alpha_r^2][G]$.2146	.1129	.2939	.3962	Schanne, 1972
Standing torso extension	L5/S1	$S_r = [3894 - 13.9\alpha_r][G]$.1559	.1016	.3152	.3455	Schanne, 1972
Hip flexion	Hip	$S_h = [-820.21 + 34.29\alpha_h - 0.11426\alpha_h^2][G]$.1304	.0871	.2729	.3364	Clarke, 1966
Hip extension	Hip	$-S_h = [3338.1 - 15.711\alpha_h + 0.04626\alpha_h^2][G]$.0977	.0516	.4016	.3779	Clarke, 1966
Knee flexion	Knee	$-S_k = [-94.437 + 6.3672\alpha_k][G]$.1429	.0851	.2934	.3212	Clarke, 1966
Knee extension	Knee	$S_k = [1091.9 - 0.0996\alpha_k + 0.17308\alpha_k^2 - 0.17308\alpha_k^3 - 0.00097\alpha_k^4][G]$.0898	.0603	.3503	.3466	Clarke, 1966
Ankle extension	Ankle	$-S_t = [3356.8 - 18.4\alpha_t][G]$.0816	.0489	.3307	.2745	Burggraaf, 1972

(b)

Figure 2.4 : Détermination de la distribution (moyenne et écart-type) de la capacité maximale au niveau de l'articulation : (a) angles de projection dans le plan sagittal et (b) équations de Stobbe

Par exemple, un homme de taille moyenne transporte un objet de 5,5 kg en le prenant par le dessous. On observe que son coude est plié à 90 degrés et son bras est collé au corps lors du transport. La procédure pour déterminer la distribution de la capacité maximale du coude dans cet exemple est comme suit :

- Choix de l'équation. Il faut d'abord choisir la bonne équation selon l'action musculaire (flexion ou extension). Comme le moment engendré produit par la charge et les masses de chaque segment corporel implique une flexion du coude, l'équation « Elbow flexion » est choisie pour prédire la capacité maximale au niveau du coude.
- Calcul des angles de projection dans le plan sagittal. Dans cette équation, l'attention doit être portée sur les deux angles articulaires suivants : α_e (angle de projection entre le vecteur du bras \overrightarrow{ES} et le vecteur de l'avant-bras \overrightarrow{EW}) et α_s (angle de projection entre le vecteur du bras \overrightarrow{SE} et le vecteur du tronc \overrightarrow{SO}). L'angle α_e est égal à 90 degrés et l'angle α_s est de 0 degré dans notre exemple.

Ainsi, la distribution dans la population des travailleurs industriels masculins en bonne santé se calcule ainsi :

$$\begin{aligned}\text{Moyen : } S_e &= (336,29 + 1,544 \times \alpha_e - 0,0085 \times \alpha_e^2 - 0,5 \times \alpha_s) \times G \\ &= [336,29 + 1,544 \times 90 - 0,0085 \times 90^2 - 0,5 \times 0] \times 0,1913 \\ &= 77,74 \text{ Nm}\end{aligned}$$

$$\text{Écart-type : } SD = 77,74 \times 0,2458 = 19,11 \text{ Nm}$$

Un problème rencontré avec les équations de Stobbe vient du fait que les angles utilisés pour déterminer la distribution de la capacité maximale de l'articulation sont les angles de projection dans le plan sagittal. Alors que les logiciels de DHM, tels que 3DSSPP et DELMIA, réalisent une analyse biomécanique de la posture de travail à partir d'une modélisation en trois dimensions. En outre, les équations de Stobbe ont été publiées en 1982, soit déjà depuis de nombreuses années de sorte qu'un certain nombre de coefficients de correction ont pu être implémentés dans 3DSSPP au fil des ans par les développeurs du logiciel qui ont réalisé beaucoup de recherche dans le domaine de la biomécanique. Cependant, à l'heure actuelle, la littérature scientifique ne fournit aucune indication pratique quant à l'implémentation de ces équations dans un espace en 3D pour déterminer la distribution des valeurs de capacité dans la population.

2.2.3 Outil de simulation ergonomique : DELMIA

Les produits d'Ergonomie Virtuelle de DELMIA sont développés et commercialisés par Dassault Systèmes, permettant de simuler virtuellement l'environnement d'une usine manufacturière afin de définir, planifier, créer, surveiller et contrôler virtuellement tous les processus de production lors de la phase de la conception. Le portefeuille de produits DELMIA inclut actuellement quatre applications (« Ergonomics Manikin Editor », « Ergonomics Evaluation », « Ergonomics at Work », « Ergonomics in Car Design ») dédiées à l'ergonome pour effectuer des évaluations ergonomiques. Des bases de données qui contiennent un grand nombre de mesures anthropométriques sur des sujets hommes et femmes tirés de populations américaine, canadienne, française, allemande, chinoise, coréenne, indienne et japonaise sont également intégrées dans le logiciel.

Dans le cadre de cette étude, nous avons choisi « Ergonomics Evaluation » comme un outil de simulation. Cette application nous permet de créer et manipuler des mannequins de différentes populations et anthropométries et d'effectuer des différentes analyses ergonomiques, y compris la détection des collisions, la zone atteignable, le champ de vision, la manutention manuelle de charges et l'analyse de la posture du mannequin (moment résultant au niveau de l'articulation, chargement sur la colonne vertébrale, centre de gravité, RULA), afin d'évaluer l'interaction entre un mannequin et un poste de travail dans un environnement en 3D.

2.2.4 Outil d'évaluation de risque : EN 1005-3

EN 1005-3 est une norme européenne qui permet de déterminer le niveau de risque d'une situation de travail comportant une application de force sur un objet en se basant sur la capacité de base (ex., 15^e centile de capacité dans la population industrielle en bonne santé), la vitesse des mouvements, la fréquence et la durée totale des sollicitations (CEN, 2002). Les paramètres de la distribution (moyenne et écart-type) de capacité de base dans la population peuvent être obtenus du rapport biomécanique de DELMIA ou de celui de 3DSSPP. Pour pouvoir évaluer le niveau de risque d'une tâche spécifique avec la norme EN 1005-3, il faut suivre les étapes suivantes :

- Reproduction de la posture de l'opérateur de la manière le plus proche possible de la réalité dans un logiciel biomécanique qui permet de réaliser un calcul des charges à chaque articulation d'un mannequin virtuel, pour la situation d'application de force (ex., utilisation d'un outil manuel) et de posture étudiée.
- Détermination de l'articulation la plus sollicitée. Chaque articulation supporte un moment engendré par les masses de chaque segment corporel et la force appliquée par les mains pour réaliser une opération. Pour déterminer la plus sollicitée, le ratio entre le moment engendré par l'opération et le moment isométrique maximal de l'individu dont la capacité correspond au 15^e centile (correspond à une capacité maximale que 85% de la population peut déployer) doit être calculé pour chaque articulation d'intérêt (i.e., le tronc et les membres supérieurs habituellement selon les données de CNESST). L'articulation qui a le ratio le plus élevé est celle à laquelle nous devrions accorder le plus d'attention. La distribution de la capacité maximale dans la population est déterminée en utilisant les équations de Stobbe.

- Ajustement du moment maximal acceptable pour le 15^e centile en fonction de la vitesse du mouvement de l'action, de la fréquence et de la durée des sollicitations durant le quart de travail. Les tableaux ci-dessus (Tableau 2.1, Tableau 2.2 et Tableau 2.3) présentent les coefficients d'ajustement fournis dans la norme EN 1005-3.
- Calcul du ratio, entre le moment engendré à l'articulation la plus sollicitée et la valeur de capacité ajustée du 15^e centile. Le résultat du calcul permet d'associer un risque à la tâche analysée selon les trois niveaux proposés dans la norme (Tableau 2.4) : recommandé (vert), non recommandé (jaune), à éviter (rouge).

Tableau 2.1 : Coefficient d'ajustement M_f en fonction de la fréquence et du temps de maintien de la posture

Temps d'action	Fréquence des actions (min ⁻¹)			
	$\leq 0,2$	$> 0,2 - 2$	$> 2 - 20$	> 20
$\leq 0,05$	1,0	0,8	0,5	0,3
$> 0,05$	0,6	0,4	0,2	Ne s'applique pas

Tableau 2.2 : Coefficient d'ajustement M_v en fonction de la présence d'un mouvement au niveau de l'articulation évaluée

Multiplicateur	non	oui
	l'action n'implique aucun mouvement ou un mouvement très faible	l'action implique un mouvement évident
m_v	1,0	0,8

Tableau 2.3 : Coefficient d'ajustement M_d en fonction de la durée cumulée journalière des sollicitations similaires au niveau de l'articulation

Durée (h)	≤ 1	$> 1 - 2$	$> 2 - 8$
m_d	1,0	0,8	0,5

Tableau 2.4 : Niveaux de risques proposés dans la norme EN 1005-3

Zone à risque	m_r
recommandée	$\leq 0,5$
non recommandée	$> 0,5 - 0,7$
à éviter	$> 0,7$

Par exemple, la Figure 2.5 présente une travailleuse en train de lever le couvercle d'un four. Le poids du couvercle est de 3 kg. Le temps estimé pour cette action est de 3 secondes. Le temps du cycle des opérations réalisées par cette opératrice est de 1 minute. L'analyse biomécanique dans DELMIA indique que l'articulation la plus sollicitée est l'épaule en rotation externe.

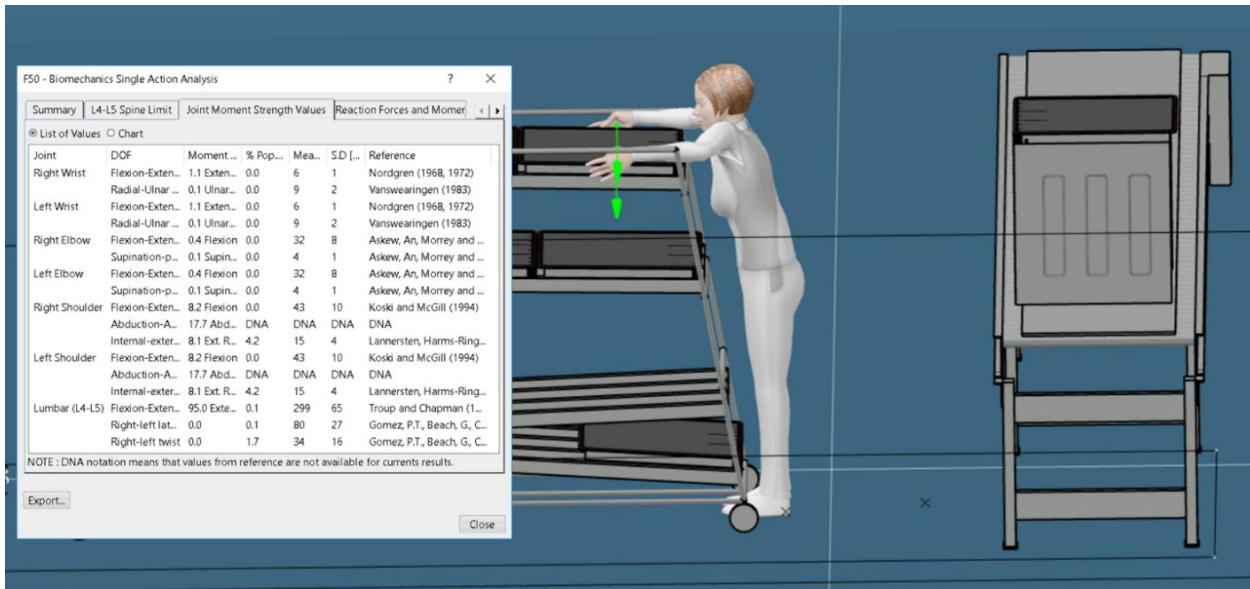


Figure 2.5 : Analyse biomécanique du levage le couvercle d'un four par une travailleuse

Ainsi, selon les caractéristiques de la tâche, les coefficients pour cette opération seraient :

- M_f : La fréquence au niveau des épaules est de 1 action par minute avec un temps d'action de 3 secondes. Nous obtenons donc un coefficient 0,8.
- M_d : Nous supposons que l'opératrice effectue cette opération durant un quart de travail de 8 h 00 à 16 h, comprenant deux périodes de repos de 15 minutes et une interruption de 30 minutes pour le dîner. Au cours d'un cycle de 1 minute, l'épaule est sollicitée de manière

identique durant le levage et le dépôt du couvercle d'un four soit $2 * 3 = 6$ secondes. Cela donne au niveau de la journée 42 minutes, soit un coefficient $M_d = 1,0$.

- M_v : Durant la manutention du couvercle, les épaules restent dans la même position, ainsi le coefficient correspondant pour appliquer la norme EN 1005-3 est 1,0.

Le moment engendré au niveau d'épaules est de 8,10 Nm. Le moment maximal au niveau de la rotation externe des épaules dans cette posture est de 15 ± 4 Nm. Ce qui signifie un moment maximal pour le 15^e centile de $(15,00 - 1,04 * 4) = 10,84$ Nm.

Ainsi le niveau de risque au pour cette tâche est :

$$M_r = \frac{\text{Moment engendré}}{\text{Moment maximal ajusté 15^eme}}$$

$$M_r = \frac{\text{Moment engendré}}{\text{Moment maximal 15^eme} * m_f * m_d * m_v}$$

$$M_r = \frac{8.10}{10.84 * 0,8 * 1,0 * 1,0} = 0,93$$

$$M_r = 0,93 > 0,7$$

Selon la norme EN 1005-3, la probabilité d'apparition de TMS pour cette opération au niveau des épaules est élevée.

Parmi les méthodes d'évaluation, la norme EN 1005-3 prend en compte le plus de facteurs de risque de TMS, tels que la posture, la force appliquée, la durée de travail, la capacité physique dans la population industrielle. Même si la collecte des données pour évaluer une situation de travail est une démarche complexe à réaliser particulièrement dans le cas de tâches variables, il est possible d'aller chercher ces informations nécessaires dans un environnement virtuel à l'aide d'une structure d'information de production préétablie. La procédure d'utilisation de la norme EN 1005-3 a été automatisée dans le nouveau modèle de DELMIA tel qu'envisagé.

2.2.5 Outil de génération de suggestions : Arbre de décision

Un arbre de décision a été déjà élaboré à l'aide des techniques d'exploration de données et il a été testé à partir d'un jeu de 23 postures de la ligne d'assemblage de fours dans un projet de recherche précédent (DJIRE, 2016). Cet outil permet de porter un jugement sur une posture de travail en

fournissant des suggestions sous format texte pour améliorer l'aménagement du poste de travail de façon à guider les concepteurs dans la réduction du niveau de risque de TMS associé à son design.

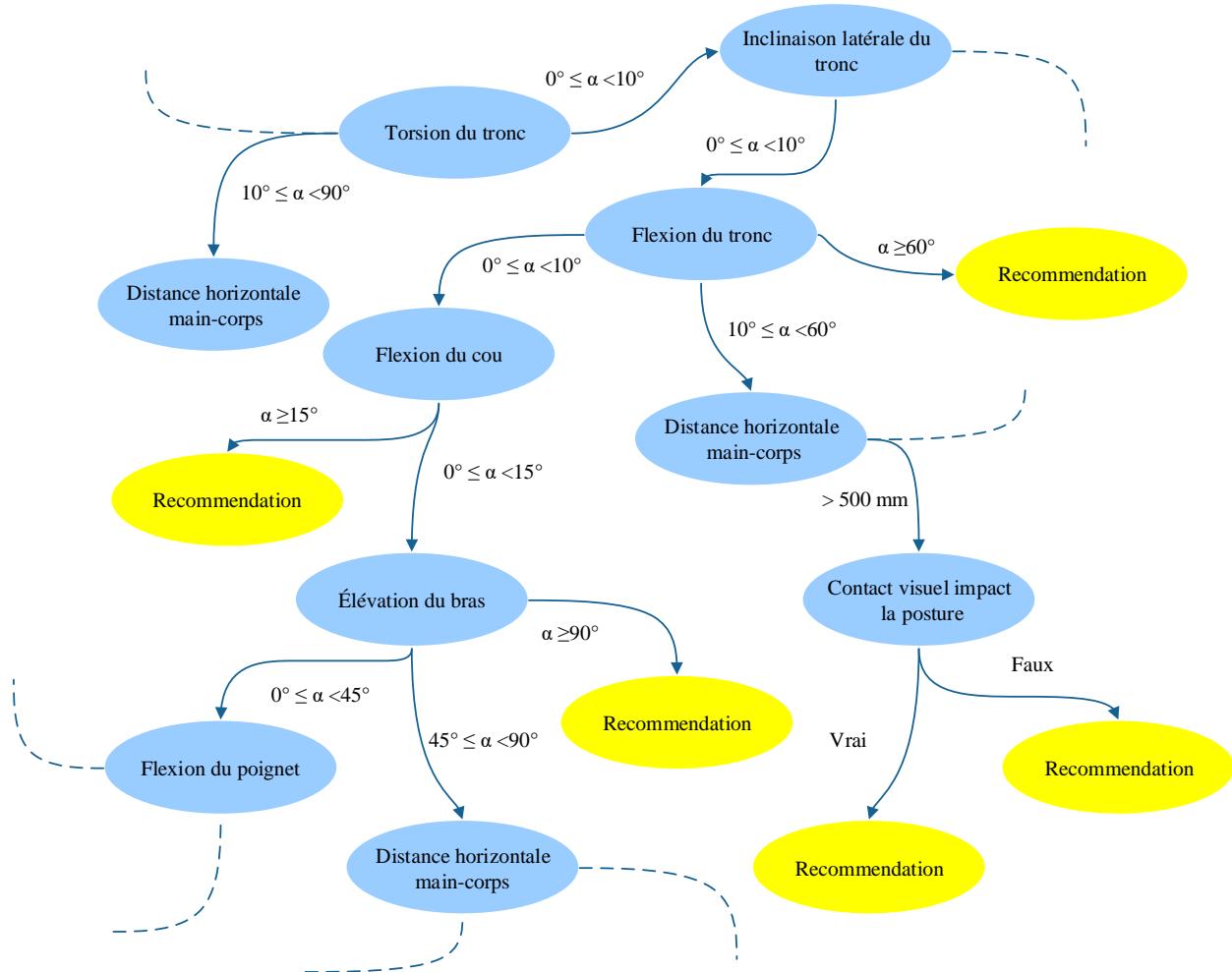


Figure 2.6 : Exemple de structure d'arbre de décision

L'arbre de décision actuel contient 20 feuilles ce qui signifie que 20 scénarios ont été définis et pour chacun des suggestions au concepteur ont été élaborées. Chaque feuille représente une situation de travail réelle qui dépend des nœuds et des branches que l'on a parcourus pour y accéder (Figure 2.6). À chaque nœud de l'arbre de décision, différentes conditions représentant une série de choix possible dans des plages de valeurs (ex., force exercée par l'opérateur, angle de l'articulation, distance verticale ou horizontale des mains vis-à-vis du pelvis) sont basées sur les critères de différentes méthodes d'évaluation des postures de travail. Par exemple, au niveau du nœud qui évalue l'élévation du bras, trois plages d'amplitude articulaire décrites par des limites fixes ont été choisies (inférieur à 45 degrés, entre 45 et 90 degrés, supérieur à 90 degrés).

Chacune de ces plages permet de choisir un embranchement différent menant au différent nœud suivant. De plus, les attributs évalués au niveau des nœuds sont traités par ordre d'importance croissante, qui permet d'orienter les concepteurs vers l'élément du design à cibler en priorité. Dans la version actuelle de l'arbre, les quatre attributs suivants ont été identifiés comme prioritaires : la charge, la position du tronc (rotation, inclinaison latérale et flexion), la flexion du cou et l'élévation du bras.

CHAPITRE 3 VALIDATION DES DONNÉES DE CAPACITÉ PHYSIQUE

Ce chapitre présente la méthodologie appliquée pour valider des données de capacité physique au niveau de l'articulation, la comparaison des valeurs de capacité calculées par DELMIA et 3DSSPP, la démarche adoptée pour déterminer la capacité physique (tronc ou épaule) en utilisant les équations de Stobbe ainsi que des exemples d'application.

3.1 Méthodologie de recherche

3.1.1 Comparaison des valeurs de capacité

Selon les données de la CNESST, l'épaule et le tronc sont les régions corporelles les plus souvent affectées en milieu de travail. Un ensemble de postures du tronc et de l'épaule sans application de force ont été simulées dans 3DSSPP et DELMIA afin d'effectuer une comparaison des valeurs de capacité au niveau de ces deux articulations. Dans un premier temps, une vingtaine de postures d'inclinaison antérieure/postérieure du tronc et une cinquantaine de postures d'élévation antérieure/postérieure du bras pour les anthropométries M50 et F50 ont été simulées dans 3DSSPP (Tableau 3.1). L'angle de l'articulation ciblée a été augmenté progressivement de 5 degrés chaque fois à l'aide la fonctionnalité « Body Segment Angles ». Ensuite, les postures simulées avec 3DSSPP ont été fidèlement reproduites sur DELMIA pour les mêmes anthropométries. Enfin, les actions musculaires et les valeurs de capacité calculées par deux logiciels ont été enregistrées dans un fichier Excel afin de pouvoir les comparer plus facilement.

3.1.2 Intégration des équations de Stobbe

Afin d'actualiser les valeurs de capacité en intégrant les équations de Stobbe, une comparaison des valeurs de capacité calculées par 3DSSPP et par Stobbe a été réalisée qui permet de comprendre comment ces équations ont été programmées dans un logiciel de DHM pour déterminer des valeurs de capacité.

3.1.2.1 Conventions des équations de Stobbe

Dans un premier temps, les mêmes postures (inclinaison antérieure/postérieure du tronc et élévation antérieure/postérieure du bras) que nous avons utilisées pour le test précédent (section

3.1.1), ainsi qu'une quarantaine de postures du coude plié à 90 degrés en bougeant le bras dans le plan sagittal pour l'anthropométrie M50 ont été simulées dans 3DSSPP (Tableau 3.1). Une force de 50 N a été appliquée sur chaque main du mannequin vers deux directions opposées. L'angle de l'articulation ciblée a été augmenté progressivement de 5 degrés chaque fois. Ensuite, nous avons calculé la valeur de capacité au niveau de l'articulation pour chaque posture testée en utilisant les équations de Stobbe afin d'identifier les actions musculaires implémentées dans 3DSSPP. Enfin, les valeurs de capacité calculées par Stobbe ont été comparées avec celles de 3DSSPP pour identifier quelle caractéristique de la posture entraîne des différences dans ces valeurs.

Tableau 3.1 : Postures expérimentales du tronc et de l'épaule

Nom du test	Inclinaison du tronc	Élevation du bras	Coude plié à 90 degrés
Comparaison des valeurs de capacité	Sans force	Sans force	N/A
Conventions des équations de Stobbe	100N vers l'avant ou l'arrière	50N vers le bas ou le haut	50N vers le bas ou le haut
Coefficients de correction			
Équations de tronc	Inclinaison antérieure/postérieure du tronc avec un mouvement de rotation (ou inclinaison latérale) + 100N vers l'avant ou l'arrière		
Équation de « Shoulder flexion »	Huit groupes de postures des membres supérieurs avec des mouvements de rotation de l'humérus + sans force		
Équation de « Shoulder extension »	Deux groupes de postures des membres supérieurs avec des mouvements horizontaux de l'épaule + 50N vers le haut		

3.1.2.2 Coefficients de correction

- Équations de Stobbe pour le tronc

Nous sommes partis de l'hypothèse que la rotation du tronc (sens horaire/antihoraire) peut avoir un impact important sur les valeurs de capacité. Les postures d'inclinaison antérieure/postérieure du tronc avec un mouvement de rotation pour l'anthropométrie M50 ont été simulées dans 3DSSPP. Une force de 50 N a été appliquée sur chaque main du mannequin vers deux directions opposées (avant ou arrière). L'angle de rotation du tronc a été augmenté progressivement de 10 degrés chaque fois. Ensuite, les valeurs de capacité du tronc pour chaque posture testée ont été comparées avec celles de postures sans rotation du tronc pour confirmer ou infirmer cette hypothèse. De la même manière, l'hypothèse de l'inclinaison latérale du tronc a été également vérifiée.

- Équation de Stobbe « Shoulder flexion »

Nous sommes partis de l'hypothèse que la rotation de l'humérus peut avoir un impact important sur les valeurs de capacité en flexion. Huit groupes de postures des membres supérieurs avec des mouvements de rotation de l'humérus pour l'anthropométrie M50 sans application de force ont été simulés dans 3DSSPP. La stratégie adoptée pour produire les postures dans le même groupe consiste à fixer deux angles de projection (α_e et α_s) en augmentant progressivement l'angle de rotation de l'humérus de 30 degrés chaque fois. Ensuite, les valeurs de capacité en flexion pour chaque posture testée dans le même groupe ont été comparées afin de déterminer la relation entre l'angle de rotation de l'humérus et les coefficients de correction à appliquer pour l'équation de Stobbe « Shoulder flexion ». Les informations détaillées concernant les huit scénarios de test sont disponibles à la fin de ce mémoire (Annexe A).

- Équation de Stobbe « Shoulder extension »

De la même manière, l'hypothèse que la position horizontale de l'épaule peut avoir un impact important sur les valeurs de capacité en extension a été également vérifiée. Deux groupes de postures des membres supérieurs avec des mouvements horizontaux de l'épaule pour l'anthropométrie M50 en appliquant une force de 50 N vers le haut ont été simulés dans 3DSSPP. La stratégie adoptée pour produire les postures dans le même groupe consiste à fixer l'angle de projection α_s en modifiant constamment la position horizontale de l'épaule dans le plan transversal. Ensuite, les valeurs de capacité en extension pour chaque posture testée dans le même groupe ont été comparées afin de déterminer la relation entre l'angle horizontal de l'épaule et les coefficients de correction à appliquer pour l'équation de Stobbe « Shoulder extension ». Les informations détaillées concernant les deux scénarios de test sont disponibles à la fin de ce mémoire (Annexe A).

3.2 Résultats

3.2.1 Comparaison des valeurs de capacité au niveau du tronc

La comparaison des valeurs de capacité physique au niveau du tronc données par deux logiciels pour les postures d'inclinaison du tronc sans application de force est présentée à la Figure 3.1. Comme le montre cette figure, les valeurs de capacité au niveau du tronc fournies dans le rapport

biomécanique de DELMIA sont différentes de celles de 3DSSPP pour une posture équivalente. Dans certains cas, les valeurs données par DELMIA sont presque deux fois plus élevées que celles de 3DSSPP. Aussi, la variation des valeurs de capacité du mannequin de DELMIA se fait par paliers de plage angulaire. Par contre, 3DSSPP est plus sensible au changement de posture et ses valeurs de capacité évoluent continuellement en fonction de la posture.

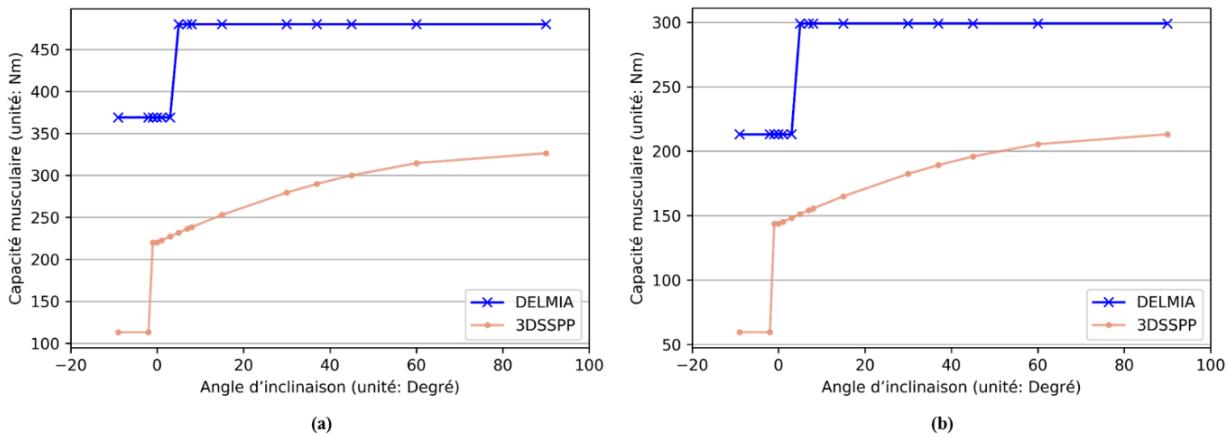


Figure 3.1 : Comparaison quantitative de la capacité physique au niveau du tronc calculée par DELMIA et 3DSSPP : (a) homme (b) femme

Cette comparaison nous a permis de constater que les différences des valeurs de capacité au niveau du tronc entre 3DSSPP et DELMIA sont très importantes. L'usage de ces données erronées fausserait complètement l'estimation de la capacité physique au niveau du tronc dans la posture analysée.

3.2.2 Intégration des équations du tronc dans 3DSSPP

3.2.2.1 Choix de l'équation

Comme expliqué au chapitre 2, le choix de l'équation de Stobbe est déterminé par l'action musculaire qui dépend du signe du moment résultant au niveau de cette articulation dans 3DSSPP. Si le moment résultant au niveau du tronc résulte d'une rotation dans le sens horaire (signe positif), cela signifie que le tronc cherche à fléchir en luttant contre le moment engendré, alors l'action musculaire sera la flexion (« Muscle effect » indiqué FLEX dans 3DSSPP) ; et celui qui produit une rotation dans le sens antihoraire (signe négatif) est considéré comme l'extension (« Muscle effect » indiqué EXTEN dans 3DSSPP).

3.2.2.2 Exemples d'application

Les postures d'inclinaison du tronc vers l'avant ou l'arrière en appliquant les forces variées en fonction de la grandeur et de la direction ont été simulées dans le logiciel pour comparer les valeurs de capacité physique d'un homme moyen données par 3DSSPP et les équations de Stobbe pour le tronc. Le choix de l'équation est déterminé par l'action musculaire au niveau du tronc. Ainsi, l'angle a_t est indiqué dans le « Posture (Local Angles) Report » sous le menu « Reports » de 3DSSPP pour déterminer les valeurs de capacité du tronc.

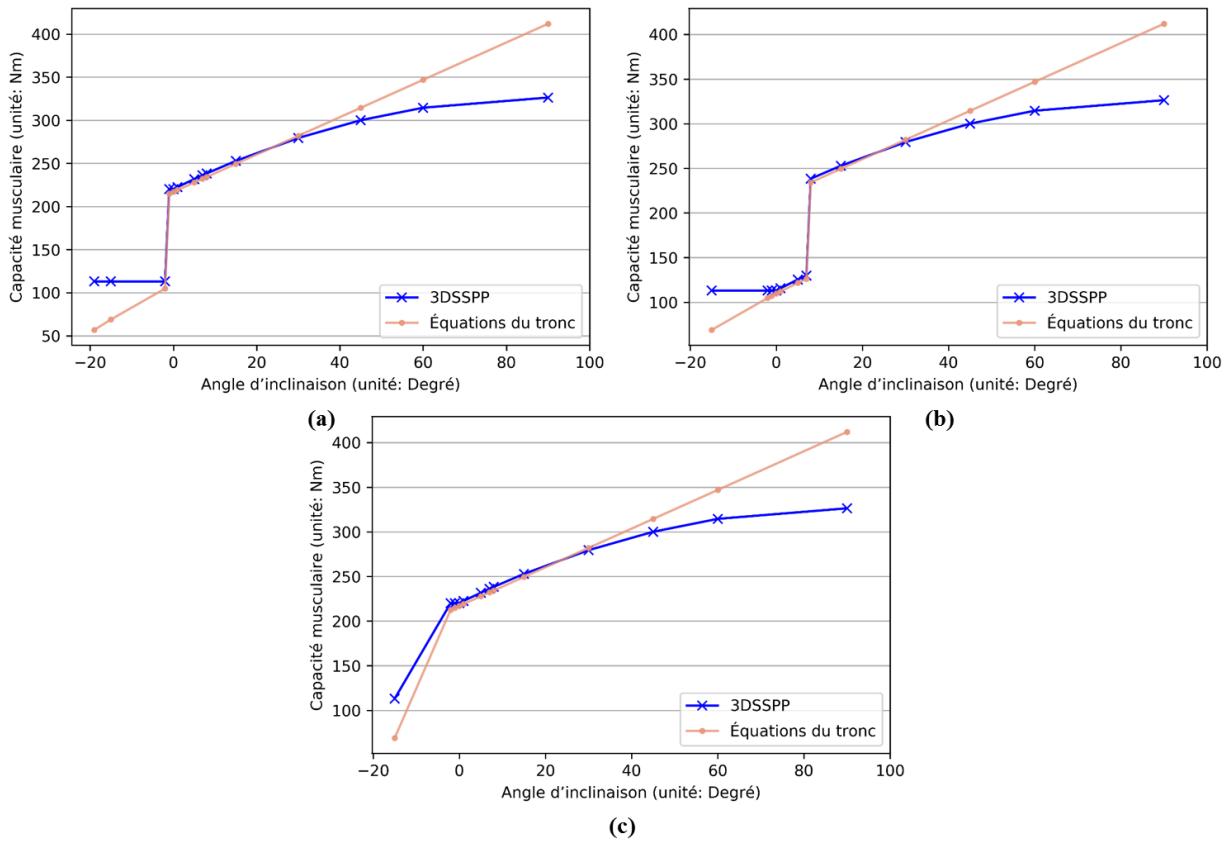


Figure 3.2 : Comparaison quantitative de la capacité physique calculée par 3DSSPP et les équations de Stobbe pour le tronc : (a) sans application de force (b) application d'une force de 100N vers l'avant (c) application d'une force de 100N vers l'arrière

On remarque une tendance similaire pour les différentes situations de travail (sans application de force, force de 100N appliquée vers l'avant ou l'arrière). Les résultats obtenus au moyen de deux méthodes de calcul se rapprochent lorsque l'angle d'inclinaison par rapport au plan coronal est au milieu de l'amplitude articulaire du tronc. Ainsi, la différence est quand même importante dans des

situations extrêmes : plus de 45 degrés d'inclinaison antérieure et plus de 2 degrés d'inclinaison vers l'arrière (Figure 3.2). Certaines corrections peuvent être appliquées aux équations du tronc dans une plage angulaire particulière qui permettent de minimiser la différence de ces valeurs. Une autre différence se trouve dans le choix de l'équation. La chute de la valeur représente le moment de changement d'équation du tronc (extension-flexion) qui est très varié selon la grandeur et la direction de la force appliquée, comme le montre les figures. Cependant, la rotation et la flexion latérale du tronc n'ont pas d'influence sur les valeurs de la capacité en flexion/extension au niveau de cette articulation dans 3DSSPP.

Après avoir comparé les résultats calculés par 3DSSPP et les équations de Stobbe pour le tronc, nous pouvons conclure que les équations de Stobbe ont été implémentées dans 3DSSPP pour déterminer la distribution de la capacité physique au niveau du tronc à l'aide de l'angle de projection a_t dans le plan sagittal. Le choix de l'équation du tronc est déterminé par le signe du moment résultant au niveau de cette articulation.

3.2.3 Comparaison des valeurs de capacités au niveau de l'épaule

La comparaison des valeurs de capacité physique au niveau de l'épaule données par deux logiciels pour les postures d'élévation antérieure/postérieure du bras sans application de force est présentée à la Figure 3.3. Nous avons remarqué une tendance similaire à celle qui a été observée au niveau du tronc. Les valeurs de capacité au niveau de l'épaule fournies dans le rapport biomécanique de DELMIA sont différentes de celles de 3DSSPP pour une posture équivalente.

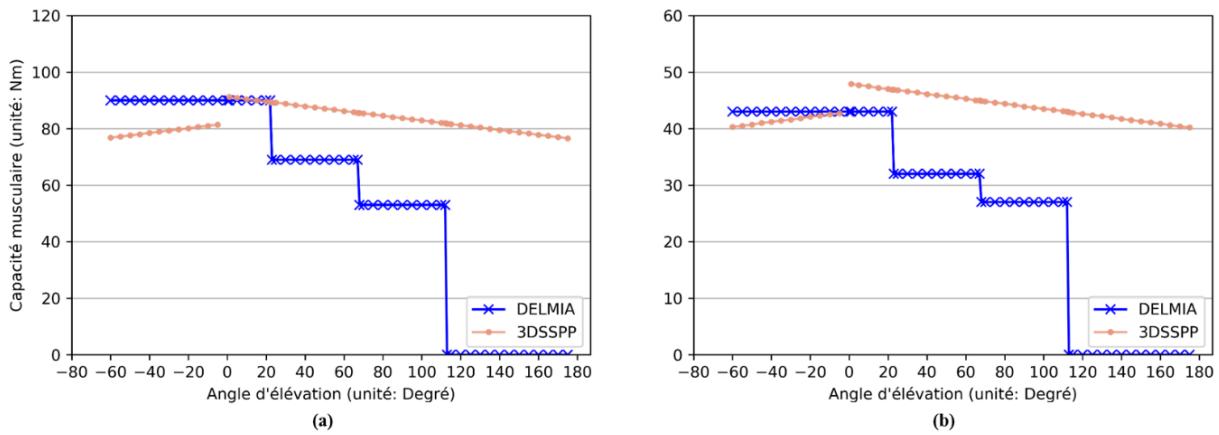


Figure 3.3 : Comparaison quantitative de la capacité physique au niveau de l'épaule calculée par DELMIA et 3DSSPP : (a) homme (b) femme

De plus, en raison du manque de référence les valeurs de capacité données par DELMIA sont nulles lorsque l'angle d'élévation est supérieur à 112 degrés. Ainsi, les valeurs de capacité dans le rapport biomécanique de DELMIA progressent par paliers de plage angulaire. Par contre, ces valeurs de capacité évoluent continuellement en fonction du changement de posture dans 3DSSPP.

Cette comparaison nous a permis de constater que la différence des valeurs de capacité au niveau de l'épaule entre 3DSSPP et DELMIA est quand même importante. L'usage de ces données erronées fausserait complètement l'estimation de la capacité physique au niveau de l'épaule dans la posture analysée.

3.2.4 Intégration des équations de l'épaule dans 3DSSPP

3.2.4.1 Choix de l'équation

Les conventions d'action musculaire de 3DSSPP et de Stobbe sont différentes. Dans 3DSSPP on parle d'abduction et adduction dans un plan de mouvement de l'épaule, des mots que Stobbe n'utilise pas pour ses équations. De plus, deux différentes conventions de signe ont été implémentées dans le logiciel 3DSSPP pour déterminer le signe du moment résultant au niveau de l'épaule, comme le montre la Tableau 3.2.

Tableau 3.2 : Choix de l'équation de Stobbe pour l'épaule dans 3DSSPP

Plan de mouvement	Sens de rotation	Conventions de signe du moment résultant	Choix de l'équation	Conventions d'action musculaire de 3DSSPP
Partie antérieure	horaire	+	extension	ADDUCT
	antihoraire	-	flexion	ABDUCT
Partie postérieure	horaire	-	flexion	ABDUCT
	antihoraire	+	extension	ADDUCT

Un mannequin virtuel est séparé en deux parties par le plan coronal, une partie antérieure et une partie postérieure. Dans la partie antérieure, si la rotation s'effectue dans le sens horaire, alors il s'agit d'un signe positif, et celle qui s'effectue dans le sens antihoraire est considérée comme négatif. La convention de signe, par contre, s'inverse dans la partie postérieure. Si le moment résultant au niveau de l'épaule est négatif, cela signifie que l'épaule cherche à fléchir en luttant contre le moment engendré, alors l'action du muscle est en flexion (« Muscle effect » indiqué

ABDUCT dans 3DSSPP) ; si le moment résultant est positif, alors l'action du muscle sera l'extension (« Muscle effect » indiqué ADDUCT dans 3DSSPP).

Comme représenté dans la Figure 3.4, le moment résultant par l'élévation antérieure du bras au niveau de l'épaule est dans le sens antihoraire (signe négatif). Également, le moment résultant par l'élévation postérieure du bras (Figure 3.5) au niveau de l'épaule est négatif (sens horaire dans la partie postérieure). Alors l'équation de Stobbe « Shoulder flexion » doit être appliquée dans ces deux scénarios différents pour déterminer la distribution de la capacité physique de l'épaule.

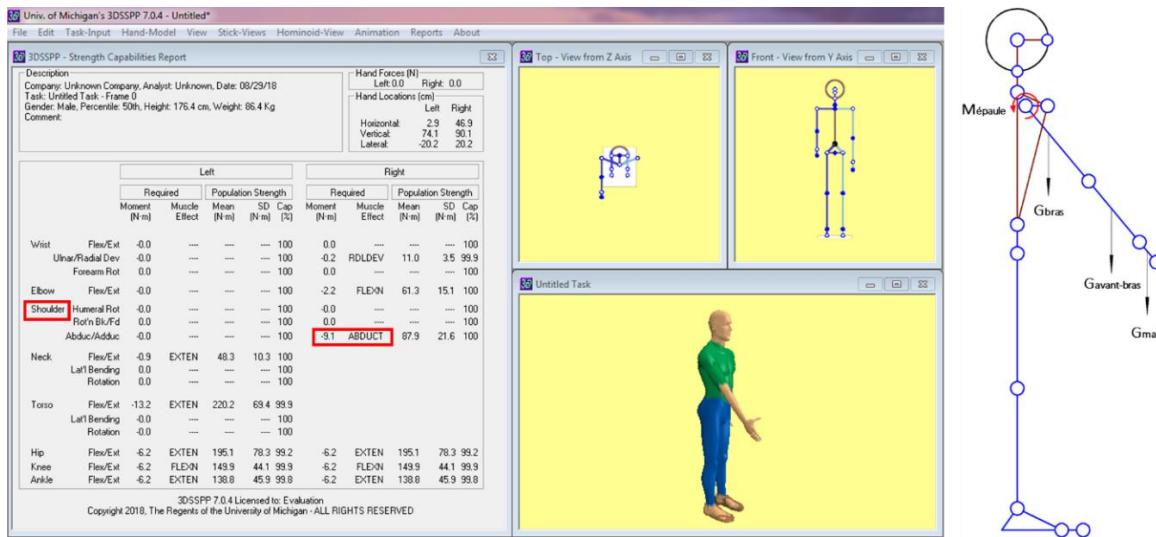


Figure 3.4 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (élévation antérieure du bras)

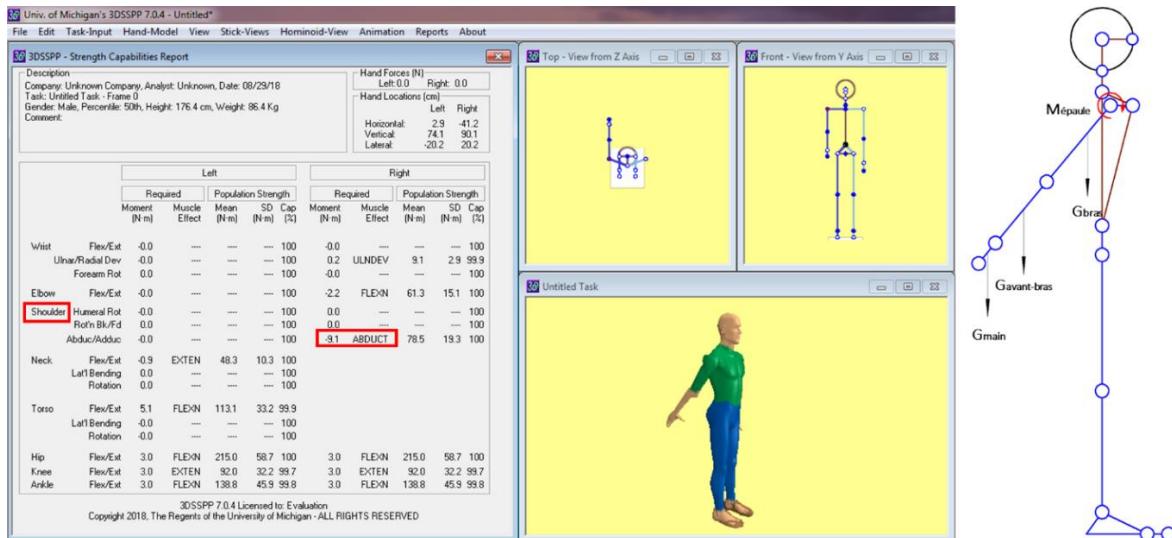


Figure 3.5 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (élévation postérieure du bras)

Une autre posture plus complexe (Figure 3.6) a été simulée dans 3DSSPP. Le « Posture (Local Angles) Report » du logiciel montre que α_e est de 90 degrés et que α_s est égal à 0 degré. Les moments engendrés par l'avant-bras $M_{avant-bras}$ et la main M_{main} par rapport à l'épaule sont dans le sens horaire (signe positif), et puis le moment engendré par le bras M_{bras} au niveau de l'épaule est nul, car la centre de gravité du bras passe par l'axe de l'épaule. Ainsi, le moment résultant au niveau de l'épaule $M_{épaule}$ pour lutter contre la masse de chaque segment est négatif, alors que l'équation de Stobbe « Shoulder flexion » doit être appliquée.

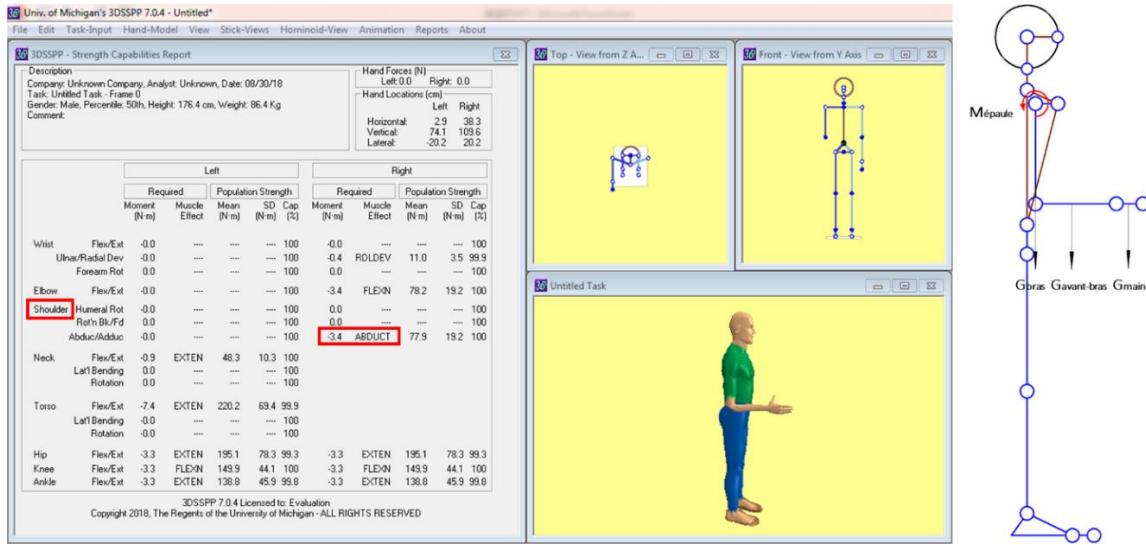


Figure 3.6 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (coude plié à 90 degrés)

Si on garde le coude plié à 90 degrés en bougeant le bras du mannequin de 1 degré seulement vers la partie postérieure ($\alpha_e = 90$ degrés et $\alpha_s = 1$ degré), la convention de signe s'inverse tout de suite. Alors, les moments $M_{avant-bras}$ et M_{main} sont toujours dans le sens horaire (signe négatif), et puis le moment M_{bras} est proche de zéro. Ainsi, le moment résultant $M_{épaule}$ est positif, en plus d'être très proche du résultat précédent (Figure 3.7).

Nous continuons à bouger le bras vers la partie postérieure en gardant le coude plié à 90 degrés, et on remarque que le moment résultant $M_{épaule}$ est nul (pas d'information sur « Muscle effect » et la capacité maximale dans 3DSSPP) lorsque l'angle entre le bras et le corps est égal à 17 degrés ($\alpha_e = 90$ degrés et $\alpha_s = 17$ degrés), car la somme absolue des moments $M_{avant-bras}$ et M_{main} est égale à la valeur du moment M_{bras} (Figure 3.8). Alors que si on garde le coude plié à 90 degrés en

bougeant le bras du mannequin en continu, le moment résultant $M_{épaule}$ augmente en même temps que la valeur de l'angle a_s , dans le sens horaire (signe négatif).

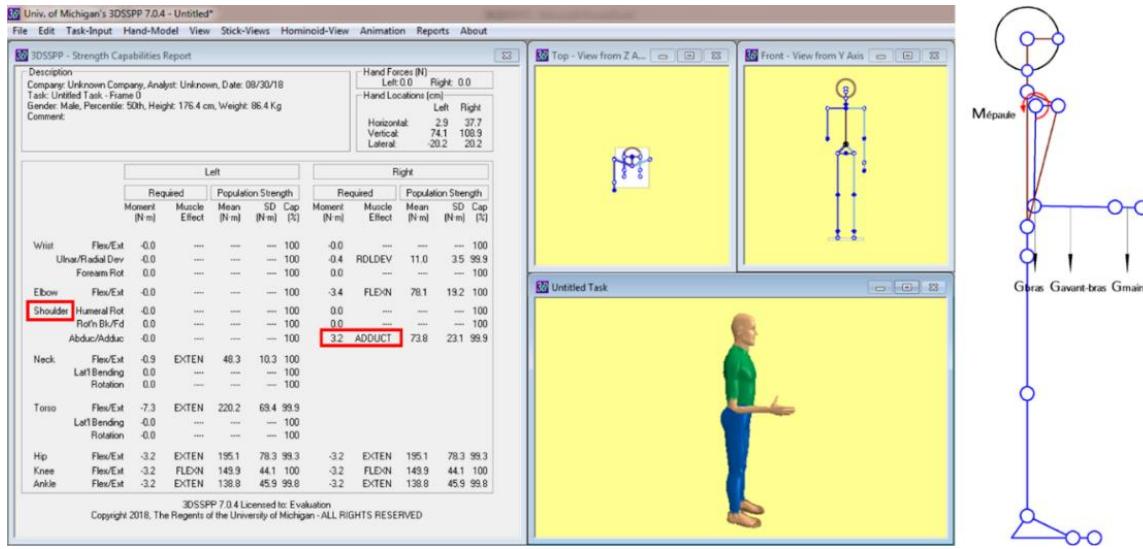


Figure 3.7 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (coude plié à 90 degrés en bougeant le bras de 1 degré vers la partie postérieure)

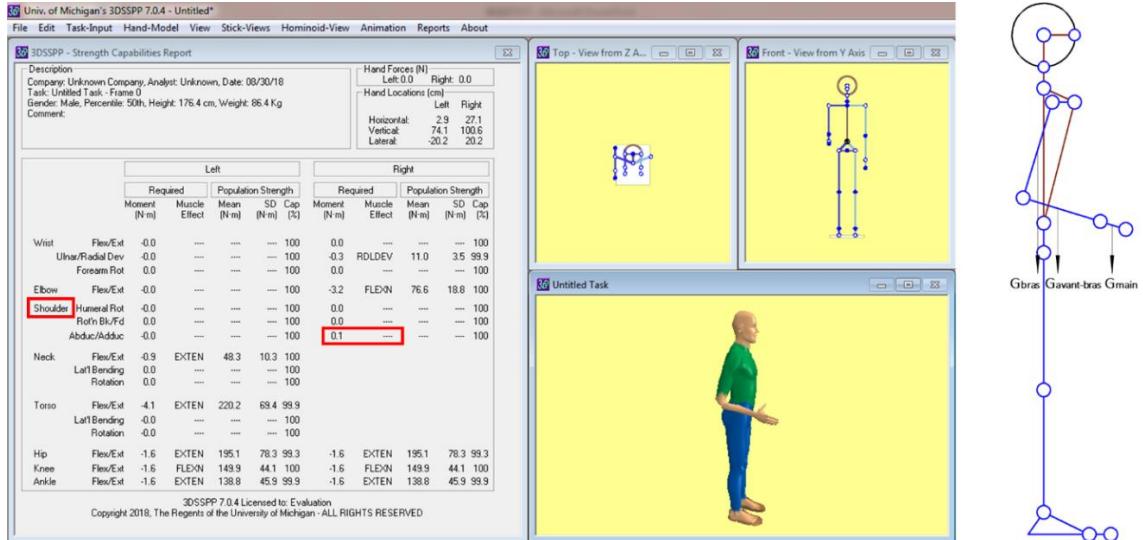


Figure 3.8 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (coude plié à 90 degrés en bougeant le bras de 17 degrés vers la partie postérieure)

Ainsi, nous pouvons conclure que le choix de l'équation de l'épaule est déterminé par le signe du moment résultant au niveau de cette articulation dans 3DSSPP. Cependant, les conventions

d'action musculaire de 3DSSPP et de Stobbe ne sont pas identiques. En outre, la convention de signe implémentée dans la partie postérieure est l'inverse de celle dans la partie antérieure.

3.2.4.2 Corrections pour l'équation de Stobbe « Shoulder flexion »

D'après les résultats de simulation, nous avons fait l'hypothèse que la rotation de l'humérus de l'épaule a un impact important sur la capacité maximale en flexion. Afin de déterminer les coefficients de correction pour l'équation de Stobbe « Shoulder flexion », les huit groupes de postures des membres supérieurs sans application de force ont été simulées dans 3DSSPP (voir Annexe A).

Nous avons remarqué qu'il existe une relation linéaire négative entre la valeur des coefficients et l'angle de rotation de l'humérus, comme le montre dans le Figure 3.9. Les valeurs de capacité au niveau de l'épaule diminuent également avec l'augmentation de l'angle de rotation. Bien que de petites différences existent entre les différents scénarios, les coefficients de scénarios No.2 représentés par le symbole du carré sont recommandés pour décrire cette relation. Une méthode d'ajustement linéaire est adoptée afin de déterminer l'équation des coefficients :

$$\text{Correction}_{SF} = -1,458 \times 10^{-3} \times \text{Angle}_{rot} + 1,005 \quad (3-1)$$

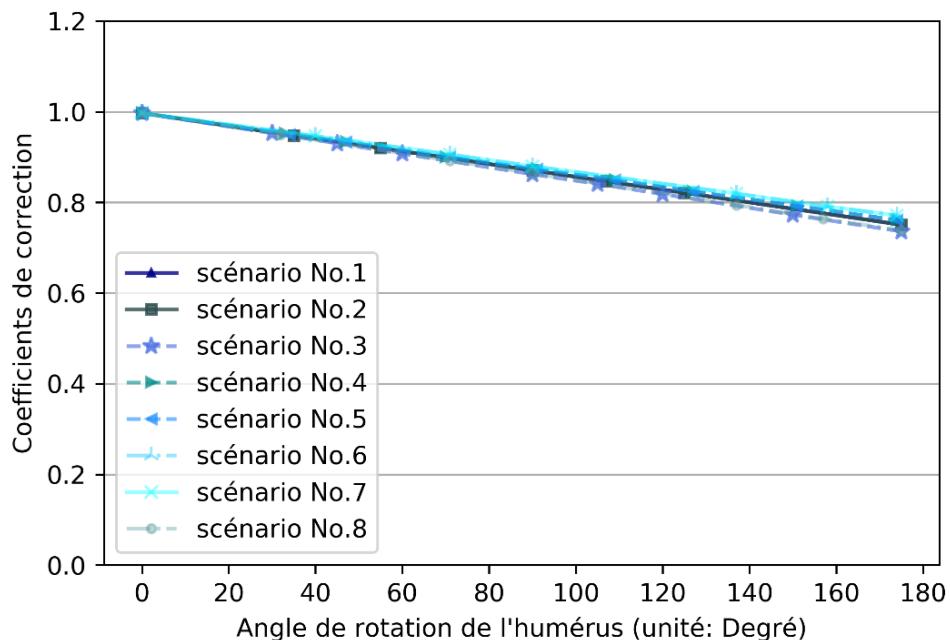


Figure 3.9 : Corrections à appliquer pour l'équation de Stobbe « Shoulder flexion »

Selon le guide de l'utilisateur de 3DSSPP (version 7.0.4), lorsque le coude est plié, la rotation de l'humérus est déterminée automatiquement par les positions de l'avant-bras et du bras. Lorsque le bras est complètement allongé ($a_e = 180$ degrés), la rotation du poignet affecte également la rotation de l'humérus de l'épaule. Une fois que la capacité physique est calculée par l'équation de Stobbe « Shoulder flexion », il faut ajuster cette valeur en appliquant le coefficient de correction en fonction de l'angle de rotation de l'humérus.

3.2.4.3 Corrections pour l'équation de Stobbe « Shoulder extension »

D'après les résultats de simulation, nous avons fait l'hypothèse que la position horizontale de l'épaule a un impact important sur la capacité maximale en extension. Afin de trouver les coefficients de correction pour l'équation de Stobbe « Shoulder extension », les deux groupes de situations de travail représentées par une combinaison de postures des membres supérieurs et d'application de force sont simulées dans 3DSSPP (voir Annexe A).

Nous avons remarqué qu'il s'agit d'une relation quadratique entre la valeur des coefficients et l'angle horizontal de l'épaule, comme le montre dans la Figure 3.10. L'évolution de l'angle horizontal de l'épaule entraîne le changement des capacités physiques au niveau de l'épaule. Les coefficients du premier scénario représentés par le symbole du triangle sont recommandés pour décrire cette relation. Une méthode d'ajustement quadratique est adoptée afin de déterminer l'équation des coefficients :

$$\text{Correction}_{SE} = 4,386 \times 10^{-5} \times (\text{Angle}_{horiz})^2 - 8,233 \times 10^{-4} \times \text{Angle}_{horiz} + 0,7164 \quad (3-2)$$

Selon le guide de l'utilisateur de 3DSSPP (version 7.0.4), l'angle horizontal de l'épaule est mesuré entre la projection de vecteur du bras dans le plan transversal et l'axe x (gauche-droite). Par exemple, lorsque le membre supérieur est perpendiculaire à l'axe x vers l'avant, cet angle est égal à 90 degrés. Une fois que la capacité physique est calculée par l'équation de Stobbe « Shoulder extension », il faut ajuster cette valeur en appliquant le coefficient de correction en fonction de l'angle horizontal de l'épaule.

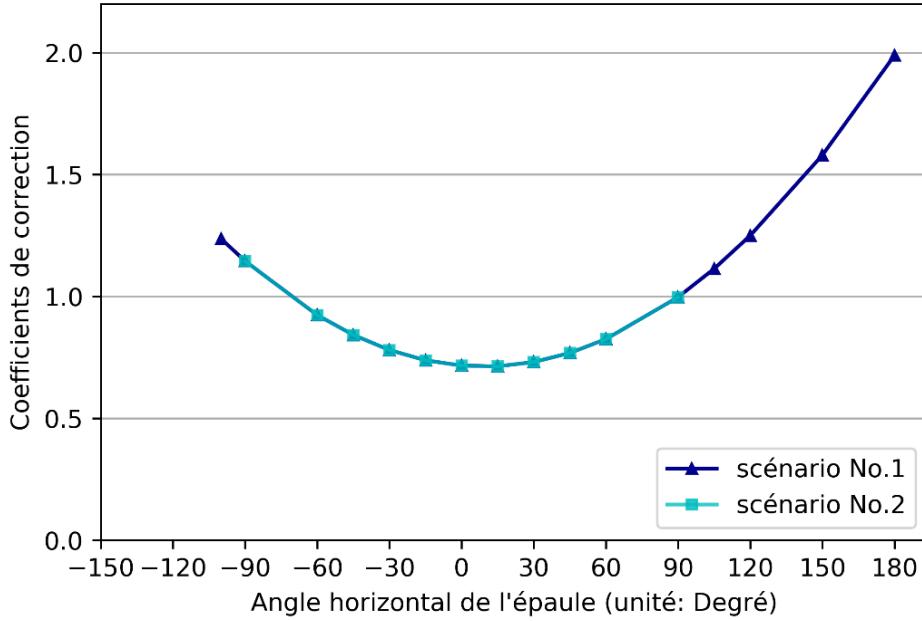


Figure 3.10 : Corrections à appliquer pour l'équation de Stobbe « Shoulder extension »

3.2.4.4 Exemples d'application

Une centaine de postures des membres supérieurs en appliquant des forces variées en fonction de la grandeur et de la direction ont été simulées dans le logiciel pour comparer les valeurs de capacité de l'épaule d'un homme moyen calculées par 3DSSPP et par les équations de Stobbe. Le choix de l'équation est déterminé par l'action musculaire au niveau de cette articulation. Ainsi, les angles de projection dans le plan sagittal (a_e et a_s) sont indiqués dans le « Posture (Local Angles) Report » sous le menu « Reports » de 3DSSPP pour déterminer ces valeurs de capacité.

Les postures d'élévation antérieure/postérieure du bras allongé (Figure 3.4 et Figure 3.5) en appliquant de différentes forces (sans application de force, application d'une force de 50 N vers le bas ou le haut) sont produites dans 3DSSPP. Alors que les valeurs du moment résultant au niveau de l'épaule dans les deux premiers scénarios (sans application de force et application d'une force de 50 N vers le bas) ne sont pas identiques, on obtient toujours les mêmes valeurs de capacité maximale pour l'épaule. Les signes du moment résultant sont toujours négatifs et cela signifie donc que l'équation de Stobbe « Shoulder flexion » doit être appliquée en tout temps. Cependant, le signe du moment résultant au niveau de l'épaule s'inverse lorsqu'une force de 50 N est appliquée vers le haut sur la main (ex., la main exerce une force vers le bas comme pour appuyer sur un objet), car la somme des poids des membres supérieurs d'un homme moyen est égale à 44,3 N,

donc inférieure à 50 N selon les données d'anthropométrie de 3DSSPP, alors c'est l'équation de Stobbe « Shoulder extension » qui doit être utilisée.

On remarque que les valeurs de la capacité maximale calculées par ces deux méthodes sont identiques dans la plupart des situations. Cependant, il y a des différences quand le membre supérieur se déplace dans la partie postérieure (Figure 3.11). Cette différence entre les deux méthodes de calcul provient principalement de l'application des coefficients de correction dans les calculs de la capacité maximale. Lorsque les membres supérieurs du mannequin entrent dans la partie postérieure, nous sommes obligés d'induire une rotation de 180 degrés du poignet manuellement (Figure 3.12) afin de reproduire fidèlement les postures observées dans la réalité. Comme expliqué précédemment, lorsque le bras est complètement allongé ($a_e = 180$ degrés), la rotation du poignet affecte également la rotation de l'humérus de l'épaule. Dans ce cas, la moitié de la rotation du poignet est appliquée à l'humérus de l'épaule. La correction à appliquer pour l'équation « Shoulder flexion » doit être 0,874 selon l'équation (3-1). Ainsi, les capacités maximales de flexion calculées par 3DSSPP sont de 12% inférieures à celles de Stobbe. Cependant, lorsque l'équation d'extension est utilisée, la correction à appliquer est déterminée par la position du membre supérieur. L'angle horizontal de l'épaule est égal à -90 degrés dans ce cas, alors la correction pour l'équation de Stobbe « Shoulder extension » doit être 1,15 selon l'équation (3-2). Ainsi, les capacités maximales d'extension calculées par 3DSSPP sont de 15% supérieures à celles de Stobbe quand le membre supérieur se déplace dans la partie postérieure.

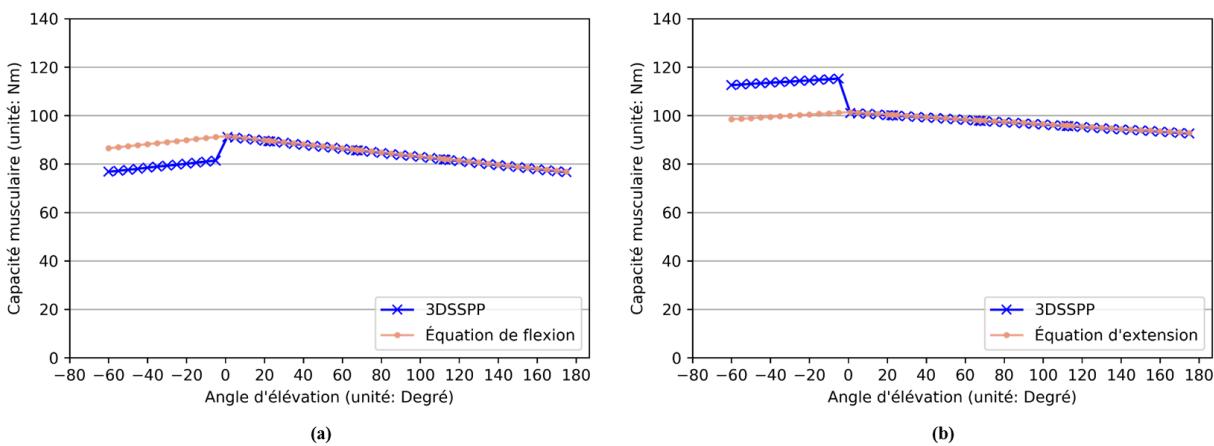


Figure 3.11 : Comparaison quantitative de la capacité physique de l'épaule calculée par 3DSSPP et les équations de Stobbe (élévation antérieure/postérieure du bras allongé) : (a) sans application de force (b) application d'une force de 50 N vers le haut sur la main

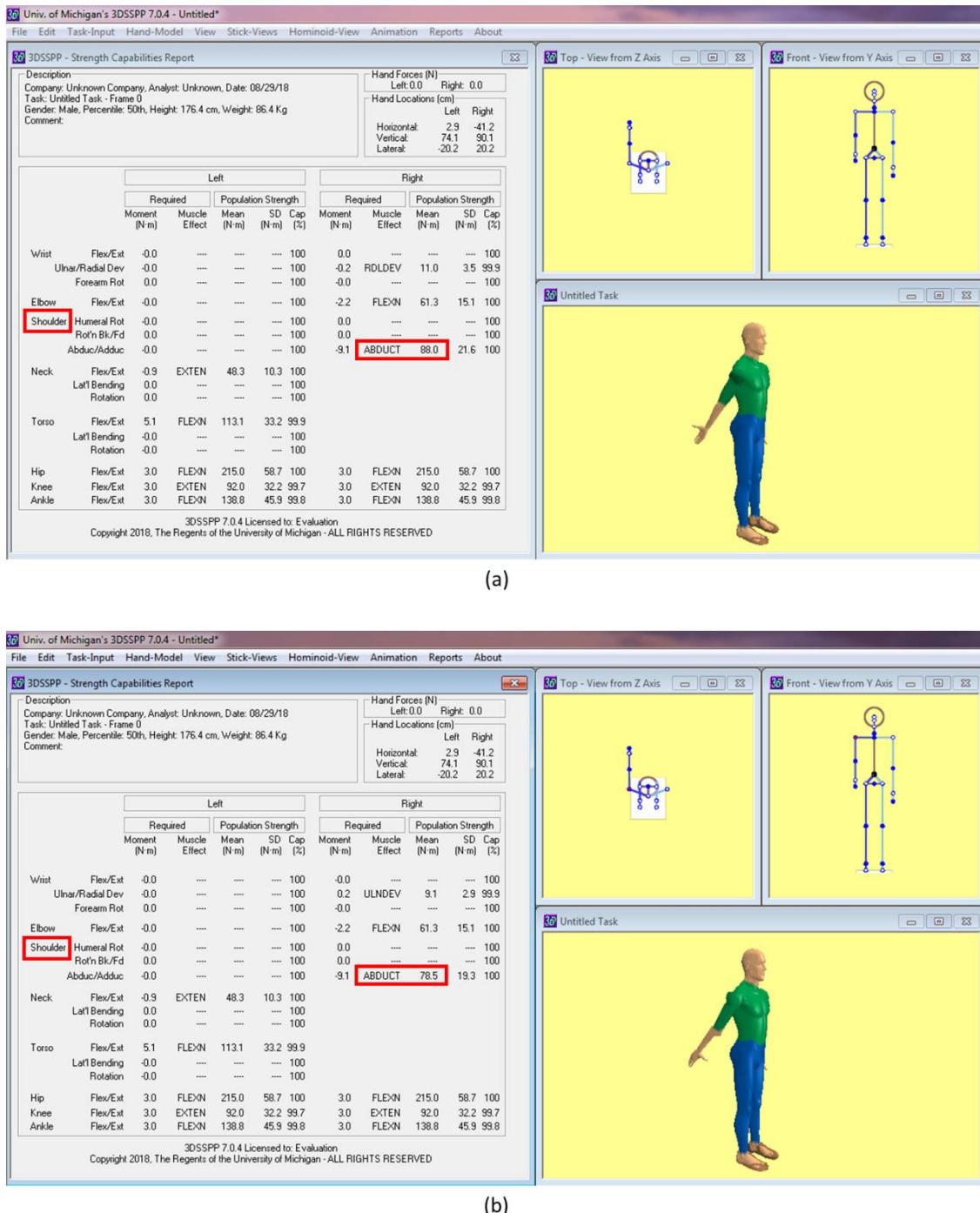


Figure 3.12 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (élévation postérieure du bras sans application de force : $a_e = 180$ degrés et $a_s = 40$ degrés) : (a) sans rotation du poignet induite (b) rotation de 180 degrés du poignet induite manuellement

Nous avons également comparé les valeurs de capacité pour les postures d'élévation latérale du bras allongé (Figure 3.13) en appliquant de différentes forces (sans application de force, application

d'une force de 50 N vers le bas ou le haut). Comme dans l'exemple précédent, l'équation de flexion est toujours appliquée pour calculer les capacités maximales dans les deux premiers scénarios.

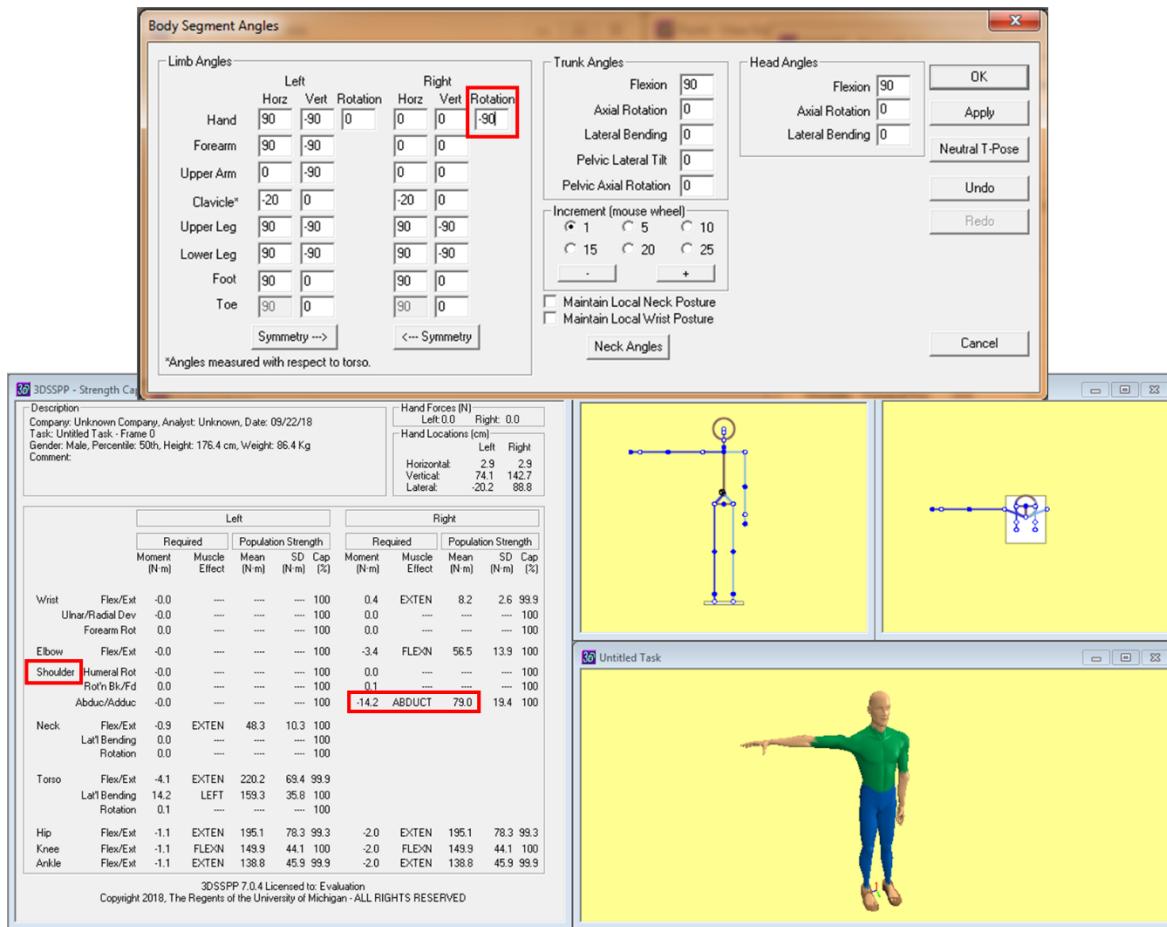


Figure 3.13 : Exemple de posture simulée dans 3DSSPP (élévation latérale du bras sans application de force : $a_e = 180$ degrés et $a_s = 90$ degrés)

La comparaison de ces valeurs montre que la différence entre les résultats au moyen de deux méthodes de calcul est constante (Figure 3.14). Dans cette posture, la moitié de la rotation du poignet est appliquée à l'humérus de l'épaule dont la valeur est égale à 45 degrés. Selon l'équation (3-1), la correction à appliquer pour l'équation « Shoulder flexion » doit être 0,939. Ainsi, les valeurs de capacité maximale de flexion calculées par 3DSSPP sont toujours de 6% inférieurs à celles de Stobbe. Cependant, lorsqu'une force de 50 N est appliquée vers le haut, les signes du moment résultant s'inversent, cela signifie que l'équation d'extension doit être utilisée. Dans cette posture, l'angle horizontal de l'épaule est égal à 0 degré, alors que la correction pour l'équation de

Stobbe « Shoulder extension » doit être 0,716 selon l'équation (3-2). Ainsi, les valeurs de capacité maximale d'extension calculées par 3DSSPP sont de 29% supérieures à celles de Stobbe.

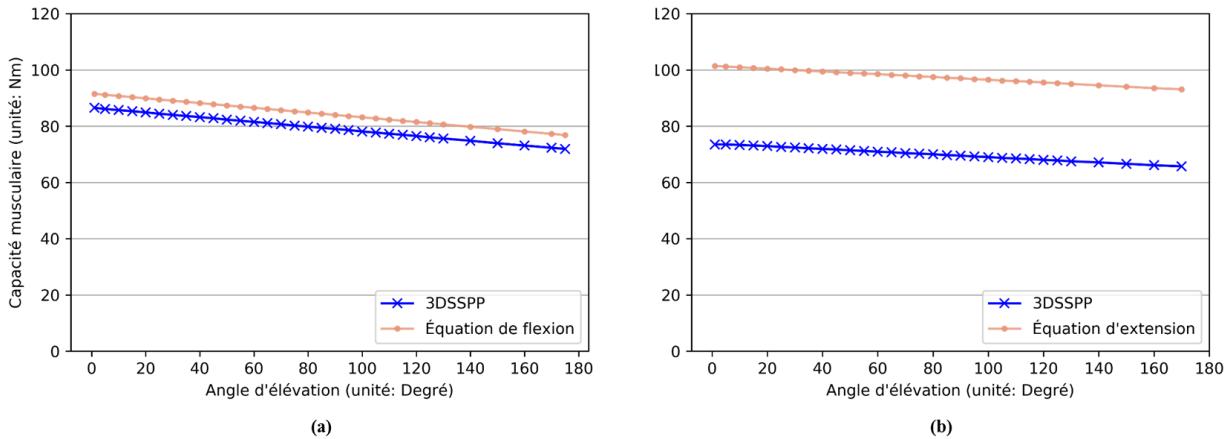


Figure 3.14 : Comparaison quantitative de la capacité physique de l'épaule calculée par 3DSSPP et les équations de Stobbe (élévation latérale du bras allongé) : (a) sans application de force (b) application d'une force de 50 N vers le haut sur la main

Les autres postures plus complexes (coude plié à 90 degrés en bougeant le bras dans le plan sagittal, voir les Figure 3-6, Figure 3-7 et Figure 3-8) sans application de force sont également simulées dans le logiciel. Les deux équations sont appliquées pour déterminer les valeurs de capacité à cause de l'inversion de signe du moment résultant au niveau de l'épaule, comme nous l'avons expliqué précédemment.

On voit bien que l'équation de flexion est appliquée lorsque le bras est loin de la position verticale. Ainsi, la correction à appliquer pour l'équation de Stobbe « Shoulder flexion » est égale 1,0 selon l'équation (3-1), car l'humérus ne participe pas aux mouvements de rotation dans cette posture. On observe ainsi que ces valeurs de la capacité font un saut, ce qui a donné la courbe en forme de chapeau lorsque le bras est autour de la position neutre dans la partie postérieure (Figure 3.15). Comme nous l'avons expliqué précédemment, il s'agit de l'équation de Stobbe « Shoulder extension » lorsque l'angle d'élévation est inférieur à -17 degrés dans la partie postérieure. Donc, la correction pour cette équation déterminée par l'angle horizontal de l'épaule est égale à 1,15 selon l'équation (3-2). Ainsi, les capacités maximales d'extension calculées par 3DSSPP sont de 15% supérieures à celles de Stobbe, ce qui entraînait un saut de valeur.

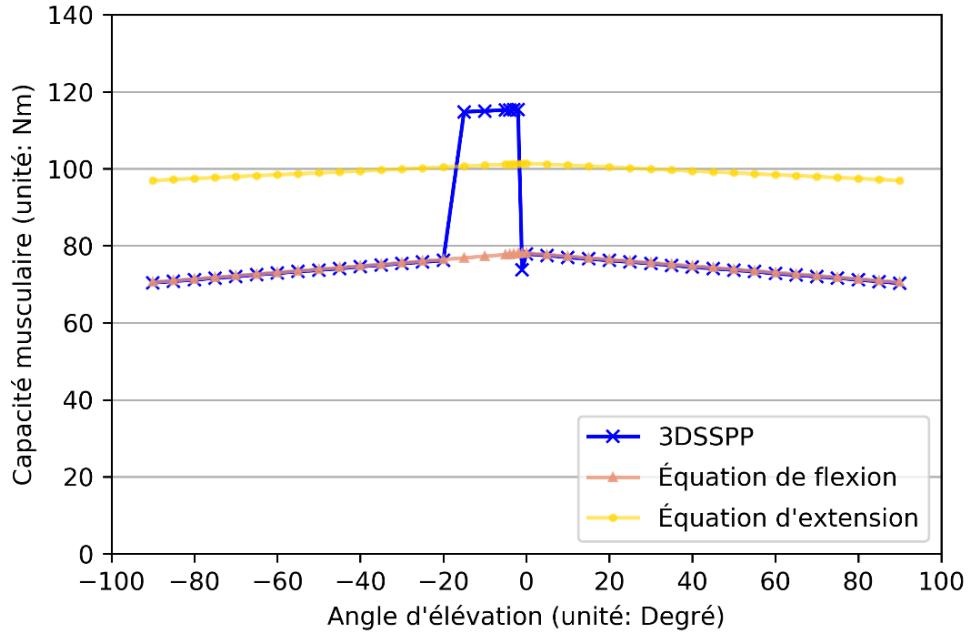


Figure 3.15 : Comparaison quantitative de la capacité physique de l'épaule calculée par 3DSSPP et les équations de Stobbe sans application de force (coude plié à 90 degrés en bougeant le bras)

Après avoir comparé les résultats calculés par 3DSSPP et les équations de Stobbe pour l'épaule, nous pouvons conclure que les équations de Stobbe ont été implémentées dans le logiciel pour déterminer la distribution de la capacité physique au niveau de l'épaule à l'aide des angles de projection (a_e et a_s) dans le plan sagittal, cependant les conventions d'action musculaire qui déterminent quelle équation choisir sont différentes. Le choix de l'équation de Stobbe est déterminé par le signe du moment résultant au niveau de cette articulation. Ainsi, certaines corrections ont également été implémentées dans le logiciel en fonction des caractéristiques de la posture des membres supérieurs du mannequin virtuel.

3.3 Conclusion et discussion

Les résultats de cette étude montrent que les différences des valeurs de capacité entre 3DSSPP et DELMIA sont importantes. Ces valeurs sont à la base de l'évaluation de risque par la norme EN 1005-3. L'usage de ces données erronées fausserait complètement l'estimation de la capacité physique au niveau de l'articulation dans la posture analysée ce qui cause des sous-estimations parfois importantes dans l'évaluation de risque. Il est donc nécessaire de mettre à jour les valeurs de capacités fournies par le rapport biomécanique de DELMIA.

Afin de réduire l'imprécision due à DELMIA en intégrant les équations de Stobbe, une comparaison des valeurs de capacité calculées par 3DSSPP et par Stobbe a été réalisée. Nous avons confirmé que les équations du tronc et de l'épaule ont été implémentées dans 3DSSPP pour déterminer la valeur de la capacité physique de l'articulation à l'aide des angles de projection dans le plan sagittal. Ainsi, le choix de l'équation est déterminé par le signe du moment résultant au niveau de cette articulation. En outre, nous avons également identifié les coefficients de correction implantés dans 3DSSPP pour chaque équation de l'épaule en fonction des caractéristiques de la posture des membres supérieurs du mannequin virtuel. La Figure 3.16 présente la démarche adoptée pour déterminer la capacité physique au niveau du tronc et de l'épaule en utilisant les équations de Stobbe.

Il est à noter que deux conventions de signe ont été implémentées dans 3DSSPP pour déterminer le signe du moment résultant au niveau de l'épaule. Lorsque le coude est plié en bougeant le bras de 1 degré vers la partie postérieure, la convention du signe s'inverse tout de suite, ce qui entraînait un saut brusque dans la valeur de capacité au niveau de l'épaule, comme le montre la Figure 3.15. Cependant, cette partie de la courbe ne fait pas de sens, car ces valeurs de capacité doivent évoluer de façon continue et uniforme en fonction des angles articulaires.

Un autre problème rencontré avec ces équations empiriques vient du fait qu'aucune preuve scientifique ou médicale n'a été présentée pour justifier que certaines caractéristiques de la posture des membres supérieurs, telles que la rotation de l'humérus et la position horizontale de l'épaule, ont un impact important sur la capacité physique au niveau de l'épaule. En outre, les études expérimentales réalisées par Stobbe n'ont pas été publiées. Il est donc difficile d'obtenir plus de détails sur ces études qui nous permettent d'établir le lien entre le changement de la valeur de capacité au niveau de l'épaule et la caractéristique de la posture des membres supérieurs qui conduit à ce changement. En plus, le coefficient de correction pour l'équation de Stobbe « Shoulder extension » est élevé lorsque le membre supérieur est aligné sur l'axe x vers l'intérieur. Aucune explication plausible n'a été trouvée pour expliquer ce phénomène.

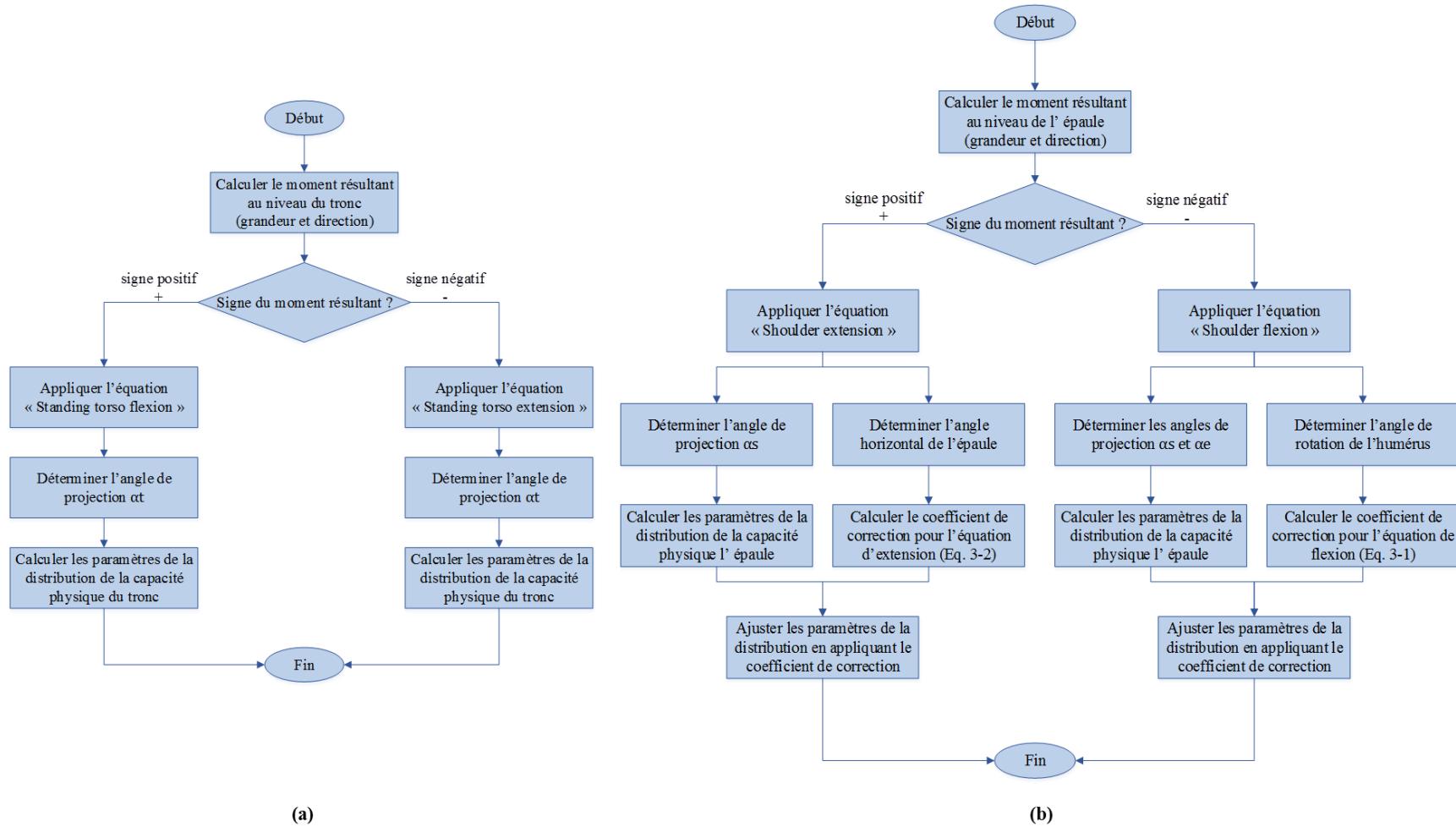


Figure 3.16 : Logique opératoire pour déterminer la capacité physique au niveau de l'articulation en utilisant les équations de Stobbe :
 (a) tronc (b) épaule

CHAPITRE 4 VALIDATION DES RÉSULTATS D'ANALYSE ERGONOMIQUE

Ce chapitre décrit en détail la méthodologie appliquée pour valider des résultats d'analyse ergonomique, l'évaluation du niveau de risque pour les postures adjacentes, l'évolution des indices de risque en fonction des paramètres variés ainsi que les problèmes associés à la structure actuelle de l'arbre de décision.

4.1 Méthodologie de recherche

La méthodologie de validation des analyses ergonomiques produites par l'algorithme d'évaluation élaboré dans un projet précédent (DJIRE, 2016) comporte essentiellement six étapes (Figure 4.1). Chaque étape est décrite de façon détaillée dans les sections suivantes.

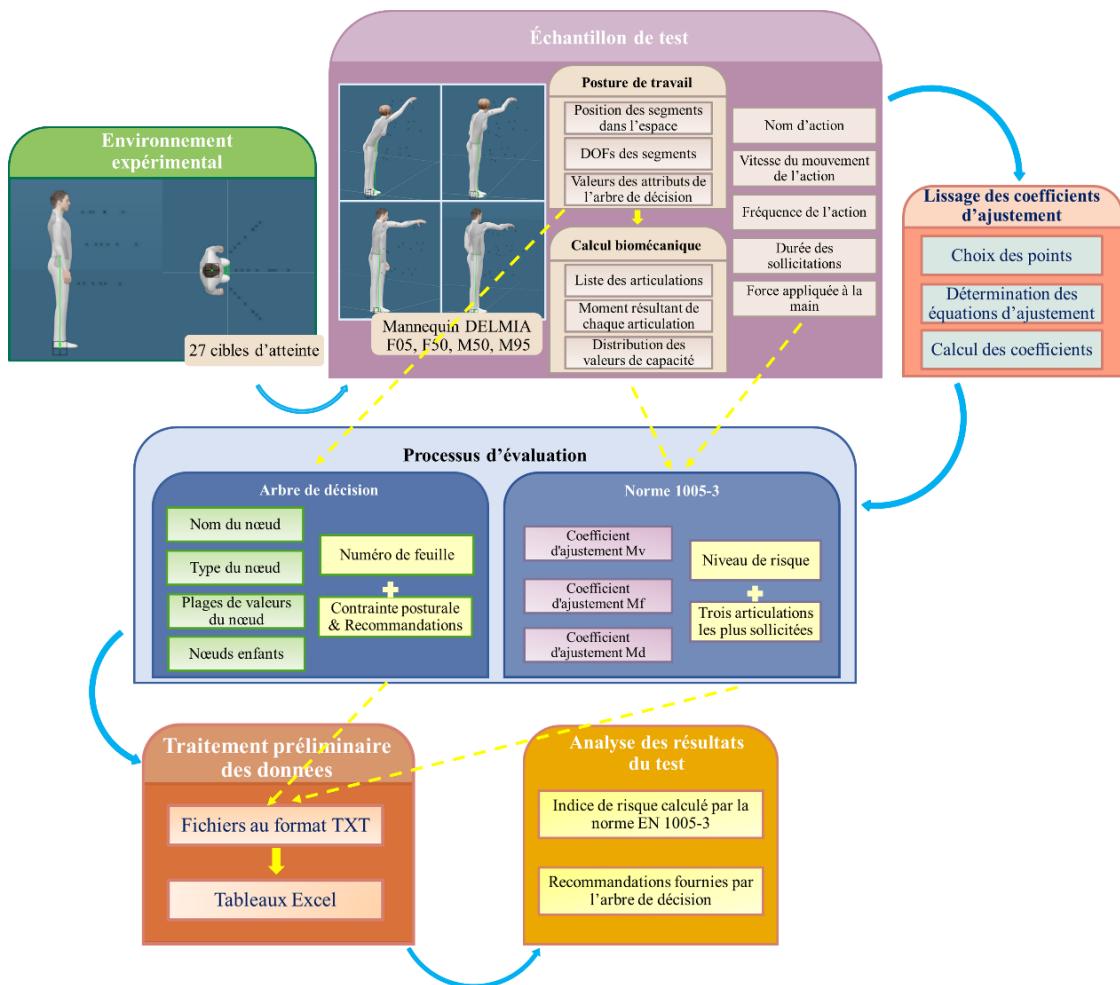


Figure 4.1 : Schéma global de la méthodologie de validation des analyses ergonomiques

4.1.1 Environnement expérimental en 3D

Les 27 cibles d'atteinte dans un environnement spécifique en s'inspirant du modèle de la durée de maintien maximum (MHT : Maximum Holding Times) de Miedema, Douwes et Dul (1997) ont été générées dans DELMIA. L'espace en 3D a été divisé en trois zones différentes en fonction de la position de la main. L'axe vertical représente le pourcentage de la hauteur par rapport à la hauteur de l'épaule (1442,5 mm) et l'axe horizontal représente le pourcentage de la distance par rapport à la distance d'atteinte en avant (671,2 mm) selon les données anthropométriques d'un homme américain de taille moyenne dans le module « Human Builder » de DELMIA, comme illustré sur la Figure 4.2. Chaque zone correspond à une durée de maintien dans une posture statistique (zone 1 : posture confortable avec MHT plus de 10 minutes ; zone 2 : posture modérée avec MHT entre 5 et 10 minutes, zone 3 : posture inconfortable avec MHT moins de 5 minutes).

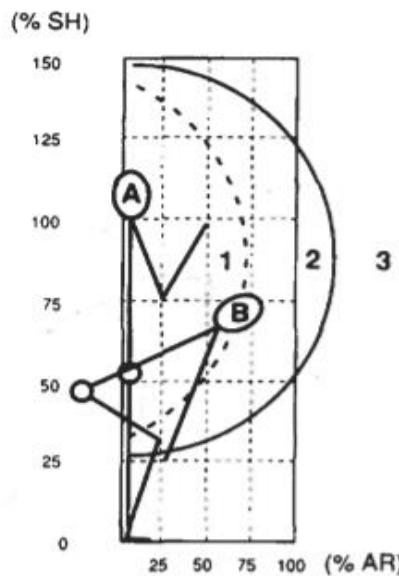


Figure 4.2 : Temps de maintien maximal dans une posture statique sans application de force
(Miedema et al., 1997)

En même temps, les trois zones horizontales ont été encore divisées en trois différentes hauteurs de plan de travail, ce qui correspond à la division de la zone du soulèvement (du sol à mi-cuisse, de la mi-cuisse aux épaules ou des épaules à une hauteur au-dessus de la tête) dans les Tables de Snook (Snook & Ciriello, 1991). Les trois cibles d'atteinte ont été générées dans chaque mini-zone définie : le premier se trouve sur l'axe central du corps ; le deuxième et le troisième sont placés séparément sur les deux côtés de l'axe central, représentant une rotation de 45 degrés vers la droite

ou vers la gauche. Les coordonnées des cibles d'atteinte avec une rotation ont été définies à l'aide de l'équation cartésienne de l'ellipse. Ainsi, les positions de certaines cibles ont été modifiées lorsqu'elles se trouvent hors de la zone d'atteinte pour l'anthropométrie F05. La Figure 4.3 montre les différentes vues de l'environnement expérimental conçu dans DELMIA. Ainsi, les coordonnées des 27 cibles d'atteinte sont disponibles à la fin de ce mémoire (Annexe B).

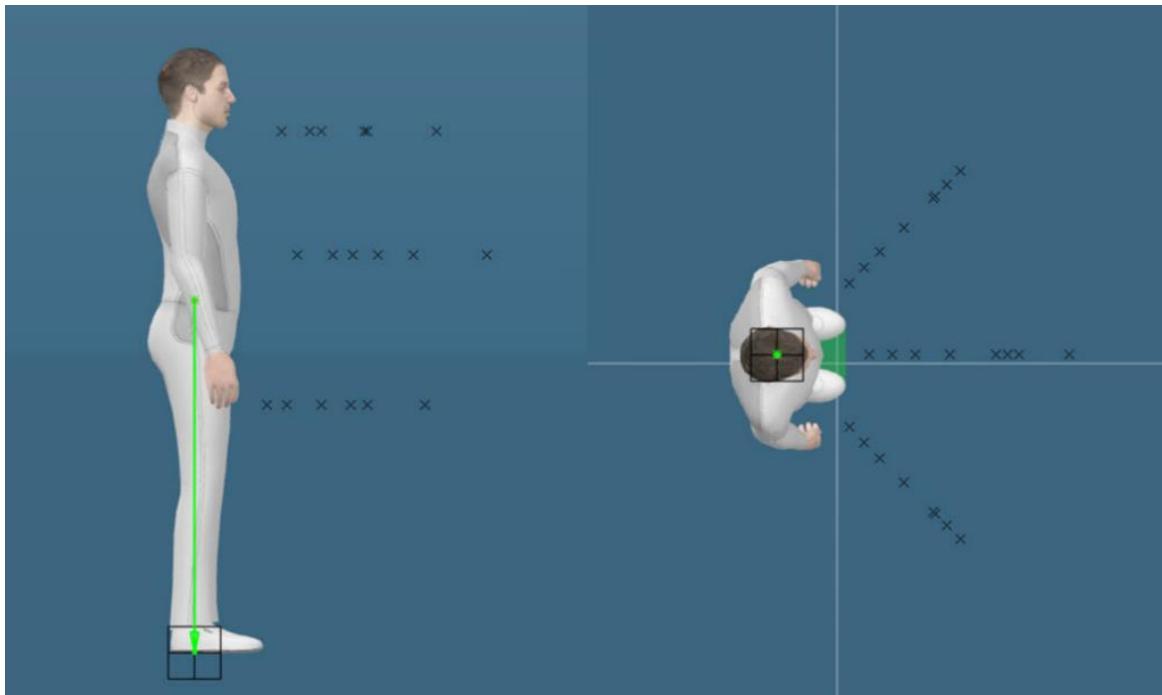


Figure 4.3 : 27 cibles d'atteinte générées dans DELMIA selon les données anthropométriques d'un homme américain de taille moyenne (gauche : vue de côté, droit : vue de dessus)

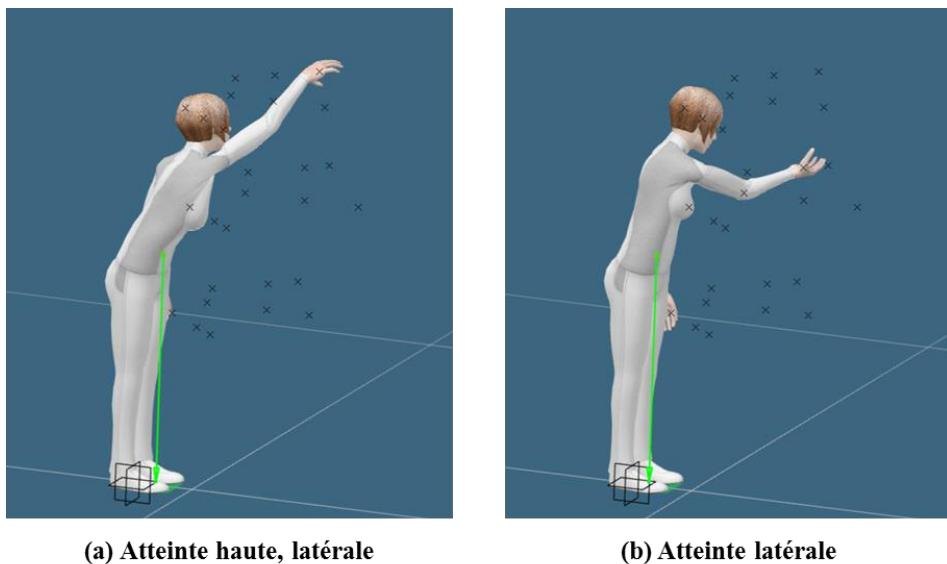
4.1.2 Échantillon de postures

La posture de travail est un point d'entrée privilégié pour l'analyse ergonomique d'un poste de travail dès sa conception. Un échantillon de postures plus vaste que celui utilisé dans le projet Mitacs précédent ayant mené au développement d'un premier arbre de décision a donc été développé dans un environnement expérimental à l'aide du mannequin virtuel de DELMIA afin d'évaluer de façon plus étendue la performance de cet arbre de décision et la méthode d'évaluation des risques. Chaque posture de test décrit une combinaison de postures et d'application de force sur un objet dans une situation de travail réelle. Des variantes de ces postures ont été générées en variant les angles des segments corporels au niveau du dos et des membres supérieurs par exemple. Des variations au niveau des forces appliquées (ex., poids variable de la pièce ou de l'outil) ont

aussi été produites. Ces variations permettent d'augmenter le nombre de scénarios de test afin de couvrir une plus grande variété de situations de travail analysées que dans le projet précédent, qu'il s'agit d'une étape indispensable pour améliorer la robustesse du nouveau modèle de DELMIA.

Les quatre mannequins avec différentes mesures anthropométriques (F05, F50, M50, M95) ont été choisis pour générer un échantillon de postures. Chaque mannequin saisit une cible d'atteinte avec sa main droite dans deux orientations différentes (prise par-dessous ou par-dessus). Plusieurs méthodes sont disponibles dans DELMIA pour manipuler le mannequin dans un environnement virtuel, y compris la cinématique directe et la cinématique inverse qui permet de trouver la configuration valide des articulations en amont d'une chaîne cinématique selon la position de l'articulation ciblée. Dans le cadre de cette recherche, les postures de test ont été produites à l'aide de l'algorithme de cinématique inverse et la commande « Reach target » (placer automatiquement une extrémité du corps sur un point ou une surface).

Au total, 216 postures de test (27 cibles d'atteinte * 2 orientations de la main * 4 anthropométries) ont été générées en variant les angles des segments corporels dans un environnement expérimental, comme le montre la Figure 4.4. En même temps, le jeu de posture a été validé par les ergonomes de 3DS pour s'assurer qu'elles soient cohérentes avec celles visées par le futur produit EWD de 3DS. Des variations au niveau des forces appliquées à la main (ex., 0 kg, 1 kg et 5kg) ont également été produites.



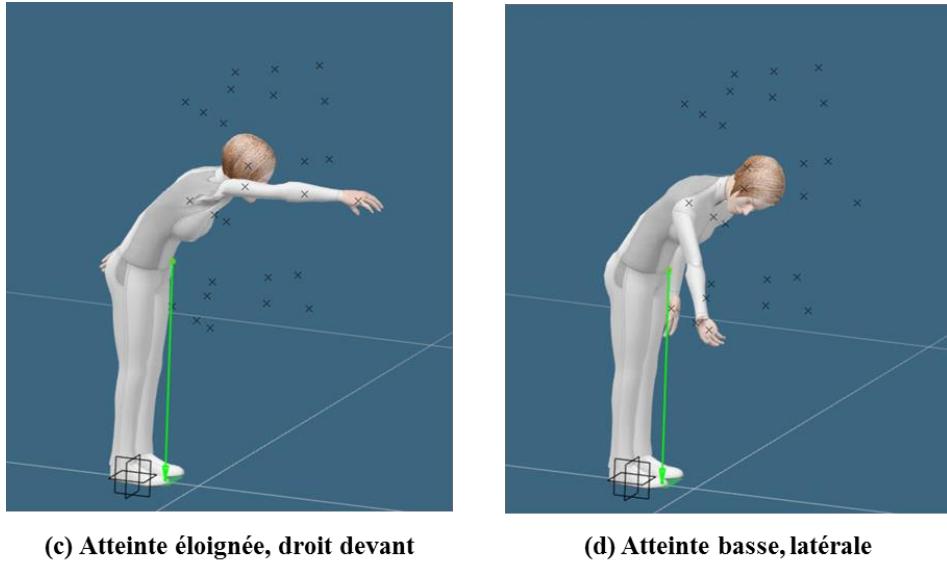


Figure 4.4 : Échantillon de postures générées à l'aide du mannequin virtuel de DELMIA (5^e centile femme américaine)

4.1.3 Lissage des coefficients

Afin d'atténuer les sauts de valeur dans l'indice de risque associé à la nature catégorielle des coefficients de la norme EN1005-3, les lissages du coefficient M_f et M_d (Tableau 2.1 et Tableau 2.3) ont été développés à l'aide du logiciel de statistique JMP. Le milieu de chaque classe a été utilisé pour calculer l'équation de la droite d'ajustement. Par exemple, nous avons proposé une limite supérieure de 60 actions par minute, soit un temps d'action de 1,0 seconde pour le coefficient M_f avec un temps d'action inférieur à 0,05 min. Il s'agit que la valeur de fréquence du milieu de la catégorie supérieure à 20 actions par minute serait égale à 40 actions par minute. Ainsi, nous avons obtenu le lissage du coefficient M_f avec un temps d'action inférieur à 0,05 min sous les conditions précisées, en utilisant les points suivants : (0,1, 1,0), (1,1, 0,8), (11, 0,5), (40, 0,3) (Figure 4.5).

De la même manière, les lissages du coefficient M_f avec un temps d'action supérieur à 0,05 min et M_d ont également été exprimés sous la forme d'une équation (Figure 4.6 et Figure 4.7). La seule différence est que la fin de classe a été choisie pour lisser les coefficients afin d'obtenir une relation monotone. Ainsi, les lissages permettant d'atténuer ces sauts dans l'indice de risque tels que décrits ci-dessus sont déjà implémentés dans le nouveau modèle de DELMIA pour tester un ensemble plus vaste de situations de travail.

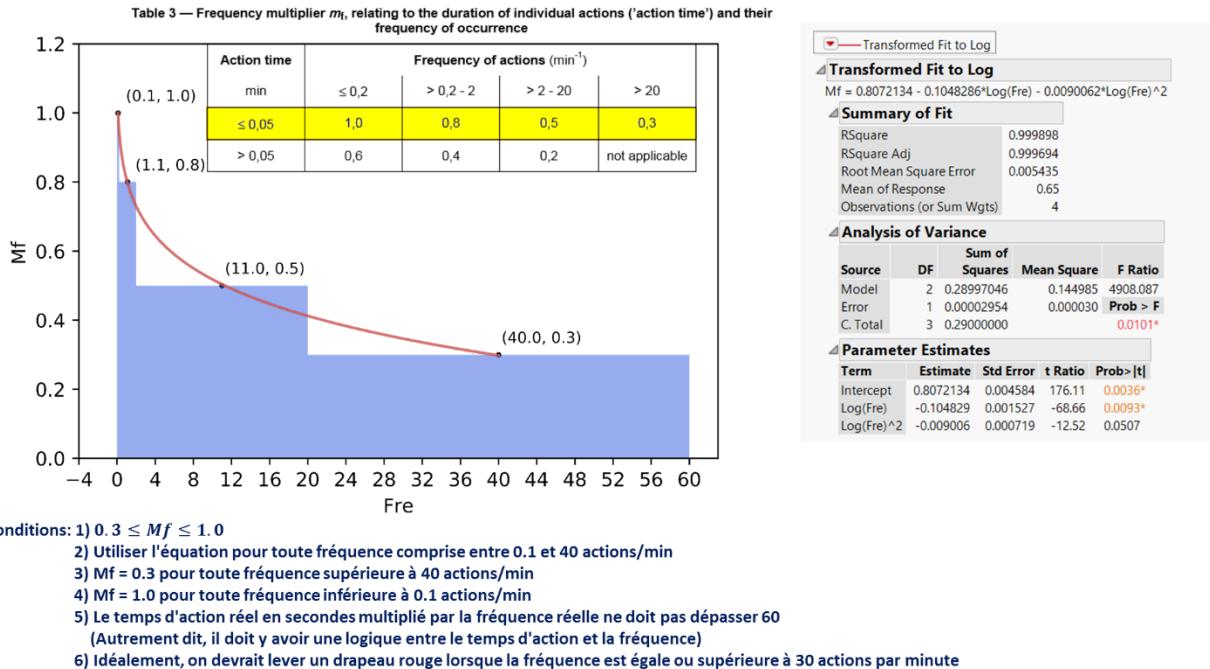


Figure 4.5 : Lissage du coefficient M_f avec un temps d'action inférieur à 0,05 min (Note : l'équation indique Log, mais il s'agit du Ln : Log naturel)

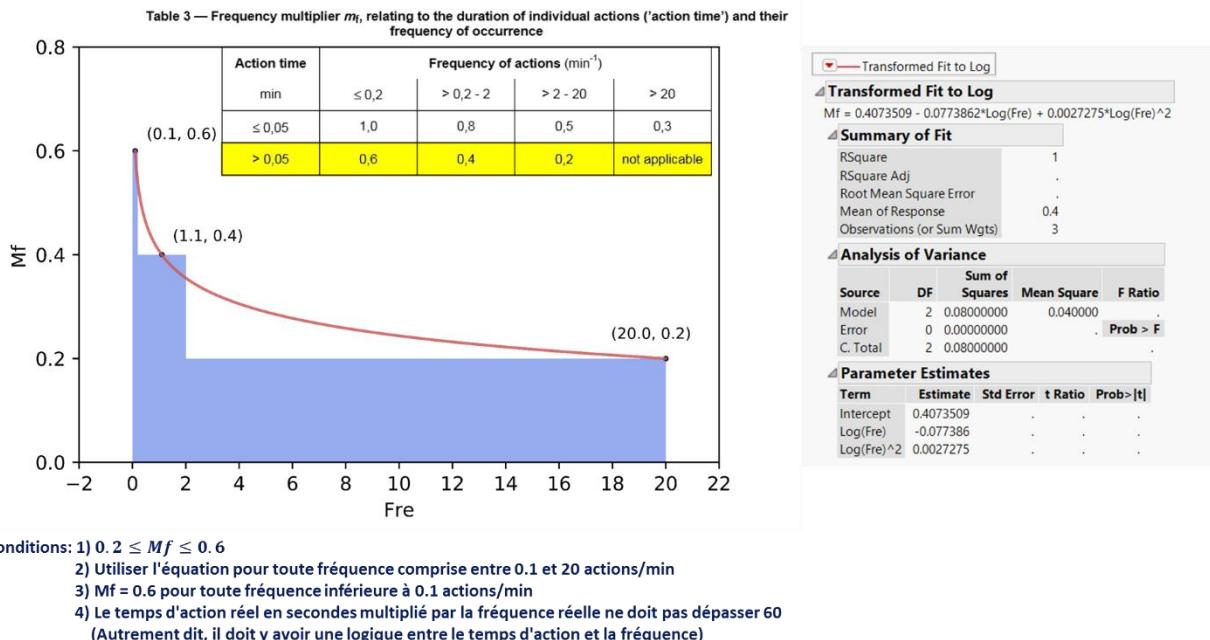
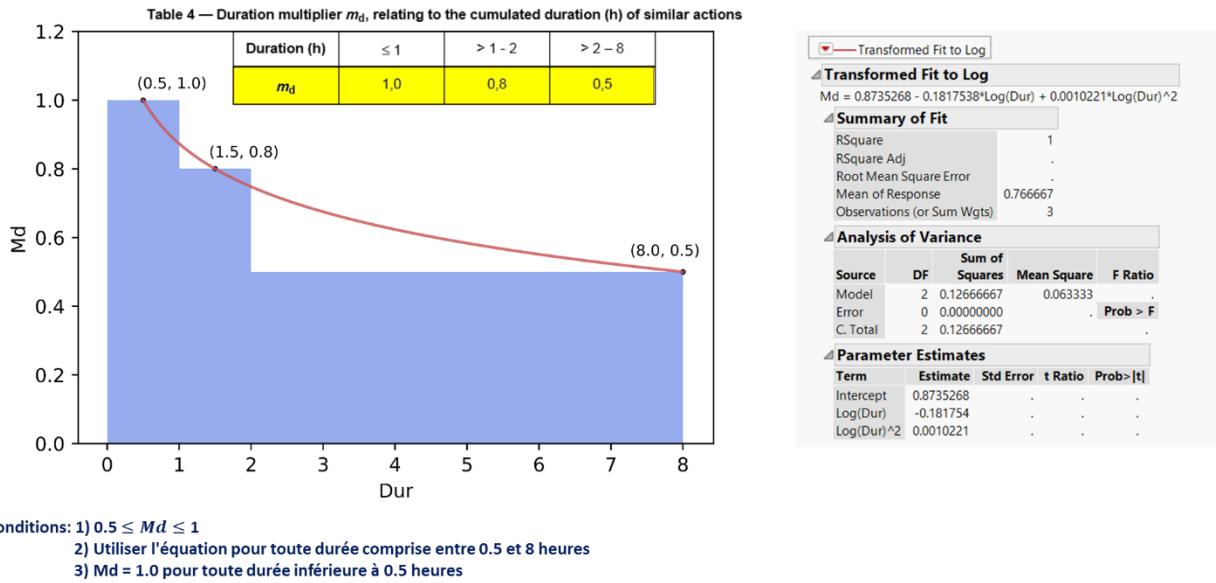


Figure 4.6 : Lissage du coefficient M_f avec un temps d'action supérieur à 0,05 min (Note : l'équation indique Log, mais il s'agit du Ln : Log naturel)



Transformed Fit to Log				
$M_d = 0.8735268 - 0.1817538\log(Dur) + 0.0010221\log(Dur)^2$				
Summary of Fit				
RSquare	1			
RSquare Adj	.			
Root Mean Square Error	.			
Mean of Response	0.766667			
Observations (or Sum Wgts)	3			
Analysis of Variance				
Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio
Model	2	0.12666667	0.063333	Prob > F
Error	0	0.00000000	.	.
C. Total	2	0.12666667	.	.
Parameter Estimates				
Term	Estimate	Std Error	t Ratio	Prob> t
Intercept	0.8735268	.	.	.
Log(Dur)	-0.181754	.	.	.
Log(Dur)^2	0.0010221	.	.	.

Figure 4.7 : Lissage du coefficient M_d (Note : l'équation indique Log, mais il s'agit du Ln : Log naturel)

4.1.4 Processus d'évaluation

La procédure d'évaluation des risques se basant sur la norme EN 1005-3 et la génération de suggestions par l'arbre de décision ont été entièrement automatisées dans le nouveau modèle de DELMIA. Avec l'aide d'une programmeuse de 3DS, les 648 situations de travail (216 postures * 3 niveaux des forces) ont été analysées par ce nouveau modèle. Les étapes du processus d'analyse sont décrites ci-dessous :

- Déterminer le moment résultant et la distribution (moyenne et écart-type) de la capacité maximale de chaque articulation d'un mannequin virtuel. À partir de ces paramètres, calculer une valeur centile de capacité maximale dans la population industrielle à accommoder, pour chaque articulation d'un mannequin virtuel ;
- Calculer les coefficients d'ajustement en fonction de la vitesse du mouvement de l'action, de la fréquence et de la durée des sollicitations totale ;
- Appliquer les coefficients d'ajustement à la valeur centile de capacité maximale obtenue pour chaque articulation afin d'obtenir une évaluation du risque pour chaque posture de test et identifier les trois premières articulations les plus sollicitées ;

- Entrer chaque posture de test dans l'arbre de décision et identifier la valeur de chaque attribut qui détermine le chemin parcouru dans l'arbre afin d'accéder à la feuille contenant les suggestions associées.

4.1.5 Traitement préliminaire des données

Les résultats du test permettant de valider la méthode de calcul de l'indice de risque et la performance de l'arbre de décision ont été générés sous format TXT en utilisant le nouveau modèle de DELMIA. La Figure 4.8 présente un exemple d'une partie du résultat de test.

```

Point_1_B_0kg.txt - Notepad
File Edit Format View Help
Point_1_B.txt → Nom global de la posture
Weight on each hand [in kg]
Right side 0.0 → Poids de l'objet (0kg, 1kg, 5kg)
Left side 0.0
Action Time [in minutes] 0.05
Frequency of actions [in action per minute] 1.00
Frequency multiplier == 0.807213
Duration of actions [in hours] 2
Duration multiplier == 0.748036
Velocity related to movement NO
Velocity multiplier == 1.0
Paramètres pour EN-1005-3

ANTHRO -----> F05 → Identification de l'anthropométrie
Joint at risk ---> Right Shoulder 0.401331

Joint Moments values-----> 2.39 6.65 0.00
Stobbe Mean value-----> 37.81
Stobbe SD value-----> 9.96
Identification l'articulation la plus sollicitée

Specific joints info ---> Right Shoulder 0.401331
Joint Moments values-----> 2.39 6.65 0.00
Stobbe Mean value-----> 37.81
Stobbe SD value-----> 9.96

Specific joints info -----> Left Shoulder 0.088415
Joint Moments values-----> 1.79 0.77 0.00
Stobbe Mean value-----> 46.12
Stobbe SD value-----> 12.15 Fle/Ext Latéral Rotation

Specific joints info -----> Lumbar (L4-L5) 0.086343 0.169868 0.027496
Joint Moments values-----> 8.39 5.10 0.29
Mean values-----> 213.00 75.40 34.20
SD values-----> 50.00 24.70 16.10
Ancienne référence de DELMIA

```

Figure 4.8 : Exemple d'une partie du résultat de test sous format TXT

Le résultat de test est constitué de trois parties principales :

- Informations globales de la situation de travail. On y trouve par exemple, le nom de la posture, le poids de l'objet appliqué à la main, l'identification de l'anthropométrie.
- Calcul de l'indice de risque, y compris les valeurs par défaut du coefficient d'ajustement dans la norme EN 1005-3, les évaluations de risques pour les trois articulations les plus sollicitées (indice de risque, moment résultant et capacité maximale au niveau de l'articulation). Il est à noter que les valeurs de la capacité maximale au niveau de l'épaule ont été actualisées en intégrant les équations de l'épaule dans le nouveau modèle.

Cependant, en raison des contraintes de temps, les équations pour déterminer la distribution de capacité en flexion/extension au niveau du tronc n'ont pas été mises à jour.

- Génération des suggestions par l'arbre de décision. On y trouve le chemin parcouru dans l'arbre lors de l'évaluation de la posture, les paramètres de posture évaluée (ex., angle de l'articulation, distance verticale ou horizontale des mains vis-à-vis du pelvis, etc.) et les suggestions sous format texte pour améliorer l'aménagement du poste de travail.

En même temps, nous avons mis en place une macro qui fonctionne sur les fichiers TXT afin d'organiser les résultats d'analyse pour les traiter plus facilement. L'annexe C à la fin de ce mémoire présente le format général des résultats structurés avec une capture d'écran de chaque posture analysée.

4.1.6 Analyse des résultats du test

- Indice de risque calculé par la norme EN 1005-3
- Comparer les niveaux de risques des groupes de postures proches l'une de l'autre et identifier les postures adjacentes pour lesquelles le niveau de risque change brusquement, et si nécessaire, reproduire fidèlement ces groupes de postures dans 3DSSPP afin de comparer les calculs biomécaniques fournis par les deux logiciels.
- Valider l'évolution des indices de risque au niveau du tronc et de l'épaule en fonction des paramètres variés (ex., hauteur du plan de travail, distance en avant du corps et poids appliqué à la main) à l'aide des graphiques en 3D pour les différentes anthropométries (F05, F50, M50 et M95).
- Suggestions fournies par l'arbre de décision
- Vérifier que les contraintes posturales dans chaque posture analysée sont correctement identifiées en comparant avec les indices de risque au niveau de l'articulation calculés par la norme EN 1005-3.
- Vérifier que les suggestions faites au concepteur éventuel pour chaque posture de test présentant des risques de TMS sont cohérentes et réalistes dans le contexte spatial de la situation de travail en cours de conception.

4.2 Résultats

4.2.1 Indice de risque calculé par la norme EN 1005-3

4.2.1.1 Évaluation du niveau de risque pour les postures adjacentes

Les niveaux de risques des groupes de postures pour atteindre la même cible avec deux orientations différentes (prise par-dessous ou par-dessus) ont été d'abord comparés dans cette étude. Parmi ces 324 groupes de postures (27 cibles d'atteinte * 3 niveaux des forces * 4 anthropométries), les sauts dans l'évaluation du niveau de risque (vert à jaune, ou jaune à rouge) ont été observés dans 34 groupes, cela signifie que les niveaux de risques pour environ $(324 - 34) / 324 \approx 90\%$ des groupes de postures ne changent pas de façon abrupte.

Dans la plupart des cas, nous avons remarqué un saut dans les résultats d'évaluation lorsque les indices de risque de postures analysées sont aux frontières des niveaux de risques (Figure 4.9). En effet, les limites proposées dans la norme EN 1005-3 pour passer d'un niveau de risque à un autre niveau sont fixées. Il n'y a pas de piste pour résoudre ce problème, car il est lié directement à la logique d'analyse proposée par la norme EN 1005-3. Une autre difficulté rencontrée avec l'évaluation du niveau de risque vient du fait qu'il existe une infinité de postures possibles dans un environnement de travail. Pour un petit changement de posture, il est possible d'avoir, dans certains cas, l'articulation la plus sollicitée complètement différente lorsque les deux articulations sont sollicitées dans la posture analysée (Figure 4.9).

Nous avons ensuite comparé les niveaux de risques des groupes de postures proches l'une de l'autre pour atteindre les cibles dans la même direction (ex., cibles situées à l'axe central du corps). Normalement, le niveau de risque devrait évoluer progressivement en fonction de la zone de travail. Lors d'une rapide comparaison, nous avons remarqué un cas particulier où les moments résultants au niveau de l'épaule n'augmentent pas de façon progressive en fonction de la distance d'atteinte, ce qui entraîne un saut dans les niveaux de risques. Nous avons donc tenté de reproduire fidèlement ce groupe de postures dans 3DSSPP afin de comparer les moments résultant au niveau de l'épaule donnés par les deux logiciels et ensuite calculer manuellement les indices de risque pour les postures problématiques. La conclusion que l'on tire de cette comparaison est que les moments résultants au niveau de l'épaule dans 3DSSPP évoluent progressivement en fonction de la distance d'atteinte. Il est donc nécessaire de procéder à une étude plus approfondie afin de s'assurer de la

validité du calcul biomécanique de DELMIA. Les détails complets de cette comparaison sont disponibles à la fin de ce mémoire (Annexe D).

Valeur par défaut		Point_2L_B	Point_2L_H
Fréquence	1 action/min (temps d'action inférieur 0.05 min)		
Durée	2 h		
Mouvement	Non		
	Niveau de risque	2	1
Risque	Articulation la plus sollicitée	Lumbar (L4-L5)_lateral	Lumbar (L4-L5)_lateral
	Moment réel	30.82 Nm	27.49 Nm
	Mean	142.5 Nm	142.5 Nm
	Indice de risque	0.505408	0.450757
	Articulation sollicitée	Right Shoulder	Right Shoulder
	Moment réel	13 Nm	11.64 Nm
	Mean	75.3 Nm	73.2 Nm
	Indice de risque	0.376447	0.346607

(a)

Valeur par défaut		Point_6R_B	Point_6R_H
Fréquence	1 action/min (temps d'action inférieur 0.05 min)		
Durée	2 h		
Mouvement	Non		
	Niveau de risque	1	2
Risque	Articulation la plus sollicitée	Lumbar (L4-L5)_flexion	Right Shoulder
	Moment réel	64.5 Nm	9.4 Nm
	Mean	299 Nm	42.16 Nm
	Indice de risque	0.46165	0.508386
	Articulation sollicitée	Right Shoulder	Lumbar (L4-L5)_flexion
	Moment réel	8.36 Nm	63.93 Nm
	Mean	42.1Nm	299 Nm
	Indice de risque	0.45318	0.457511

(b)

Figure 4.9 : Exemple de postures adjacentes qui causent des sauts dans l'évaluation du niveau de risque : (a) indices de risque sont aux frontières des zones de risque (b) indices de risque se rapprochent pour les différentes articulations

4.2.1.2 Évolution des indices de risque

Afin de valider l'évaluation des risques au niveau du tronc et de l'épaule, les graphiques en trois dimensions ont été produits à l'aide du logiciel Mathematica. Les surfaces qui représentent l'évolution des indices de risque en fonction de la hauteur du plan de travail, la distance en avant du corps et le poids appliqué à la main ont été générées en utilisant les données numériques sous la forme d'une série de points (x, y, z). Normalement, l'indice de risque devrait être plus élevé lorsque la cible d'atteinte est en dehors de la zone de confort, cela signifie que les indices de risque de différentes hauteurs de plan de travail devraient évoluer de façon monotone en fonction de la distance horizontale et le poids appliqué. De la même manière, les surfaces qui représentent l'évolution des indices de différentes zones de travail ne devraient pas se croiser.

Les figures ci-dessous montrent l'évolution des indices de risque au niveau du tronc pour l'anthropométrie M50. Les indices de risque de chaque zone de travail évoluent progressivement en fonction de la hauteur du travail et le poids appliqué à la main (Figure 4.10a). Afin d'atteindre les cibles situées dans la zone de travail plus loin, l'opérateur doit pencher le tronc vers l'avant. Dans ce cas, la hauteur de la surface violette est la plus élevée suivie par la surface orange et verte.

Par contre, les deux surfaces représentant l'évolution des indices de risque de différentes hauteurs de plan de travail se croisent partiellement (Figure 4.10b). Cela signifie que les indices de risque du plan intermédiaire (bleu) pour le tronc qui doit se pencher vers l'avant sont moins élevés que ceux du plan de travail de haut niveau (rouge), lorsque la distance en avant du corps est d'environ 650 mm. En effet, ce chevauchement peut s'expliquer par l'utilisation de l'ancienne référence de DELMIA pour déterminer la capacité en flexion/extension au niveau du tronc. Nous avons remarqué que la posture du tronc pour atteindre la cible située au centre du plan intermédiaire (correspond à la coordonnée du Point 5 dans l'Annexe B) est à la frontière de la plage angulaire, ce qui entraîne un saut dans la valeur de capacité du tronc. Comme expliqué dans le chapitre 3, les valeurs de capacité du tronc données par DELMIA sont surestimées. Par conséquent, l'usage de ces données erronées entraîne une sous-estimation importante de l'indice de risque du point 5. Alors, nous avons donc tenté de reproduire fidèlement cette posture dans 3DSSPP pour obtenir une estimation de la valeur de capacité fiable et ensuite calculer manuellement les indices de risque du tronc pour les cas jugés problématiques. Après ajustement, la zone de chevauchement a été éliminée complètement.

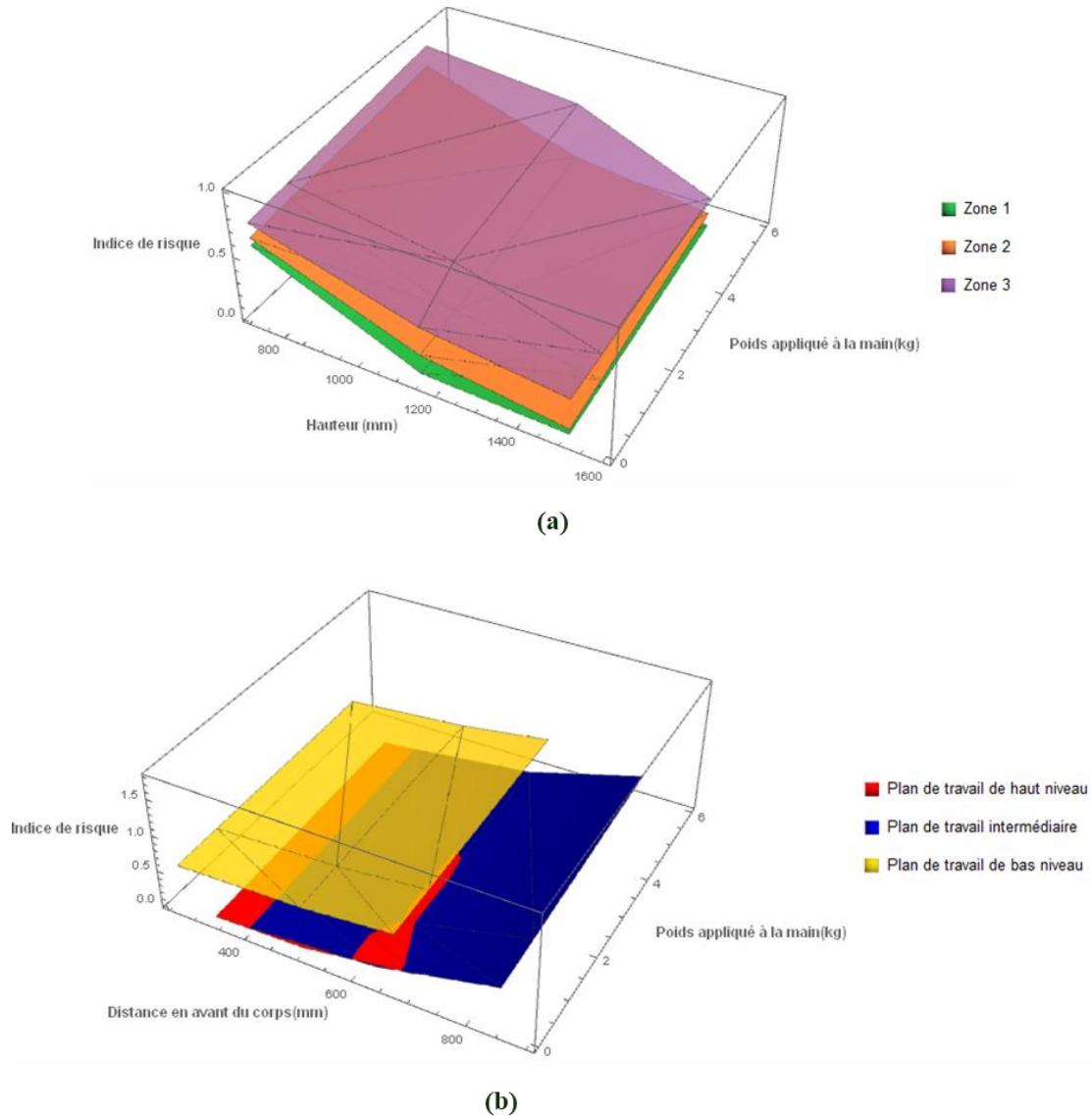


Figure 4.10 : Évolution des indices de risque au niveau du tronc pour l'anthropométrie M50 : (a) différentes zones de travail (b) différentes hauteurs de plan de travail

Nous avons également observé que la tendance d'évolution des indices de risque au niveau de l'épaule pour l'anthropométrie M50 est toujours monotone (Figure 4.11). En outre, l'épaule est toujours plus sollicitée lorsque le plan de travail est plus élevé ou que la distance d'atteinte est plus importante, ce qui est conforme au large consensus.

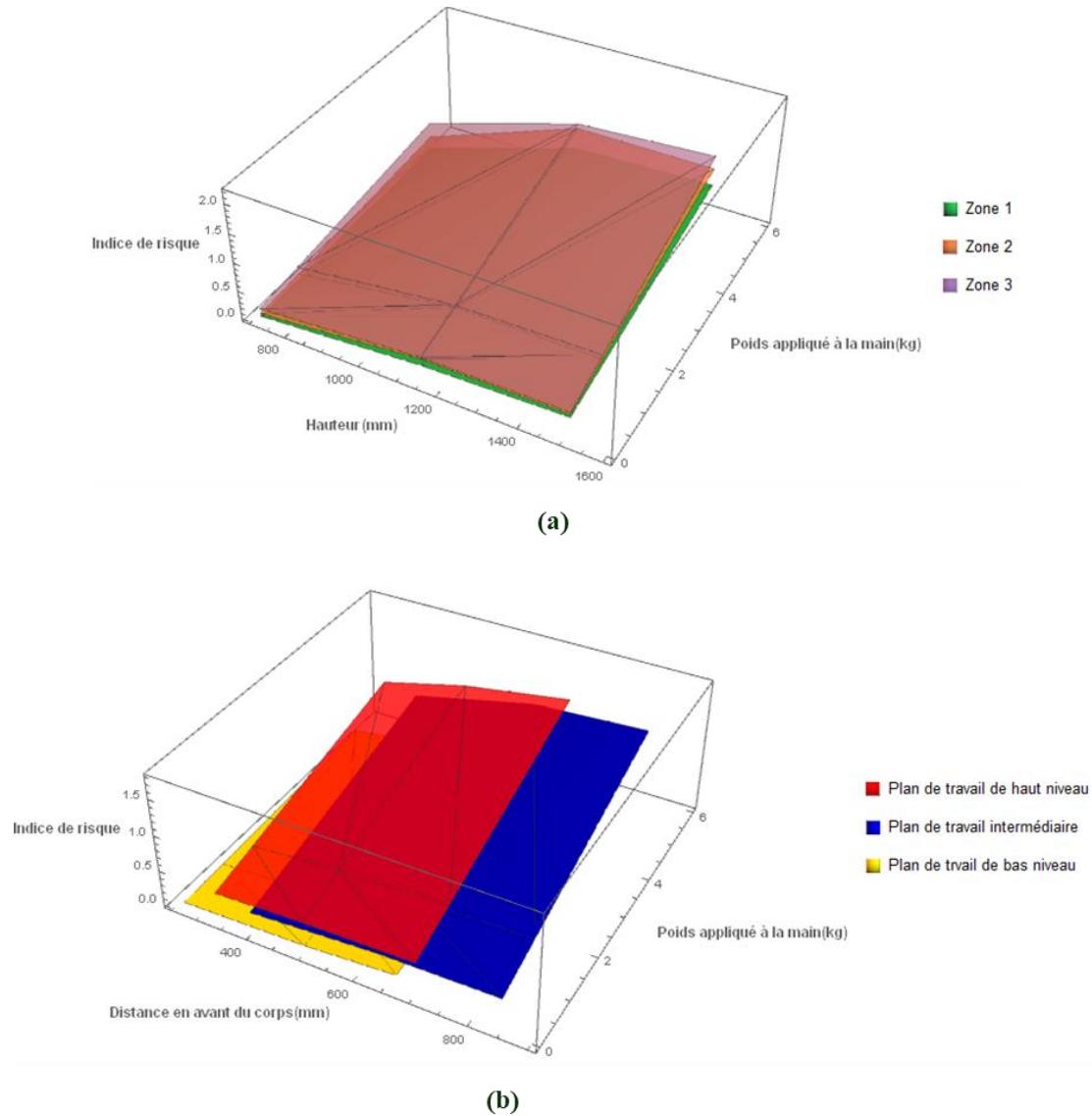


Figure 4.11 : volution des indices de risque au niveau de lpaule pour lanthropomtrie M50 :

(a) différentes zones de travail (b) différentes hauteurs de plan de travail

Les graphiques en trois dimensions présentant lvolution des indices de risque pour lanthropomtrie F05 ont également été réalisés (Figure 4.12). Nous avons remarqué que la tendance dvolution des indices au niveau du tronc pour lanthropomtrie F05 est similaire  celle qui a été observée pour lanthropomtrie M50. La seule différence est que les indices du plan de travail de haut niveau (rouge) sont plus élevés que ceux du plan intermédiaire (bleu) pour lanthropomtrie F05, parce que la petite femme doit pencher le tronc vers lavant de manière excessive pour atteindre la cible élevée. Cependant, les surfaces qui représentent lvolution des indices au niveau de lpaule se croisent entièrement lorsque la distance en avant du corps est

supérieure à 600 mm. Une explication possible de ce phénomène est que la région la plus sollicitée change (le tronc plutôt que l'épaule) lorsque les cibles se trouvent dans le plan de travail de haut niveau. L'indice de risque pour le tronc qui doit se pencher vers l'avant évolue plus vite que pour l'épaule qui demeure relativement fixe une fois le bras étendu. Une autre possibilité est que les moments résultants au niveau de l'épaule calculés par DELMIA contiennent des erreurs. Toutefois, cela reste à vérifier au moyen d'une étude plus approfondie. Ainsi, l'évolution des indices de risque pour les autres anthropométries (F50, M95) est présentée à la fin de ce mémoire (Annexe E).

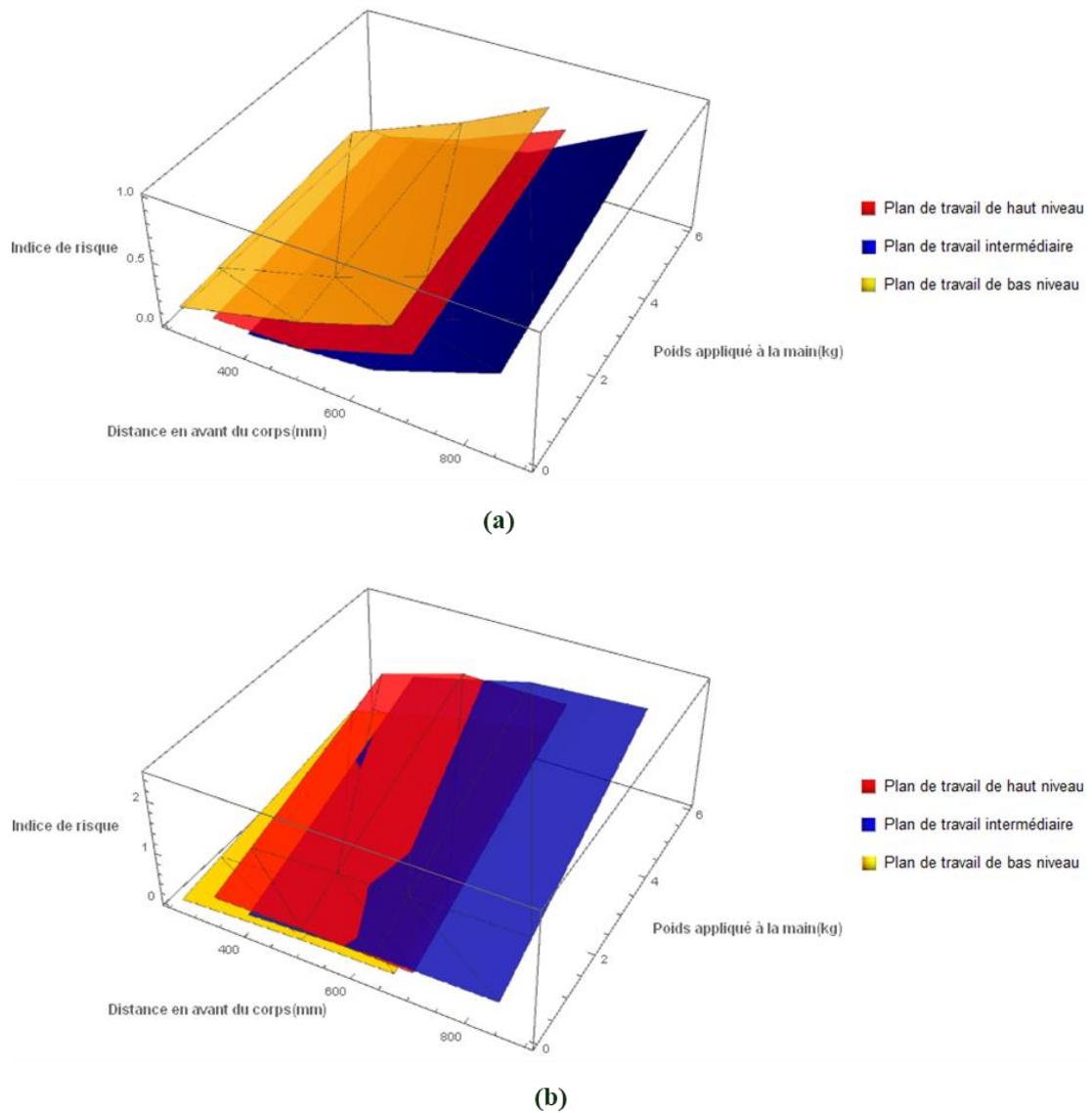


Figure 4.12 : Évolution des indices de risque de différentes hauteurs de plan de travail pour l'anthropométrie F05 : (a) tronc (b) épaule

4.2.2 Suggestions fournies par l'arbre de décision

La technique d'exploration de données a été adoptée dans le projet précédent pour trouver un lien entre une posture contraignante et les actions à envisager pour réduire le risque de TMS. Malheureusement, la base de données à notre disposition ne peut pas répondre tout à fait aux problèmes actuels. Par conséquent, les suggestions proposées par l'ancien stagiaire se basent sur le sens commun et les consensus d'experts de 3DS (DJIRE, 2016). Bien que les solutions pratiques pour améliorer la situation de travail, dans certains cas, paraissent évidentes pour les concepteurs ayant l'expérience dans le domaine de la conception du poste de travail, nous avons d'abord tenté de construire une base de données s'appuyant sur l'ouvrage de référence du Bureau international du Travail (BIT) intitulé « Manuel d'ergonomie pratique en 128 points » (BIT, 2006) pour supporter les suggestions générées par l'arbre de décisions. Au final, les centaines de suggestions valides ont été élaborées autour des principaux enjeux ergonomiques de la situation de travail (ex., posture de travail, manutention de charges, aménagement du poste de travail, etc.) afin d'offrir des solutions pratiques et faciles à mettre en œuvre aux concepteurs durant leur processus de design.

Ainsi, 216 postures simulées dans un environnement expérimental ont été analysées par l'arbre de décision. En fonction des situations de travail, nous avons ajusté les suggestions générées par l'arbre pour qu'elles correspondent bien aux problématiques de la posture analysée. Par ailleurs, un certain nombre de problèmes ont été soulevés pendant le processus d'analyse.

- Absence de suggestion lorsque le poids d'objet est augmenté

L'un des scénarios dans l'arbre de décision décrivant une posture de travail neutre, ne prévoit pas de suggestion pour réduire le risque de TMS puisque la posture est bonne (neutre); la version actuelle de l'arbre tient compte des contraintes posturales dans la posture analysée. Le problème rencontré avec ce scénario vient du fait que l'indice de risque change rapidement avec l'augmentation du poids appliqué à la main, mais la suggestion fournie par l'arbre pour améliorer la situation de travail est toujours vide. Par exemple, aucune contrainte posturale n'est présentée dans la posture testée selon l'analyse de l'arbre de décision. Cette posture de travail peut être trouvée acceptable en l'absence de poids dans la main selon EN1005-3. Cependant, lorsque le poids est augmenté légèrement jusqu'à 1 kg, le niveau de risque change de catégorie (vert à jaune) (Figure 4.13). Des suggestions visant la réduction du poids doivent donc être fournies aux utilisateurs afin de les guider vers la solution de design.

			Valeur par défaut	Point_4_B					Valeur par défaut	Point_4_B	
F05_0 kg	Fréquence	1.0 action/min (temps d'action inférieur 0.05 min)				Fréquence	1.0 action/min (temps d'action inférieur 0.05 min)			Fréquence	1.0 action/min (temps d'action inférieur 0.05 min)
Durée	2 h				Durée	2 h			Durée	2 h	
Mouvement	Non				Mouvement	Non			Mouvement	Non	
Niveau de risque	1		Niveau de risque	2							
Articulation la plus sollicitée	Right Shoulder	Articulation la plus sollicitée	Right Shoulder								
Moment réel	5.51 Nm	Moment réel	10.58 Nm								
Mean	39.71 Nm	Mean	39.71 Nm								
Indice de risque	0.316263	Indice de risque	0.607378								
Articulation sollicitée	Lumbar (L4-L5)_lateral	Articulation sollicitée	Lumbar (L4-L5)_lateral								
Moment réel	4.38 Nm	Moment réel	4.55 Nm								
Mean	75.4 Nm	Mean	75.4 Nm								
Indice de risque	0.145934	Indice de risque	0.151645								
Numéro de feuille	29	Numéro de feuille	29								
Arbre de décision	Recommandations	14 TO BE DEFINED	Arbre de décision	Recommandations	14 TO BE DEFINED						

(a)

(b)

Figure 4.13 : Exemple de postures qui ne contiennent pas de contrainte posturale : (a) application d'un poids de 0 kg ; (b) application d'un poids de 1 kg

Une solution possible pour pallier à ce problème serait d'intégrer la stratégie de « low-if » qui permet de fournir la limite supérieure du poids appliqué pour une situation de travail à l'aide de la méthode d'évaluation des risques se basant sur la norme EN 1005-3. Si l'utilisateur considère que le poids appliqué dans la situation réelle est en dessous de cette limite maximale, le niveau de risque devrait donc être faible. Cette stratégie est également applicable lorsque les coefficients d'ajustement dans la norme sont difficiles à estimer à partir de structures d'informations de production préétablies. Le nouveau modèle du logiciel va proposer des valeurs par défaut pour les coefficients inconnus afin de déterminer une limite maximale pour le paramètre d'intérêt. Ainsi, le concepteur pourrait modifier directement les valeurs par défaut pour avoir une estimation du niveau de risque plus proche de la réalité qu'il veut concevoir. La difficulté rencontrée avec cette proposition est qu'elle complexifie l'interface-usager et donc qu'elle nécessitera une évaluation ergonomique de l'interface pour trouver le meilleur modèle d'interaction avec l'utilisateur potentiel. Une autre piste de solution consiste à ajouter des embranchements dans l'arbre de

décision en intégrant les suggestions visant le poids appliqué en fonction de l'indice de risque afin d'informer les concepteurs dès que possible de la nécessité d'un changement de design.

- Incohérence entre l'articulation la plus sollicitée et les suggestions fournies

Normalement, une posture contraignante peut comporter plusieurs contraintes posturales. Il est vraiment difficile de trouver des solutions permettant d'éliminer tous les facteurs de risque d'une posture contraignante sans une analyse détaillée. La logique d'analyse proposée par l'arbre de décision est de procéder étape par étape en priorisant les modifications à apporter dans la conception afin d'orienter les concepteurs vers l'élément du design à cibler en priorité. Les attributs évalués au niveau des nœuds sont traités par ordre d'importance croissante, ce qui signifie que l'attribut se trouvant au début de l'arbre est généralement la contrainte posturale qui a le plus d'impact sur l'évaluation du risque. Ces quatre attributs ont été identifiés comme prioritaires dans la version actuelle de l'arbre : la charge, la position du tronc (rotation, inclinaison latérale et flexion), la flexion du cou et l'élévation du bras.

Le problème avec cette logique, vient du fait que le facteur le plus problématique qui est traité par le nœud situé à la fin du processus d'évaluation ne peut pas sortir en premier, lorsque la posture analysée comporte plusieurs contraintes posturales. Par conséquent, les suggestions générées par l'arbre sont parfois incohérentes avec l'évaluation du risque au niveau de l'articulation se basant sur la norme EN 1005-3. Une raison pour expliquer cette différence est que la logique d'analyse proposée par la norme EN 1005-3 est différente de celle de l'arbre. La stratégie adoptée par la norme pour analyser une posture de travail est de déterminer l'indice de risque pour chaque articulation parallèlement, ensuite identifier l'articulation la plus sollicitée dont le risque devrait être réduit par une comparaison des valeurs d'indice de risque. Par exemple, l'épaule est l'articulation la plus sollicitée dans la posture analysée selon l'évaluation de risque, comme le montre dans la Figure 4.14. On peut ainsi déduire que ce qui cause l'indice de risque le plus élevé correspond au groupe musculaire à cibler en premier pour une suggestion. L'arbre de décision doit donc d'abord proposer des suggestions en priorisant les modifications pour réduire le risque au niveau de l'épaule. Cependant, la flexion du cou sera traitée en priorité selon l'ordre d'importance croissante des attributs évalués, ce qui entraîne une incohérence avec l'articulation la plus sollicitée dans cette posture analysée.

	Valeur par défaut	Point_4_B	Point_4_H
Fréquence	1 action/min (temps d'action inférieur 0.05 min)		
Durée	2 h		
Mouvement	Non		
M50_5 kg	Risque	Niveau de risque	3
		Articulation la plus sollicitée	Right Shoulder
		Moment réel	35.87 Nm
		Mean	78.81 Nm
		Indice de risque	0.992163
	Arbre de décision	Articulation sollicitée	Lumbar (L4-L5)_flexion
		Moment réel	30.23 Nm
		Mean	369 Nm
		Indice de risque	0.168449
		Numéro de feuille	17
	Recommandations	19 Neck exertion // Modify visual target orientation // Rise visual target location	19 Neck exertion // Modify visual target orientation // Rise visual target location

Figure 4.14 : Exemple des résultats qui contiennent des incohérences entre l'articulation la plus sollicitée et les suggestions générées par l'arbre de décision

Le même problème a été observé au niveau du tronc. Dans la version actuelle de l'arbre, trois mouvements au niveau du tronc ont été pris en compte, et la rotation du tronc a été considérée comme l'attribut qui a le plus d'impact sur l'évaluation du risque. C'est pour cette raison que lorsque la posture analysée comporte une flexion très prononcée avec une légère rotation du tronc, les suggestions générées par l'arbre vont d'abord fournir des indices de solutions pour éliminer la rotation du tronc.

- Variation de l'articulation la plus sollicitée

Un autre problème rencontré avec l'arbre de décision est que les suggestions générées par l'arbre ne varient pas en fonction de l'indice de risque de chaque articulation. Lorsque le poids appliqué à la main est augmenté, l'articulation la plus sollicitée n'est pas toujours identique dans la même posture analysée (Figure 4.15). Par conséquent, les suggestions générées sont parfois incohérentes avec l'évaluation du risque au niveau de l'articulation se basant sur la norme EN 1005-3. Une raison possible pour expliquer ce phénomène est que l'augmentation du risque au niveau de

certaines articulations, par exemple le poignet et le coude, est plus rapide que celle pour les autres régions corporelles. En effet, la capacité musculaire qui dépend notamment de la grosseur des muscles et du bras de levier autour de l'articulation n'est pas la même pour tous les groupes musculaires. Ainsi, l'articulation la plus sollicitée ne correspond pas tout à fait à la région corporelle où des contraintes posturales apparaissent.

		Valeur par défaut		Point_2R_H				Valeur par défaut		Point_2R_H		
		Fréquence	1 action/min (temps d'action inférieur 0.05 min)			Fréquence	1 action/min (temps d'action inférieur 0.05 min)					
		Durée	2 h			Durée	2 h					
		Mouvement	Non			Mouvement	Non					
M50_0 kg	Risque	Niveau de risque	1			Risque	Niveau de risque					
		Articulation la plus sollicitée	Right Shoulder				Articulation la plus sollicitée					
		Moment réel	11.3 Nm				Moment réel					
		Mean	71.52 Nm				Mean					
		Indice de risque	0.344557				Indice de risque					
		Articulation sollicitée	Lumbar (L4-L5)_lateral				Articulation sollicitée					
		Moment réel	6.56 Nm				Moment réel					
		Mean	142.5 Nm				Mean					
		Indice de risque	0.10757				Indice de risque					
	Arbre de décision	Numéro de feuille	24				Numéro de feuille					
		Recommandations	10 Shoulder loading // Reduce right(left) hand work zone height				Recommandations					

(a)

(b)

Figure 4.15 : Exemple de variation de l'articulation la plus sollicitée lorsque le poids appliqué est augmenté : (a) application d'un poids de 0 kg ; (b) application d'un poids de 5 kg

Dans certains cas, cette incohérence peut être expliquée par la sous-estimation de l'indice de risque au niveau du tronc à cause de l'utilisation des données erronées. Comme expliqué au début du chapitre 3, l'indice de risque au niveau du tronc a été sous-estimé d'au moins 30%. Par exemple, lorsque le poids d'objet est augmenté jusqu'à 5 kg, l'indice de risque au niveau du tronc dans cette posture analysée doit être plus élevé que celui de l'épaule ($0,66 * 1,3 = 0,86 > 0,78$), comme le montre la Figure 4.16. Ainsi, les suggestions visant la correction de la posture du tronc restent toujours cohérentes avec l'articulation la plus sollicitée dans cette posture analysée.

		Valeur par défaut		
		Fréquence	1 action/min (temps d'action inférieur 0.05 min)	
		Durée	2 h	
		Mouvement	Non	
M50_0 kg	Risque	Niveau de risque	2	
		Articulation la plus sollicitée	Lumbar (L4-L5)_flexion	
		Moment réel	138.35 Nm	
		Mean	480 Nm	
		Indice de risque	0.597794	
	Arbre de décision	Articulation sollicitée	Left Shoulder	
		Moment réel	10.34 Nm	
		Mean	83.32 Nm	
		Indice de risque	0.270614	
	Arbre de décision	Numéro de feuille	33	
		Recommandations	15 back loading // Rise working plan // Rise hand work zone/object location	
M50_5 kg	Risque	Niveau de risque	3	
		Articulation la plus sollicitée	Right Elbow	
		Moment réel	13.99 Nm	
		Mean	37.54 Nm	
		Indice de risque	0.78033	
	Arbre de décision	Articulation sollicitée	Lumbar (L4-L5)_flexion	
		Moment réel	153.07 Nm	
		Mean	480 Nm	
		Indice de risque	0.661399	
	Arbre de décision	Numéro de feuille	33	
		Recommandations	15 back loading // Rise working plan // Rise hand work zone/object location	

(a)

(b)

Figure 4.16 : Exemple de variation de l'articulation la plus sollicitée lorsque le poids appliqué est augmenté : (a) application d'un poids de 0 kg ; (b) application d'un poids de 5 kg

- Choix des plages de valeurs pour chaque attribut évalué

Dans la version actuelle de l'arbre de décision, les plages articulaires de l'attribut ont été déterminées selon les méthodes de REBA et RULA. Le problème rencontré avec ces choix des plages vient du fait que les amplitudes de mouvement de certaines articulations n'ont pas été définies dans ces méthodes. Par exemple, pour évaluer le mouvement de torsion du tronc en utilisant la méthode REBA, les ergonomes doivent répondre à une question binaire (de type vrai ou faux) qui permet d'identifier uniquement la présence ou l'absence de la torsion du tronc dans la posture analysée. Aucune amplitude faible ou extrême de mouvement de torsion du tronc n'a été qualifiée dans cette méthode. Nous avons donc recommandé que le mouvement du tronc soit de faibles amplitudes lorsque l'angle de torsion se situe entre 0 et 10 degrés selon notre propre expérience. Malgré la grande disparité sur la manière de qualifier ces amplitudes, il est nécessaire de comparer les amplitudes articulaires de l'attribut définies dans l'arbre actuel avec celles qui proviennent de différentes sources.

Ainsi, bien que les différences anthropométriques entre les hommes et les femmes soient bien connues, certaines plages de valeurs (ex., distance horizontale ou verticale mains-corps) ont été choisies en tenant compte seulement des mesures anthropométriques de l'homme moyen. L'utilisation de ces plages de valeurs pour évaluer une posture de travail est susceptible d'introduire un biais dans l'analyse en fournissant des suggestions incomplètes.

En outre, nous avons également remarqué que la limite supérieure au niveau du nœud « force exercée par l'opérateur » a été fixée à 200 N ce qui correspond au poids maximum acceptable pour une femme selon le « Guide to manual materials handling » (Mital, 1997). Par contre, chaque compagnie a mis en place son propre standard interne pour déterminer une limite supérieure du poids pouvant être manutentionné manuellement. Afin de répondre à ce besoin, nous pouvons offrir aux concepteurs industriels la possibilité de personnaliser la plage de valeurs prédéterminées afin d'effectuer une analyse plus proche de leur réalité corporative. Il est à noter que la limite personnalisée ne doit jamais dépasser les limites s'appuyant sur des références crédibles.

La plage de valeurs de chaque nœud est une composante essentielle pour déterminer le chemin parcouru dans l'arbre de décision. Les différences d'interprétation peuvent avoir un impact majeur sur l'analyse de la posture et amener des suggestions différentes dans certains cas. Il est donc vraiment nécessaire de revoir le choix des plages de valeurs pour chaque attribut évalué afin de s'assurer que les suggestions générées correspondent bien aux problématiques de la posture analysée.

4.3 Conclusion et discussion

Cette étude nous a permis de constater que les niveaux de risques évoluent de façon monotone dans la grande majorité des groupes de postures adjacents. De plus, un saut dans les niveaux de risques a été observé dans un cas particulier où les moments résultants au niveau de l'épaule n'augmentent pas de façon progressive en fonction de la distance d'atteinte.

Par ailleurs, les surfaces qui représentent l'évolution des indices de risque au niveau du tronc se croisent dans certains cas. Ce chevauchement partiel peut s'expliquer par l'utilisation de l'ancienne référence de DELMIA pour déterminer la capacité en flexion/extension au niveau du tronc, ce qui entraîne une sous-estimation importante de l'indice de risque. De plus, nous avons également remarqué un cas particulier où les indices de risque de différentes hauteurs de plan de travail au

niveau de l'épaule évoluent de façon abrupte. Une explication possible est que la région la plus sollicitée change (le tronc plutôt que l'épaule) lorsque les cibles se trouvent dans le plan de travail de haut niveau. Une autre raison possible pour expliquer ce phénomène, qui reste à vérifier, est que les moments résultants au niveau de l'épaule calculés par DELMIA contiennent des erreurs.

En effet, afin de déterminer l'indice de risque pour l'épaule, nous devons comparer le moment réel correspondant au référentiel de Stobbe avec la capacité maximale au niveau de cette articulation calculée par Stobbe. Cependant, le moment résultant au niveau de chaque articulation dans le modèle actuel de DELMIA est calculé dans le référentiel du mannequin. Par conséquent, avant d'effectuer la comparaison, il faut d'abord générer le référentiel de Stobbe dans la posture analysée et ensuite transformer le moment résultant calculé par DELMIA dans le référentiel de Stobbe. Des difficultés techniques ont été rencontrées sur ce point, de sorte qu'il existe une différence du moment résultant au niveau de l'épaule entre DELMIA et 3DSSPP pour certains cas. Il est donc vraiment nécessaire de procéder à une étude plus approfondie sur la transformation du moment résultant pour s'assurer de la validité du calcul biomécanique de DELMIA.

Il ressort également de cette étude que les suggestions générées par l'arbre de décision ne peuvent pas fournir correctement des suggestions pour certaines postures analysées. Ainsi, les problèmes associés à la structure actuelle de l'arbre ont été soulevés. Pour résoudre ces problèmes, il faudrait se pencher dans le détail sur ce sujet et le cas échéant, apporter un ajustement à l'arbre de décision pour les cas jugés problématiques (ex., choix des plages de valeurs, ordre d'importance des attributs, équation utilisée pour obtenir un paramètre de la posture analysée).

Ainsi, les suggestions visant le poids appliqué, la fréquence et la durée en fonction de l'indice de risque doivent être également intégrées dans l'arbre. Par exemple, une sollicitation exercée par l'action de l'opérateur peut être trouvée acceptable pour une certaine durée de sollicitation et une certaine fréquence selon EN1005-3, mais si la fréquence est augmentée légèrement, la sollicitation au niveau de l'articulation demeurera-t-elle acceptable ? Pour élargir l'utilisation de ce nouveau modèle de DELMIA, la variable temporelle doit être pleinement intégrée dans l'arbre de décision.

CHAPITRE 5 DISCUSSION

5.1 Contributions de la recherche

Premièrement, cette étude contribue à l'avancement de la recherche sur la détermination des valeurs de capacité physique au niveau d'une articulation dans le but d'assurer la validité de l'évaluation des risques d'une situation de travail. Elle a permis d'actualiser les valeurs de capacités fournies dans le rapport biomécanique de DELMIA en intégrant les équations de Stobbe. À l'heure actuelle, la littérature scientifique ne fournit aucune indication pratique quant à l'implémentation de ces équations dans un espace en 3D pour déterminer la distribution des valeurs de capacité dans la population. Par ailleurs, le processus du calcul dans 3DSSPP en utilisant ces équations peut être assimilé à une boîte noire qui prend en entrée de nombreux paramètres tels que la posture du mannequin, l'anthropométrie et qui fournit la valeur de capacité pour chaque articulation. Ainsi, ouvrir la boîte noire de 3DSSPP pour trouver la façon d'intégrer ces équations dans DELMIA est en soi quelque chose de nouveau qui a nécessité beaucoup de temps et de réflexion.

Un algorithme d'évaluation de situations de travail, qui combine une méthode d'évaluation des risques se basant sur la norme EN 1005-3 avec un générateur de suggestions (arbre de décision), a été élaboré durant le projet précédent. Dans la présente étude, cet outil développé a été testé pour un ensemble plus vaste d'échantillons de postures (216 postures * 3 niveaux de force = 648 situations de travail) que celui du projet précédent. Les résultats de ce test ont permis de valider l'évolution des indices de risque au niveau de l'articulation en fonctions des paramètres variés et de vérifier la cohérence des suggestions fournies par l'arbre de décision avec les problématiques de la posture analysée. Ces résultats peuvent aider à améliorer l'algorithme d'évaluation afin de l'amener à un niveau où il peut être intégré à la nouvelle application « EWD » que 3DS envisage de mettre en marché en 2019.

5.2 Limites de la recherche

Une première limite de cette recherche est la fiabilité du calcul biomécanique de DELMIA. Les équations pour déterminer la valeur de capacité en flexion/extension au niveau du tronc n'ont pas été mises à jour depuis longtemps. Par conséquent, l'utilisation de l'ancienne référence de DELMIA pour déterminer ces valeurs peut entraîner une sous-estimation importante de l'indice de

risque. De plus, des difficultés techniques associées aux différences de systèmes d'axes et de plans de références ont été rencontrées lors de la transformation du moment résultant de l'épaule, de sorte qu'il existe une différence entre DELMIA et 3DSSPP sur ce point. Bien que toutes les étapes de l'évaluation des risques ont été réalisées correctement durant le test, il est difficile d'assurer que le calcul des indices de risque est totalement fiable.

Une autre limite de cette recherche est l'absence d'échantillon de test issu d'un contexte de travail industriel. Les postures simulées dans un environnement expérimental ne sont peut-être pas suffisamment représentatives des différentes catégories de postures que l'on trouve dans le domaine industriel. Ainsi, les coefficients d'ajustement dans la norme EN-1005 ont été déterminés par l'expérience. Par ailleurs, nous n'avons pas pu vérifier l'efficacité des suggestions afin d'apporter au concepteur le maximum d'information quant aux actions possibles lui permettant de réduire le risque de TMS associé à son design.

5.3 Perspectives de recherche

À l'exception de 216 postures simulées dans un environnement expérimental, une quarantaine de nouvelles postures issues d'une ligne d'assemblage du véhicule automobile a été également développée. Chaque échantillon décrit une sous-opération (ex., visser une vis) en combinant une posture de travail et une application de force sur un objet. Cependant, compte tenu des limites de temps, nous n'avons pu tester l'ensemble des nouvelles postures qui sont plus proches de la vraie situation de travail. Une piste de recherche future consistera à tester et à analyser ces nouvelles postures afin de s'assurer que l'algorithme d'évaluation identifie correctement des situations de travail comportant des risques de TMS et fournit des suggestions qui sont cohérentes et réalistes dans le contexte spatial de la situation de travail en cours de conception.

Une autre piste de recherche consiste à vérifier la concordance de l'évaluation produite par le nouveau modèle de DELMIA avec un consensus d'experts en ergonomie. Un certain nombre de situations de travail peuvent être présentées à des experts en ergonomie afin de recueillir leur avis quant aux risques de TMS et d'obtenir un consensus sur les améliorations à apporter. Ensuite, il serait intéressant de comparer les résultats d'analyse des ergonomes avec ceux du nouveau modèle d'évaluation et apporter un ajustement pour les cas jugés problématiques.

Enfin, les suggestions fournies par l'arbre sont sous format texte pour l'instant. Durant les tests utilisateurs, nous avons remarqué que l'attention des utilisateurs potentiels est dirigée dans un premier temps vers la posture de travail en trois dimensions et la pastille collée sur le corps du mannequin. Ainsi, très peu de participants et participantes prennent la peine de lire les suggestions affichées. C'est pour cette raison que nous n'avons donc pas pu obtenir leur avis quant à l'efficacité des suggestions formulées. Il nous semblerait intéressant, dans l'avenir, de revoir le format de présentation des suggestions afin de s'assurer qu'elles soient suffisamment explicites pour guider l'usager vers une solution à son design. Une animation en trois dimensions serait un support beaucoup plus efficace pour communiquer avec les concepteurs et designers industriels. Ce nouveau format de présentation leur permettrait de pouvoir tourner l'affichage de l'écran dans tous les sens pour mieux découvrir la zone de travail sécuritaire afin d'identifier et de corriger rapidement des problèmes liés aux futures situations de travail.

CHAPITRE 6 CONCLUSION

Cette recherche avait pour objectif de poursuivre le développement d'un algorithme d'évaluation de situations de travail simples élaboré dans un projet précédent, afin de l'amener à un niveau où il peut être intégré à une nouvelle application que 3DS envisage de mettre en marché en 2019.

Pour atteindre cet objectif, une comparaison des valeurs de capacité du tronc et de l'épaule calculées par 3DSSPP et par les équations de Stobbe (1982) a été réalisée afin d'actualiser des valeurs de capacité en intégrant ces équations au nouveau modèle de DELMIA. Cette recherche a permis de réduire l'imprécision due à DELMIA dans le but d'assurer une meilleure validité de l'évaluation des risques d'une situation de travail. Par ailleurs, l'outil développé a été testé sur un ensemble plus vaste d'échantillons (216 postures * 3 niveaux des forces = 648 situations de travail) au moyen d'un environnement expérimental afin de couvrir une plus grande variété de situations de travail. Les résultats du test ont permis de valider l'évolution des indices de risque au niveau de l'articulation et de vérifier les suggestions faites au concepteur en ce qui a trait aux actions possibles pour améliorer son design lorsque la situation de travail comporte un risque de TMS.

Cette recherche a permis de constater que les indices de risque évoluent de façon monotone dans la grande majorité des cas. Par contre, il existe une différence concernant DELMIA et 3DSSPP sur la transformation du moment résultant de l'épaule. Il est donc fortement recommandé de procéder à une étude plus approfondie sur ce point pour s'assurer de la validité du calcul biomécanique de DELMIA. En plus, les suggestions générées par l'arbre de décision ne peuvent pas fournir correctement des indices de solutions pour certaines postures analysées. Il est donc nécessaire de se pencher dans le détail sur la structure actuelle de l'arbre de décision et d'y apporter des ajustements nécessaires.

Une future recherche pourrait, par un questionnaire, vérifier la concordance du résultat d'analyse produit par le nouveau modèle de DELMIA avec un consensus d'experts en ergonomie. Il serait également intéressant de revoir le format de présentation des suggestions afin de s'assurer qu'il soit suffisamment explicite pour guider l'usager vers une solution à son design.

Ce projet de recherche contribue à outiller et supporter les milieux de travail dans l'utilisation efficace de concepts et méthodes en ergonomie occupationnelle afin d'améliorer la performance en matière de santé, de sécurité du travail et de productivité des entreprises manufacturières.

BIBLIOGRAPHIE

- ACGIH. (2002). *Hand Activity Level (HAL)*. Communication présentée à Threshold limit values for chemical substances and physical agents and biological exposure indices.
- Ahonen, M., Launis, M., & Kuorinka, T. (1989). *Ergonomic Workplace Analysis*. Helsinki: Finnish Institute of Occupational Health.
- Aubry, K. (2006). *Mise à l'essai en situation réelle de différentes méthodes d'évaluation de l'exposition aux facteurs de risque de troubles musculo-squelettiques*. (École Polytechnique de Montréal).
- Badler, N. I., Erignac, C. A., & Liu, Y. (2002). Virtual humans for validating maintenance procedures. *Communications of the ACM*, 45(7), 56-63.
- Bao, S., Silverstein, B., Howard, N., & Spielholz, P. (2006). The Washington State SHARP approach to exposure assessment. *Fundamentals and assessment tools for occupational ergonomics*, 44(1), 44-22.
- Bernard, B. P., & Putz-Anderson, V. (1997). Musculoskeletal disorders and workplace factors; a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back.
- BIT. (2006). *Manuel d'ergonomie pratique en 128 points : Solutions pratiques et faciles à mettre en oeuvre pour améliorer la sécurité et la santé au travail et les conditions de travail*.
- Bubb, H., & Fritzsche, F. (2009). A scientific perspective of digital human models: past, present, and future. *Handbook of Digital Human Modeling: Research for Applied Ergonomics and Human Factors Engineering*, 3.
- Burdorf, A. (2010). The role of assessment of biomechanical exposure at the workplace in the prevention of musculoskeletal disorders. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 36(1), 1.
- Burdorf, A., & Van Der Beek, A. (1999). Exposure assessment strategies for work-related risk factors for musculoskeletal disorders. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 25-30.

- CEN. (2002). Safety of Machinery – Human Physical Performance – Part 3: Recommended Force Limits for Machinery Operation *European Standard EN 1005-3*.
- Chaffin, D. B. (2005). Engineers with HFE education—Survey results. *HFES-ETG News Letter*, 3, 2-3.
- Chaffin, D. B. (2007). Human motion simulation for vehicle and workplace design. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 17(5), 475-484.
- Chaffin, D. B. (2009). Some requirements and fundamental issues in digital human modeling. *Handbook of digital human modeling*, 2.1-2.10.
- Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J., & Martin, B. J. (2006). *Occupational biomechanics*: John Wiley & Sons.
- Charland, J. (2016). Virtual Ergonomics-Vision of the Future. Dans *Homo Sapiens Digitalis-Virtuelle Ergonomie und digitale Menschmodelle* (p. 279-284): Springer.
- Chiasson, M.-È., Imbeau, D., Aubry, K., & Delisle, A. (2012). Comparing the results of eight methods used to evaluate risk factors associated with musculoskeletal disorders. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 42(5), 478-488.
- Chryssolouris, G., Mavrikios, D., Fragos, D., & Karabatsou, V. (2000). A virtual reality-based experimentation environment for the verification of human-related factors in assembly processes. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 16(4), 267-276.
- Colombini, D. (1998). An observational method for classifying exposure to repetitive movements of the upper limbs. *Ergonomics*, 41(9), 1261-1289.
- DJIRE, J.-B. (2016). *Outils d'évaluation du niveau de risque d'une posture et de génération de recommandations dans un environnement 3D*. École Polytechnique de Montréal.
- El ahrache, K., & Imbeau, D. (2009). Comparison of rest allowance models for static muscular work. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(1), 73-80.
- Gabriel, R. F. (2003). *What engineers and managers need to know about human factors*.
- Green, R. F., & Charland, J. (2006). Human Modeling in the Product Lifecycle Management of the Boeing 787 Dreamliner™. *SAE Technical Paper*.

- Hamrick, C. (2006). Overview of ergonomic assessment. *Fundamentals and assessment tools for occupational ergonomics*, 34(1), 34-17.
- Hignett, S., & McAtamney, L. (2004). Rapid entire body assessment. Dans *Handbook of Human Factors and Ergonomics Methods* (p. 97-108): CRC Press.
- Hughes, R. E., Johnson, M. E., O'Driscoll, S. W., & An, K.-N. (1999). Age-related changes in normal isometric shoulder strength. *The American journal of sports medicine*, 27(5), 651-657.
- ISO. (2009). 11228-3 Ergonomics-Manual handling-Part 3: Handling of low loads at high frequency.
- Jayaram, U., Jayaram, S., Shaikh, I., Kim, Y., & Palmer, C. (2006). Introducing quantitative analysis methods into virtual environments for real-time and continuous ergonomic evaluations. *Computers in industry*, 57(3), 283-296.
- Jensen, P. L. (2002). Human factors and ergonomics in the planning of production. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 29(3), 121-131.
- Juul-Kristensen, B., Hansson, G.-Å., Fallentin, N., Andersen, J., & Ekdahl, C. (2001). Assessment of work postures and movements using a video-based observation method and direct technical measurements. *Applied ergonomics*, 32(5), 517-524.
- Li, G., & Buckle, P. (1999). *Evaluating change in exposure to risk for musculoskeletal disorders: A practical tool*: HSE Books Suffolk.
- Malchaire, J. (2007). Série Stratégie SOBANE de gestion des risques professionnels-Guide des troubles musculosquelettiques. *SPF Emploi, Travail et Concertation sociale, Belgique, Bruxelles*.
- McAtamney, L., & Corlett, E. N. (1993). RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied ergonomics*, 24(2), 91-99.
- Miedema, M. C., Douwes, M., & Dul, J. (1997). Recommended maximum holding times for prevention of discomfort of static standing postures. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 19(1), 9-18.

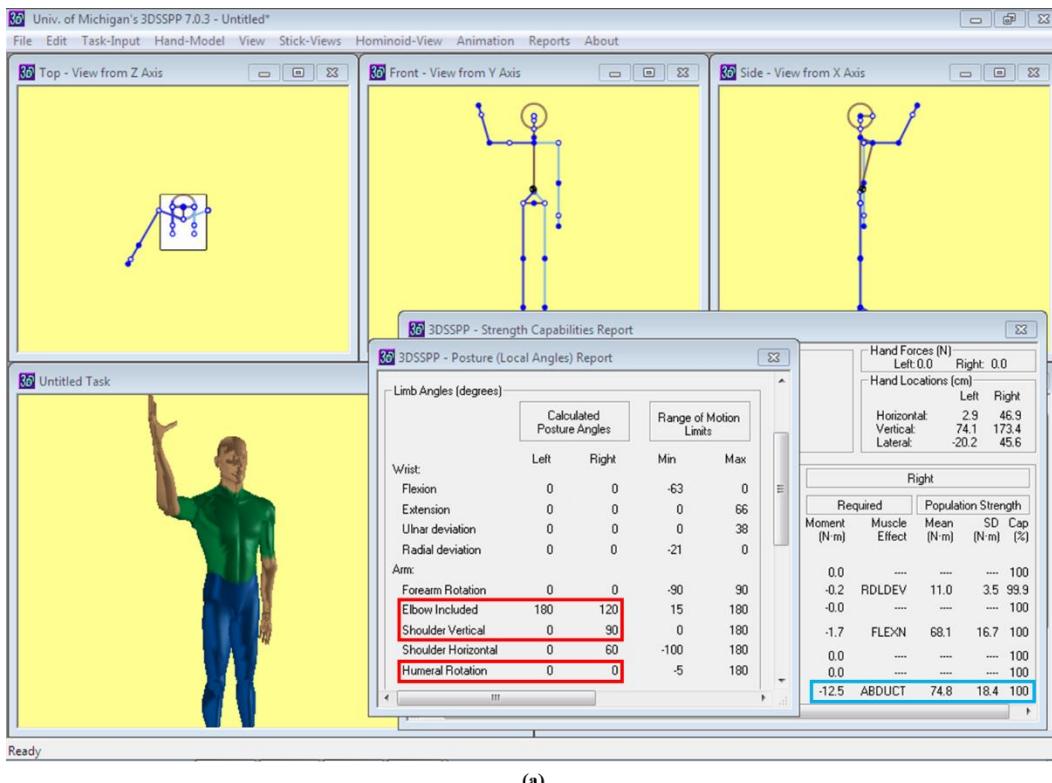
- Miles, B., & Swift, K. (1998). Design for Manufacture and Assembly. *Manufacturing Engineer*, 77(5), 221-224.
- Mital, A. (1997). *Guide to Manual Materials Handling*: CRC Press.
- Neumann, P. (2006). *Inventory of tools for ergonomic evaluation*. Stockholm: Swedish National Institute for Working Life.
- NRC. (2001). *Musculoskeletal disorders and the workplace: low back and upper extremities*: National Academies Press.
- Occhipinti, E. (1998). OCRA: a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs. *Ergonomics*, 41(9), 1290-1311.
- Perez, J., & Neumann, W. P. (2015). Ergonomists' and engineers' views on the utility of virtual human factors tools. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 25(3), 279-293.
- Putz-Anderson, V. (1988). *Cumulative trauma disorders*. London: CRC Press.
- Ryan, P., & Springer, W. (1969). Cockpit geometry evaluation final report. Vol. V, *JANAIR Report*, 69105.
- Sanders, M. S., & McCormick, E. J. (1993). *Human factors in engineering and design* (vol. 7): McGraw-Hill New York.
- Silverstein, B., & Clark, R. (2004). Interventions to reduce work-related musculoskeletal disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(1), 135-152.
- Snook, S. H., & Ciriello, V. M. (1991). The design of manual handling tasks: revised tables of maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics*, 34(9), 1197-1213.
- Stark, J. (2015). Product lifecycle management. Dans *Product Lifecycle Management (Volume 1)* (p. 1-29): Springer.
- Stephens, A., & Jones, M. (2009). Workplace methods and use of digital human models. *Handbook of DIGITAL HUMAN MODELING*, USA: Taylor and Francis, 6, 1-6.

- Steven Moore, J., & Garg, A. (1995). The strain index: a proposed method to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 56(5), 443-458.
- Stobbe, T. (1982). *The development of a practical strength testing program for industry*. (University of Michigan).
- Takala, E.-P., Pehkonen, I., Forsman, M., Hansson, G.-Å., Mathiassen, S. E., Neumann, W. P., . . . Winkel, J. (2010). Systematic evaluation of observational methods assessing biomechanical exposures at work. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 3-24.
- Vergara, D. (2012). Les troubles musculosquelettiques liés au travail: portrait montréalais de surveillance des TMS indemnisés 1998-2007: Québec, ASSS Montréal.
- Vezeau, S., Gagné, N., Lemay, C., & Labrie, D. (1999). Conception ergonomique et participation des utilisateurs: le cas d'un cabinet de sablage au jet. *Travail & Santé*, 6-10.
- Vézina, M., Cloutier, E., Stock, S., Lippel, K., Fortin, É., & al. (2011). *Enquête québécoise sur des conditions de travail, d'emploi, et de santé et de sécurité du travail (EQCOTESST)*. Québec, Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail - Institut national de santé publique du Québec et Institut de la statistique du Québec. .
- Village, J., Salustri, F., & Neumann, W. (2017). Using action research to develop human factors approaches to improve assembly quality during early design and ramp-up of an assembly line. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 61, 107-119.
- Wilson, J. R., & D'Cruz, M. (2006). Virtual and interactive environments for work of the future. *International Journal of Human-Computer Studies*, 64(3), 158-169.

ANNEXE A - SCÉNARIOS DE TEST POUR DÉTERMINER LES COEFFICIENTS DE CORRECTION DE STOBBE

- Coefficients de correction pour l'équation de Stobbe « Shoulder flexion »

Afin de déterminer les coefficients de correction pour l'équation de Stobbe « Shoulder flexion », huit groupes de postures des membres supérieurs avec des mouvements de rotation de l'humérus pour l'anthropométrie M50 sans application de force ont été simulés dans 3DSSPP. La stratégie adoptée pour produire les postures dans le même groupe consiste à fixer deux angles de projection (a_e : « Elbow Included » et a_s : « Shoulder Vertical ») dans le « Posture (Local Angles) Report » sous le menu « Reports ») en augmentant progressivement l'angle de rotation de l'humérus de 30 degrés chaque fois. En outre, les positions horizontales des membres supérieurs dans chaque scénario de test ont également été modifiées afin de couvrir une plus grande variété de postures. Les figures ci-dessous montrent un scénario de test et la valeur de capacité au niveau de l'épaule (la case bleue) pour chaque posture analysée.



(a)

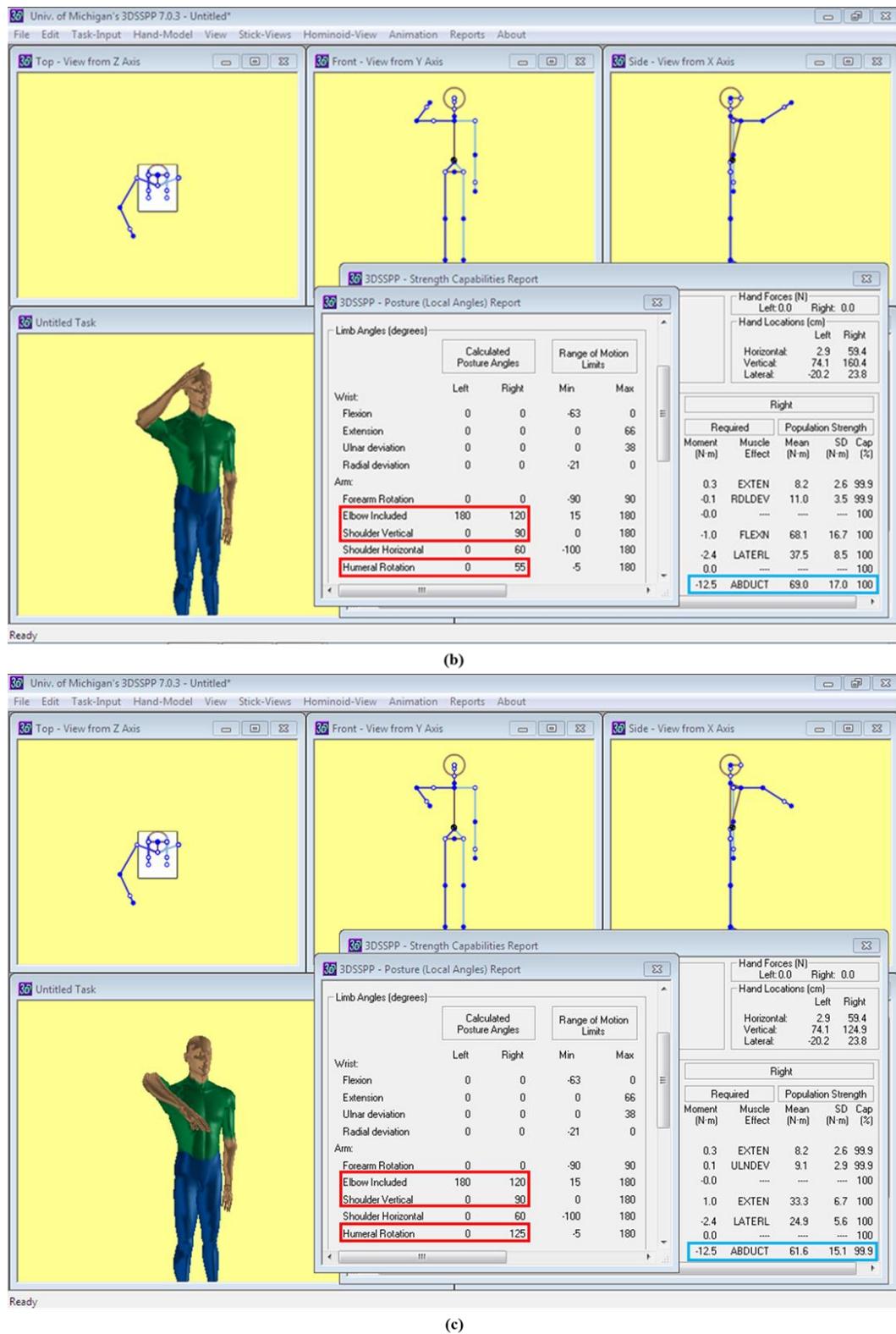


Figure A.1 : Scénario de test No.4 ($\alpha_e = 90$ degrés et $\alpha_s = 90$ degrés) : (a) sans rotation de l'humérus (b) 55 degrés de rotation de l'humérus (c) 125 degrés de rotation de l'humérus

Tableau A.1 : Scénario de test No.1 ($a_e = 120$ degrés et $a_s = 90$ degrés)

Test No.1 « Shoulder flexion » (M50 & Sans application de force)		3DSSPP		Équation de Stobbe « Shoulder flexion » $A_e=120 \text{ As}=90$	
Angle Horizontal (Upper arm-Forearm): 90-30 Angle Vertical (Upper arm): 0					
Angle de rotation de l'humérus (unité: degré)	Signe du moment résultant de l'épaule	Capacité maximale de l'épaule (unité: Nm)	Correction No.1 %	Moyenne (unité: Nm)	Écart-type (unité: Nm)
0	-Abd	74.8	99.7%	75.02	17.34
35	-Abd	71.1	94.8%	75.02	17.34
55	-Abd	69	92.0%	75.02	17.34
90	-Abd	65.3	87.0%	75.02	17.34
107	-Abd	63.5	84.6%	75.02	17.34
125	-Abd	61.6	82.1%	75.02	17.34
175	-Abd	56.3	75.0%	75.02	17.34

Tableau A.2 : Scénario de test No.2 ($a_e = 120$ degrés et $a_s = 90$ degrés)

Test No.2 « Shoulder flexion » (M50 & Sans application de force)		3DSSPP		Équation de Stobbe « Shoulder flexion » $A_e=120 \text{ As}=90$	
Angle Horizontal (Upper arm-Forearm): 120-60 Angle Vertical (Upper arm): 0					
Angle de rotation de l'humérus (unité: degré)	Signe du moment résultant de l'épaule	Capacité maximale de l'épaule (unité: Nm)	Correction No.2 %	Moyenne (unité: Nm)	Écart-type (unité: Nm)
0	-Abd	74.8	99.7%	75.02	17.34
35	-Abd	71.1	94.8%	75.02	17.34
55	-Abd	69	92.0%	75.02	17.34
90	-Abd	65.3	87.0%	75.02	17.34
107	-Abd	63.5	84.6%	75.02	17.34
125	-Abd	61.6	82.1%	75.02	17.34
175	-Abd	56.3	75.0%	75.02	17.34

Tableau A.3 : Scénario de test No.3 ($a_e = 90$ degrés et $a_s = 90$ degrés)

Test No.3 « Shoulder flexion » (M50 & Sans application de force)		3DSSPP		Équation de Stobbe « Shoulder flexion » $A_e=90 \text{ As}=90$	
Angle Horizontal (Upper arm-Forearm): 120-30 Angle Vertical (Upper arm): 0					
Angle de rotation de l'humérus (unité: degré)	Signe du moment résultant de l'épaule	Capacité maximale de l'épaule (unité: Nm)	Correction No.3 %	Moyenne (unité: Nm)	Écart-type (unité: Nm)
0	-Abd	70.3	99.7%	70.54	16.30
30	-Abd	67.2	95.3%	70.54	16.30
45	-Abd	65.6	93.0%	70.54	16.30
60	-Abd	64	90.7%	70.54	16.30
90	-Abd	60.8	86.2%	70.54	16.30
105	-Abd	59.3	84.1%	70.54	16.30
120	-Abd	57.7	81.8%	70.54	16.30
150	-Abd	54.5	77.3%	70.54	16.30
175	-Abd	51.9	73.6%	70.54	16.30

Tableau A.4 : Scénario de test No.4 ($a_e = 120$ degrés et $a_s = 60$ degrés)

Test No.4 « Shoulder flexion » (M50 & Sans application de force)		3DSSPP			Équation de Stobbe « Shoulder flexion »	
Angle Horizontal (Upper arm-Forearm): 90-30 Angle Vertical (Upper arm): -30					Ae=120 As=60	
Angle de rotation de l'humérus (unité: degré)	Signe du moment résultant de l' épaule	Capacité maximale de l'épaule (unité: Nm)	Correction No.4 %	Moyenne (unité: Nm)	Écart-type (unité: Nm)	
0	-Abd	77.3	99.7%	77.55	17.92	
33	-Abd	73.8	95.2%	77.55	17.92	
47	-Abd	72.4	93.4%	77.55	17.92	
70	-Abd	69.8	90.0%	77.55	17.92	
91	-Abd	67.7	87.3%	77.55	17.92	
109	-Abd	65.9	85.0%	77.55	17.92	
127	-Abd	63.9	82.4%	77.55	17.92	
151	-Abd	61.4	79.2%	77.55	17.92	
174	-Abd	59	76.1%	77.55	17.92	

Tableau A.5 : Scénario de test No.5 ($a_e = 120$ degrés et $a_s = 60$ degrés)

Test No.5 « Shoulder flexion » (M50 & Sans application de force)		3DSSPP			Équation de Stobbe « Shoulder flexion »	
Angle Horizontal (Upper arm-Forearm): 105-45 Angle Vertical (Upper arm): -30					Ae=120 As=60	
Angle de rotation de l'humérus (unité: degré)	Signe du moment résultant de l' épaule	Capacité maximale de l'épaule (unité: Nm)	Correction No.5 %	Moyenne (unité: Nm)	Écart-type (unité: Nm)	
0	-Abd	77.3	99.7%	77.55	17.92	
34	-Abd	73.6	94.9%	77.55	17.92	
47	-Abd	72.4	93.4%	77.55	17.92	
71	-Abd	69.8	90.0%	77.55	17.92	
91	-Abd	67.7	87.3%	77.55	17.92	
109	-Abd	65.9	85.0%	77.55	17.92	
127	-Abd	63.9	82.4%	77.55	17.92	
151	-Abd	61.4	79.2%	77.55	17.92	
174	-Abd	59	76.1%	77.55	17.92	

Tableau A.6 : Scénario de test No.6 ($a_e = 135$ degrés et $a_s = 45$ degrés)

Test No.6 « Shoulder flexion » (M50 & Sans application de force)		3DSSPP			Équation de Stobbe « Shoulder flexion »	
Angle Horizontal (Upper arm-Forearm): 105-45 Angle Vertical (Upper arm): -45					Ae=135 As=45	
Angle de rotation de l'humérus (unité: degré)	Signe du moment résultant de l' épaule	Capacité maximale de l'épaule (unité: Nm)	Correction No.6 %	Moyenne (unité: Nm)	Écart-type (unité: Nm)	
0	-Abd	80.8	99.7%	81.05	18.73	
40	-Abd	76.7	94.6%	81.05	18.73	
71	-Abd	73.4	90.6%	81.05	18.73	
90	-Abd	71.3	88.0%	81.05	18.73	
137	-Abd	66.4	81.9%	81.05	18.73	
158	-Abd	64.1	79.1%	81.05	18.73	
174	-Abd	62.5	77.1%	81.05	18.73	

Tableau A.7 : Scénario de test No.7 ($a_e = 60$ degrés et $a_s = 45$ degrés)

Test No.7 « Shoulder flexion » (M50 & Sans application de force) Angle Horizontal (Upper arm-Forearm): 105-45 Angle Vertical (Upper arm): -45	3DSSPP			Équation de Stobbe « Shoulder flexion » Ae=60 As=45	
	Angle de rotation de l'humérus (unité: degré)	Signe du moment résultant de l' épaule	Capacité maximale de l'épaule (unité: Nm)	Correction No.6 %	Moyenne (unité: Nm)
					Écart-type (unité: Nm)
0	-Abd	69.6	99.6%	69.85	16.14
33	-Abd	66.2	94.8%	69.85	16.14
71	-Abd	62.1	88.9%	69.85	16.14
90	-Abd	60	85.9%	69.85	16.14
125	-Abd	56.4	80.7%	69.85	16.14

Tableau A.8 : Scénario de test No.8 ($a_e = 105$ degrés et $a_s = 105$ degrés)

Test No.8 « Shoulder flexion » (M50 & Sans application de force) Angle Horizontal (Upper arm-Forearm): 120-60 Angle Vertical (Upper arm): 15	3DSSPP			Équation de Stobbe « Shoulder flexion » Ae=105 As=105	
	Angle de rotation de l'humérus (unité: degré)	Signe du moment résultant de l' épaule	Capacité maximale de l'épaule (unité: Nm)	Correction No.6 %	Moyenne (unité: Nm)
					Écart-type (unité: Nm)
0	-Abd	71.3	99.7%	71.52	16.53
32	-Abd	67.9	94.9%	71.52	16.53
71	-Abd	63.8	89.2%	71.52	16.53
90	-Abd	61.8	86.4%	71.52	16.53
137	-Abd	56.8	79.4%	71.52	16.53
157	-Abd	54.6	76.3%	71.52	16.53
175	-Abd	52.8	73.8%	71.52	16.53

- Coefficients de correction pour l'équation de Stobbe « Shoulder extension »

Afin de déterminer les coefficients de correction pour l'équation de Stobbe « Shoulder extension », deux groupes de postures des membres supérieurs avec des mouvements horizontaux de l'épaule pour l'anthropométrie M50 en appliquant d'une force de 50 N vers le haut ont été simulés dans 3DSSPP. La stratégie adoptée pour produire les postures dans le même groupe consiste à fixer l'angle de projection a_s (« Shoulder Vertical » dans le « Posture (Local Angles) Report ») en modifiant constamment la position horizontale de l'épaule dans le plan transversal.

Tableau A.9 : Scénario de test No.1 ($a_e = 90$ degrés et $a_s = 90$ degrés)

Angle Vertical (Upper arm-Forearm): 0-0	3DSSPP			Équation de Stobbe « Shoulder extension »	
	Angle horizontal de l'épaule (unité: degré)	Signe du moment résultant de l' épaule	Capacité maximale de l'épaule (unité: Nm)	Correction No.1 %	Moyenne (unité: Nm)
				Ae=90 As=90	Écart-type (unité: Nm)
180	+ADD	192.9	198.9%	96.98	30.38
150	+ADD	153.2	158.0%	96.98	30.38
120	+ADD	121.2	125.0%	96.98	30.38
105	+ADD	108.0	111.4%	96.98	30.38
90	+ADD	96.7	99.7%	96.98	30.38
60	+ADD	80.0	82.5%	96.98	30.38
45	+ADD	74.5	76.8%	96.98	30.38
30	+ADD	70.9	73.1%	96.98	30.38
15	+ADD	69.2	71.4%	96.98	30.38
0	+ADD	69.5	71.7%	96.98	30.38
-15	+ADD	71.6	73.8%	96.98	30.38
-30	+ADD	75.7	78.1%	96.98	30.38
-45	+ADD	81.7	84.2%	96.98	30.38
-60	+ADD	89.6	92.4%	96.98	30.38
-90	+ADD	111.1	114.6%	96.98	30.38
-100	+ADD	120.0	123.7%	96.98	30.38

Tableau A.10 : Scénario de test No.2 ($a_e = 120$ degrés et $a_s = 90$ degrés)

Angle Vertical (Upper arm-Forearm): 0-0	3DSSPP			Équation de Stobbe « Shoulder extension »	
	Angle horizontal de l'épaule (unité: degré)	Signe du moment résultant de l' épaule	Capacité maximale de l'épaule (unité: Nm)	Correction No.2 %	Moyenne (unité: Nm)
				Ae=120 As=90	Écart-type (unité: Nm)
90	+ADD	96.7	99.7%	96.98	30.38
60	+ADD	80.0	82.5%	96.98	30.38
45	+ADD	74.5	76.8%	96.98	30.38
30	+ADD	70.9	73.1%	96.98	30.38
15	+ADD	69.2	71.4%	96.98	30.38
0	+ADD	69.5	71.7%	96.98	30.38
-15	+ADD	71.6	73.8%	96.98	30.38
-30	+ADD	75.7	78.1%	96.98	30.38
-45	+ADD	81.7	84.2%	96.98	30.38
-60	+ADD	89.6	92.4%	96.98	30.38
-90	+ADD	111.1	114.6%	96.98	30.38

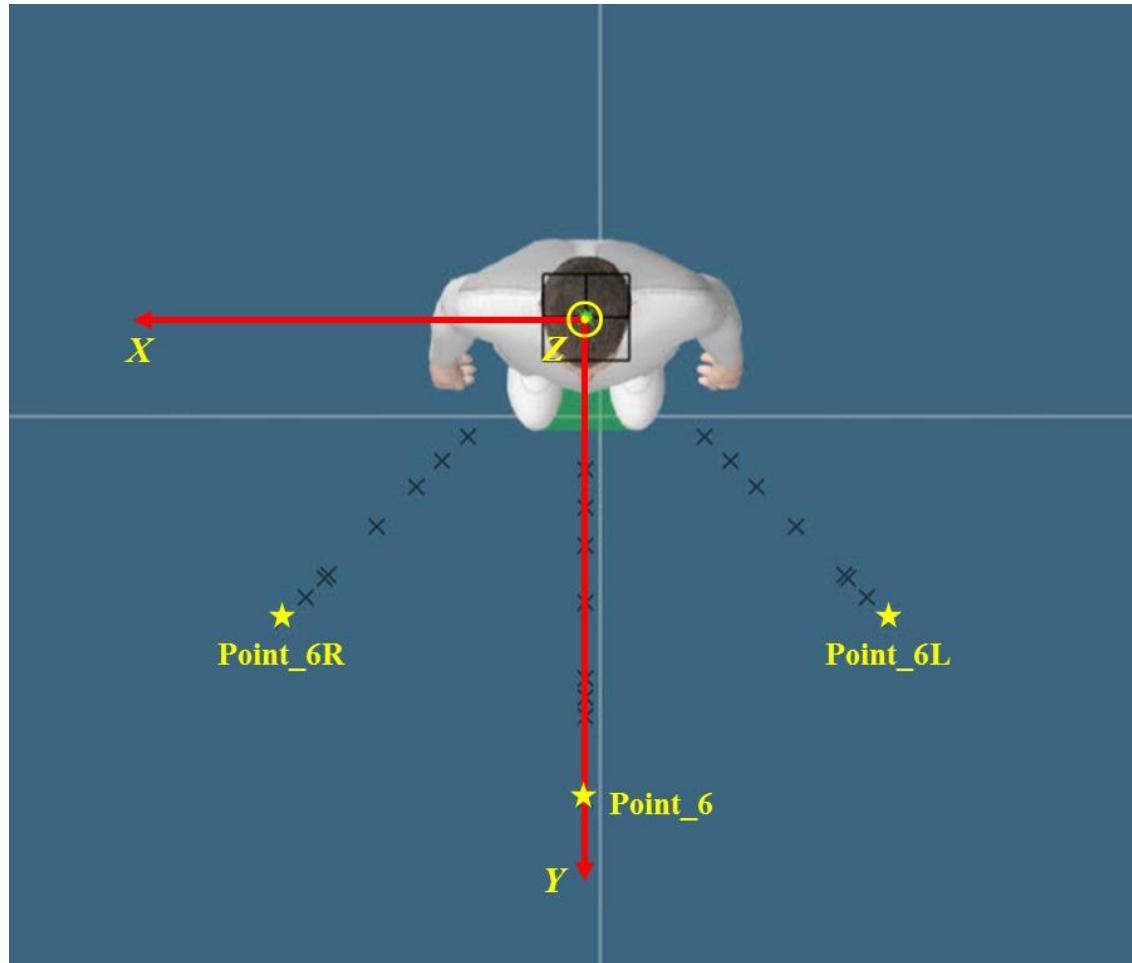
ANNEXE B - COORDONNÉES DES 27 CIBLES D'ATTEINTE GÉNÉRÉES DANS DELMIA

Figure B.1 : Système de coordonnées utilisé dans l'environnement expérimental

Tableau B.1 : Coordonnées des 27 cibles d'atteinte

Nom de cible	Coordonnées (unité : mm)		
	X	Y	Z
Point_1	0	335.6	1514.6
Point_1R	254.4	254.4	1514.6
Point_1L	-254.4	254.4	1514.6
Point_2	0	503.4	1514.6
Point_2R	368.6	368.6	1514.6
Point_2L	-368.6	368.6	1514.6
Point_3	0	704.8	1514.6
Point_3R	494.5	494.5	1514.6
Point_3L	-494.5	494.5	1514.6
Point_4	0	402.7	1154
Point_4R	299.8	299.8	1154
Point_4L	-299.8	299.8	1154
Point_5	0	637.6	1154
Point_5R	461.2	461.2	1154
Point_5L	-461.2	461.2	1154
Point_6	0	850	1154
Point_6R	533	533	1154
Point_6L	-533	533	1154
Point_7	0	268.5	721.3
Point_7R	209.2	209.2	721.3
Point_7L	-209.2	209.2	721.3
Point_8	0	503.4	721.3
Point_8R	368.5	368.5	721.3
Point_8L	-368.5	368.5	721.3
Point_9	0	671.2	721.3
Point_9R	454.5	454.5	721.3
Point_9L	-454.5	454.5	721.3

ANNEXE C - EXEMPLE DE RÉSULTATS D'ANALYSE ERGONOMIQUE

Tableau C.1 : Exemple de résultats d'analyse structurés avec la capture d'écran de la posture analysée pour l'anthropométrie M50
(poids appliqué à la main égal à 0 kg)

		Valeur par défaut					
		Point_7L_B	Point_7L_H	Point_8L_B	Point_8L_H	Point_9L_B	Point_9L_H
Fréquence		1 action/min (temps d'action inférieur 0.05 min)					
Durée		2 h					
Mouvement		Non					
M50_0 kg	Risque	Niveau de risque	3	3	2	3	3
		Articulation la plus sollicitée	Lumbar (L4-L5)_lateral	Lumbar (L4-L5)_lateral	Lumbar (L4-L5)_lateral	Lumbar (L4-L5)_lateral	Lumbar (L4-L5)_twist
		Moment réel	45.44 Nm	46.27 Nm	41.3 Nm	43.83 Nm	22.27 Nm
		Mean	142.5 Nm	142.5 Nm	142.5 Nm	142.5 Nm	71.5 Nm
		Indice de risque	0.74509	0.758719	0.677117	0.718707	0.731926
		Articulation sollicitée	Left Shoulder	Left Shoulder	Right Shoulder	Left Shoulder	Right Shoulder
		Moment réel	9.77 Nm	9.77 Nm	8.49 Nm	8.64 Nm	11.04 Nm
		Mean	100.93 Nm	100.93 Nm	82.35 Nm	100.66 Nm	81.47 Nm
		Indice de risque	0.237663	0.237663	0.224888	0.210863	0.295404
		Articulation sollicitée	Right Shoulder	Right Shoulder	Right Shoulder		
	Arbre de décision	Moment réel	6.34 Nm	3.69 Nm	7.32 Nm		
		Mean	100.33 Nm	99.45 Nm	78.14 Nm		
		Indice de risque	0.155184	0.091099	0.204255		
		Numéro de feuille	8	8	8	8	8
		Recommandations	Torso twisting/back lateral bending // Bring right(left) hand work zone in front of the worker	Torso twisting/back lateral bending // Bring right(left) hand work zone in front of the worker	Torso twisting/back lateral bending // Bring right(left) hand work zone in front of the worker	Torso twisting/back lateral bending // Bring right(left) hand work zone in front of the worker	Torso twisting/back lateral bending // Bring right(left) hand work zone in front of the worker

Tableau C.2 : Exemple de résultats d'analyse structurés avec la capture d'écran de la posture analysée pour l'anthropométrie M50
 (poids appliqué à la main égal à 1 kg)

Tableau C.3 : Exemple de résultats d'analyse structurés avec la capture d'écran de la posture analysée pour l'anthropométrie M50
 (poids appliqué à la main égal à 5 kg)

ANNEXE D - COMPARAISON DES RÉSULTATS DU CALCUL BIOMÉCANIQUE FOURNIS PAR DELMIA ET 3DSSPP

Tableau D.1 : Comparaison des résultats du calcul biomécanique fournis par DELMIA et 3DSSPP pour les postures équivalentes (poids appliqué à la main égal à 0 kg)

		F50_1R_B	F50_2R_B	F50_3R_B
Valeur par défaut				
Fréquence	1 action/min (temps d'action inférieur 0.05min)			
Durée	2 h			
Mouvement	Non			
DELMIA 0 kg				
Niveau de risque	2	2	1	
Articulation la plus sollicitée	Right Shoulder	Right Shoulder	Right Shoulder	
Moment réel	8.14 Nm	9.49 Nm	8.65 Nm	
Mean	36.41 Nm	39.32 Nm	40.85 Nm	
Indice de risque	0.510251	0.550547	0.483115	
Articulation sollicitée	Lumbar (L4-L5)_lateral	Lumbar (L4-L5)_lateral	Lumbar (L4-L5)_flexion	
Moment réel	0.51 Nm	2.32 Nm	39.53 Nm	
Mean	75.4 Nm	75.4 Nm	299 Nm	
Indice de risque	0.017097	0.077439	0.282912	
3DSSPP 0 kg				
Niveau de risque	1	1	2	
Articulation la plus sollicitée	Right Shoulder	Right Shoulder	Torso_Flex	
Moment réel	7.2 Nm	8.2 Nm	39.4 Nm	
Mean	36.3 Nm	37.9 Nm	163.7 Nm	
SD	9.5 Nm	10.0 Nm	56.5 Nm	
Indice de risque	0.45132	0.49382	0.62179	
Articulation sollicitée	Torso_Flex	Torso_Flex	Right Shoulder	
Moment réel	10.1 Nm	10.7 Nm	8.8 Nm	
Mean	143.6 Nm	143.6 Nm	39.7 Nm	
SD	49.6 Nm	49.6 Nm	10.4 Nm	
Indice de risque	0.18178	0.19258	0.50456	

Dans ce groupe de postures (Tableau D.1), les moments résultants au niveau de l'épaule n'augmentent pas de façon monotone dans DELMIA (voir les cases rouges), ce qui entraîne un saut dans les niveaux de risques (Point_1R_B : jaune, Point_2R_B : jaune, Point_3R_B : vert). Nous avons donc tenté de reproduire fidèlement ce groupe de postures dans 3DSSPP (Figure D.1) afin de comparer le calcul biomécanique fourni par deux logiciels. Les résultats de la comparaison montrent que les moments résultants au niveau de l'épaule (voir les cases bleues) ainsi que les niveaux de risques, évoluent progressivement en fonction de la distance d'atteinte pour les postures équivalentes. De plus, après l'intégration des équations de Stobbe, les différences des valeurs de capacité au niveau de l'épaule fournies par deux logiciels ne sont pas importantes.

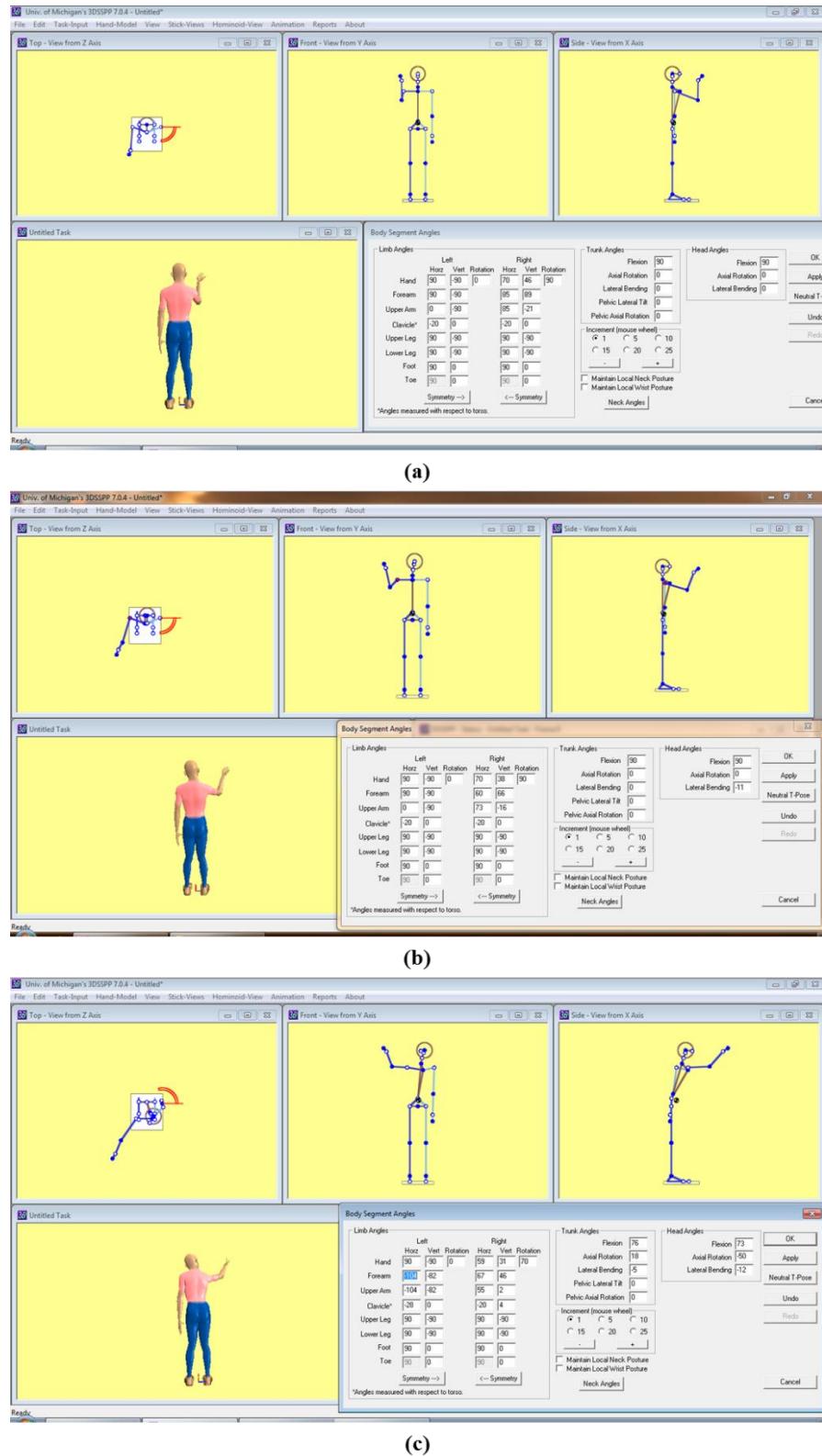


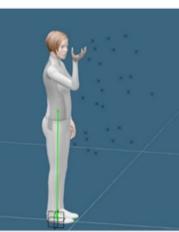
Figure D.1 : Postures simulées dans 3DSSPP pour l'anthropométrie F50 : (a) Point_1R_B
(b) Point_2R_B (c) Point_3R_B

Nous avons également remarqué une tendance similaire (Tableau D.2 et Tableau D.3) à celle qui a été observée lorsque le poids appliqué à la main est égal à 0 kg. Les moments résultants au niveau de l'épaule n'augmentent pas de façon monotone dans DELMIA (voir les cases rouges). Par contre, les résultats calculés par 3DSSPP montrent que les moments résultants au niveau de l'épaule (voir les cases bleues) ainsi que les niveaux de risques, évoluent progressivement en fonction de la distance d'atteinte pour les postures équivalentes.

Tableau D.2 : Comparaison des résultats du calcul biomécanique fournis par DELMIA et 3DSSPP pour les postures équivalentes (poids appliqué à la main égal à 1 kg)

		F50_1R_B	F50_2R_B	F50_3R_B
	Valeur par défaut			
Fréquence	1 action/min (temps d'action inférieur 0.05min)			
Durée	2 h			
Mouvement	Non			
DELMIA 1 kg	Niveau de risque	3	3	3
	Articulation la plus sollicitée	Right Shoulder	Right Shoulder	Right Shoulder
	Moment réel	11.92 Nm	14.67 Nm	13.87 Nm
	Mean	36.41 Nm	39.32 Nm	40.85 Nm
	Indice de risque	0.746871	0.851247	0.774225
	Articulation sollicitée	Lumbar (L4-L5)_lateral	Lumbar (L4-L5)_lateral	Lumbar (L4-L5)_flexion
	Moment réel	2.43 Nm	6.9 Nm	45.92 Nm
	Mean	75.4 Nm	75.4 Nm	299 Nm
	Indice de risque	0.080807	0.230004	0.328658
3DSSPP 1 kg	Niveau de risque	2	3	3
	Articulation la plus sollicitée	Right Shoulder	Right Shoulder	Right Shoulder
	Moment réel	10.5 Nm	12.6 Nm	13.8 Nm
	Mean	36.3 Nm	37.9 Nm	39.7 Nm
	SD	9.5 Nm	10.0 Nm	10.4 Nm
	Indice de risque	0.65818	0.75880	0.79125
	Articulation sollicitée	Torso_Flex	Torso_Flex	Torso_Flex
	Moment réel	13.7 Nm	15.2 Nm	45.1 Nm
	Mean	143.6 Nm	143.6 Nm	163.7 Nm
	SD	49.6 Nm	49.6 Nm	56.5 Nm
	Indice de risque	0.24657	0.27357	0.71175

Tableau D.3 : Comparaison des résultats du calcul biomécanique fournis par DELMIA et 3DSSPP pour les postures équivalentes (poids appliqué à la main égal à 5 kg)

		F50_1R_B	F50_2R_B	F50_3R_B
Valeur par défaut				
Fréquence	1 action/min (temps d'action inférieur 0.05min)			
Durée	2 h			
Mouvement	Non			
DELMIA 5 kg	Niveau de risque	3	3	3
	Articulation la plus sollicitée	Right Shoulder	Right Shoulder	Right Shoulder
	Moment réel	27.03 Nm	35.41 Nm	34.72 Nm
	Mean	36.41 Nm	39.32 Nm	40.85 Nm
	Indice de risque	1.693354	2.054047	1.938663
	Articulation sollicitée	Lumbar (L4-L5)_lateral	Lumbar (L4-L5)_lateral	Lumbar (L4-L5)_lateral
	Moment réel	14.18 Nm	25.22 Nm	28.04 Nm
	Mean	75.4 Nm	75.4 Nm	75.4 Nm
	Indice de risque	0.472423	0.840264	0.934242
3DSSPP 5 kg	Niveau de risque	3	3	3
	Articulation la plus sollicitée	Right Shoulder	Right Shoulder	Right Shoulder
	Moment réel	23.8 Nm	30.2 Nm	34.2 Nm
	Mean	36.3 Nm	37.9 Nm	39.7 Nm
	SD	9.5 Nm	10.0 Nm	10.4 Nm
	Indice de risque	1.49188	1.81871	1.96091
	Articulation sollicitée	Torso_Flex	Torso_Flex	Torso_Flex
	Moment réel	28.2 Nm	32.9 Nm	67.8 Nm
	Mean	143.6 Nm	143.6 Nm	163.7 Nm
	SD	49.6 Nm	49.6 Nm	56.5 Nm
	Indice de risque	0.50755	0.59214	1.06999

ANNEXE E - ÉVOLUTION DES INDICES DE RISQUE AU NIVEAU DU TRONC ET DE L'ÉPAULE

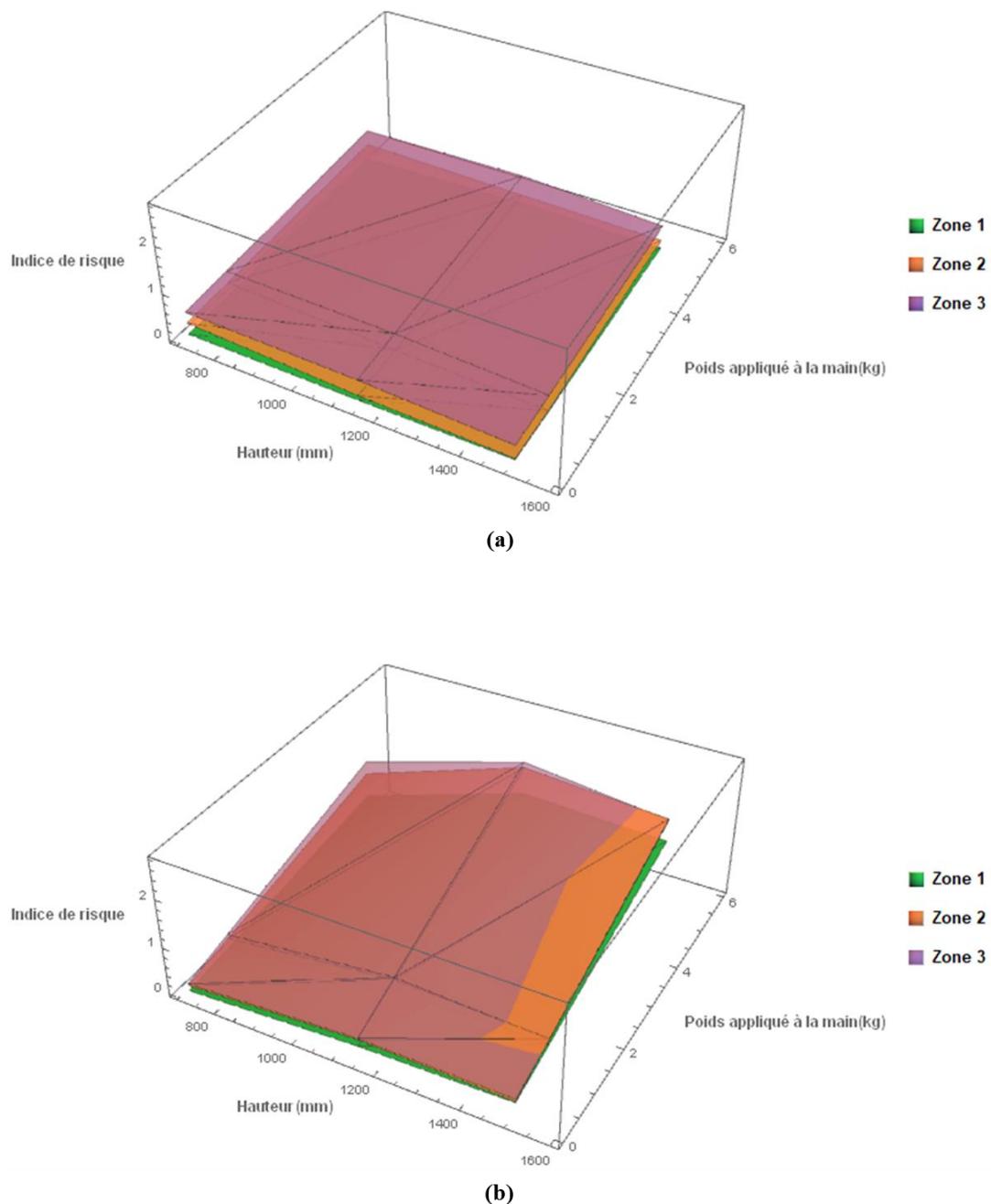


Figure E.1 : Évolution des indices de risque de différentes zones de travail pour l'anthropométrie
F05 : (a) tronc (b) épaule

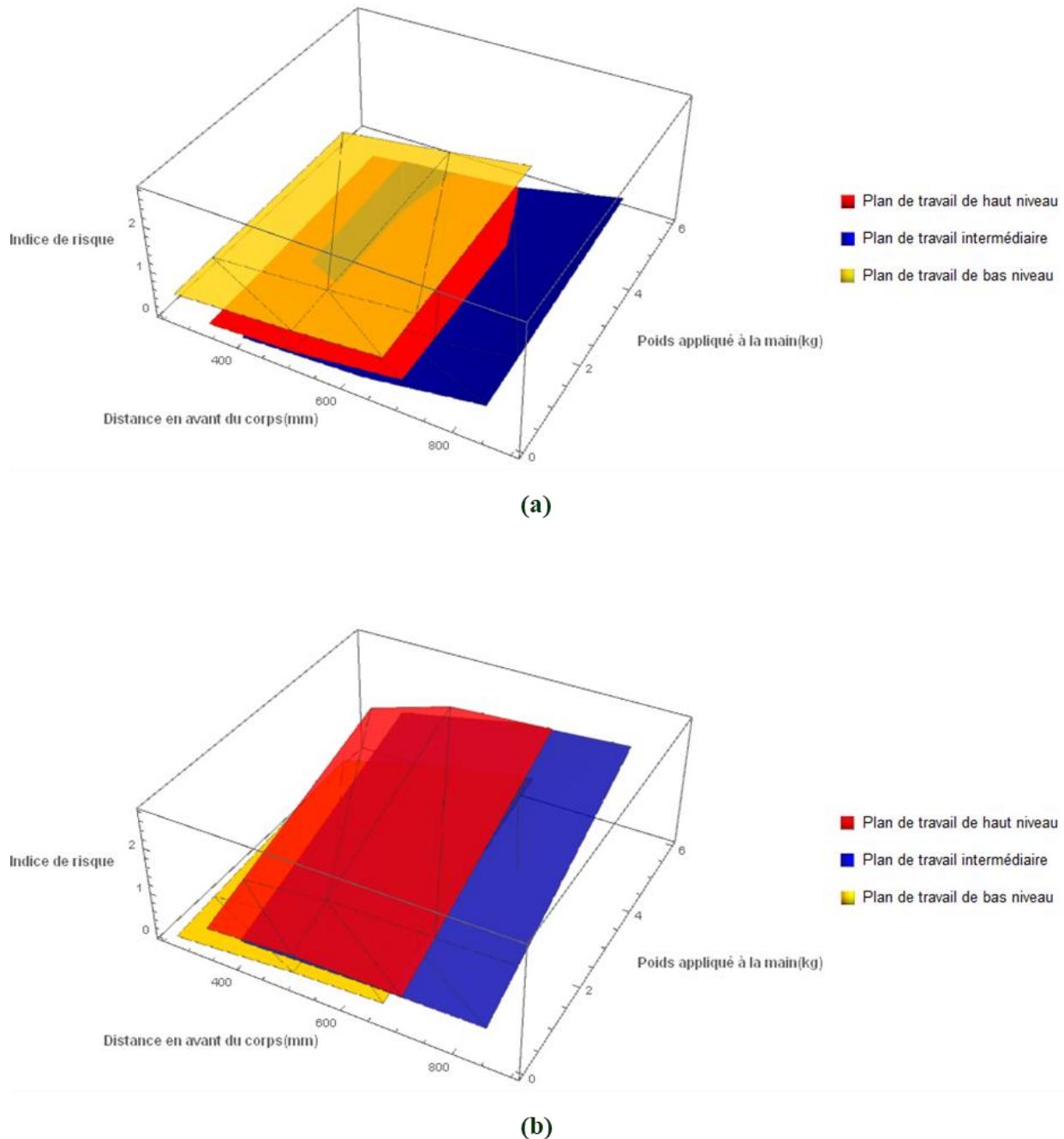


Figure E.2 : Évolution des indices de risque de différentes hauteurs de plan de travail pour l'anthropométrie F50 : (a) tronc (b) 脩paule

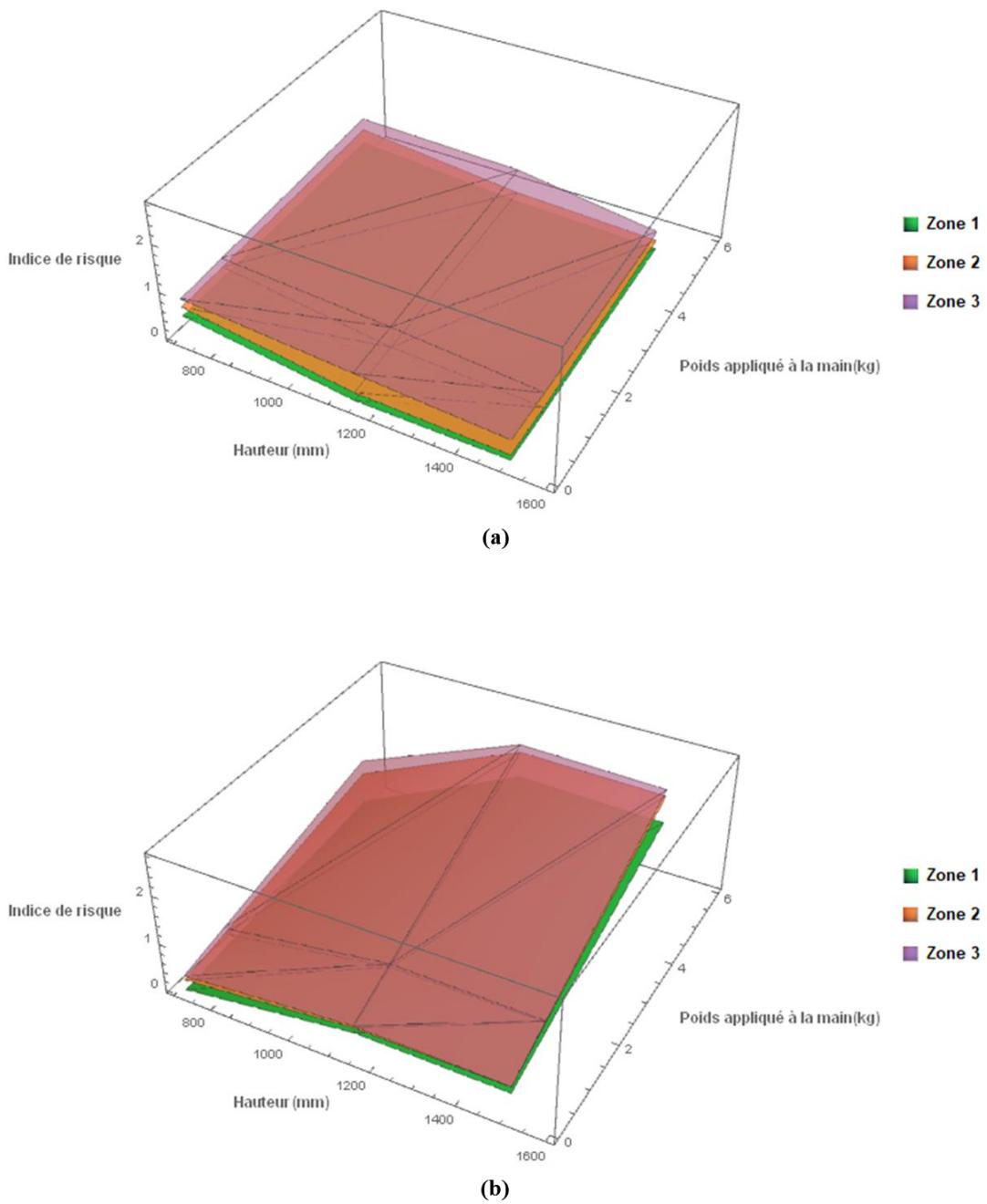


Figure E.3 : Évolution des indices de risque de différentes zones de travail pour l'anthropométrie F50 : (a) tronc (b) épaule

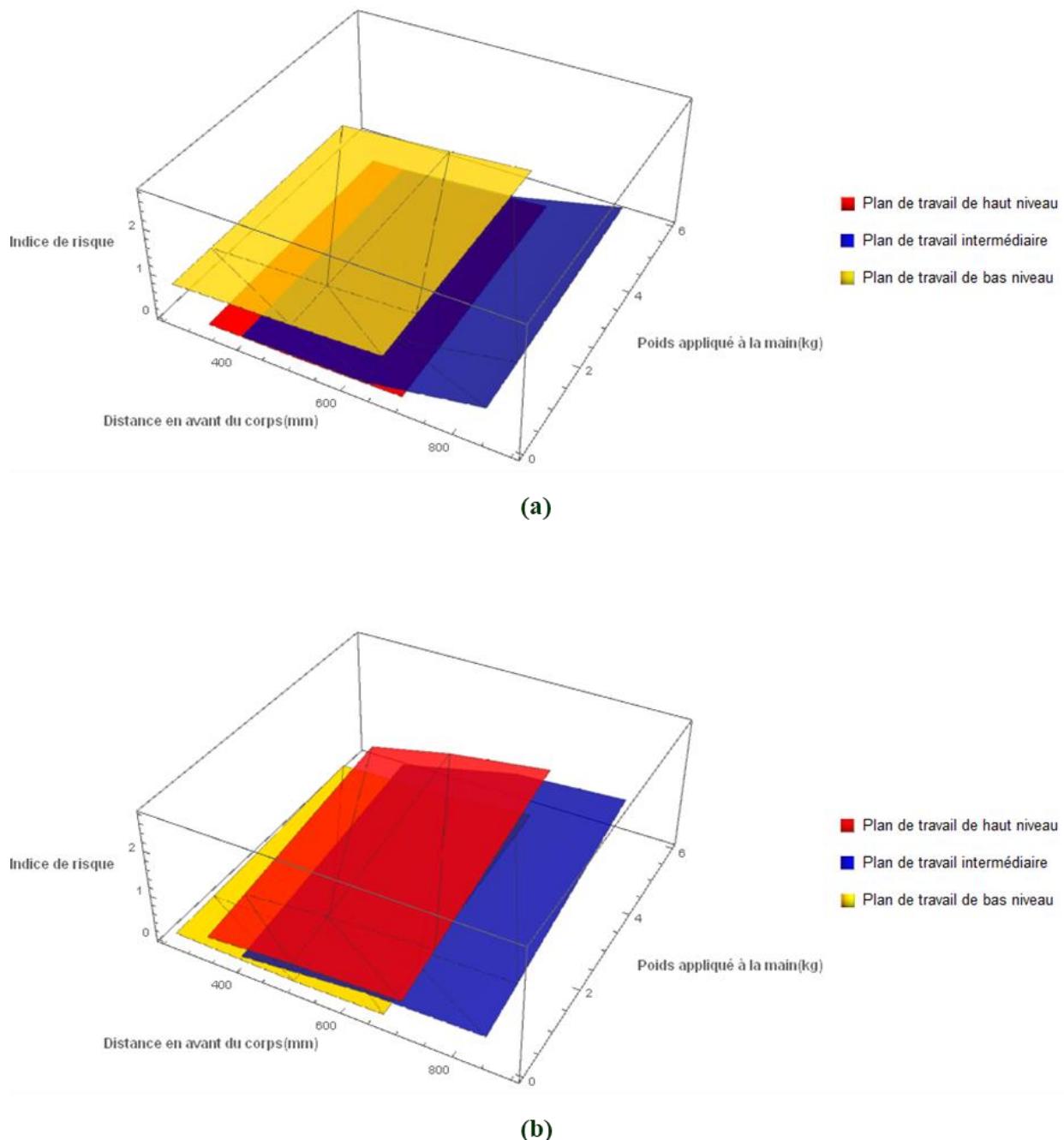


Figure E.4 : Évolution des indices de risque de différentes hauteurs de plan de travail pour l'anthropométrie M95 : (a) tronc (b) épaule

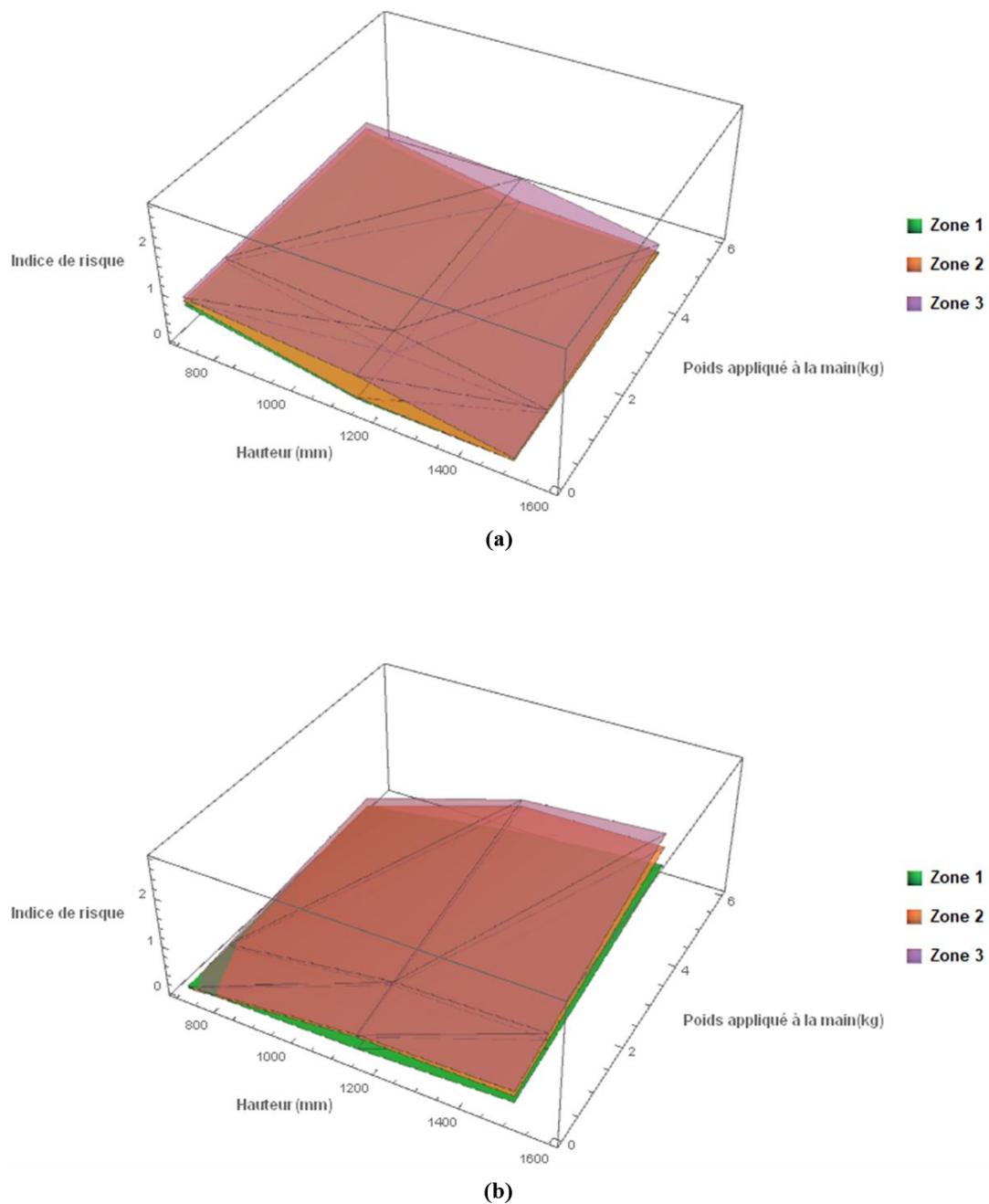


Figure E.5 : Évolution des indices de risque de différentes zones de travail pour l'anthropométrie
M95 : (a) tronc (b) épaule