

Prévention de la charge de travail au-dessus de la tête - le cas
assemblage/désassemblage des turbines à gaz

Par

Djoher DJEFOUR

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE MÉCANIQUE

M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 20 DÉCEMBRE 2024

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

©Tous droits réservés, Djoher Djefour, 2024

©Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Sylvie Nadeau, directrice de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Kurt Landau, codirecteur de mémoire
Institut für Arbeitswissenschaft der Technische Universität Darmstadt Arbeitswissenschaft

Mme Catherine Laporte, présidente du jury
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

M. Éric Wagnac, membre du jury
Département de génie mécanique électrique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 3 DÉCEMBRE 2024

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Avant tout, je souhaiterais exprimer ma profonde reconnaissance à ma directrice, la professeure Sylvie Nadeau, ainsi qu'à mon co-directeur, le professeur Kurt Landau. Leurs encouragements constants, leurs conseils, ainsi que leur suivi rigoureux et bienveillant ont été des piliers essentiels tout au long de ces deux années. Grâce à leur expertise et à leur vaste expérience, j'ai eu la chance de bénéficier d'un encadrement exceptionnel, qui a enrichi mes connaissances académiques et affiné mes compétences en matière de recherche.

Je tiens également à exprimer ma gratitude à Mitacs, à l'École de technologie supérieure (ÉTS) et au Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG) pour leur soutien financier et institutionnel, qui ont joué un rôle clé dans la réalisation de ce projet. Je remercie sincèrement le professeur Tahan. Je souhaite également adresser mes remerciements au partenaire industriel pour sa précieuse collaboration.

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance envers mes parents, qui ont fait de nombreux sacrifices pour me permettre de venir au Québec et de compléter ma maîtrise. Leur soutien inconditionnel a été une source de force tout au long de ce parcours. Je remercie également mes grands-parents maternels, dont le support et l'encouragement constants ont été un véritable pilier pour moi. Mon mari mérite également toute ma gratitude, lui qui a été à mes côtés à chaque étape, m'apportant un soutien indéfectible durant ces deux années de travail.

Un grand merci au Laboratoire de Génie des Facteurs Humains de l'ÉTS qui ont facilité mon intégration, en particulier Romuald qui m'a beaucoup aidé et épaulé.

Merci à Morten, ainsi qu'à toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à ce projet.

PRÉVENTION DE LA CHARGE DE TRAVAIL AU-DESSUS DE LA TÊTE - LE CAS ASSEMBLAGE /DÉASSEMBLAGE DES TURBINES À GAZ

Djoher DJEFOUR

RÉSUMÉ

Dans les pays industrialisés, les travailleurs sont souvent confrontés à des troubles musculosquelettiques (TMS), impactant leur santé et la productivité des entreprises. Pour prévenir ces troubles, il est essentiel d'identifier les risques et les facteurs favorisant leur apparition. L'objectif principal de ce mémoire est d'évaluer le travail au-dessus du cœur dans le cadre de l'assemblage de turbines à gaz. Une revue critique de la littérature a permis de définir ce type de travail et d'identifier les paramètres influençant son apparition afin de sélectionner les méthodes ergonomiques les plus adaptées pour l'évaluation du système de travail étudié.

Le logiciel Jack 7.1 Tecnomatix de Siemens a été utilisé pour concevoir le poste de travail. Le calcul de temps a été effectué à l'aide de l'outil de temps prédéterminé basé sur la méthode *Methods-Time Measurement-I* (MTM-1) de Jack 7.1. Le temps de repos a été calculé selon les directives du Bureau international du Travail. Un environnement virtuel a été créé via le mannequin virtuel de Jack 7.1 et des postures représentatives des situations réelles d'assemblage ont été analysées ergonomiquement via la méthode Rapid Upper Limb Assessment (RULA), intégré dans Jack 7.1.

Les méthodes Occupational Repetitive Actions Index (OCRA Index) et Key Indicator Method For Manual Handling Operations (KIM-MHO) ont complété l'analyse, permettant une évaluation plus détaillée des risques ergonomiques.

Concernant l'étude de la main, des méthodes alternatives ont été mobilisées, notamment l'utilisation du gant de données VMG 30 / VMG30+ Technical Datasheet (Virtual Motion Glove) et la combinaison de VMG 30 avec le logiciel AnyBody Modeling System. Une évaluation qualitative de l'utilisation des outils a également été réalisée. Toutefois, la création du mannequin numérique s'est avérée longue et contraignante. De plus, la distance de déplacement de la main utilisée pour le calcul du temps est linéaire. Par ailleurs, ce calcul n'inclut pas le temps de serrage. L'analyse RULA s'est concentrée principalement sur la posture

sans inclure d'autres facteurs de risque. Les méthodes OCRA Index et KIM-MHO ont permis de pallier ces limites en offrant une évaluation ergonomique plus complète.

Le gant de données, bien qu'utile pour étudier la main, présente des limites liées au déplacement des capteurs, rendant les données imprécises pour une analyse biomécanique dans AnyBody Modeling System. Enfin, l'évaluation qualitative a permis d'examiner les outils en prenant en compte des variables telles que le diamètre, le poids, les matériaux, les vibrations et les forces d'assemblage.

Nous recommandons d'améliorer le processus de création du mannequin numérique dans Jack 7.1 et l'ajout d'outils permettant une analyse ergonomique plus complète du système de travail étudié, en tenant compte de divers facteurs pouvant contribuer à l'apparition des TMS. Pour l'étude de la main, il est conseillé de mener de nouveaux projets sur l'utilisation des outils les plus courants en assemblage, comme les outils pneumatiques et les clés dynamométriques, en utilisant des gants de données avec participants humains. Le modèle de main d'AnyBody Modeling System (Regensburg-Ulm Hand Model) est particulièrement intéressant pour réaliser une analyse biomécanique détaillée. Pour ce faire, nous recommandons de développer un projet consacré à la conception de gants de données adaptés à une analyse biomécanique précise, en corrigeant les problèmes de déplacement des capteurs. Ce projet devrait également inclure une étude visant à standardiser les critères nécessaires pour garantir la fiabilité et la précision des données recueillies.

Mots clés : Ergonomie, facteurs humains, travail au-dessus de la tête, aéronautique, méthodes, biomécanique, physiologie, outil manuel

PREVENTION OF OVERHEAD WORKLOAD - THE CASE OF ASSEMBLY/DISASSEMBLY OF GAS TURBINES

Djoher DJEFOUR

ABSTRACT

In industrialized countries, workers often face musculoskeletal disorders (MSDs), which affect both their health and company productivity. To prevent these disorders, it is essential to identify the risks and factors contributing to their occurrence. The main objective of this thesis is to evaluate overhead work in the context of gas turbine assembly. A critical literature review was conducted to define this type of work and identify the parameters influencing its occurrence, to select the most appropriate ergonomic methods for evaluating the studied work system.

The Siemens Tecnomatix Jack 7.1 software was used to design the workstation. Time calculations were performed using the predetermined time tool based on the Methods-Time Measurement-1 (MTM-1) method of Jack 7.1, and rest time was calculated according to the guidelines of the International Labour Organization. A virtual environment was created using a digital mannequin in Jack 7.1, and representative postures of real assembly situations were ergonomically analyzed using the Rapid Upper Limb Assessment (RULA) method integrated into Jack 7.1. The Occupational Repetitive Actions Index (OCRA Index) and Key Indicator Method For Manual Handling Operations (KIM-MHO) methods complemented the analysis, providing a more detailed assessment of ergonomic risks. For the study of hand movements, alternative methods were employed, including the use of the VMG 30 / VMG30+ Technical Datasheet (Virtual Motion Glove) data glove and the combination of VMG 30 with AnyBody Modeling System software. A qualitative evaluation of tool usage was also performed. However, creating the digital mannequin was a lengthy and complex process. Moreover, the hand displacement distance used for the time calculation is linear. Furthermore, this calculation does not include the tightening time. The RULA analysis focused primarily on posture without including other risk factors. The OCRA Index and KIM-MHO methods helped to overcome these limitations by offering a more comprehensive ergonomic assessment.

While the data glove proved useful for studying hand movements, it has limitations due to sensor displacement, making the data imprecise for biomechanical analysis in AnyBody Modeling System. Finally, the qualitative evaluation allowed for an examination of the tools, considering variables such as diameter, weight, materials, vibrations, and assembly forces. We recommend improving the digital mannequin creation process in Jack 7.1 and adding tools that enable a more complete ergonomic analysis of the studied work system, considering various factors contributing to the development of MSDs. For hand studies, new projects on the use of common assembly tools, such as pneumatic tools and torque wrenches, should be undertaken using data gloves with human participants. The hand model in AnyBody Modeling System (Regensburg-Ulm Hand Model) is particularly promising for conducting detailed biomechanical analyses. To achieve this, we recommend developing a project dedicated to designing data gloves suitable for accurate biomechanical analysis, addressing the issue of sensor displacement. This project should also include a study aimed at standardizing the necessary criteria to ensure the reliability and accuracy of the collected data.

Keywords: Ergonomics, human factors, overhead work, aeronautics, methods, biomechanics, physiology, hand tool

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE CRITIQUE DE LITTÉRATURE.....	5
1.1 Les troubles musculosquelettiques des membres supérieurs	6
1.1.1 Facteurs de risque des troubles musculosquelettiques des membres supérieurs.....	7
1.1.2 Facteurs de risque physique des troubles musculosquelettiques des membres supérieurs.....	10
1.1.2.1 Paramètres influençant l'apparition des troubles musculosquelettiques lors de l'utilisation d'outils manuels	13
1.2 Travail au-dessus de la tête	16
1.2.1 Épidémiologie	18
1.2.2 Moments de forces	19
1.2.3 Travail statique.....	21
1.2.4 Travail excentrique	23
1.2.5 Travail répétitif	25
1.2.6 Biomécanique de la ceinture scapulaire lors de l'élévation du bras	26
1.2.7 Paramètres contributifs à l'apparition des troubles musculosquelettiques lors du travail au-dessus du cœur.....	26
1.3 Méthodes d'évaluation des risques ergonomiques liés aux postures et aux mouvements des membres supérieurs.....	31
1.3.1 Modèles numériques (Digital Human Modeling)	33
1.3.1.1 Catia V5 (3D Expérience).....	34
1.3.1.2 Le logiciel Jack 7.1 Technomatix de Siemens (PLM Management)	36
1.3.1.3 EMA (Editor for Manual Work Activities)	36
1.4 Anthropométrie	39
1.5 Questions de recherches.....	40
CHAPITRE 2 OBJECTIFS ET MÉTHODOLOGIE DE RECHERCHE.....	41
2.1 Objectifs	43
2.2 Méthodologie pour la revue critique de littérature	44
2.3 Approche pour la conception du poste de travail dans Jack 7.1	45
2.3.1 Cueillette des données en entreprise	45
2.3.2 Jack 7.1 Technomatix de Siemens	45
2.3.3 Approche pour la description des tâches	46
2.3.4 Approche pour l'étude de temps	48
2.3.5 Approche pour le calcul des majorations.....	48
2.4 Approche pour l'évaluation ergonomique dans JACK 7.1	49
2.5 Méthodes complémentaires à Jack 7.1.....	49
2.5.1 Occupational Repetitive Action Index (OCRA index)	49

2.6	2.5.2	Key Indicator Method For Manual Handling Operations (KIM-MHO)...	50
	Méthodes alternatives pour l'étude de la main	51	
	2.6.1	Gant de données VMG 30 / VMG30+ Technical Datasheet (Virtual Motion Glove).....	51
	2.6.2	Combinaison de gants de données VMG30 et Anybody Modeling System	54
	2.6.3	Évaluation qualitative	59
CHAPITRE 3 RÉSULTATS			61
3.1	Conception du poste de travail.....	61	
	3.1.1	Description des tâches d'assemblage.....	61
	3.1.1.1	Serrage initial.....	62
	3.1.1.2	Serrage de précision.....	66
	3.1.2	Calcul de temps.....	70
3.2	Évaluation ergonomique dans Jack 7.1 (RULA)	70	
	3.2.1	Évaluation ergonomique du serrage initial	71
	3.2.2	Évaluation ergonomique du serrage de précision	73
3.3	Analyse avec OCRA index	77	
3.4	Analyse avec KIM-MHO.....	82	
3.5	Étude de la main.....	85	
	3.5.1	VMG 30 / VMG30+ Technical Datasheet:.....	85
	3.5.2	Combinaison Anybody Modeling System et gants de données VMG30 ..	88
	3.5.3	Évaluation qualitative	90
CHAPITRE 4 DISCUSSION			97
4.1	Conception du poste de travail.....	97	
4.2	Gants de données VMG30	103	
4.3	Combinaison Anybody Modeling system et gants de données VMG 30	110	
	4.3.1	Critères de conception d'un gant adéquat pour une analyse ergonomie/biomécanique approfondie.....	110
4.4	Évaluation qualitative	116	
4.5	Analyse coûts-bénéfice	122	
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS			127
ANNEXE I LISTE DES PRODUCTIONS SCIENTIFIQUES ASSIOSIÉES AU PROJET			131
ANNEXE II PRESENTATION DE L'AQHSST			133
ANNEXE III RÉSUMÉ DE L'AQHSST			139
ANNEXE IV BIOMÉCANIQUE DE LA MAIN.....			141
ANNEXE V CODE PYTHON POUR LA CONVERSION DU FICHIER EXCEL EN FICHIER C3D			147

ANNEXE VI MÉTHODE SIEMENS TRADUITE DE L'ALLEMAND.....	149
ANNEXE VII GRAPHIQUES ANALOGIQUES DES PRESSIONS DES EXTRÉMITÉS DES DOIGTS	151
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	153

LISTE DES TABLEAUX

	Page	
Tableau 1.1	Force de préhension pour différentes positions en pourcentage de la force maximale	15
Tableau 1.2	Formes de travail.....	17
Tableau 1.3	Évaluation de différentes postures au-dessus de la tête (sans force exercée).....	22
Tableau 1.4	Paramètres influençant le travail au-dessus du cœur	30
Tableau 1.5	Comparaison de différentes méthodes d'évaluation ergonomique	33
Tableau 1.6	Liste des outils d'analyse ergonomique disponibles dans CATIA V5 (3D EXPERIENCE)	35
Tableau 1.7	Comparaison de fonction de différents DHM.....	38
Tableau 3.1	Description de la phase n°1 de la tâche d'assemblage.....	64
Tableau 3.2	Graphique des mouvements simultanés des deux mains : Phase n°1 des tâches <i>d'assemblage</i> ,	65
Tableau 3.3	Description de la phase n°2 de la tâche d'assemblage.....	67
Tableau 3.4	Graphique des mouvements simultanés des deux mains : Phase n°2 des tâches	68
Tableau 3.5	Charges prévues des tâches d'assemblage,	69
Tableau 3.6	Analyse RULA, serrage de précision, scénario 1, Homme, 5 ^e centile	76
Tableau 3.7	Analyse RULA, serrage de précision, scénario 2, Homme, 5e centile	76
Tableau 3.8	Analyse RULA, serrage initial, scénario1, Homme,5e centile	77
Tableau 3.9	Analyse RULA, serrage initial, scénario 2, Homme, 5e centile	77
Tableau 3.10	Actions techniques dynamiques, Positionnement des boulons.....	78
Tableau 3.11	Actions techniques dynamiques, Serrage initial.	79
Tableau 3.12	Actions techniques dynamiques, Serrage de précision.	80

Tableau 3.13	Score OCRA index, Droit	81
Tableau 3.14	Score OCRA index, Gauche	82
Tableau 3.15	Récapitulatif des résultats des trois méthodes utilisées ; KIM-MHO, RULA, OCRA index	85
Tableau 3.16	Évaluation qualitative de l'utilisation la clé à cliquet pneumatique	91
Tableau 3.17	Évaluation qualitative de l'utilisation la clé dynamométrique	92
Tableau 4.1	Analyse coûts-bénéfices.....	124

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Schéma de l'organisation de la revue critique de littérature5
Figure 1.2	Pathogenèse des troubles musculosquelettiques du cou et des membres supérieurs (modèle dose-réponse).....7
Figure 1.3	Relation charge contrainte8
Figure 1.4	Modèle charge-contraintes élargi.....9
Figure 1.5	Les angles et les postures neutres des membres supérieurs11
Figure 1.6	Modèle cube.....13
Figure 1.7	Paramètres influençant l'utilisation d'outils manuels.....14
Figure 1.8	Forces exercées par l'ensemble du corps.....20
Figure 1.9	Forces exercées par les doigts de la main lors du travail d'assemblage21
Figure 1.10	Réaction musculaire à l'augmentation du couple de serrage d'un outil à main.....24
Figure 1.11	Comparaison quantitative du moment de force à l'épaule lors du boulonnage lorsque le coude est fléchi (à gauche) et en extension (à droite).....25
Figure 1.12	Configuration de travail fixe avec des angles de bras au-dessus de la tête (0°) et (-15°) (de gauche à droite).....27
Figure 1.13	Hauteur de travail (a) basse, (b) moyenne29
Figure 2.1	Schéma de la méthodologie du mémoire42
Figure 2.2	Capteurs du gant VMG 3053
Figure 2.3	Prise de la clé à cliquet pneumatique.....54
Figure 2.4	Prise de la clé à limiteur de couple54
Figure 2.5	Regensburg-Ulm Hand Model (RUHM)57
Figure 3.1	Poste de travail, Serrage initial, Homme 5 ^e centile.....63

Figure 3.2	Poste de travail, Serrage de précision, Homme 5 ^e centile	66
Figure 3.3	Posture, Serrage initial 3e rangée, Homme 5 ^e centile.....	72
Figure 3.4	Analyse RULA, Posture, Serrage initial 3e rangée, Homme 5 ^e centile....	73
Figure 3.5	Posture, Serrage de précision, 3e, rangée Homme 5 ^e centile.....	74
Figure 3.6	Analyse RULA, Posture, Serrage de précision, 3e rangée, Homme 5 ^e centile.....	75
Figure 3.7	Score KIM-MHO	84
Figure 3.8	Graphique à barres représentant les valeurs médianes de flexion des articulations des doigts	87
Figure 3.9	Graphique à barres représentant les valeurs médianes des distances entre les doigts.....	88
Figure 3.10	Graphique représentant la distance(mm) entre les capteurs pouce 1 et pouce 2 en fonction des images captées pasle gant VMG30 dans le cadre de l'utilisation de la clé à limiteur de couple	89
Figure 4.1	Mécanique de la préhension.....	104
Figure 4.2	Zone de couplage de la main lors de l'utilisation d'outils avec un contour longitudinal droit et courbé (avec un côté de main cylindrique et en forme de double cône) nécessitant une prise en force .	107

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

ADM	Facteur multiplicateur lié aux facteurs de risque supplémentaires (Additional multiplier)
AMS	Anybody modeling system
ANSUR	Natick Survey User Requirements
ATA	Nombre d'actions techniques effectuées pendant le travail (the number of actual technical actions)
BAuA	L'Institut fédéral pour la sécurité et la santé au travail
CDN_LF_97	Canadian Forces Anthropometric Survey, 1997
CF	Constante de fréquence des actions techniques par minute (Frequency constant of technical actions per minute,)
CMC	Carpometacarpal Joint
CNESST	La Commission des Normes, de l'Équité, de la Santé et de la Sécurité du Travail
CVM	Contraction Volontaire Maximale
D	Durée (Duration)
DHM	Digital Human Modeling
DUM	Facteur multiplicateur de durée (Duration multiplier)

E	Ergonomic
EAWS	Ergonomic Assessment Worksheet
EC	Secteur changement de moteur
EMA	Editor for Manual Work Activities
EMG	Electromyography
EPI	Équipement de protection individuel
FIOH	Institut finlandais de la santé au travail
<i>FOM</i> :	Facteur multiplicateur de force (Force multiplier)
Fmax	Maximum Force
HF	Human factor
IBBB	L’Institut fédéral de la formation professionnelle
IMU	Unité de mesure inertielle
INRS	L’Institut National de Recherche et de Sécurité
IRM	Imagerie par résonance magnétique
IRSST	L’Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et en Sécurité du travail

KIM ABP	Key Indicator Method for Awkward Body Postures
KIM BF	Key Indicator Method for Body Forces
KIM BM	Key Indicator Method for Body Movement
KIM LHC	Key Indicator Method for Lifting, Holding and Carrying
KIM-MHO	Key indicator Method For Manual Handling Operations
KIM PP	Key Indicator Method for Pushing and Pulling
MCP	Metacarpophalangeal Joint
Mj:	Moment du muscle
MRO:	Maintenance, Repair & Overhaul
MTM:	Methods-Time Measurement
MVE:	Excitation volontaire maximale
NA_Auto	North American Automotive working population
NHANES	National Health and Nutrition Examination Survey
NIOSH	National Institute for Occupational Safety and Health
OCRA	Occupational Repetitive Actions

PIP	Proximal Interphalangeal Joint
Pm	Puissance
POM	Facteur multiplicateur de posture (Posture multiplier)
QEC	Quick Exposure Check
RCM	Multiplicateur pour le facteur de risque "manque de période de récupération" (Recovery multiplier)
REBA	Rapid Entire Body Assessment
REM	Facteur multiplicateur de répétitivité
RTA	Valeur de référence (the number of reference technical actions)
RUHM	Regensburg-Ulm Hand Model
RULA	Rapid Upper Limb Assessment
SNC	Système nerveux central
SSP	Static strength prediction
TMS	Troubles musculosqueletiques
TSB	Task Simulation builder
VMG	Virtual Motion Glove

VR

Virtual Reality - Réalité Virtuelle

ω_j

vitesse angulaire

INTRODUCTION

Les travailleurs des pays industrialisés font face à des troubles musculosquelettiques (TMS) de manière fréquente (Buckle et Devereux, 2002 ; INRS, 2023 ; Roquelaure, 2017) et cela a un fort impact sur la productivité des salariés et l'économie des entreprises (INRS, 2023). Ces troubles représentent la première maladie professionnelle au sein de l'Union européenne avec une prévalence de 60% en 2013, 46% pour les troubles du dos et 43% pour le cou et les membres supérieurs en 2015 (The European Agency for Safety and Health at Work, 2020). La prévalence au Québec est de 26.9% en 2021, dont 56% pour les troubles du dos, 15.4% pour les troubles de l'épaule, 5.6% pour les troubles du poignet, 4.2% pour les troubles du cou et de la région cervicale, 3.8% pour les troubles du coude (CNESST, 2022). En effet, les congés de maladie se multiplient, et les périodes de repos et de récupération s'allongent (Briere et al., 2018).

Les travailleurs du secteur aérien font aussi face à ce type de problématique. En effet, les techniciens de la maintenance aéronautique, chargés de l'assemblage des parties du moteur d'avion, signalent fréquemment des symptômes de TMS (Asadi, Yu et Mott, 2019).

Les troubles musculosquelettiques sont des maladies qui affectent les tissus mous du corps humain (Bernard et al., 1997). On parle de maladie puisque les TMS ne résultent pas d'un incident unique ou soudain, mais peuvent plutôt résulter d'une exposition répétée à des facteurs qui perturbent le corps. Cela peut inclure des mouvements répétitifs (Kilbom, 1994a), une mauvaise posture (Chaffin, Andersson, & Martin, 2006), ou des conditions de travail qui mettent une pression constante sur certaines parties du corps (Chaffin et al., 2006). Les symptômes incluent la douleur et peuvent s'aggraver avec le temps si les facteurs perturbateurs ne sont pas corrigés (INRS, 2023). Marras (2008) explique que la douleur lombaire peut être causée par un accident ou par des microtraumatismes accumulés, et qu'il est souvent difficile de déterminer une seule cause. Il renforce l'idée que plusieurs mécanismes peuvent être en jeu simultanément.

Le secteur industriel constraint souvent les travailleurs à effectuer des travaux au-dessus du cœur. Par ailleurs, le travail au-dessus du cœur expose les travailleurs à des risques de troubles musculosquelettiques (Bernard et al., 1997 ; Buckle & Devereux, 2002 ; Da Costa & Vieira, 2010 ; Rohmert, 1973). On parle de travail au-dessus du cœur lorsque les bras sont levés, le cœur doit surmonter la gravité pour envoyer du sang vers les membres supérieurs. En effet, ce type de travail diminue la force maximale (Rohmert, 1973), augmente la fréquence respiratoire, diminue l'irrigation sanguine, augmente la dépense énergétique (Jarvholm, 1989), la fatigue musculaire (Chopp, Fischer, & Dickerson, 2010) et la fréquence cardiaque (Sämann, 1970).

Une étude porte sur les travailleurs chargés de l'assemblage des turbines à gaz. Ces travailleurs sont contraints d'effectuer des gestes répétitifs tout en adoptant une posture assise, bras au-dessus du cœur dans un environnement spatial restreint. Cette combinaison de facteurs peut contribuer à l'apparition des TMS des membres supérieurs. Il faut savoir que les tâches concernées sont exclusivement manuelles, car l'automatisation ou l'utilisation de robots demeure actuellement peu envisageable pour ce genre d'interventions, souvent complexes et dans des zones difficiles d'accès (Groos, Abele, Fischer, Hefferle, & Kluth, 2022). Les travailleurs effectuent principalement des activités de serrage de boulons en utilisant une clé à cliquet pneumatique et une clé dynamométrique.

L'assemblage par boulonnage représente le type d'assemblage le plus fréquent en mécanique. En effet, il permet de créer une liaison rigide entre les pièces tout en permettant un désassemblage en cas de besoin. En ce qui concerne les clés pneumatiques, Radwin, Vanbergeijk, & Armstrong, (1989) résument le boulonnage en utilisant ces outils en quatre étapes :

1. Phase où le travailleur prend l'outil dans ses mains.
2. Mise en marche de l'outil qui consiste à boulonner sans résistance.
3. Serrage final qui s'accompagne d'une augmentation du couple.
4. Arrêt de l'outil.

La clé dynamométrique permet un serrage contrôlé en prenant en compte le type de boulons et les pièces à assembler. En effet, le travailleur peut la régler à une valeur de couple prédéfinie. Généralement le serrage est contrôlé en aéronautique, donc cet outil est indispensable. L'utilisation de ces outils peut contribuer à l'apparition des TMS des membres supérieurs (Bernard et al., 1997 ; Greenberg & Chaffin, 1977). En effet, plusieurs variables associées à ces outils influencent directement les risques de développement de ces troubles (Strasser, 2007). Par exemple, le diamètre de poignée (Kumar, 2008), le couple de serrage (Radwin et al., 1989), les vibrations (Armstrong, Fine, Radwin, & Silverstein, 1987), le type de surface (Jones & Lederman, 2006), le type de prise (Chaffin et al., 2006), la force préhension (Bernard et al., 1997).

La littérature présente plusieurs méthodes d'évaluation des risques des TMS, incluant des approches basées sur l'observation et des mesures directes. Cependant, ces méthodes ont certaines limites. Les approches par observation peuvent souffrir de subjectivité, tandis que les mesures directes impliquent souvent des coûts élevés et peuvent perturber le mode opératoire des travailleurs. Les logiciels de modélisation humaine numérique (*Digital Human Modeling*) comme Jack 7.1 Tecnomatix de Siemens, sont des outils de simulation représentant les travailleurs dans leur environnement de travail, conçus pour permettre une identification précoce des risques (« Tecnomatix digital manufacturing software | Siemens software », 2023).

L'objectif de cette étude est d'examiner le travail effectué au-dessus du cœur en utilisant l'outil de modélisation numérique Jack 7.1. Dans un cadre exploratoire, nous évaluons la capacité de Jack 7.1 à simuler des scénarios de travail au-dessus du cœur dans un environnement industriel. Pour ce faire, il faut répondre à ces objectifs généraux :

- 1) Définir le travail au-dessus du cœur
- 2) Identifier les outils d'analyse et d'évaluation des contraintes du travail au-dessus du cœur les plus prometteurs pour notre étude
- 3) Concevoir le poste de travail
- 4) Effectuer des analyses ergonomiques dans Jack 7.1 et en mobilisant des méthodes d'analyses qui se veulent complémentaires à Jack 7.1

- 5) Effectuer une étude de la main en mobilisant des méthodes d'analyses alternatives à Jack 7.1
- 6) Proposer des recommandations pour améliorer Jack 7.1 ainsi que les outils d'analyse de la main.

Le premier chapitre de ce mémoire se concentre sur les objectifs généraux 1 et 2 en examinant la littérature relative au travail au-dessus du cœur et aux méthodes d'analyse pertinentes. Le deuxième chapitre décrit la méthodologie utilisée ainsi que les objectifs spécifiques du mémoire. Le troisième chapitre aborde les objectifs généraux 3, 4 et 5, et le quatrième chapitre les analyse et les discute. Enfin, la conclusion, en réponse à l'objectif général 6, résumera les résultats obtenus.

Les résultats de ce mémoire ont été soumis au partenaire industriel sous la forme de trois rapports de recherche confidentiels (*Voir ANNEXE I*). Ces recherches ont également été présentées lors du 44e congrès annuel de l'Association québécoise pour l'hygiène, la santé et la sécurité du travail (AQHSST) (*Voir ANNEXE II*). Par ailleurs, un résumé des résultats a été publié (*voir ANNEXE III*) et un article de revue est en cours de rédaction.

CHAPITRE 1

REVUE CRITIQUE DE LITTÉRATURE

Cette revue de littérature se focalise sur la définition et la contextualisation du travail au-dessus du cœur. Elle vise aussi à nous informer sur les facteurs liés à l'apparition des troubles musculosquelettiques dans le cadre du travail au-dessus du cœur ainsi que sur les méthodes d'évaluation des risques ergonomiques liés aux postures et aux mouvements des membres supérieurs dans le contexte du système de travail étudié.

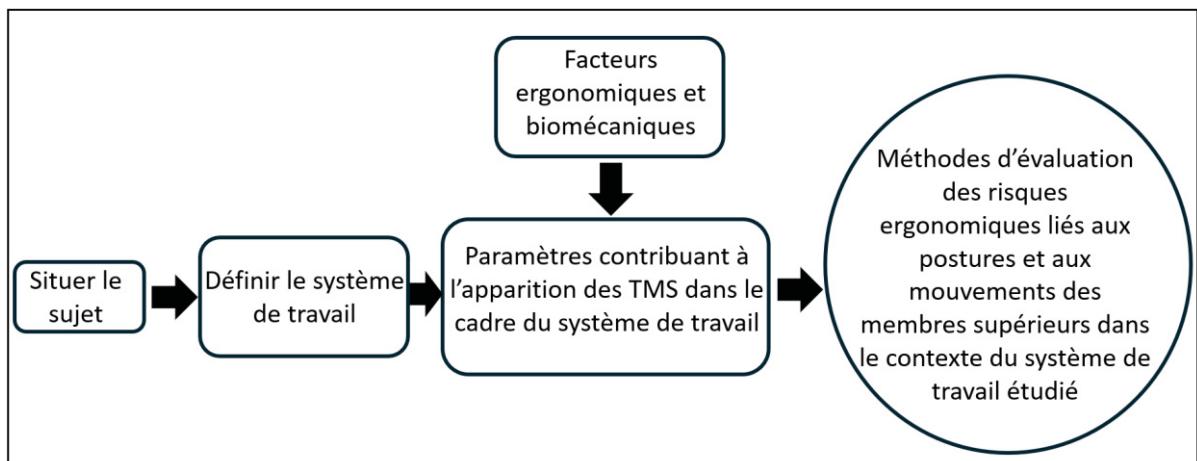


Figure 1.1 Schéma de l'organisation de la revue critique de littérature

Comme le montre la Figure 1.1, et afin de répondre à nos objectifs, nous allons d'abord situer le sujet en présentant les troubles musculosquelettiques (TMS) ainsi que les divers facteurs pouvant contribuer à leur apparition. Ensuite, nous définirons et contextualiserons le travail au-dessus du cœur et identifierons les facteurs ergonomiques et biomécaniques pouvant influencer l'apparition des TMS dans ce contexte. Cela nous permettra de déterminer les méthodes les plus prometteuses pour l'évaluation des TMS dans le contexte du système de travail étudié.

1.1 Les troubles musculosquelettiques des membres supérieurs

Les troubles musculosquelettiques sont des maladies qui atteignent les muscles, les nerfs, les tendons, les ligaments, les vaisseaux sanguins et les cartilages (Bernard et al., 1997 ; Buckle & Devereux, 2002 ; da Costa & Vieira, 2010 ; INRS, 2011, 2023 ; Kuorinka, Forcier, & Hagberg, 1995) et qui se manifestent le plus fréquemment par une sensation de douleur (da Costa & Vieira, 2010 ; INRS, 2023). Le bas du dos et les membres supérieurs du corps humain sont les plus sujets à ce type de troubles (INRS, 2023; Bernard, 1997). Il existe de nombreuses études qui démontrent que les troubles musculosquelettiques du cou et des membres supérieurs peuvent être d'origine professionnelle (Bernard et al., 1997 ; Buckle & Devereux, 2002 ; Da Costa & Vieira, 2010 ; Kuorinka et al., 1995). Par ailleurs, Armstrong et al. (1993) expliquent la pathogenèse de ces troubles par un effet dose réponse (*Voir Figure 1.2*) qui comprend l'impact des forces externes exercées lors d'une activité physique sur les tissus du corps. Ces doses entraînent des réponses, par exemple, une réponse peut se manifester par de la fatigue musculaire, s'il n'y a pas de temps suffisant de récupération. Une réponse peut altérer la capacité de réaction à d'autres réponses et ainsi de suite jusqu'à ce que les tissus se déforment et cette déformation s'exprime par une sensation de douleur. Mais ce modèle (Figure 1.2) est simpliste et incomplet. La réponse ne peut être seulement la conséquence d'une exposition externe. Elle est aussi dépendante des caractéristiques individuelles du travailleur (Kuorinka et al., 1995). Par exemple, une réponse due à une posture contraignante de l'épaule lors d'une activité physique peut être influencée par les caractéristiques personnelles du travailleur telles que la taille du muscle et l'état de santé (Kuorinka et al., 1995).

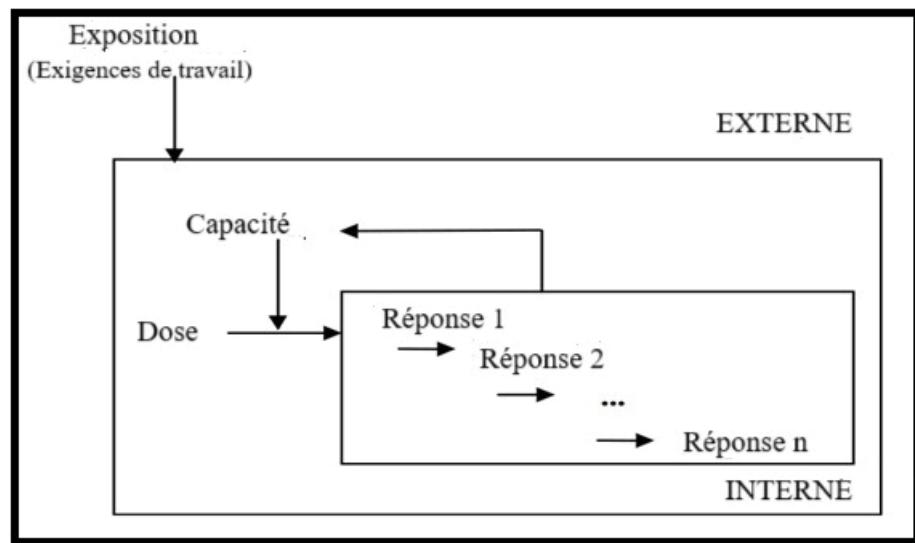


Figure 1.2 Pathogenèse des troubles musculosquelettiques du cou et des membres supérieurs (modèle dose-réponse)

Tirée et adaptée de Armstrong et al.(1993)

1.1.1 Facteurs de risque des troubles musculosquelettiques des membres supérieurs.

Une combinaison de plusieurs facteurs contribue à l'apparition des troubles musculosquelettiques du cou et des membres supérieurs (Armstrong et al., 1993 ; Bernard et al., 1997 ; Buckle & Devereux, 2002 ; Da Costa & Vieira, 2010 ; INRS, 2011, 2023 ; Kuorinka et al., 1995).

De manière générale, la fatigue perçue par le travailleur est la conséquence d'une contrainte subjective ou impact sur l'humain (*strain*) dépendant de la charge de travail objective ou demandes en provenance de la tâche (*stress*) et d'autres paramètres individuels qui ont une influence sur le travailleur (Rohmert, 1973) (*Voir Figure 1.3*).

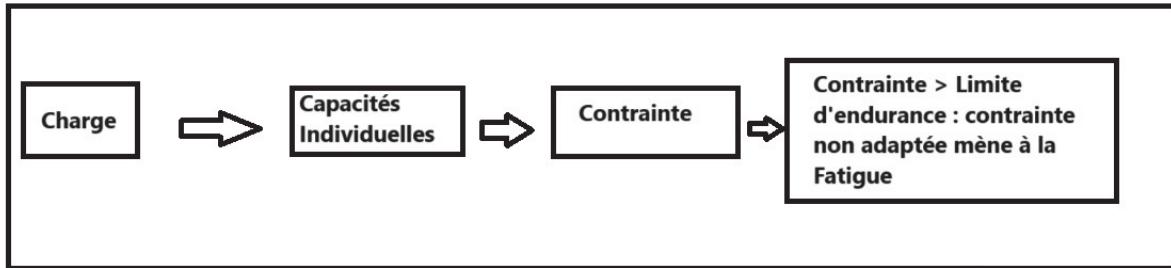


Figure 1.3 Relation charge contrainte

Tirée et adaptée de Rohmert (1973)

Depuis 1973, on utilisait le modèle simple de charge /contrainte (Figure 1.3). En 1975 ce modèle a été raffiné (*Voir* Figure 1.4).

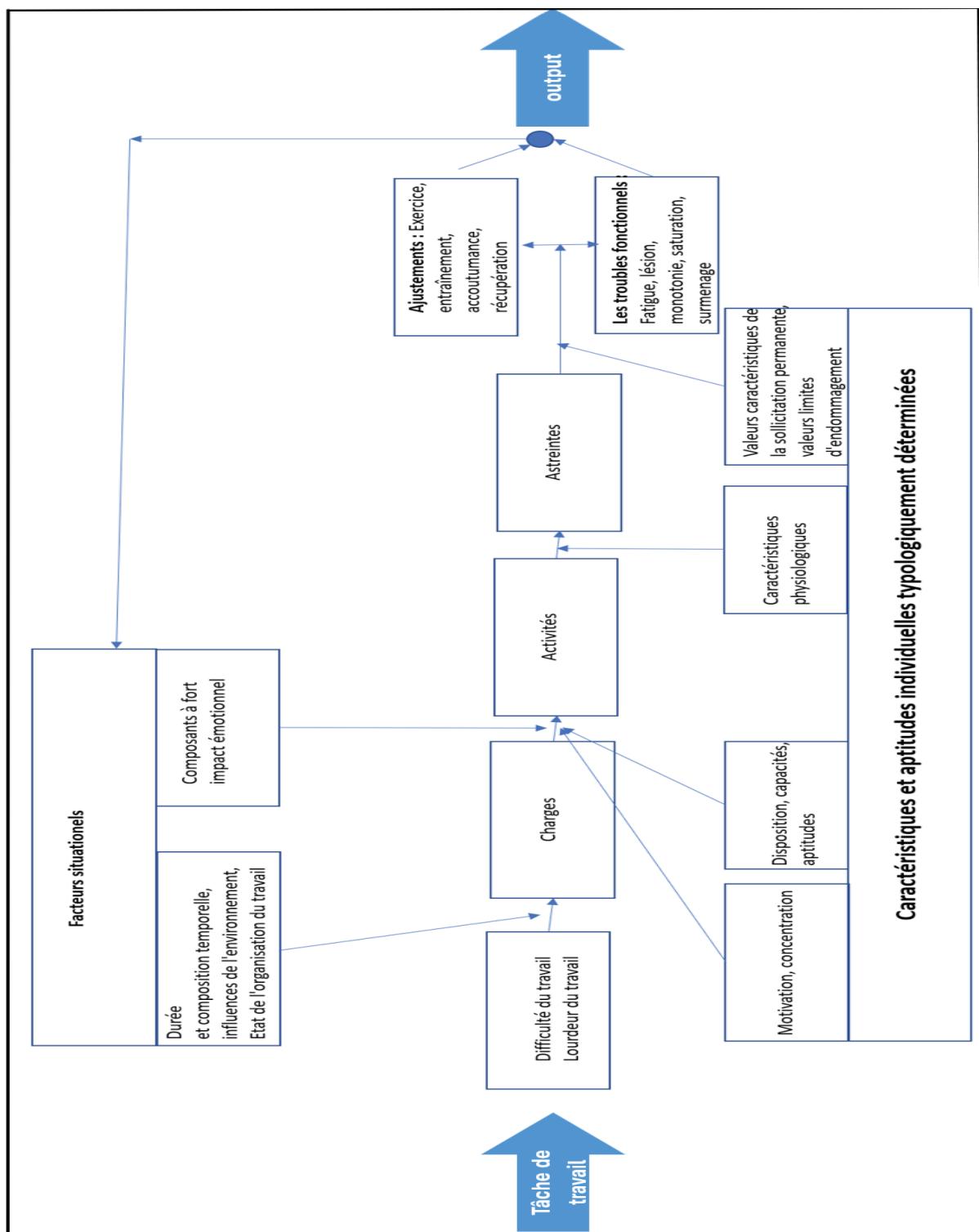


Figure 1.4 Modèle charge-contraintes élargi

Tiré et adapté de Rohmert et Laurig (1975)

La Figure 1.4 montre les différents facteurs qui influencent la tâche de travail, notamment les facteurs situationnels, les caractéristiques individuelles et comment ces éléments interagissent pour affecter les performances et la santé des travailleurs.

Les facteurs situationnels incluent la durée de la tâche de travail et comment son temps est structuré, les conditions environnementales et l'organisation du travail. Les caractéristiques individuelles comprennent la disposition, les capacités et les aptitudes des travailleurs, ainsi que leurs traits personnels, qu'ils soient naturels ou développés par l'entraînement.

1.1.2 Facteurs de risque physique des troubles musculosquelettiques des membres supérieurs.

D'après Bernard et al (1997), la force exercée, les gestes répétitifs et les postures contraignantes au cours d'un travail statique et dynamique sont les risques qui peuvent contribuer le plus à l'apparition des troubles musculosquelettiques du cou.

Une superposition de postures forcées (une position du corps qui est maintenue de manière non naturelle pour une période prolongée), de travail de maintien statique et de mouvements répétitifs peut entraîner des troubles réversibles ou irréversibles de l'épaule (Bernard et al.,1997).

Une flexion ou une abduction de l'épaule à plus de 60° ainsi qu'un travail au-dessus de la tête tout en manipulant un outil sont des facteurs de risque (Bernard et al.,1997). Un travail physique lourd, répété et de longue durée peuvent également entraîner des douleurs à l'épaule (Da Costa & Vieira, 2010). Par ailleurs, les troubles du poignet et de la main apparaissent suite à une exposition aux vibrations, à des postures contraignantes, une activité physique intense ainsi qu'à des gestes répétitifs (Bernard et al.,1997). De plus, il y a une association entre des postures contraignantes lors d'un travail statique et dynamique, une activité physique de forte intensité et des gestes répétitifs avec les troubles du coude et de l'avant-bras (Da Costa & Vieira, 2010).

La Figure 1.5 illustre les angles et les postures neutres des membres supérieurs, qui peuvent minimiser la contrainte sur les muscles et articulations.

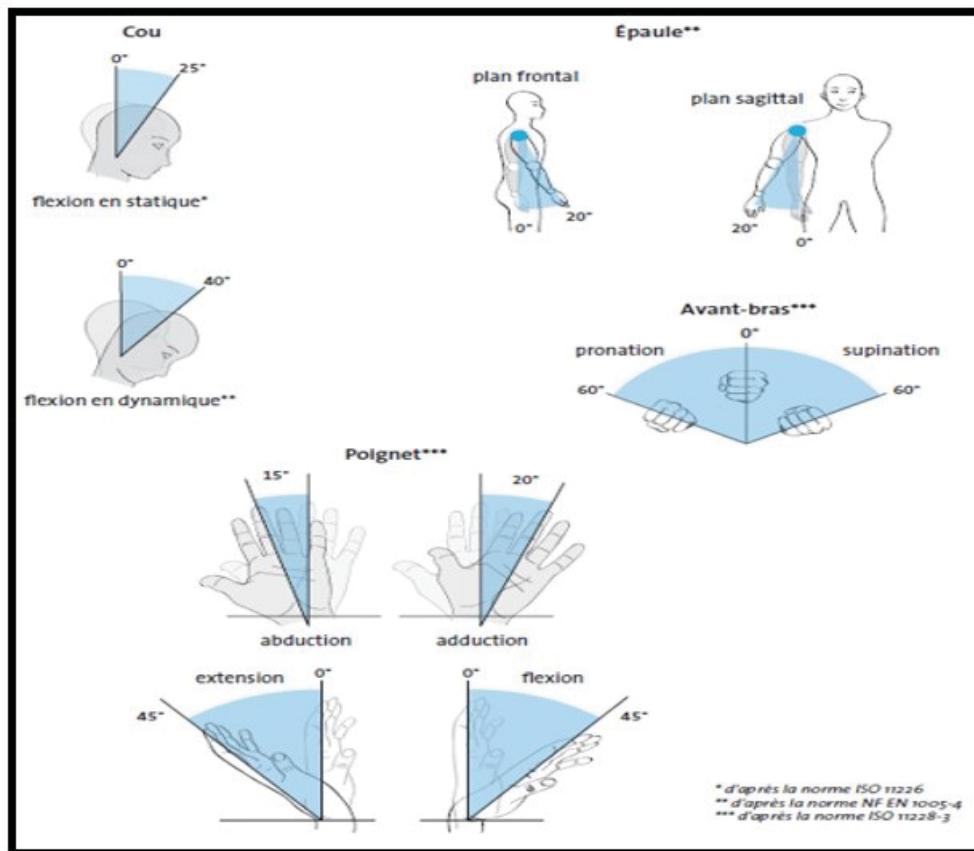


Figure 1.5 Les angles et les postures neutres des membres supérieurs
Tirés de INRS (2011)

Une mauvaise conception d'un outil manuel peut contribuer à l'apparition des troubles musculosquelettiques des membres supérieurs (Bernard et al., 1997 ; Buckle & Devereux, 2002 ; Da Costa & Vieira, 2010 ; Kuorinka et al., 1995 ; Sporrong, Palmerud, Kadefors, & Herberts, 1998).

Sperling, Dahlman, Wikström, Kilbom, & Kadefors (1993) ont développé un modèle (*Voir Figure 1.6*) qui permet d'analyser les systèmes de travail qui nécessitent l'utilisation d'outils manuels. Ce modèle prend la forme d'un cube. Chaque dimension du cube représente un facteur qui peut exercer une influence sur le développement des troubles musculosquelettiques liés à l'utilisation d'outils. Ces facteurs sont :

- Le temps ou bien la répétitivité qui représentent la durée et la fréquence d'utilisation de l'outil.
- La force de préhension qui dépend du poids et de la taille de l'outil, la forme et la surface des poignées et de la tâche à effectuer.
- La précision, ce genre de travail sollicite les muscles intrinsèques de la main et il constraint généralement le poignet à adopter une posture contraignante (Sperling et al., 1993) afin de produire un travail de précision (Positionnement ou force). Par ailleurs, il a une influence sur les muscles de l'épaule (Sporrong, Palmerud, Kadefors, & Herberts, 1998).
- La posture, bien qu'elle ne puisse être représentée dans le modèle cube de Sperling et al. (1993) et comme mentionné plus haut, est facilement observable et peut être une cause dans l'apparition des troubles musculosquelettiques (Bernard et al., 1997 ; Buckle & Devereux, 2002 ; da Costa & Vieira, 2010 ; Kuorinka et al., 1995). Elle est aussi liée à d'autres facteurs qui peuvent contribuer à l'apparition de ces troubles tels que l'activité répétitive et la force (la gravité) (Kuorinka et al., 1995). En effet, maintenir une posture de manière prolongée soumet les articulations à des forces externes, comme la gravité, ce qui crée des moments de force et entraîne une charge statique (Kuorinka et al., 1995).

Chaque dimension du cube fait l'objet d'une subdivision en trois niveaux : faible, modéré, élevé qui donnent une estimation des risques, des situations acceptables ou inacceptables et celles qui nécessitent plus d'études.

Le modèle du cube que nous avons présenté est avant tout illustratif et vise à simplifier la compréhension des interactions entre différents facteurs. Cependant, il est important de noter que ce modèle n'a pas encore été entièrement validé du point de vue de la médecine du travail et de l'épidémiologie. De plus, les trois axes n'ont pas le même poids et peuvent avoir des effets synergiques les uns sur les autres.

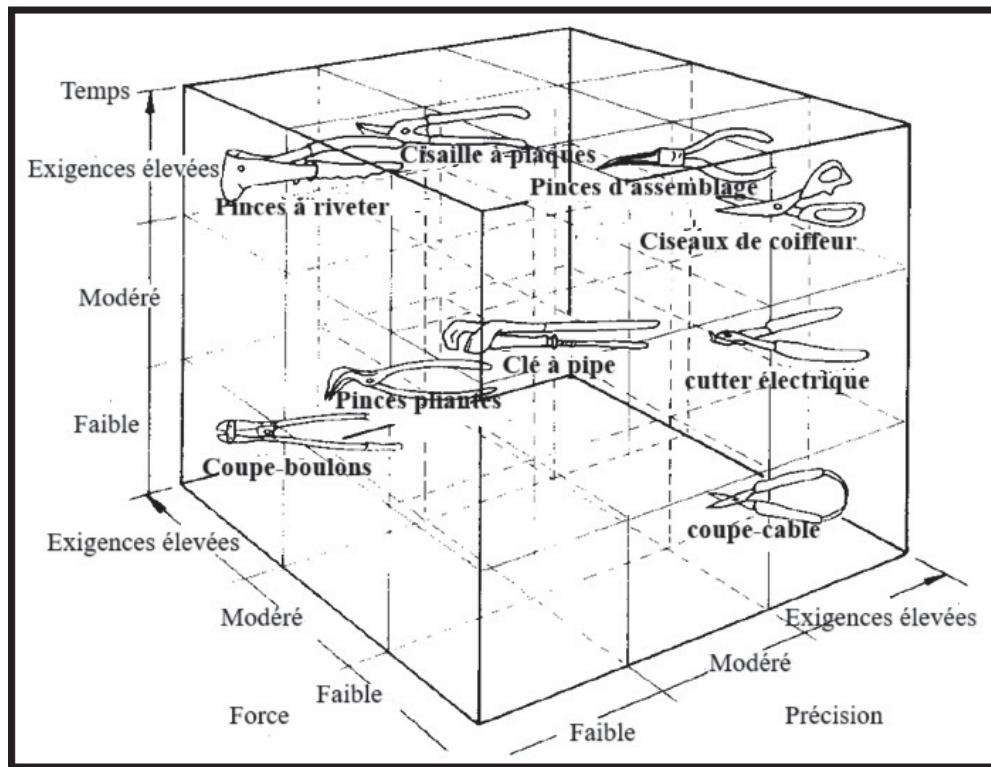


Figure 1.6 Modèle cube

Tiré et adapté de Sperling et al. (1993)

1.1.2.1 Paramètres influençant l'apparition des troubles musculosquelettiques lors de l'utilisation d'outils manuels

Il existe plusieurs paramètres relatifs à l'utilisation d'outils (*Voir Figure 1.7*) qui peuvent contribuer à l'apparition des troubles musculosquelettiques (Chao, Opgrande, & Axmear, 1976 ; Grant, Habes, & Steward, 1992 ; Greenberg & Chaffin, 1977 ; Kuorinka, Forcier, & Hagberg, 1995 ; Strasser, 2007)

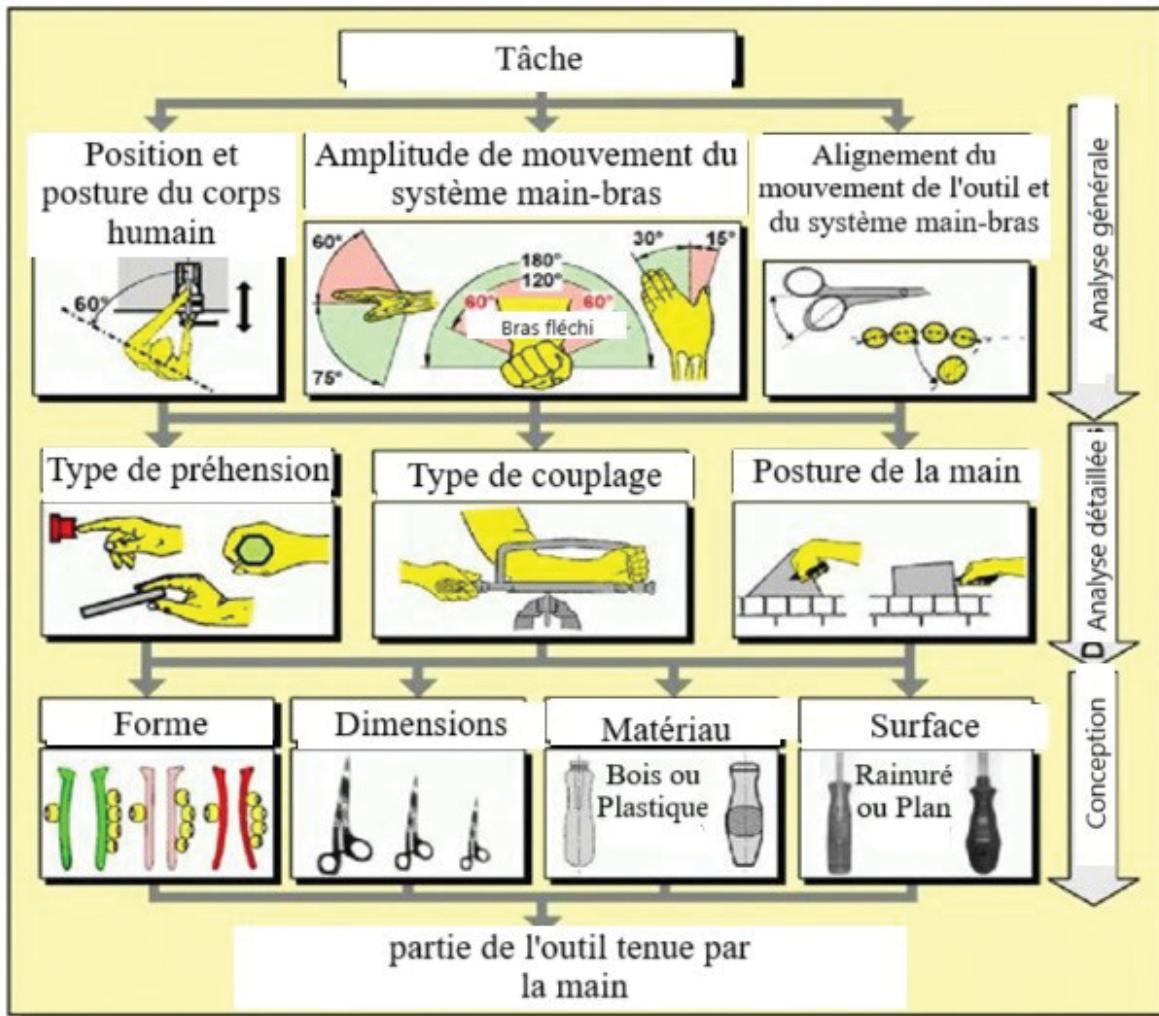


Figure 1.7 Paramètres influençant l'utilisation d'outils manuels

Tirés et adaptés de Strasser (2007)

Parmi ces paramètres on peut citer :

- Le type de prise (Kuorinka et al., 1995). Le type de prise est dépendant de la conception de l'outil (Strasser, 2007). Il existe une variété de formes et de dimensions d'outils ce qui requiert différentes prises (Kuorinka et al., 1995). Ces prises exercent une influence sur les forces exercées (Chao et al., 1976).
- Le diamètre de la prise (Ayoub & Presti, 1971 ; Grant et al., 1992 ; Replogle, 1983 ; Strasser, 2007). Les résultats de Ayoub & Presti (1971) ont démontré qu'un diamètre de 3.8 cm d'un manche cylindrique était optimal en prenant en considération la force de préhension et

l'activité musculaire. Ceux de Replogle (1983) ont démontré que 5 cm de diamètre de poignée cylindrique lisse garantissait un moment de torsion maximum. D'autres chercheurs tels que Grant et al. (1992) ont démontré que l'effort des travailleurs évalués était réduit lors de l'utilisation d'outils dont le diamètre de poignée est de 1 cm inférieur au diamètre de prise de l'utilisateur. En effet, les forces de préhension sont dépendantes de la taille de la main (Fransson & Winkel, 1991).

- Le mode opératoire. (Kuorinka et al., 1995). Le mode opératoire utilisé par le travailleur lors de l'utilisation des outils peut avoir de l'influence sur l'apparition des troubles musculosquelettiques (Kuorinka et al., 1995).
- Le port de gants (Kuorinka et al., 1995). En effet, le port de gants a une influence sur la force de préhension maximale (Kuorinka et al., 1995).
- La posture du poignet. (INRS, 2023 ; Kuorinka et al., 1995 ; Strasser, 2007). Une posture non neutre du poignet diminue la force de préhension maximale (*Voir Tableau 1.1*) et peut contribuer à l'apparition des troubles musculosquelettiques (Terrell & Purswell, 1976).

Tableau 1.1 Force de préhension pour différentes positions en pourcentage de la force maximale

Tirée et adaptée de Terrell et Purswell (1976)

Position de l'avant-bras	Position du poignet				
	Neutre	Flexion	Hyper-Extension	Déviation radiale	Déviation ulnaire
Pronation	88	57	69	74	75
Position intermédiaire	99	70	77	72	83
Supination	100	73	77	83	86

Le Tableau 1.1 présente les variations de la force de préhension pour différentes positions en pourcentage de la force maximale.

- Le poids de l'outil (Greenberg & Chaffin, 1977 ; Strasser, 2007). Dans le cadre d'un travail de précision, l'outil doit être d'un poids inférieur à 0.4 kg (Strasser, 2007). De plus, un outil tenu d'une seule main avec une flexion du coude de 90 ° doit être d'un poids inférieur à 2.3 kg (Greenberg & Chaffin, 1977).
- Le centre de gravité (Mital & Kilbom, 1992 ; Strasser, 2007). Le centre de gravité doit être le plus proche possible du centre de gravité de la main (Strasser, 2007)

1.2 Travail au-dessus de la tête

De manière générale, dans le monde industriel, le travail au-dessus du cœur implique souvent un travail statique de posture et de maintien superposé à un travail dynamique unilatéral du bras (*Voir Tableau 1.2*).

On parle de travail musculaire statique à partir d'une tension musculaire d'une durée de 4 à 6 secondes. Il consiste à maintenir une position d'équilibre face à une force extérieure. Une posture statique est définie comme une posture maintenue pendant plus de 4 secondes (DIN EN 1005-1, 2009), où les muscles contractés effectuent peu ou pas de mouvement, sans alternance entre contraction et relâchement.

Tableau 1.2 Formes de travail
Tirées et adaptées de Rohmert (1983)

Forme de sollicitation musculaire			Exemple	Caractéristiques Biomécanique
Articulation physiologique	Critère pour la classification	Désignation ergonomique		
Statique	L'application de forces internes et externes	Travail statique de posture	Maintien du haut du corps en position debout et penchée	Pas de mouvements de membres, pas de forces sur les pièces à usiner, les outils.
		Travail de maintien statique	Soudage ou montage au-dessus de la tête, travaux de portage	Pas de mouvements de membres, forces sur les pièces à usiner, les outils.
		Travail de contraction	Meulage de la fonte	Conséquence de la contraction statique.
Dynamique	Taille du groupe musculaire	Travail dynamique unilatéral	Presse à levier manuelle, actionner les ciseaux	Petits groupes de muscles avec une fréquence de mouvement.
		Travail dynamique lourd	Travaux à la pelle	Groupes musculaires > 1/7 de la masse musculaire totale.

Ce tableau illustre différentes formes de sollicitations musculaires selon l'articulation physiologique, le type de forces et les caractéristiques biomécaniques.

1.2.1 Épidémiologie

Les troubles des membres supérieurs dus aux postures de travail au-dessus du cœur représentent une source d'inquiétude dans le monde du travail (Barthelme, Sauter, Mueller, & Liebers, 2021 ; Bernard et al., 1997 ; Klussmann et al., 2017).

De manière générale, le maintien prolongé de chaque posture contraignante constitue un risque de développement de troubles musculosquelettiques (Laura Punnett & Wegman, 2004). En effet, le travail au-dessus du cœur est une posture contraignante (Asadi, Yu, & Mott, 2019 ; Barthelme et al., 2021 ; Dsouza, 2018 ; INRS, 2023). Un soulèvement de bras à plus de 60° et une flexion du cou de plus de 25° peuvent contribuer à l'apparition des troubles musculosquelettiques (Dsouza, 2018).

Les travailleurs du secteur aérien ne sont pas épargnés par ce type de problème. Les mécaniciens d'aéronefs et les techniciens d'avionique présentent d'une manière fréquente des symptômes de troubles musculosquelettiques au bas du dos et aux membres supérieurs (Asadi et al., 2019 ; Dsouza, 2018). Une étude faite par Asadi et al. (2019) a comparé de multiples tâches de travail de type *maintenance, repair & overhaul* (MRO) d'une compagnie aérienne. Deux cent trente-cinq travailleurs effectuant 624 tâches ont participé à cette étude. Chaque travailleur a été observé et a fait l'objet d'entrevues. Des évaluations de la posture et analyses de levage ont également été réalisées. Cette étude a conclu que les tâches effectuées dans le secteur changement de Moteur (EC), notamment les tâches qui nécessitent une posture de travail au-dessus de la tête, comme celles du désassemblage des parties de moteur, sont parmi les tâches qui exposaient les travailleurs à plus de risques. Au cours de cette étude, le travail au-dessus de la tête a eu le score REBA (*Rapid entire body assessment*) (Hignett & McAtamney, 2000) le plus élevé par rapport aux autres postures observées dans la zone changement de moteur (EC).

Barthelme et al. (2021) ont par ailleurs réalisé une étude dans le contexte de l'enquête allemande de l'Institut fédéral de la formation professionnelle (IBBB) et l'Institut fédéral pour la sécurité et la santé au travail (BAuA) sur l'emploi (2018). Cette étude a inclus 14327 des 20012 travailleurs qui ont participé à l'enquête sur l'emploi BIBB/BAuA 2018. Ces salariés étaient âgés de moins de 65 ans et travaillaient au moins 35 heures par semaine. La collecte

des données s'est faite sur la base de l'auto-déclaration des travailleurs. L'enquête a démontré une association entre les douleurs de l'épaule et une posture inconfortable plus précisément au-dessus du cœur du travailleur. De plus, Punnett, Fine, Keyserling, Herrin, & Chaffin (2000) ont réalisé une étude dans une usine de montage automobile. Ils ont démontré qu'une flexion ou une abduction de l'épaule à plus de 90 ° durant 10% du cycle de travail pouvait causer des troubles musculosquelettiques. Une autre étude transversale réalisée par Svendsen et al.(2004) a démontré une association de l'élévation du bras plus précisément plus de 90 ° et des altérations du tendon sus-épineux qui ont été diagnostiqués par l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

1.2.2 Moments de forces

Le principe de la conservation d'énergie explique que toute énergie peut être transformée en une autre forme et transférée d'un point à un autre. Cette loi s'applique à tous les segments du corps humain (Winter, 2009). Les muscles produisent des forces internes et alimentent l'ensemble du corps en énergie mécanique. Cette énergie permet aux articulations de se mouvoir et d'exercer un travail. Les muscles représentent également les points d'absorptions d'énergie. Chaque muscle fournit un travail à un moment donné dans le temps et sa puissance P_m peut être négative ou positive. Une puissance positive (Contraction musculaire concentrique) signifie que la vitesse angulaire de l'articulation ω_j et le moment du muscle M_j sont dans la même direction. De ce fait, les muscles alimentent les différents membres du corps en énergie (Winter, 2009).

La puissance négative (contraction musculaire excentrique) signifie que la vitesse angulaire de l'articulation et le moment d'un muscle sont dans des sens opposés. Cela arrive quand le moment produit par l'articulation à la suite d'une réaction à une force extérieure est supérieure au moment créé par le muscle. Dans cette situation les muscles absorbent l'énergie mécanique transférée par les membres du corps (Winter, 2009).

La puissance n'est jamais constante et change au fur et à mesure que le temps évolue. De ce fait, on obtient le travail mécanique du muscle en calculant l'intégrale de la courbe de la puissance (Winter,2009).

Par exemple, une alternance de puissance se produit au cours d'une extension ou d'une flexion de l'avant-bras. En effet, elle peut être positive ou négative.

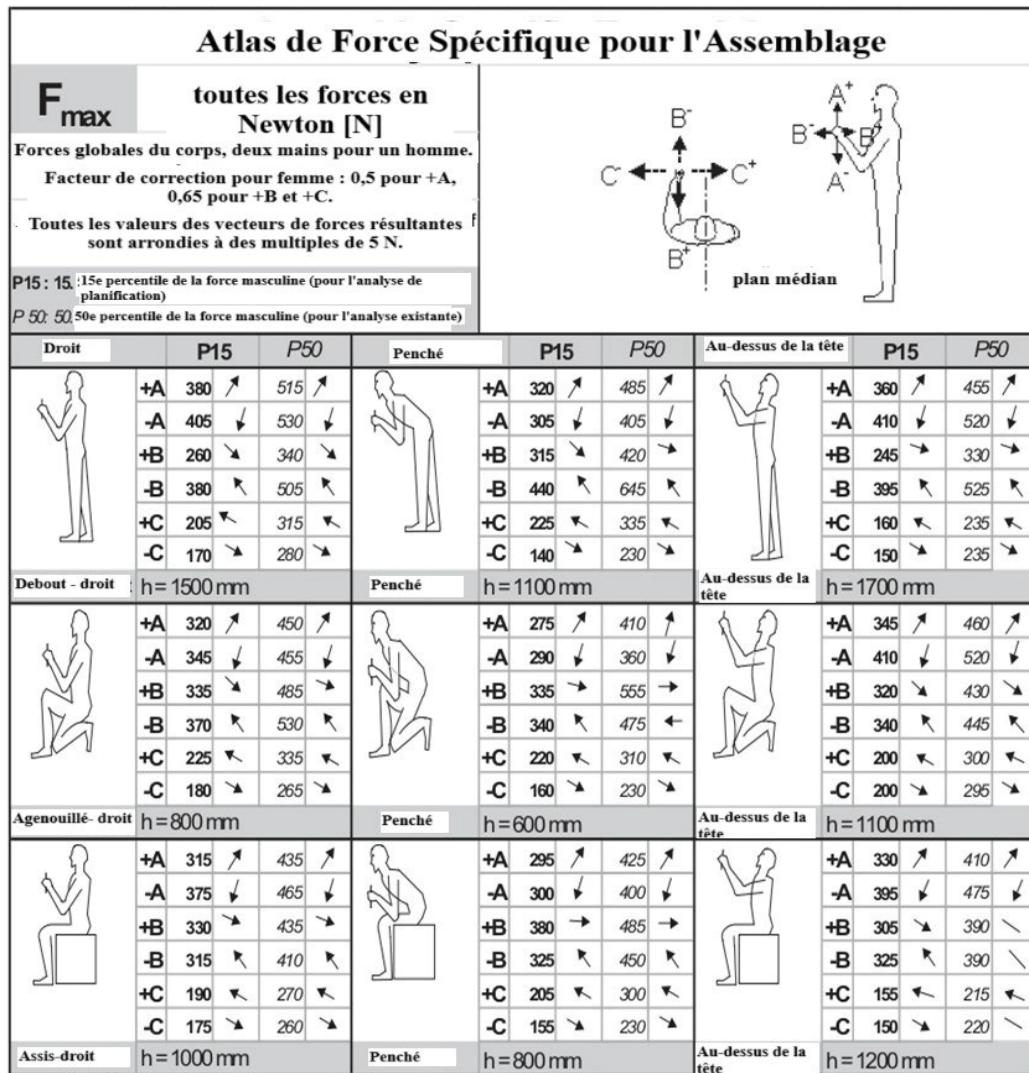


Figure 1.8 Forces exercées par l'ensemble du corps

Tirées et adaptées de Schaub et al.(2015)

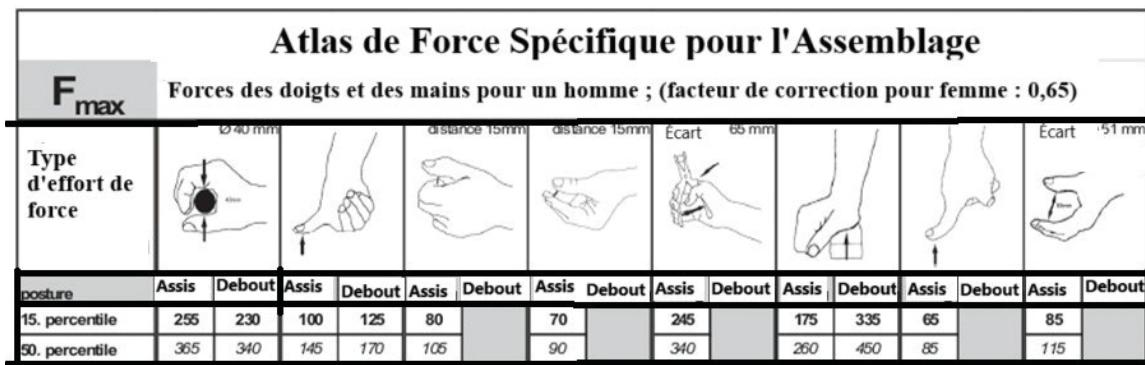


Figure 1.9 Forces exercées par les doigts de la main lors du travail d'assemblage

Tirées de Schaub et al. (2015)

La Figure 1.8 se concentre sur les forces appliquées par le corps entier. Elle montre comment ces forces varient en fonction des postures spécifiques adoptées par les travailleurs et des percentiles de force, c'est-à-dire les niveaux de force observés dans différents percentiles de la population. Cette figure aide à comprendre comment les postures influencent les efforts corporels requis pendant le travail d'assemblage.

La Figure 1.9, quant à elle, illustre les forces exercées par le système main-doigts. Elle met en évidence les forces spécifiques appliquées par les mains et les doigts en fonction des postures (assis et debout) et le type d'effort.

Pour obtenir ces données, 53 forces du corps et 38 forces du système main-doigts ont été mesurées sur un échantillon de 273 travailleurs du secteur automobile.

1.2.3 Travail statique

Le travail statique est une contraction musculaire isométrique, il représente un facteur qui peut contribuer à l'apparition des troubles musculosquelettiques (Bernard et al., 1997 ; Buckle & Devereux, 2002 ; Da Costa & Vieira, 2010 ; IRSST, 2012). Ce type de travail diminue l'irrigation sanguine et épouse les réserves énergétiques s'il est maintenu pendant une période prolongée dans le temps (Jarvholm, 1989) (Voir Tableau 1.1).

Tableau 1.3 Évaluation de différentes postures au-dessus de la tête (sans force exercée)
Tirée et adaptée de Sämann (1970)

Posture corporelle	Besoins énergétiques par rapport au repos (kJ/min)	Augmentation de la fréquence des battements cardiaques par rapport au repos (pulsations/min)	Résultat myographique (points sans dimension entre 0 et 25)
Debout droit, bras au-dessus de la tête	1.26	18	12
À genoux, bras au-dessus de la tête	1.51	26	16
S'accroupir, bras au-dessus de la tête	1.18	14	18

La pression intramusculaire augmente lors d'un travail au-dessus du cœur (Grieve & Dickerson, 2008 ; Jarvholm, 1989 ; Palmerud, Forsman, Sporrong, Herberts, & Kadefors, 2000). Il y a une relation positive entre l'activité musculaire et l'augmentation de la pression intramusculaire lors d'un travail statique (Jarvholm, 1989). Jarvholm et al (1989) ont réalisé une étude où ils ont mesuré l'activité musculaire et la pression intramusculaire du muscle sus-épineux en fonction des angles de l'épaule. Le sus-épineux est le siège principal de la maladie des coiffes des rotateurs (Jarvholm, 1989). Cette étude a démontré une relation positive entre les valeurs normalisées de l'électromyographie (EMG) et les pressions intramusculaires. Par ailleurs, il a été observé que la pression intramusculaire augmente jusqu'à ce qu'elle atteigne son maximum à une abduction de l'épaule de 90° puis elle diminue. L'augmentation de la pression intramusculaire est plus importante lors de l'élévation du bras jumelé à la manipulation d'outil (Palmerud, Forsman, Sporrong, Herberts, & Kadefors, 2000).

La force maximale diminue de manière exponentielle durant une contraction musculaire isométrique ce qui augmente la fatigue musculaire (Rohmert, 1973). Les résultats de Rohmert

(1973) démontrent qu'une force en dessous de 15% de la force maximale pourrait en théorie être maintenue indéfiniment durant le travail statique, mais d'autres études plus récentes (Garg, Hegmann, Schwoerer, & Kapellusch, 2002 ; Jørgensen, Fallentin, Krogh-Lund, & Jensen, 1988), utilisant des méthodes plus précises, ont relativisé cette conclusion. Garg et al. (2002) ont mené une étude dans le but d'évaluer la limite d'endurance en prenant en considération les angles de flexion de l'épaule. Douze participantes ont pris part à ce projet. L'EMG et des méthodes d'évaluation subjectives (échelle de Borg) ont été utilisées. Les résultats ont montré que la fatigue se manifestait après 5 % de contraction volontaire maximale (CVM). Il a aussi été observé une augmentation du temps d'endurance après un angle de flexion de l'épaule de 120°. Il faut prendre en compte que tous les participants humains étaient de sexe féminin. Par ailleurs, Jørgensen et al. (1988) ont réalisé une étude dans le but d'évaluer la contraction isométrique de faible intensité, dans le cadre du travail continu et intermittent. Ils ont eu pour résultat que la fatigue musculaire se manifestait après 5% à 10% CVM.

1.2.4 Travail excentrique

Certains outils utilisés dans le cadre de l'assemblage tels que les outils pneumatiques exposent les travailleurs à des forces de rotation, ce qui nécessite plus d'effort musculaire de la part des travailleurs pour freiner ces forces (Mazaheri, Forsman, Haettel, & Rose, 2021) que les outils manuels. Oh & Radwin (1998) ont observé que les travailleurs contrecarrent les forces de réaction par un effort musculaire excentrique. Cet effort excentrique entraîne un allongement du muscle (*Voir Figure 1.10*), ce qui nécessite une production de force plus importante (Lin, Radwin, Fronczak, & Richard, 2003). En effet, les forces de rotation associées à l'utilisation d'outils pneumatiques et électriques peuvent être associées à l'apparition de troubles musculosquelettiques (Armstrong et al., 1999).

Il existe des paramètres relatifs aux outils qui sont liés à l'effort excentrique tel que la vitesse de l'arbre de l'outil, la force (Armstrong, Warren, et Lowe, 1995) et l'amplitude et la vitesse de déplacement de la poignée (Armstrong et al., 1999).

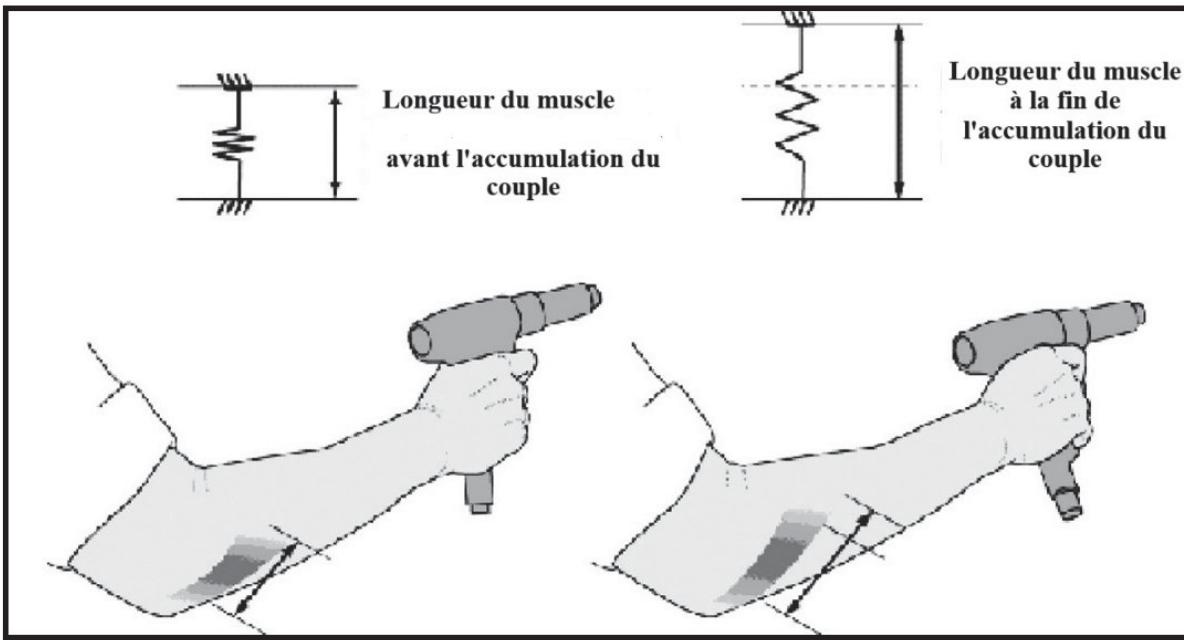


Figure 1.10 Réaction musculaire à l'augmentation du couple de serrage d'un outil à main

Tirée et adaptée de Lin et al (2003)

L'IRSST (2012) a réalisé une étude pour évaluer les contraintes physiques liées à la posture du bras lors de la manipulation d'outils à choc pneumatique (*Voir Figure 1.11*). 13 personnes ont participé à cette étude. Ils ont observé une augmentation de l'activité du trapèze supérieur, du deltoïde intérieur et du deltoïde moyen, lorsque le coude est fléchi par rapport à lorsqu'il est étendu. Des augmentations des activités de l'extenseur commun des doigts, du fléchisseur superficiel des doigts et du fléchisseur ulnaire du carpe ont également été observées lors de la prise à deux mains de l'outil par rapport à la prise avec une seule main.

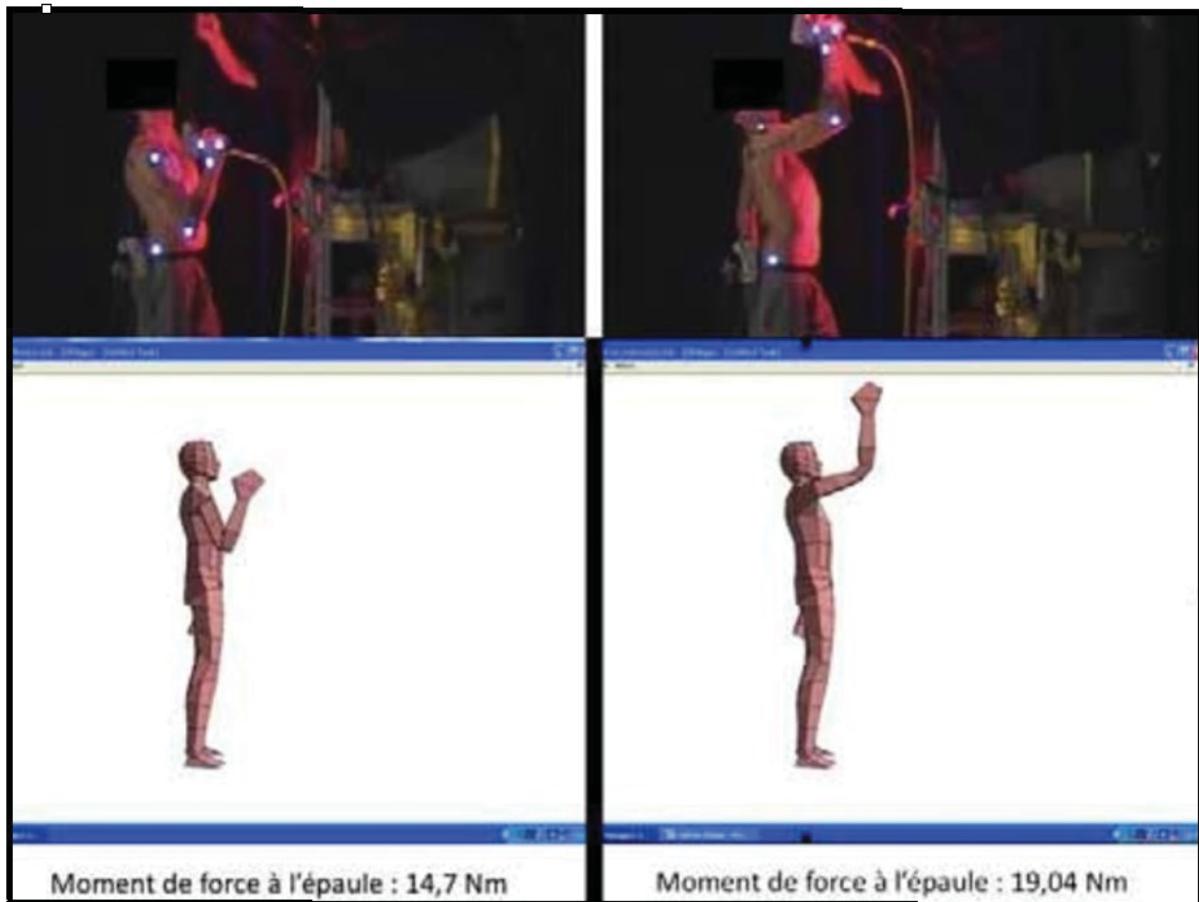


Figure 1.11 Comparaison quantitative du moment de force à l'épaule lors du boulonnage lorsque le coude est fléchi (à gauche) et en extension (à droite)

Tirée de IRSST (2012)

1.2.5 Travail répétitif

L'activité répétitive peut contribuer particulièrement à l'apparition des troubles musculosquelettiques des membres supérieurs (Bernard et al., 1997 ; Buckle & Devereux, 2002 ; Da Costa & Vieira, 2010 ; Frost et al., 2002 ; Hagberg, 1981 ; Kilbom, 1994), tels que la tendinite (Frost et al., 2002) ou le syndrome du canal carpien (Bernard et al., 1997).

Durant l'activité manuelle répétitive, l'épaule subit une charge statique qui lui permet de stabiliser le bras (Kilbom, 1994). De plus, une activité manuelle répétitive jumelée à une

posture contraignante, telle que le travail au-dessus du cœur, engendre une tension au niveau des muscles de la coiffe des rotateurs qui contribuent à la stabilité de l'articulation de l'épaule (gléno-huméral) (Winkel & Westgaard, 1992). En effet, une flexion répétitive de l'épaule peut contribuer à l'apparition des troubles musculosquelettiques des membres supérieurs (Hagberg, 1984). Hagberg (1981) a réalisé une étude sur 6 participants humains de sexe féminin. Elles ont effectué des flexions concentriques et excentriques de l'épaule avec des angles entre 0° et 90 °et des poids de 0 à 3.1 kg. Il a observé une augmentation de la fréquence cardiaque, de l'effort perçu et de l'activité du trapèze, du deltoïde et du biceps brachial.

1.2.6 Biomécanique de la ceinture scapulaire lors de l'élévation du bras

La biomécanique de la ceinture scapulaire comprend des mouvements coordonnés de l'humérus, la clavicule et l'omoplate. Il a été démontré qu'une élévation de bras prolongée dans le contexte du travail répétitif au-dessus de la tête entraîne une augmentation du mouvement scapulothoracique et diminue la rotation externe humérale (Ebaugh, McClure, & Karduna, 2006). Cette altération de la cinématique scapulothoracique est la conséquence de la fatigue musculaire causée par le travail au-dessus du cœur (Ebaugh et al., 2006). En effet, une élévation du bras à plus de 60° réduit l'espace sous acromial dû au déplacement du tendon supra-épineux dégénératif jusqu'à ce qu'il se positionne sous l'acromion et la bourse sous-acromiale (Armstrong et al., 1993). La réduction de l'espace sous-acromial entraîne une compression du tendon supra-épineux (Hagberg, 1984), qui est déjà peu vascularisé (Herberts, Kadefors, Högfors, & Sigholm, 1984). La diminution de l'irrigation sanguine causée par la charge statique accélère la dégénérescence de ce dernier (Hagberg, 1984), ce qui peut être la cause de la maladie de la coiffe des rotateurs (Hagberg, 1984).

1.2.7 Paramètres contributifs à l'apparition des troubles musculosquelettiques lors du travail au-dessus du cœur

On trouve dans la littérature plusieurs paramètres qui exercent une influence sur l'apparition des troubles musculosquelettiques des membres supérieurs dans le contexte du travail au-

dessus de la tête (Anton et al., 2001 ; Antony & Keir, 2010 ; Buckle & Devereux, 2002 ; Chopp, Fischer, & Dickerson, 2010 ; Cudlip, Meszaros, et Dickerson, 2016 ; Maciukiewicz, Cudlip, Chopp-Hurley, & Dickerson, 2016 ; Sood, Nussbaum, Hager, & Nogueira, 2017 ; Sporrong, Palmerud, Kadefors, & Herberts, 1998) (*Voir tableau 1.3*).

Afin de déterminer l'impact de différentes conditions de travail sur l'activité musculaire des travailleurs qui exercent un travail au-dessus de la tête, Chopp et al. (2010) ont réalisé une étude avec la participation de 14 étudiants masculins d'âge universitaire (*Voir Figure 1.12*). Un capteur de force multiaxe a été utilisé pour quantifier la force, un goniomètre pour mesurer l'angle des bras au-dessus de la tête et enfin l'activité musculaire a été mesurée à l'aide de l'EMG. Ils ont eu pour résultat que l'activité musculaire était plus grande pour les travailleurs qui exerçaient à configuration de travail standardisée (une même hauteur de travail : 120 cm au-dessus du tabouret) tout en appliquant une force de la main dirigée vers l'arrière du travailleur. L'activité musculaire était aussi élevée lorsque les travailleurs tiraient vers l'arrière (appliquant une force de la main dirigée vers l'arrière) avec des angles de bras au-dessus de la tête (-15°) et (0°).

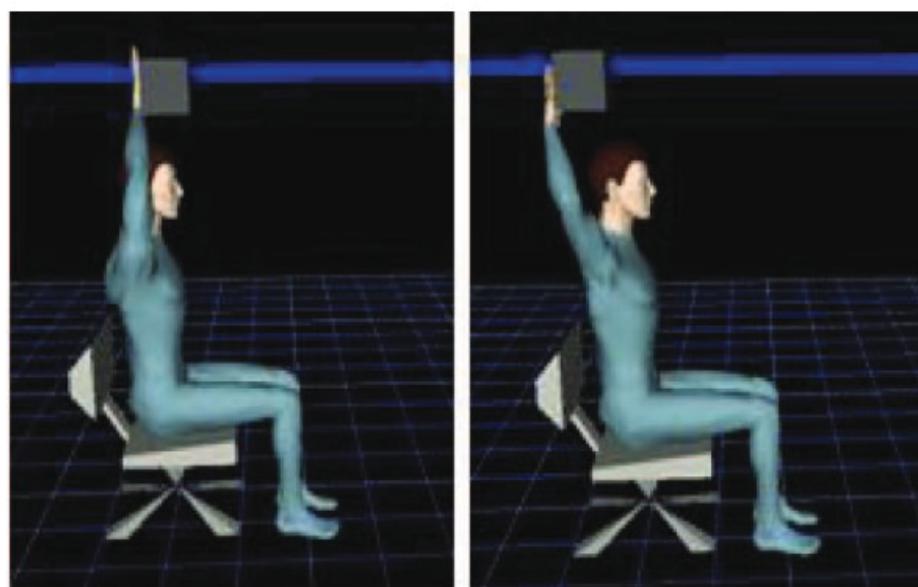


Figure 1.12 Configuration de travail fixe avec des angles de bras au-dessus de la tête (0°) et (-15°) (de gauche à droite)
Tirée de Chopp et al. (2010)

De plus, Antony & Keir (2010) ont réalisé une étude sur 16 participants dans le cadre du travail dynamique et statique lors d'une flexion, abduction intermédiaire et abduction de l'épaule avec des angles de (30°, 60°, 90° et 120°). Les participants ont répété l'expérience en tenant des charges de 0 kg, 0.5 kg et 30% d'excitation volontaire maximale (MVE). Aucun dispositif mécanique n'a été utilisé pour forcer la posture. L'étude démontre une diminution de 2% MVE de l'activité du deltoïde antérieur et moyen et une augmentation de l'activité du deltoïde postérieur, de l'infraspinatus et du trapèze lors du travail statique isométrique et une augmentation de 6% MVE du biceps brachial ce qui crée un moment au niveau de l'épaule.

Par ailleurs Anton et al. (2001) ont réalisé une étude dans le cadre de l'évaluation de l'effet des différentes distances de travail (verticales et horizontales) sur l'épaule, dans le contexte du travail au-dessus de la tête. 20 personnes ont participé à cette étude. L'EMG a été utilisée et une analyse biomécanique a été effectuée. Ils ont eu pour résultat que les moments au niveau de l'épaule diminuaient lorsque la tâche était plus près du corps du travailleur. L'activité du biceps brachial et du deltoïde antérieur a été réduite.

De plus, à l'aide d'une approche psychophysique, Sood et al. (2017) ont réalisé une étude dans le but d'évaluer l'effet du cycle de travail et de la masse de l'outil sur l'endurance des travailleurs, lors de postures de travail au-dessus de la tête. Ils ont conclu que lors des quarts de travail de 2h, l'utilisation d'outils dont le poids est inférieur à 1.25 kg était avantageuse et qu'une durée du cycle de travail supérieure à 50% de la durée totale de la tâche était contraignante et de ce fait à éviter.

Sporrong et al. (1998) ont effectué une étude dans le but d'évaluer l'effet du travail de précision léger sur les muscles de l'épaule. 10 personnes ont participé à cette étude. Il a été démontré qu'il existe une relation positive entre un travail de précision léger et l'augmentation de l'activité des muscles stabilisateurs et des muscles de la coiffe des rotateurs. L'augmentation était plus élevée pour le sus- et sous-épineux, le releveur de l'omoplate et le trapèze. Par ailleurs, Panariello et al (2022) ont effectué une analyse biomécanique des travailleurs de forage, dans le cadre du travail au-dessus de la tête. Deux hauteurs de travail (*Voir Figure 1.13*)

ont été évaluées. Un *DHM* basé sur la biomécanique (OpenSim) a été utilisé. L'activité musculaire a été quantifiée grâce à l'EMG et la méthode RULA (*Rapid Upper Limb Assessment*) (McAtamney & Corlett, 1993) a été utilisée à des fins de comparaisons. Ils ont eu pour résultat une réduction de la tension au niveau du tronc et le haut du bras dans le cadre de la hauteur de travail moyenne, mais cela s'est accompagné par une augmentation de la tension au niveau de l'épaule.

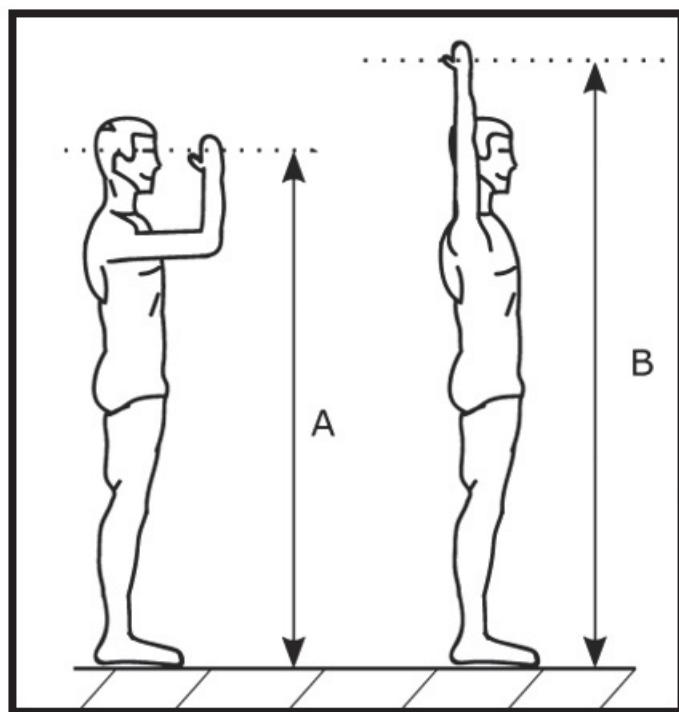


Figure 1.13 Hauteur de travail (a) basse, (b) moyenne
Tirée de Panariello et al (2022)

Maciukiewicz, Cudlip, Chopp-Hurley, & Dickerson (2016) ont réalisé une étude dans le but d'évaluer l'effet du travail au-dessus de la tête unilatéral et bilatéral sur l'activité musculaire. Ils ont observé, en ce qui concerne le bras dominant, une augmentation de l'activité du trapèze supérieur et l'infra-épineux ce qui est problématique quant à la dyskinésie scapulaire et une réduction au niveau deltoïde moyen et le sus-épineux, ce qui est avantageux pour les problèmes de stabilité gléno-humérale.

Tableau 1.4 Paramètres influençant le travail au-dessus du cœur

Paramètres	Études
Direction de la force de préhension	(Chopp et al., 2010) (Cudlip et al., 2016) (Haslegrave, Tracy, & Corlett, 1997)
Distance verticale de la tâche	(Anton et al., 2001)
Élévation du bras	(Laura Punnett & Wegman, 2004) (Rohmert, 1973) (Antony & Keir, 2010)
Distance horizontale de la tâche	(Chopp et al., 2010) (Anton et al., 2001)
La force de préhension	(Sood et al., 2017)
Le travail de précision	(Sporrong et al., 1998)
Le cycle de travail	(Sood et al., 2017)
Travail unilatéral et bilatéral	(Maciukiewicz et al., 2016)
Travail répétitif	(IRSST, 2012)
Outil manuel	(Strasser, 2007)

1.3 Méthodes d'évaluation des risques ergonomiques liés aux postures et aux mouvements des membres supérieurs.

La prévention des troubles musculosquelettiques nécessite d'abord l'identification des risques et des facteurs contributifs à leur apparition (Burdorf, 1995, 2010 ; Chiasson, Imbeau, Aubry, & Delisle, 2012 ; Dempsey, McGorry, & Maynard, 2005). Il existe de nombreuses techniques et méthodes pour l'évaluation des risques des troubles musculosquelettiques (Burdorf, 2010 ; Chiasson et al., 2012 ; David, 2005 ; Dempsey et al., 2005 ; Silverstein & Clark, 2004).

On trouve des méthodes basées sur des questionnaires et des entrevues, des méthodes basées sur l'observation des travailleurs et des méthodes quantitatives centrées sur les mesures directes (David, 2005; Burdorf, 2010; Dempsey et al., 2005). Le choix d'une méthode n'est pas simple et doit être fait en fonction des objectifs à atteindre (Burdorf, 2010; David, 2005; Chiasson et al., 2012). Les méthodes basées sur l'auto-déclaration des travailleurs peuvent manquer de précision (Burdorf, 2010). Cela s'explique par la subjectivité des travailleurs dans le ressenti de douleurs et de l'inconfort (David, 2005). Les méthodes de mesure directes sont coûteuses, perturbent les travailleurs et influencent ou interfèrent avec leurs actions pendant l'exécution du travail (David, 2005). Les mesures basées sur les observations sont incontournables selon de nombreux praticiens et chercheurs (Chiasson et al., 2012; David, 2005), mais sont sujettes à l'influence de l'observateur (Beuß, Sender, & Flügge, 2019) et peuvent différer dans leurs résultats (Chiasson et al., 2012). Chiasson et al. (2012) ont comparé des méthodes d'observation ergonomique les plus souvent utilisées par les ergonomes. 224 postes de différents domaines et incluant 567 tâches ont été évaluées. Les résultats ont montré que chaque méthode analysait un poste de travail de manière différente.

La méthode *Rapid Upper Limb assessment* (RULA) et la méthode *Rapid Entire Body Assessment* (REBA) étaient sévères dans leurs analyses par rapport aux méthodes *Ergonomic Workplace Analysis method* (FIOH) (Ahonen, Launis, & Kuorinka, 1989) et *Quick Exposure Check* (QEC) (David, Woods, Li, & Buckle, 2008). Par ailleurs, la Norme européenne, Sécurité des machines – Performances physiques humaines – Partie 3 (EN 1005-3) était la plus

sévère pour l'évaluation de l'épaule par rapport à l'OCRA index (*Occupational Répétitive Action*) (Occhipinti, 1998) et l'Indice QEC.

Étant donné que le travail au sein de l'industrie aéronautique constraint souvent les travailleurs à adopter diverses postures contraignantes, tout en manipulant des outils relativement lourds notamment durant les phases d'assemblage, il est important que la durée, la fréquence du travail ainsi que le poids des outils soient pris en considération lors de l'évaluation (Beuß et al., 2019) (*Voir Tableau 1.5*). Parmi les méthodes qui répondent à ces critères, on trouve :

Rapid Upper Limb assessment (RULA) (McAtamney & Corlett, 1993). Cette méthode donne un score global, permet de localiser les postures de travail à risque et prend en compte la fréquence de l'activité et le poids des outils (McAtamney & Corlett, 1993). Néanmoins, elle n'est pas simple à utiliser dans le cas d'un poste de travail avec une variété de postures. Le choix des tâches à évaluer est en fonction de l'observation des situations de travail (Chiasson et al., 2012). Par ailleurs, elle peut être utilisée seulement pour les travaux qui nécessitent une posture statique (Panariello et al., 2022).

The key indicator method -Manual handling operation (KIM-MHO) (Klussmann et al., 2017) est une méthode d'évaluation qui permet de déterminer les risques des troubles musculosquelettiques du cou et des membres supérieurs pour les opérations de manutention manuelle. La manutention, la fréquence et le poids des outils sont pris en considération. Klussmann et al. (2017) ont réalisé une étude pour vérifier la validité de cette méthode. 643 travailleurs exposés aux opérations de manutention manuelles ont été comparés avec 804 employés non exposés. Des questionnaires nordiques (I. Kuorinka et al., 1987) ont été utilisés et des examens médicaux administrés. Ils ont eu pour résultat que les scores élevés obtenus après l'évaluation des travailleurs à l'aide de KIM-MHO correspondaient à leurs symptômes et examens cliniques.

La Méthode EAWS (*Ergonomic Assessment Worksheet*) prend en compte, dans le cadre de l'évaluation, la posture du travailleur, la force, le poids des outils ainsi que la fréquence de travail (Schaub, Caragnano, Britzke, & Bruder, 2013).

Occupational Répétitive Action (OCRA) est une méthode d'évaluation des membres supérieurs dans le cadre du travail répétitif, elle prend en considération la répétitivité, la force, la posture et la période de récupération (Occhipinti, 1998). Elle dispose de deux outils : la liste de contrôle OCRA et OCRA index qui est le rapport entre le nombre d'actions techniques effectuées pendant la tâche et le nombre d'actions recommandées durant la tâche (Occhipinti, 1998).

Tableau 1.5 Comparaison de différentes méthodes d'évaluation ergonomique

Tirée et adaptée de Beuß et al (2019)

Critères	RULA	KIM	EAWS
Applicable pour la manipulation manuelle de charges	--	++	++
Applicable pour des activités répétitives	++	++	++
Inclut les poids	+	+	++
Faisabilité rapide	++	++	--

1.3.1 Modèles numériques (Digital Human Modeling)

L'identification à un stade précoce de conception du produit ou du poste de travail permet l'éradication du risque à la source (Schaub et al., 2012). Dans ce cadre, la simulation ergonomique virtuelle est nécessaire (Beuß et al., 2019). La simulation centrée sur l'homme consiste en l'élaboration d'une scène virtuelle représentant l'environnement de travail où l'on peut introduire le mannequin virtuel ainsi que différents outils (Fritzsche et al., 2011). La simulation se fait en prenant en considération d'importantes informations tel que le poids des

outils, les postures et toutes les données nécessaires sur le mode opératoire du travailleur dans le but de l'évaluation ergonomique (Beuß et al., 2019). Parmi les DHM :

1.3.1.1 Catia V5 (3D Expérience)

Le modèle numérique utilisé dans CATIA V5 peut représenter des populations canadiennes, américaines, françaises, chinoises, allemandes, japonaises et coréennes avec la possibilité d'importer d'autres données pour représenter d'autres populations (Charland, 2019). En effet, la modélisation se produit grâce à des algorithmes de cinématiques directs et inverses contraints par des limitations angulaires (Charland, 2019). 3D Expérience de Dassault Système dispose d'une variété d'outils d'analyse ergonomique (*Voir Tableau 1.6*).

Tableau 1.6 Liste des outils d'analyse ergonomique disponibles dans CATIA V5 (3D EXPERIENCE)

Tirée et adaptée de Charland (2019)

Analyse	Outils	Question répondue
Levage de charges	NIOSH 1981/NIOSH 1991 (y compris rotation de la colonne vertébrale)	La charge est-elle trop lourde ? Quelle serait une charge acceptable ?
	Snook & Ciriello 1991	La charge est-elle trop lourde pour un pourcentage de la population ?
	<i>Biomechanics</i>	Quelle est la charge exercée sur les articulations spécifiques ? La charge dépasse-t-elle les limites recommandées ?
	RULA	Comment puis-je qualifier une posture/tâche basée sur la sécurité ?
	Angles	Quelle quantité de charge une personne peut-elle exercer dans une posture spécifique ?
Transport de charges	Snook & Ciriello 1991	La charge est-elle trop lourde à transporter pour un pourcentage de la population ?
Poussée et traction de charges	Snook & Ciriello 1991	La charge est-elle trop lourde à pousser/tirée pour un pourcentage de la population ?
Fatigue	Dépense d'énergie	Comment puis-je déterminer l'intensité maximale d'une tâche pouvant être effectuée en continu sans accumuler une fatigue physique excessive ?
Sécurité des postures	RULA	La posture est-elle sûre ? Y a-t-il un risque de développer un TMS ?

1.3.1.2 Le logiciel Jack 7.1 Technomatix de Siemens (PLM Management)

Le logiciel Jack 7.1 Technomatix de Siemens (maintenant PLM Management) propose un mannequin numérique doté de 26 dimensions anthropométriques et 62 articulations (« *Technomatix digital manufacturing software | Siemens software* », 2023). Ce logiciel fournit des bases de données anthropométriques pouvant représenter des populations canadiennes, américaines, françaises, chinoises, allemandes, japonaises et coréennes. Il permet une analyse ergonomique grâce à des outils intégrés tel que :

- *Rapid Upper Limb Assessment (RULA)*
- *Force solver* qui permet d'avoir comme résultat le pourcentage de population capable d'emprunter la posture concernée.
- Analyse biomécanique du bas du dos
- Manutention manuelle
- Dépense énergétique pour l'évaluation des exigences énergétiques d'une tâche
- *National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH)* (Waters, Putz-Anderson, Garg, & Fine, 1993)
- *Predetermined time standards* pour l'évaluation du temps requis pour une tâche précise
- *Static strength prediction (SSP)*. En se basant sur des données anthropométriques et posturales, cet outil permet l'évaluation du pourcentage de population qui a la capacité d'effectuer une tâche précise

1.3.1.3 EMA (Editor for Manual Work Activities)

Ema est le DHM le plus utilisé en Allemagne. En effet des sociétés telles que Siemens Healthineers utilisent cet outil. Ema est basé sur un algorithme de génération de mouvements. Cet outil réduirait l'effort fourni par l'utilisateur dans le cadre de la simulation et de ce fait limiterait son influence (Fritzsche et al., 2011). Il permet la modélisation à partir d'une variété d'outils et d'activités humaines prédéfinies (bibliothèque de tâches). L'utilisateur sélectionne les paramètres en fonction du poste et de l'environnement, ce qui réduirait le temps de travail,

améliorerait l'efficacité et la précision de la simulation (Fritzsche et al., 2011). Ema peut représenter des populations allemandes, chinoises, japonaises, nord-américaines, mexicaines (Spitzhirn, Ullmann, & Fritzsche, 2022). Ema tiendrait compte de l'expérience et de la formation du travailleur, des principes biomécaniques et des contraintes ergonomiques (Fritzsche et al., 2011).

La modélisation se fait en prenant en considération trois groupes d'âge (18-29, 30-49, 50-69 ans) (Spitzhirn et al., 2022) et la modification de l'anthropométrie, de la flexibilité et de la force maximale en fonction de l'âge (Spitzhirn et al., 2022). Ema procède à l'évaluation ergonomique grâce à une variété d'outils tel que *European assembly worksheet* (EAWS), *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH), *Method Time Measurement* (MTM) (« MTM », 2024) qui permet de déterminer le temps pour chaque activité simulée ainsi que pour l'ensemble d'un processus de travail. Les forces d'actions et les poids des outils peuvent être déduits en se basant sur les caractéristiques des objets (Fritzsche et al., 2011).

Le Tableau 1.7 illustre une comparaison de différentes fonctions de Catia V5, Jack 7.1 et Ema

Tableau 1.7 Comparaison de fonction de différents DHM

Tirée et adaptée de Spitzhirn et al. (2022)

Modèle Humain Virtuel (femme/homme)	ema	Human Builder	Jack
Entreprise	imk Industrial Intelligence	Dassault Systèmes	Siemens PLM
Groupes d'âge	3 Groupes d'âge (18-29, 30-49, 50-69 ans)	N/A, seulement des individus	Âge de 18 à 79 ans
Anthropométrie	5 Nationalités, Sexe	8 Nationalités, Sexe	8 Nationalités, Sexe
Percentile	5e, 50e, 95e Percentile	1er au 99e Percentile	5e, 25e, 75e, 95e Percentile
Sens	Groupes d'âge Individuels, Champ de Vision, Cône de Vision, Ligne de Mire	Groupes d'âge Individuels, Champ de Vision, Cône de Vision, Ligne de Mire, paramètres variables	Groupes d'âge Individuels, Champ de Vision, Cône de Vision, paramètres variables
Flexibilité/Amplitude de Mouvement (ROM)	Facteur âge : N/A, ROM Individuel	Facteur âge : possible, ROM Individuel	Facteur âge : N/A, ROM Individuel
Analyse ergonomique	Analyse de la vision, Accessibilité, Espaces atteignables, EAWS®, NIOSH, DIN 1005-4, analyse articulaire, hauteurs de travail, OCRA (P ¹), Profils de tâches, Analyse spatiale et de collision, Facteur âge basé sur l'atlas des forces d'assemblage	Analyse de la vision, Accessibilité, Charges, Posture, Analyse biomécanique	Analyse de la vision, Accessibilité, EAWS®, OWAS, NIOSH, RULA, Fatigue, Dépense énergétique, Dos, Indice de tension
Analyse économique	Analyse du temps (MTM-UAS®, MTM-HWD®), Analyse du cheminement et de la marche, Analyse de la valeur ajoutée	Analyse du temps	Analyse du temps, Analyse du cheminement et de la marche
Génération de mouvements	Simulation paramétrée basée sur la bibliothèque de tâches, Cinématique directe, Cinématique inverse, Poses standards	Body Motion Manager pour générer des poses, Cinématique directe, Cinématique inverse, Poses standards	Bibliothèque de tâches, Cinématique directe, Cinématique inverse, Poses standards
Capture de mouvements	Possible et peut être mixé avec des tâches ema	Possible	Possible

1.4 Anthropométrie

L’anthropométrie consiste en la mesure du corps humain pour la conception de produits et de postes de travail centrés sur l’utilisateur (Stephen Pheasant & Haslegrave, 2005). Cette science est un facteur important pour les études ergonomiques et ses normes doivent être en fonction des caractéristiques de la population visée pour la conception (Pheasant & Haslegrave, 2005). Il est important que les bases de données anthropométriques regroupent un nombre suffisant de dimensions corporelles et soient régulièrement mises à jour (Deneau, van Wyk, Mallender, & Duquette, 2018).

Au Canada, Deneau et al. (2018) ont mesuré 36 dimensions corporelles de 204 femmes et 197 hommes canadiens d’âge universitaire en Ontario. Les résultats de cette étude ont montré des différences significatives avec une étude similaire réalisée par Behara & Das (2012) en Nouvelle-Écosse (Deneau et al., 2018).

Les données anthropométriques de Deneau et al. (2018) sont incomplètes et limitent ainsi les analyses pouvant être réalisées avec celles-ci. En effet, ces données n’incluent pas certains éléments anthropométriques importants telles que la portée des bras (avec ou sans garde-corps sur un poste de travail en estrade, l’inclinaison latérale (Flügel, Greil, & Sommer, 1985), les forces de la main au-dessus de la tête sur une échelle (pression/traction), les forces au-dessus de la tête sur un volant (à une main et à deux mains) (Schmidtke & Jastrzebska-Fraczek, 2013).

1.5 Questions de recherches

Dans la présente revue de littérature, nous nous sommes intéressés aux recherches scientifiques qui traitent du travail au-dessus du cœur. L'analyse de nos résultats a permis de situer les études sur le travail au-dessus du cœur. Nous avons ainsi identifié les mécanismes des troubles musculosquelettiques et les paramètres influençant leur apparition dans le système de travail étudié. Nous avons aussi repéré les méthodes d'évaluation des risques ergonomiques les plus pertinentes dans le contexte de notre étude.

Nous avons pu identifier des méthodes d'évaluation de contraintes prometteuses dans le cadre du système de travail étudié tel que RULA, KIM-MHO, OCRA INDEX et EAWS. Ces méthodes demeurent sujettes à l'influence et à la subjectivité de l'analyste (Beuß et al., 2019). Néanmoins, elles donnent un aperçu général et global des risques (Chiasson et al., 2012). Dans le cadre de ce projet, en raison des exigences de notre partenaire industriel, nous avons utilisé le logiciel de modélisation numérique Jack 7.1. Les questions de recherche que nous explorons dans le cadre de ce projet sont les suivantes :

1. Comment le logiciel Jack 7.1 permet-il d'évaluer le travail au-dessus du cœur, notamment dans le cas de l'assemblage de turbines à gaz ?
2. Quelles sont les limites de la conception d'un poste de travail avec Jack 7.1 ?
3. Comment peut-on surmonter les limites des évaluations ergonomiques et biomécaniques de Jack 7.1 en utilisant d'autres méthodes telles que l'OCRA INDEX, KIM-MHO, le gant de données Virtual Motion Glove 30 (VMG30), la combinaison du système de modélisation AnyBody Modeling System avec le gant de données (VMG30), et l'évaluation qualitative de l'utilisation des outils ?

Pour aborder ces questions de recherche, nous avons utilisé la méthodologie exposée au chapitre 2.

CHAPITRE 2

OBJECTIFS ET MÉTHODOLOGIE DE RECHERCHE

Ce chapitre présente en détails la méthodologie de ce mémoire (*Voir Figure 2.1*), ainsi que les étapes et approches utilisées pour répondre à nos questions de recherche et atteindre nos objectifs.

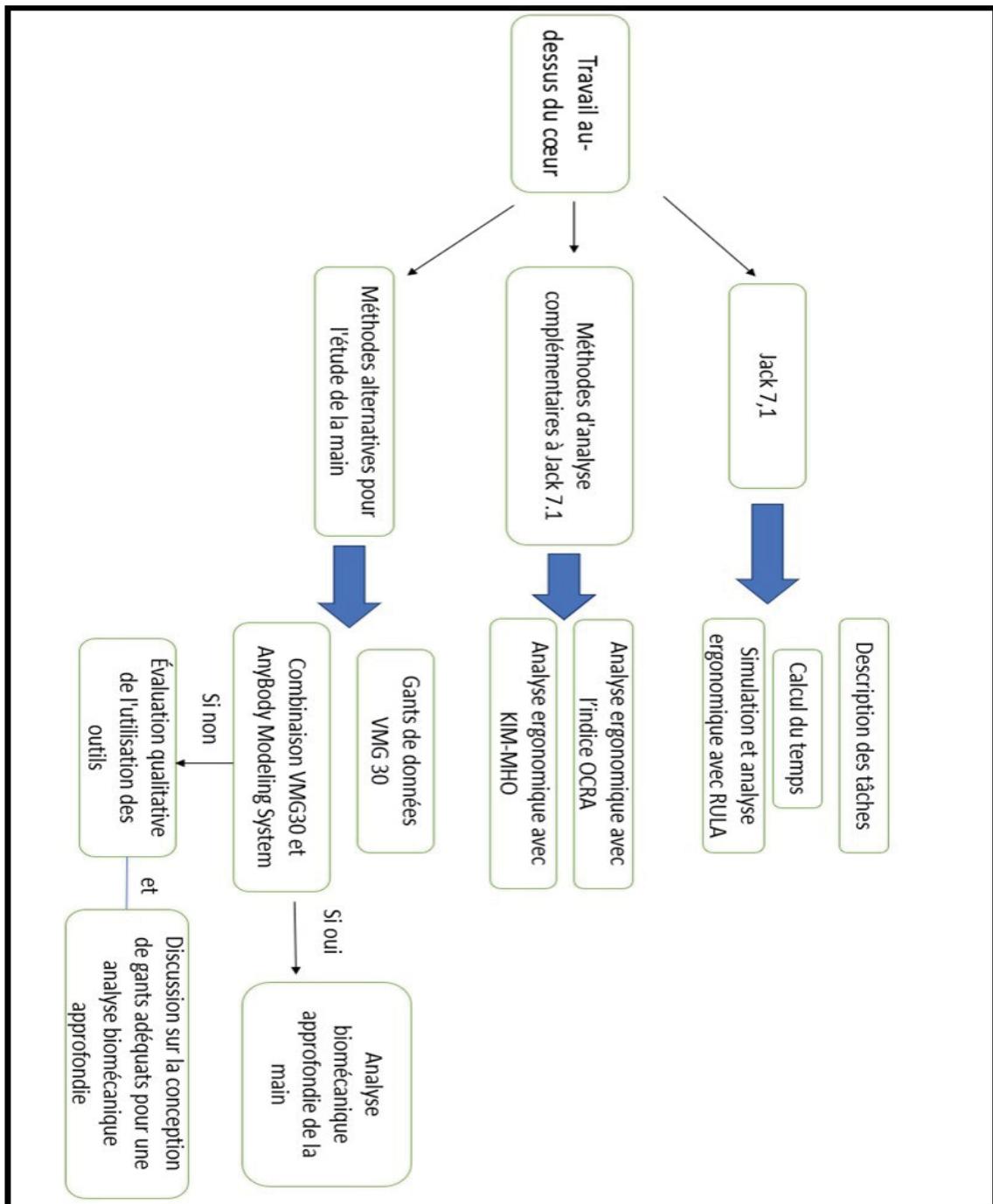


Figure 2.1 Schéma de la méthodologie du mémoire

Dans un premier temps, nous aborderons la méthodologie mobilisée pour la sélection des informations de notre revue critique de littérature ainsi que nos visites en entreprise et la cueillette des données sans participants humains, telles que les dimensions des outils et du poste de travail. Ensuite, nous expliquerons la démarche utilisée pour la conception du poste de travail dans Jack 7.1. Nous présenterons également les méthodes complémentaires à Jack 7.1 pour l'évaluation ergonomique, à savoir KIM-MHO et l'indice OCRA, en détaillant comment nous avons utilisé chacune de ces méthodes dans notre étude. Enfin, nous présenterons les méthodes alternatives mobilisées pour l'étude de la main, à savoir les gants de données VMG30, la possibilité de la combinaison du logiciel AnyBody Modeling System avec les gants de données VMG30, ainsi que l'évaluation qualitative de l'utilisation des outils, en expliquant précisément notre utilisation de ces technologies et techniques.

2.1 Objectifs

Notre recherche a trois objectifs spécifiques distincts :

Premièrement, évaluer le travail au-dessus du cœur à l'aide d'un outil de modélisation numérique à savoir Jack 7.1. Dans une démarche exploratoire, nous cherchons à évaluer l'efficacité de Jack 7.1 quant à la simulation de scénarios de travail au-dessus du cœur dans un contexte industriel (assemblage de turbines à gaz).

Deuxièmement, nous voulons identifier des aspects spécifiques de Jack 7.1 qui nécessitent des améliorations. Dans ce cadre, notre recherche vise aussi à fournir des recommandations pour les ergonomes et pour les praticiens afin de mieux comprendre comment et quand utiliser Jack 7.1. Elle peut également ouvrir la voie à des développements ou à l'intégration de nouvelles fonctionnalités dans le logiciel.

Troisièmement, nous voulons surmonter les limites de Jack 7.1 à l'aide d'une approche interdisciplinaire qui intègre plusieurs méthodes et technologies. Certaines sont complémentaires à Jack 7.1 (l'indice OCRA, KIM-MHO) et d'autres se veulent des alternatives au DHM (le gant de données, la combinaison du système de modélisation AnyBody Modeling System avec les gants de données, et l'évaluation qualitative de l'utilisation des outils). Chacune de ces méthodes va être évaluée et comparée dans le but de produire des

recommandations pratiques pour les ergonomes et les ingénieurs. Ceci permettra d'ouvrir des pistes pour améliorer ces outils d'évaluation ergonomique.

2.2 Méthodologie pour la revue critique de littérature

Afin de sélectionner les informations intégrées dans notre revue de littérature, nous avons mobilisé deux méthodologies distinctes : les plans de concepts à partir de mots clés et l'effet boule de neige. Le premier échantillon d'articles et ouvrages scientifiques a été obtenu à travers nos superviseurs. À partir de cette première liste, nous avons déduit une série de mots clés que nous avons mobilisées à travers des équations de recherche sur des bases de données interdisciplinaires (Proquest, Compendex, Scopus, Espace ÉTS). Les mots clés étaient en anglais et en français : ergonomics, human factors, overhead work, aeronautics, methods, biomechanics, physiology, hand tool.

Notre revue de littérature s'est centrée sur les 34 dernières années (1990 à 2024). Nous avons également considéré des références phares et importantes plus anciennes. De plus, nous avons également consulté la littérature grise, principalement des sites d'organismes reconnus dans le domaine, soit français, tels que l'Académie Nationale de Médecine, l'Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS) soit canadien comme l'Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et en Sécurité du Travail (IRSST) et la Commission des Normes, de l'Équité, de la Santé et de la Sécurité du Travail (CNESST). Par la suite, un effet boule de neige a également été effectué sur les références jugées pertinentes pour notre sujet de recherche. L'effet boule de neige consiste à produire d'autres références à partir des lectures qui touchent à notre objet d'étude. À partir de nos lectures, nous avons sélectionné toutes les références qui traitent du travail au-dessus du cœur. Ce premier échantillon a été raffiné en ne conservant que les références qui sont étroitement liées à notre projet de recherche.

2.3 Approche pour la conception du poste de travail dans Jack 7.1

2.3.1 Cueillette des données en entreprise

Au début de nos travaux, la crise COVID-19 était en voie de résolution, mais ses effets se faisaient encore sentir. Dans ce contexte, l'industriel était hésitant à nous accueillir dans ses installations en raison des préoccupations liées à la santé et à la sécurité. Cette situation a créé des obstacles pour la réalisation de nos recherches sur site, nécessitant des adaptations dans la manière dont les travaux devaient être conduits.

Étant donné que nous ne disposons pas d'un certificat d'éthique, nous n'avons pas pu recruter de participants humains pour notre étude. En conséquence, nous n'avons pas été en mesure d'observer directement les travailleurs en action, de les interroger sur leurs tâches, ni de prendre des photos ou des vidéos de leurs travaux en cours. Cette restriction a limité notre capacité à obtenir des données sur les aspects pratiques et les expériences vécues par les travailleurs.

Face à ces contraintes, nous avons concentré nos efforts sur la cueillette de données indirectes. Nous avons procédé principalement à la mesure des dimensions des postes de travail et des outils, ainsi qu'à la réalisation de photographies détaillées de ces éléments. Cette approche nous a permis de recueillir des informations essentielles sur l'agencement des postes de travail et les caractéristiques des outils utilisés, malgré l'absence de données directement issues des observations des humains sur le terrain.

Le poste de travail et les outils ont été modélisés en utilisant le logiciel de conception assistée par ordinateur Catia V5 puis ont été exportés dans Jack 7.1

2.3.2 Jack 7.1 Technomatix de Siemens

Nous sommes contraints par le partenaire industriel d'utiliser le logiciel Jack 7.1 Technomatix de Siemens qui fournit plusieurs bases de données anthropométriques :

ANSUR (Army Natick Survey User Requirements), base de données anthropométrique par défaut, dont l'étude a été conduite sur le personnel militaire aux États-Unis en 1988 et représente environ 75000 individus.

NHANES (National Health and Nutrition Examination Survey) conduite sur des enfants et adultes aux États-Unis depuis les années 1960, devenue un programme récurrent sur une base de 5000 personnes chaque année.

CDN_LF_97 (Canadian Forces Anthropometric Survey, 1997) conduite sur le personnel militaire canadien sur une base de 2200 individus.

NA_Auto (North American Automotive Working Population) conduite sur les travailleurs actifs dans le secteur automobile aux États-Unis.

Notre choix se porte sur la base de données NA-Auto, étant donné la ressemblance des postures adoptées par les travailleurs de l'industrie automobile et de l'industrie aéronautique. Afin d'assurer une représentation précise de la population cible, nous avons défini un critère : que les tâches évaluées soient réalisables par 90% de cette population. Nous considérons ce seuil comme déterminant pour garantir des analyses ergonomiques pertinentes et applicables à une grande majorité des individus.

Dans cette optique, notre approche consiste à utiliser des mannequins virtuels, à la fois masculins et féminins, représentant respectivement le 5e et le 95e centile en termes de caractéristiques anthropométriques. Ces mannequins virtuels ont été choisis pour refléter une variabilité significative dans les capacités physiques et les morphologies au sein de la population nord-américaine générale.

Conformément à la conception du poste de travail chez le partenaire, le mannequin numérique a été créé dans plusieurs postures réalistes.

2.3.3 Approche pour la description des tâches

Concernant cette section, nous avons fait face à des limites : nous n'avons pas pu observer directement les travailleurs ni les interroger. De plus, nous n'avons pas eu accès aux instructions de travail ni aux bases de données de l'entreprise. Par conséquent, la description

des tâches a été réalisée en consultant la littérature existante, les documentations d'utilisation des outils et en formulant des hypothèses basées sur l'analyse des postes de travail et des outils disponibles.

Pour la description des phases, nous avons utilisé un graphique des mouvements simultanés des deux mains.

2.3.4 Approche pour l'étude de temps

Pour calculer le temps nécessaire au travailleur pour effectuer sa tâche dans Jack 7.1, nous pouvons utiliser deux méthodes : *task simulation builder* TSB (« Tecnomatix digital manufacturing software | Siemens software », 2023), qui permet de simuler dynamiquement le travail en tenant compte de la durée de chaque geste fondamental effectué par le travailleur selon la méthode *Methods-Time Measurement* 1 MTM-1 qui est une technique de calcul de temps nécessaire pour accomplir des tâches de travail, et l'outil "*predetermined time standards*", qui se base sur la méthode MTM-1 sans nécessiter de simulation dynamique. La puissance de calcul du système TSB n'étant pas suffisante pour simuler le mannequin numérique lors du positionnement de l'outil dans une posture complexe et un environnement spatial restreint, nous avons choisi d'utiliser l'outil "*predetermined time standards*".

2.3.5 Approche pour le calcul des majorations

Tout travail industriel nécessite une majoration de temps qui permet au travailleur de se reposer, de se détendre et de subvenir à ses besoins personnels.

L'objet et le but de notre étude nous exemptent de calculer les majorations auxiliaires, supplémentaires et spéciales qui sont mises en pratique dans des cadres spécifiques (Bureau international du travail & Kanawaty, 1996). Contrairement à la majoration de repos qui permet au travailleur de se remettre de sa fatigue (Bureau international du travail & Kanawaty, 1996). « On entend par majoration auxiliaire une faible majoration que l'on peut inclure dans un temps normal pour tenir compte d'un travail ou d'un retard qui est justifié et prévisible, mais dont la mesure précise est économiquement peu judicieuse parce qu'il se produit trop rarement ou trop irrégulièrement » (Bureau international du travail & Kanawaty, 1996).

« On entend par majoration supplémentaire, une augmentation du temps normal (ou d'une de ses parties, par exemple le contenu du travail) permettant d'obtenir un niveau de rémunération satisfaisant pour un seuil de rendement déterminé dans des circonstances exceptionnelles. Les augmentations du temps normal accordées à titre de prime de rendement sont exclues de cette définition » (Bureau international du travail & Kanawaty, 1996).

Le temps de repos est calculé selon les instructions Bureau international du travail & Kanawaty (1996)

2.4 Approche pour l'évaluation ergonomique dans JACK 7.1

L'évaluation ergonomique a été effectuée à l'aide de la méthode RULA. Pour cette évaluation, le mannequin numérique a été configuré en utilisant la base de données anthropométrique NA-Auto et modélisé dans diverses postures réalistes.

2.5 Méthodes complémentaires à Jack 7.1

Pour obtenir une analyse plus complète et approfondie des conditions de travail, nous avons décidé de combiner l'utilisation de l'indice OCRA et KIM-MHO avec Jack 7.1. L'indice OCRA se distingue par sa précision, car il prend en compte des paramètres supplémentaires non intégrés dans la méthode RULA, tels que l'organisation du travail, la fréquence des tâches et les périodes de repos. Par ailleurs, KIM-MHO est spécifiquement conçue pour analyser les mouvements et les charges sur le système main-bras. En intégrant ces deux méthodes complémentaires, nous visons à obtenir une évaluation plus exhaustive des facteurs de risque et des conditions de travail, permettant ainsi une meilleure identification des problèmes ergonomiques et une optimisation plus précise du poste de travail à l'étude.

2.5.1 Occupational Repetitive Action Index (Indice OCRA)

L'indice OCRA constitue une méthode précise pour analyser les risques des membres supérieurs liés à l'exposition à des tâches répétitives.

Indice OCRA = le nombre d'actions techniques effectuées pendant le travail (ATA)/ la valeur de référence (RTA).

$$RTA = \sum (CF \times (FOMj \times POMj \times REMj \times ADMj) \times n \times j \times D) \times (RCM \times DUM) \dots (1)$$

CF : Constante de fréquence des actions techniques par minute.

FOM, POM, REM, ADM : multiplicateurs, choisis en fonction du comportement de la force, de la posture, de la répétitivité (stéréotypie) et des facteurs de risque supplémentaires inclus dans chaque tâche j examinée. D : durée (en minutes) de chaque tâche répétitive j
 RCM : multiplicateur pour le facteur de risque « manque de période de récupération »

2.5.2 Key Indicator Method For Manual Handling Operations (KIM-MHO)

Dans le cadre de l'évaluation du système main-bras, plusieurs méthodes d'évaluation des risques musculosquelettiques ont été élaborées en lien avec les tâches impliquant le levage, la manipulation, et le transport de charges, ainsi que la traction et la poussée de charges. Ces méthodes incluent : *Key Indicator Method for Lifting, Holding and Carrying* (KIM-LHC), *Key Indicator Method for Pushing and Pulling* (KIM-PP), pour l'exercice des forces globales du corps : *Key Indicator Method for Whole-Body Forces* (KIM-BF), pour les postures contraignantes du corps : *Key Indicator Method for Awkward Body Postures* (KIM-ABP), et pour la motricité du corps : *Key Indicator Method for Body Movement* (KIM-BM).

La méthode KIM-MHO (Klussmann et al,2017) implique la manipulation manuelle de matériaux pesant moins de 3 kg qui est fréquente dans le travail d'assemblage. La posture, les conditions de préhension (état des outils et ergonomie des poignées), la force (type de force exercée), la durée, l'organisation (répartition du temps) et les conditions de travail (bruit, température, humidité, luminosité) sont prises en compte dans le cadre de l'évaluation avec KIM-MHO.

Notre étude se heurte à diverses limites liées à l'utilisation de la méthode KIM-MHO. Nous n'avons pas obtenu de certificat d'éthique, ce qui restreint notre capacité à observer directement les travailleurs lorsqu'ils utilisent les outils et à effectuer des mesures.

Il est impératif de connaître les forces requises pour utiliser les outils dans une position au-dessus du cœur, ainsi que les forces maximales devant être atteintes dans cette position.

Pour atteindre ces objectifs, nous avons examiné la littérature existante pour comprendre la biomécanique de la main et l'effet de l'utilisation de ces outils sur le système bras-main (*Voir*

ANNEXE IV). Ensuite, en nous basant sur cette littérature, nous avons mobilisé des méthodes pour déterminer la force requise pour l'utilisation de chaque outil ainsi que les forces maximales à atteindre.

2.6 Méthodes alternatives pour l'étude de la main

2.6.1 Gant de données VMG 30 / VMG30+ Technical Datasheet (Virtual Motion Glove)

Le gant VMG 30 (*Voir Figure 2.2*) de Virtual Motion Labs (2019) permet d'analyser les mouvements de la main. Il est équipé de quatre capteurs d'abduction, un capteur de la voute palmaire, un capteur de croisement du pouce et cinq capteurs de pression. De plus, il dispose de capteurs d'orientation complets à 9 degrés de liberté (roulis, tangage et lacet) pour suivre l'orientation de la main et du poignet. Ces capteurs intègrent un gyroscope 3 axes, un accéléromètre 3 axes et un magnétomètre 3 axes. Les capteurs d'abduction permettent de mesurer les mouvements de séparation des doigts. Cela est particulièrement utile pour analyser la dextérité et les gestes précis. Le capteur de la voute palmaire peut fournir des informations sur la posture de la main. Le capteur de croisement du pouce permet de suivre les mouvements spécifiques du pouce. Cinq capteurs de pression sont intégrés dans le gant, ce qui permet de mesurer la pression exercée par chaque extrémité de doigt.

Pour réaliser l'étalonnage manuel, nous avons choisi d'utiliser le dynamomètre push-pull NK-500 en raison de la position des capteurs de force au niveau des extrémités des doigts. Ces gants sont calibrés de façon à fournir des valeurs de pression brutes, où 0 représente l'absence totale de pression et 1000 correspond à la pression maximale. Notre objectif est de comparer les mesures de force en Newton (N) exercées par l'index de la main droite à l'aide du dynamomètre avec les valeurs de pression brutes enregistrées par le gant pour des forces équivalentes exercées par l'index. Un participant humain a participé à cette étude exploratoire. Nous avons appliqué des forces allant de 5 à 12.5 N avec l'index de la main droite et observé simultanément les valeurs de pression du gant en temps réel. Une fois les données recueillies,

nous avons réalisé une régression linéaire simple pour établir la relation entre les valeurs de pression brutes et les forces exercées par l'index. Cette analyse nous permettra de déterminer s'il existe une corrélation significative entre ces deux variables dans la plage de forces de 5 à 12.5 N.

Après avoir examiné les données et observé une relation linéaire entre les mesures de pression brutes avec le gant VMG30 et les valeurs de pression mesurées avec le dynamomètre, Il a été constaté que ces deux variables sont étroitement liées. Cette relation est confirmée par un coefficient de détermination (R^2 élevé). Cela suggère que le gant VMG30 est capable de fournir des mesures de pression brutes qui sont cohérentes avec les valeurs de forces obtenues à l'aide d'un dynamomètre conventionnel.

Notre objectif est de mener une comparaison entre le serrage effectué à l'aide d'une clé à cliquet pneumatique et celui réalisé avec une clé à limiteur de couple, en les confrontant au VMG 30. Pour ce faire, nous avons mis en place une méthodologie. Tout d'abord, nous avons établi une connexion entre le VMG 30 et l'ordinateur afin de permettre une surveillance précise et en temps réel de toutes les données pertinentes. Avant chaque utilisation, un processus de calibrage a été réalisé pour garantir la précision des mesures. En parallèle, nous avons enregistré en vidéo le processus complet de serrage, depuis le début jusqu'à la fin, afin de capturer toutes les étapes importantes. Cette vidéo servira de référence visuelle pour identifier et analyser les différentes phases du serrage. De plus, une capture vidéo de l'ordinateur a été mise en place pour enregistrer toutes les informations pertinentes en temps réel.

Il s'agit d'une étude exploratoire du fonctionnement des interfaces outils-humains et des équipements de mesures pour mieux documenter les paramètres importants de ces interfaces. Une étude systématique avec participants humains nécessite un certificat d'éthique et sera complétée dans des travaux ultérieurs.

Les données ont été initialement recueillies lors du serrage avec une clé à cliquet pneumatique (*Voir Figure 2.3*) puis avec une clé manuelle équipée d'un limiteur de couple (*Voir Figure 2.4*).

Nous avons procédé à un test de normalité de Shapiro-Wilk qui n'a pas validé la normalité des données. Pour confirmer cette conclusion, nous avons également examiné un graphique quantile-quantile, car les tests de normalité peuvent être sensibles même à de légères déviations de la normalité, surtout avec un grand nombre d'échantillons. Cependant, le graphique quantile-quantile n'a pas confirmé la normalité de la distribution. Par conséquent, nous avons choisi d'utiliser un test non paramétrique, tel que le test de Mann-Whitney, pour les analyses. Puisque le fabricant du VMG 30 n'a pas apporté de clarifications sur les colonnes dans l'enregistrement final des sorties, nous avons choisi d'analyser les données évidentes telles que celles concernant la flexion, la pression des extrémités des doigts et la distance entre les doigts. La première articulation fait référence à l'articulation métacarpo-phalangienne, la deuxième articulation fait référence à l'articulation interphalangienne proximale et la troisième articulation fait référence à l'articulation interphalangienne distale.

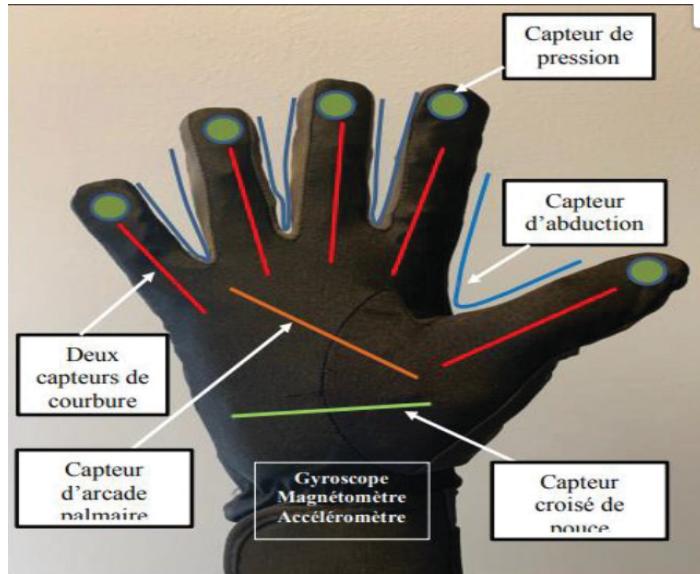


Figure 2.2 Capteurs du gant VMG 30

Tirés de Moutaki, Hof, et Nadeau (2021)

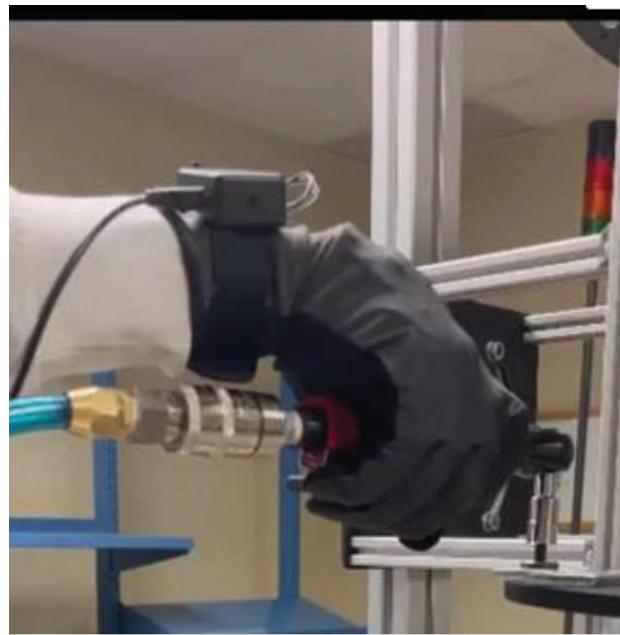


Figure 2.3 Prise de la clé à cliquet pneumatique



Figure 2.4 Prise de la clé à limiteur de couple

2.6.2 Combinaison de gants de données VMG30 et Anybody Modeling System

Les outils de simulation des humains numériques (DHM), tels que Jack 7.1, jouent un rôle important dans l'identification et l'éradication des risques à un stade avancé du développement

de projets. En particulier dans le cadre de l'analyse biomécanique, Jack 7.1 évalue les moments articulaires générés par les exigences de la tâche en utilisant un modèle de force statique. Il compare ensuite ces contraintes aux données empiriques sur la force de la population générale pour estimer la proportion de personnes capables d'effectuer la tâche.

L'approche empirico-statistique repose sur des observations empiriques pour estimer la force nécessaire pour accomplir certaines tâches. Cependant, la fiabilité de cette méthode peut être remise en question. La qualité et la fiabilité des modèles dépendent fortement de la diversité et de l'ampleur des données empiriques disponibles. Plus les données couvrent une large gamme de conditions de travail et de variations individuelles, plus le modèle est fiable, car il peut mieux prédire le comportement humain dans diverses situations (Chander & Cavatorta, 2018).

Une préoccupation majeure réside dans la capacité de ces modèles à extrapoler les données pour des conditions de travail qui n'ont pas été observées directement (Chander & Cavatorta, 2018). L'extrapolation peut introduire des erreurs si les conditions réelles diffèrent significativement des conditions observées.

Nous avons rencontré des difficultés à effectuer une étude de la main dans Jack 7.1. Tout d'abord, l'ajustement des articulations de la main pour refléter une prise manuelle réaliste lors de la modélisation numérique s'est avéré fastidieux et peut ne pas représenter fidèlement la réalité. De plus, les forces manuelles spécifiques impliquées dans le serrage de boulons lors de l'utilisation des outils concernés ne peuvent pas être adéquatement prises en compte dans l'analyse biomécanique standard de Jack 7.1.

Pour surmonter ces limites, après avoir évalué les capacités d'Ema et de Catia V5, nous avons décidé d'utiliser Anybody Modeling System qui recourt à des approches de modélisation mathématique pour simuler les muscles et les os de la structure musculosquelettique humaine. Dans ce modèle, les muscles sont définis comme des éléments capables de produire une force contractile, tandis que les os sont représentés comme des éléments rigides. Chaque muscle est caractérisé par sa taille et sa capacité à générer une force. La force attribuée à chaque muscle dépend de sa taille (Damsgaard, Rasmussen, Christensen, Surma, & de Zee, 2006). La contribution de chaque muscle à l'exécution d'une tâche de travail est déterminée en résolvant

un problème d'optimisation dans une analyse de dynamique inverse (Damsgaard et al., 2006) .

Ces outils devraient être capables de considérer la variété des conditions de travail s'ils dépeignent un modèle précis et authentique de la structure musculosquelettique humaine.

La main est un membre complexe qui contient 31 degrés de liberté. Les travaux manuels influent sur les forces articulaires de la main (Engelhardt et al., 2020), mais ont aussi un impact sur tout le corps. En effet , elles peuvent entraîner des forces d'équilibrage dans tout le corps pour maintenir la stabilité pendant les mouvements de la main (Engelhardt et al., 2020).

Le modèle qui nous intéresse dans Anybody Modeling System est le modèle de main de Regensburg-Ulm (RUHM) (*Voir Figure 2.5*) qui intègre tous les muscles extrinsèques et intrinsèques. Il repose sur les données d'une étude anatomique réalisée par Havelková et al (2020) à l'Université Charles de Pilsen sur 16 avant-bras de cadavres. Il comprend 22 segments de la main (y compris l'ulna et le radius), chacun étant modélisé comme un corps rigide, et relié par des articulations physiologiques idéalisées, totalisant 31 degrés de liberté. Pour simplifier, les os carpiens ont été traités comme un seul corps rigide. Ce modèle a été développé par Engelhardt et al (2020).

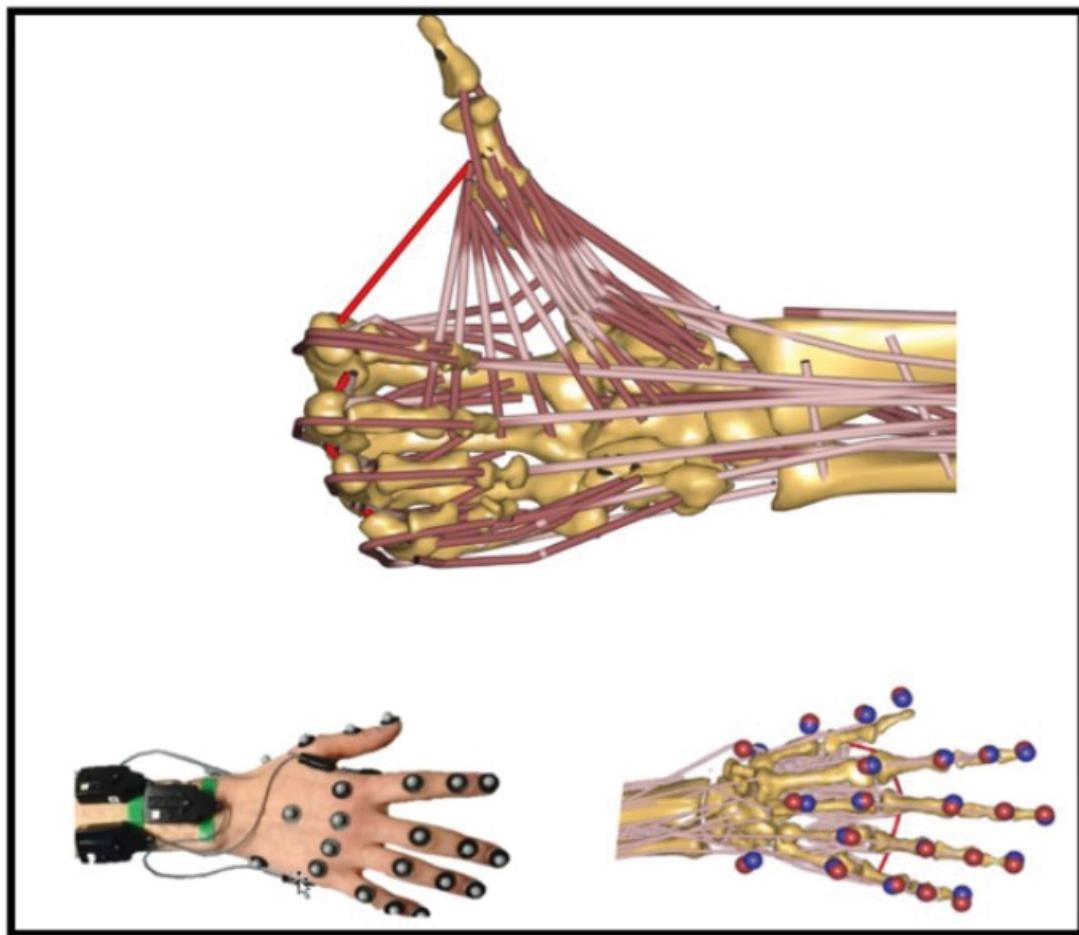


Figure 2.5 Regensburg-Ulm Hand Model (RUHM)

Tiré de « Regensburg-Ulm Hand Model (RUHM) » (2024)

Notre objectif est d'explorer la possibilité d'intégrer les données de capture de mouvement recueillies avec le gant VMG30 dans un modèle de main de Anybody Modeling System, ce qui peut permettre d'effectuer une analyse biomécanique approfondie. Cependant, nous avons rencontré un obstacle : le fichier C3D généré à partir de VMG 30 présente des défauts et ne concorde pas correctement avec les données extraites du gant de données. Pour surmonter cette difficulté, nous avons entrepris le développement de scripts Python (*Voir ANNEXE V*). Ces scripts sont conçus pour traiter le fichier Excel contenant les données issues du gant de données et le convertir en un format compatible avec le système AnyBody Modeling System, à savoir le format C3D. Les fichiers C3D sont un format standard qui contient toutes les informations

nécessaires pour lire, afficher et analyser des données de mouvement 3D, ainsi que des données supplémentaires provenant de capteurs comme les plaques de force, l'EMG et les accéléromètres. Ce format est stable et reste compatible avec les logiciels actuels, garantissant la pérennité des données. Cette étape de conversion est essentielle, car elle pourrait permettre d'utiliser les données du gant de données pour animer le modèle de main dans le système AnyBody Modeling System.

Une fois que le modèle est en mouvement, il pourrait être possible d'obtenir des informations détaillées sur les forces musculaires et articulaires de la main, ensuite comparer ces données avec l'atlas de force de (Schaub et al., 2015) (*Voir Figure 1.9*) . En effet, un ensemble de 38 types de forces des doigts et de la main (toutes à des niveaux de contractions volontaires maximales [CVM]) ont été mesurés par Schaub et al (2015) sur le terrain à l'aide d'un équipement unidimensionnel basé sur du matériau piézoélectrique, des jauge de contrainte et des cellules de charge.

Une fois ouvert dans le logiciel open source MOKKA, le fichier C3D (« C3D.ORG - The biomechanics standard file format », 2024) généré contient les coordonnées x, y, z de 23 points distincts. Ces points représentent des marqueurs placés sur la main pour capter ses mouvements et sa position dans l'espace.

Pour pouvoir intégrer ce fichier C3D au modèle de main dans le système de modélisation AnyBody Modeling System, une étape de conversion est nécessaire. Cette conversion implique un changement de protocole des marqueurs, ce qui signifie qu'il faut adapter et faire correspondre les marqueurs du fichier C3D aux marqueurs utilisés dans le modèle de main d'AnyBody Modeling System. Ce processus d'adaptation est important, car les systèmes de capture de mouvement et de modélisation n'utilisent pas toujours les mêmes conventions ou positions pour leurs marqueurs. Ainsi, chaque marqueur (point) du fichier C3D doit être associé au marqueur équivalent dans le modèle de main d'AnyBody Modeling System.

2.6.3 Évaluation qualitative

L'évaluation qualitative vise à analyser les conditions de travail dans le cadre de la manipulation des outils utilisés chez le partenaire industriel : clé à cliquet pneumatique et clé dynamométrique. Il s'agit d'une évaluation absolue des deux outils utilisés.

Cette analyse se concentre principalement sur les caractéristiques (poids, matériaux, diamètre, vibration, forces d'assemblages) des outils et leurs impacts sur la sollicitation musculaire des travailleurs et la contrainte ressentie. En effet, la fatigue ressentie par le travailleur est le résultat de plusieurs facteurs interconnectés. D'une part, elle découle de la contrainte subjective ou de l'impact sur l'individu qui est la réponse personnelle et perçue par le travailleur face à la tâche. D'autre part, cette contrainte subjective est influencée par la charge de travail objective ou les demandes spécifiques de la tâche, telles que l'intensité, la durée, la complexité et les exigences physiques du travail. En outre, d'autres paramètres individuels, tels que l'état de santé, l'expérience, la forme physique et les caractéristiques psychologiques du travailleur, jouent également un rôle important dans la manière dont cette fatigue est perçue et gérée. Cette interaction complexe entre les exigences du travail et les caractéristiques individuelles du travailleur a été bien décrite par Rohmert (1973).

Notre méthodologie s'appuie sur une exploration de la littérature scientifique, notamment des études quantitatives qui analysent les caractéristiques des outils. Nous avons entrepris une revue systématique des publications académiques et des rapports de recherche pour identifier et synthétiser les informations pertinentes concernant divers aspects des outils, tels que leurs poids, leurs diamètres, leurs matériaux, et les vibrations qu'ils génèrent.

À partir des résultats de la littérature, nous avons évalué les caractéristiques des outils utilisés chez notre partenaire industriel. Cette évaluation nous a permis de comparer les données théoriques avec les conditions réelles d'utilisation des outils et d'identifier les principaux facteurs influençant la performance et la sollicitation musculaire des opérateurs.

Les résultats de notre évaluation sont interprétés en utilisant les symboles suivants :

Pas étudié (○) : Le critère n'a pas été évalué.

Changement non significatif (–) : Aucune variation notable observée.

Augmentation significative (↗) : Augmentation importante observée.

Effets d'interaction (↗+) : Interaction complexe entre plusieurs critères.

Le terme "significativité" se réfère à l'importance ou à la pertinence des changements observés, tels qu'ils sont rapportés dans la littérature. Ces changements sont évalués en fonction de critères spécifiques ou de seuils statistiques, permettant de déterminer si les différences observées sont suffisamment importantes pour être considérées comme significatives dans un contexte scientifique.

CHAPITRE 3

RÉSULTATS

Ce chapitre est dédié à la présentation des résultats obtenus, soit la conception du poste de travail et les analyses ergonomiques.

3.1 Conception du poste de travail

Cette section aborde la description des tâches et le calcul de temps de travail.

3.1.1 Description des tâches d'assemblage

Dans le cadre de l'entreprise qui fait l'objet de notre travail, on pose l'hypothèse que l'assemblage se fait en utilisant une clé à cliquet pneumatique, une clé manuelle conventionnelle et une clé dynamométrique. Le désassemblage se fait en utilisant une clé manuelle conventionnelle et une clé à cliquet pneumatique. L'environnement spatial de travail est restreint. L'outillage à angle droit est utilisé, vu son efficacité, pour atteindre les zones difficiles d'accès. Les travailleurs peuvent aussi avoir recours à des rallonges.

Nous avons conçu les scénarios réalistes suivants :

L'assemblage se fait dans un espace de travail restreint et difficile d'accès, conséquemment, on pose l'hypothèse que le travailleur n'utilise pas une clé à choc pneumatique pour le serrage, mais une clé à cliquet pneumatique qui est moins puissante que la clé à choc. En effet, on pose l'hypothèse que les opérations de l'assemblage se font sur un support à roulettes en position assise. La tâche consiste à serrer les boulons des trois rangées à savoir 40 boulons pour la 1^{re} rangée, 76 boulons pour la 2^{ième} et 80 boulons pour la 3^{ième} rangée.

Le travail se fait en deux phases ; une phase de serrage initial et une phase de serrage de précision.

3.1.1.1 Serrage initial.

On pose l'hypothèse que le cliquet pneumatique est déjà relié à un compresseur d'air via un tuyau d'alimentation en air. Dans le cadre de cette étape, il y a une superposition de travail statique de posture avec un travail dynamique unilatéral du système main-doigt (*Voir Tableau 1.2*). En effet, on pose l'hypothèse que durant cette activité, le travailleur serre le boulon en utilisant une clé à cliquet pneumatique avec sa main droite, tandis qu'il stabilise l'écrou à l'aide d'une clé manuelle conventionnelle avec sa main gauche (*Voir Figure 3.1*). On observe le mannequin numérique représentant le travailleur en train de simuler le serrage d'un boulon de la 2^{ie}me rangée du poste de travail.

Dans le cadre du mode opératoire, on pose l'hypothèse que le travailleur positionne d'abord tous les boulons dans les trous (*Voir Tableau 3.1*, étapes 1 à 3). Ce tableau décrit de manière générale les étapes du serrage initial. Le graphique des mouvements simultanés des deux mains (*Voir Tableau 3.2*) illustre en détails le processus de positionnement des boulons, ainsi que le déroulement du cycle de travail de l'étape de serrage initial, depuis le positionnement de l'outil sur le boulon jusqu'au serrage final de celui-ci.

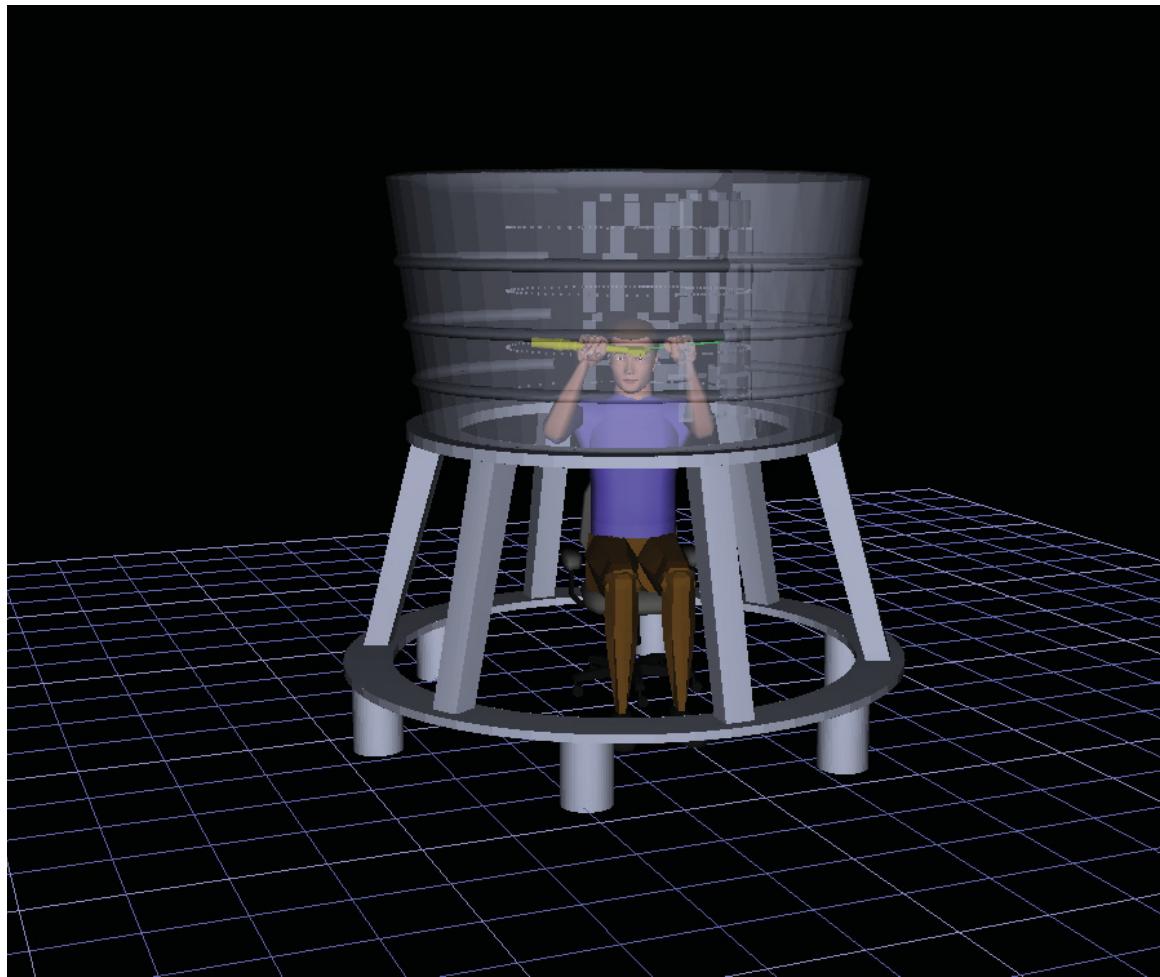


Figure 3.1 Poste de travail, Serrage initial, Homme 5^e centile

Tableau 3.1 Description de la phase n°1 de la tâche d'assemblage

Étape	Activité	Pièces concernées	Outils concernés	Autres moyens nécessaires	Estimation du temps nécessaire à l'ouvrier selon l'outil de Jack 7.1 <i>predetermined time standards (sec)</i>
1	Prise et identification du boulon	Boulon écrou rondelle	Main droite	Chaise	0.8
2	Introduction du boulon dans le trou et positionnement de la rondelle	Boulon, Rondelle	Main droite Main gauche	Chaise	1.7
3	Positionnement de l'écrou	Écrou	Main gauche	Chaise	0.2
4	Prise et positionnement des outils	Boulon	Clé à cliquet pneumatique et clé manuelle conventionnelle	Chaise	5.11
5	Serrage du boulon	Boulon	Clé à cliquet pneumatique et clé manuelle conventionnelle	Chaise	0.6

Tableau 3.2 Graphique des mouvements simultanés des deux mains : Phase n°1 des tâches d'assemblage

● Opération, → Transport, ▶ Attente, ▼ Tenir.

Main Gauche	●	→	▶	▼	●	→	▶	▼	Main Droite
Ouvre le sac	●				●				Prend boulon
Se déplace vers main droite				●				●	Tient boulon
Retire rondelle et écrou	●							●	Tient boulon
Se déplace vers le trou			●				●		Se déplace vers le trou
Place la rondelle	●				●				Introduit le boulon
Place l'écrou	●				●				Fixe le boulon
Se déplace vers la clé manuelle conventionnelle			●				●		Se déplace vers l'outil pneumatique
Prend la clé manuelle conventionnelle	●				●				Prend l'outil pneumatique
Déplace la clé manuelle conventionnelle vers le boulon			●				●		Déplace l'outil pneumatique vers le boulon
Positionne l'œil de la clé manuelle conventionnelle autour de l'écrou	●				●				Positionne la douille de la clé à cliquet pneumatique sur le boulon
Fixe l'écrou	●				●				Active l'outil pneumatique
Déplace la clé manuelle conventionnelle vers le coffre			●				●		Déplace l'outil pneumatique vers le coffre
Dépose la clé manuelle conventionnelle	●				●				Dépose l'outil pneumatique

3.1.1.2 Serrage de précision

Durant la 2 ième activité, on pose l’hypothèse que le travailleur utilise une clé dynamométrique pour un serrage de précision. Il règle le couple et utilise ses deux mains (*Voir Figure 3.2*), où l’on observe le mannequin numérique représentant le travailleur simuler le serrage d’un boulon de la 1 ère rangée du poste de travail. Dans le cadre de cette étape, il y a une superposition de travail statique de maintien avec un travail dynamique unilatéral du système main bras- épaule. Le Tableau 3.3 décrit les étapes du serrage de précision. Le graphique illustrant les mouvements simultanés des deux mains (*Voir Tableau 3.4*) détaille précisément le déroulement du cycle de travail de l’étape de serrage de précision.

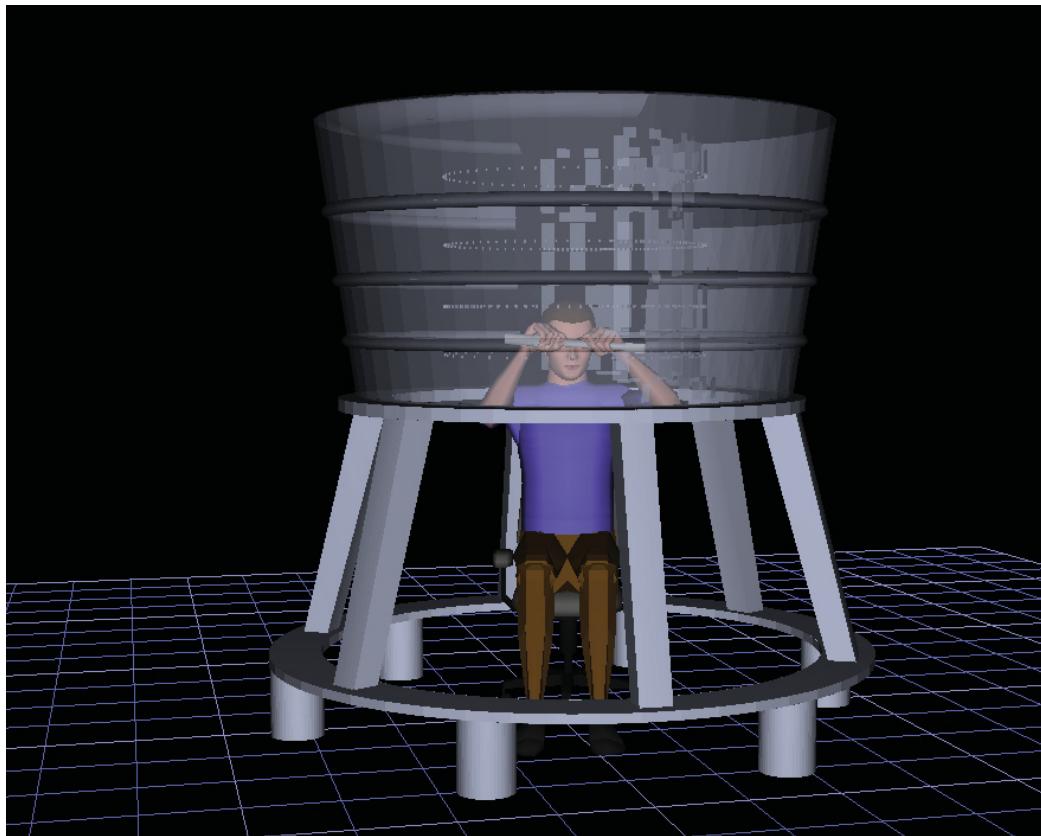


Figure 3.2 Poste de travail, Serrage de précision, Homme 5^e centile

Tableau 3.3 Description de la phase n°2 de la tâche d'assemblage

Étape	Activité	Pièces concernées	Outils concernés	Autres moyens nécessaires	Estimation du temps nécessaire à l'ouvrier (s)
1	Prise et positionnement de l'outil	Boulon	Clé dynamométrique	Chaise	6.1
2	Serrage du boulon	Boulon	Clé dynamométrique	Chaise	4

Tableau 3.4 Graphique des mouvements simultanés des deux mains : Phase n°2 des tâches

Opération
 → Transport
 Attente
 ▼ Tenir

Main Gauche		 →		 ▼		 →		 ▼	Main Droite
Aide main droite									Prend l'outil dynamométrique
Tient l'outil dynamométrique									Règle le couple de serrage
Aide main droite									Déplace l'outil dynamométrique vers le boulon
Aide main droite									Positionne la tête de l'outil dynamométrique autour du boulon
Fixe l'outil dynamométrique									Applique une pression sur la poignée de la clé dynamométrique
Aide main droite									Déplace l'outil dynamométrique vers le coffre
Aide main droite									Repose l'outil dynamométrique

Pour conclure la description des tâches, le Tableau 3.5 fournit une vue générale des tâches d'assemblage associées au serrage initial et de précision. Ce tableau met en lumière la position des bras au-dessus de la tête, en tenant compte des différentes rangées du poste de travail ainsi que des centiles du mannequin numérique.

On remarque que pour la 3^{ie}me rangée, les bras doivent être davantage tendus, ce qui implique une posture plus exigeante pour le travailleur du 5^e centile, cette exigence est atténuée pour le 95^e centile, étant donné la grande taille des individus concernés, les bras ne sont pas positionnés au-dessus de la tête.

On remarque que dans le cadre du serrage initial, le système main-doigt est sollicité de manière importante contrairement au serrage de précision qui nécessite une sollicitation importante du système main-bras-épaule. Nous constatons, dans le cadre des deux phases, un cycle de travail

qui se répète. Cela entre dans la définition du travail répétitif. En effet, un travail peut être considéré comme répétitif si la durée du cycle de travail est inférieure à 30 s (Kilbom, 1994).

Tableau 3.5 Charges prévues des tâches d'assemblage,
0 ne s'applique pas, 1 très faible, 2 faible, 3 moyennes, 4 élevé, 5 très élevé

Étape + Activité		Charge statique				Charge dynamique	
		Position des bras Au-dessus de la tête		Système main-bras-épaule	Système doigt-main	Force	Répétitivité
1	Serrage initial	5e centile	1re rangée:0	2	5	1	5
			2e rangée:3				
		95e centile	3e rangée:5				
			1re rangée:0				
2	Serrage de précision	5e centile	2e rangée:0	5	0	2	5
			3e rangée:5				
		95e centile	1re rangée:0				
			2e rangée:0				
			3e rangée:2				

3.1.2 Calcul de temps

Les Tableaux 3.1 et 3.4 que nous avons présentés (*Voir 3.1.1.1, 3.1.1.2*) décrivent les tâches et détaillent la durée des étapes de travail pour le serrage initial ainsi que le serrage de précision. Le calcul de temps a été effectué en prenant en compte le fait que le travailleur est expérimenté. La distance de déplacement de la main qui a été utilisée est une distance linéaire et non curviligne, étant donné que Jack 7.1 permet de calculer uniquement les distances linéaires. Dans le cadre du serrage de précision, le temps de serrage dépend également du type de boulon, sa taille, le couple de serrage, et la précision de la clé dynamométrique. En effet, comme le temps de serrage de boulon avec une clé pneumatique ne peut être équivalent au temps de serrage avec une clé dynamométrique, on a rajouté une marge de 3.5 s au serrage de boulon de précision.

L'utilisation de la clé dynamométrique nécessite une pression contrôlée et continue de la part du travailleur. De plus, l'hypothèse posée de travail statique de maintien dans le cadre de cette étape de serrage de précision implique des forces de pression appliquées sur un outil pour une durée de 4 à 7 s.

Dans le cadre de notre étude, nous avons déterminé la majoration de repos (Temps de repos) à partir de tables de majorations basées sur des systèmes de point (Bureau international du travail & Kanawaty, 1996). Ces tables prennent en compte l'effort physique, la tension mentale et l'environnement de travail.

Pour les besoins de notre étude, nous avons estimé les temps de majoration à 17 % de la journée de travail.

3.2 Évaluation ergonomique dans Jack 7.1 (RULA)

Nous avons utilisé des mannequins numériques pour représenter les 5^e et 95^e centiles des hommes et des femmes. Cependant, l'espace de travail restreint limite les mouvements des mannequins du 95^e centile, qu'ils soient masculins ou féminins. En ce qui concerne le

mannequin féminin du 5^e centile, ses jambes ne reposent pas au sol lorsqu'elle est assise sur la chaise, ce qui entrave l'efficacité de la technique de serrage. Par conséquent, nous avons décidé d'utiliser le mannequin masculin du 5^e centile pour nos analyses.

3.2.1 Évaluation ergonomique du serrage initial

Dans le cadre du serrage initial, le travailleur est assis sur une chaise à roulettes (*Voir Figure 3.3*). Il nécessite davantage d'espace, car il doit utiliser deux outils : l'outil pneumatique avec la main droite et la clé manuelle conventionnelle avec la main gauche. Par conséquent, les contraintes spatiales imposent des limites qui entravent la fluidité des mouvements, rendant ainsi difficile la prévention des collisions avec le poste de travail. Les boulons qu'il doit serrer forment une circonférence autour de lui. En faisant pivoter ses pieds, il peut tourner la chaise pour accéder à chaque boulon sans avoir à tourner la tête.

Ce scénario 1 implique des actions répétées au moins 4 fois par minute et la possibilité d'une position statique du tronc et du cou qui dure plus d'une minute. Il en découle que le travailleur doit serrer le boulon situé dans sa vision centrale selon le scénario 1. Si le travailleur tente d'atteindre un boulon en dehors de son champ de vision, la collision est difficilement évitable. Le scénario 2 implique que le travailleur tourne sa tête. Il y a un mouvement du cou.

La Figure 3.3 illustre la simulation du mannequin numérique du 5^e centile procédant au serrage de la 3^{ie} rangée. On observe que cette tâche nécessite de lever les bras au-dessus de la tête. L'analyse RULA de cette posture est également illustrée dans la Figure 3.4. Cette analyse a été effectuée selon le scénario 2, qui implique que le travailleur effectue une rotation de la tête.

Les résultats RULA présentés dans la Figure 3.4 montrent des postures de travail à risque élevé. Le Groupe A (bras et poignets) a un score total de 7, indiquant une tension significative et le Groupe B (cou et tronc) a un score de 8, pour un score global de 7.

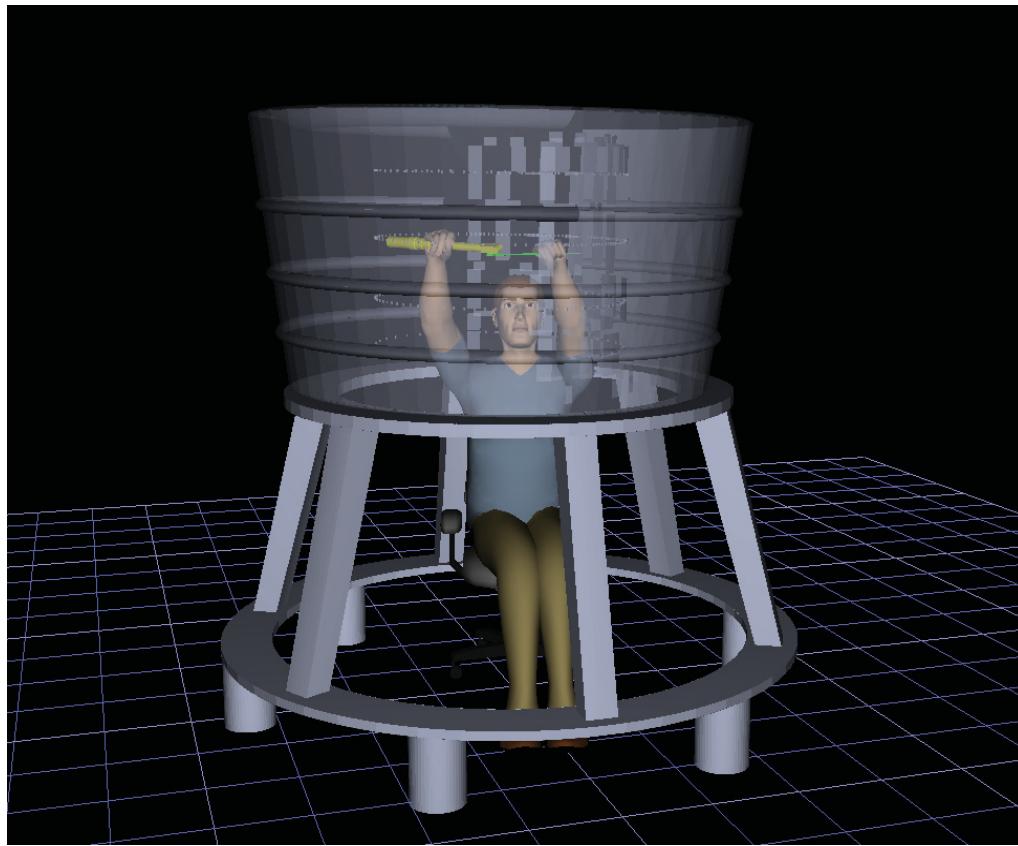


Figure 3.3 Posture, Serrage initial 3e rangée, Homme 5^e centile

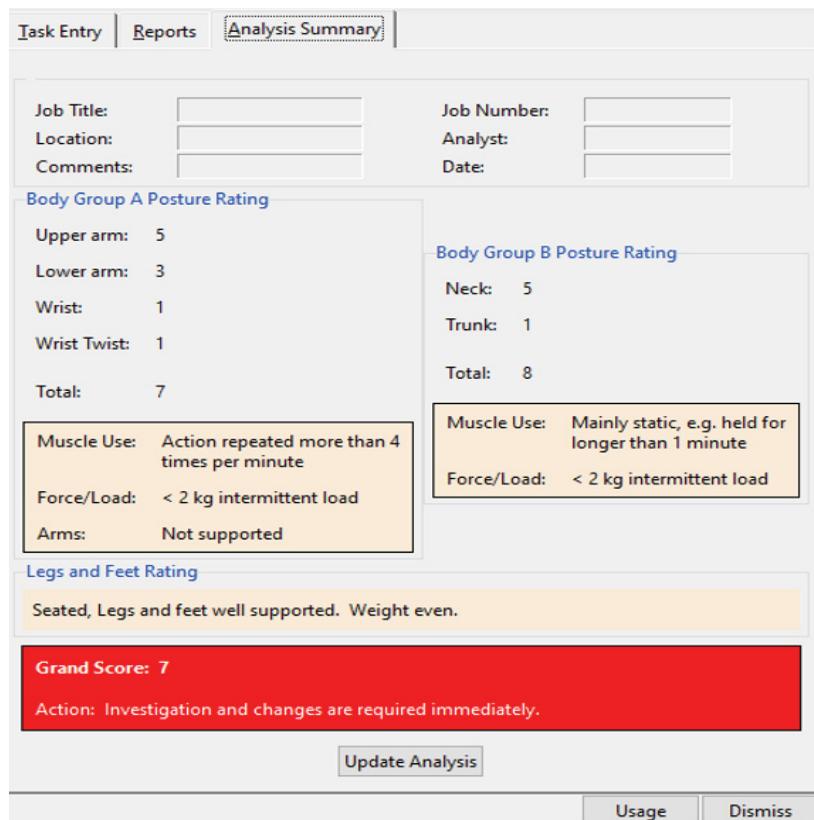


Figure 3.4 Analyse RULA, Posture, Serrage initial 3e rangée, Homme 5^e centile

3.2.2 Évaluation ergonomique du serrage de précision

Dans le cadre du serrage de précision, le travailleur est plus fluide dans ses mouvements (*Voir Figure 3.5*). Les analyses RULA ont été effectuées selon le scénario 1 et le scénario 2 qui impliquent que le travailleur tourne la tête pour atteindre un boulon qui est hors de sa vision centrale.

L'analyse RULA de cette posture est également illustrée dans la Figure 3.6. Cette analyse a été effectuée selon le scénario 2. On constate que le Groupe A (bras et poignets) a un score total de 7, indiquant une tension significative et le Groupe B (cou et tronc) a un score de 7, pour un score global de 7.

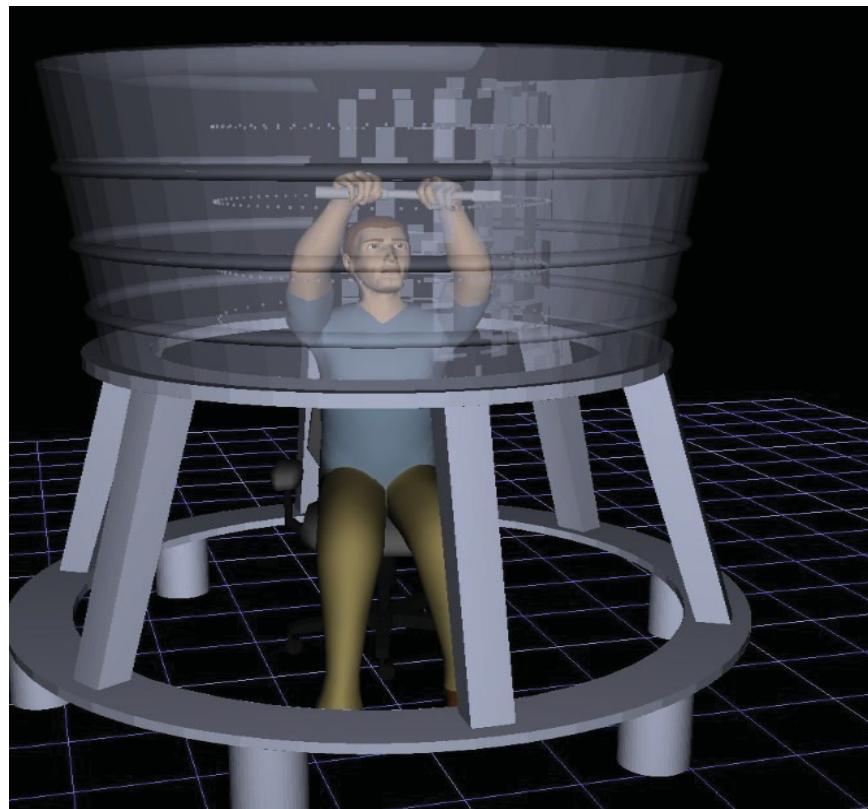


Figure 3.5 Posture, Serrage de précision, 3e, rangée Homme 5^e centile

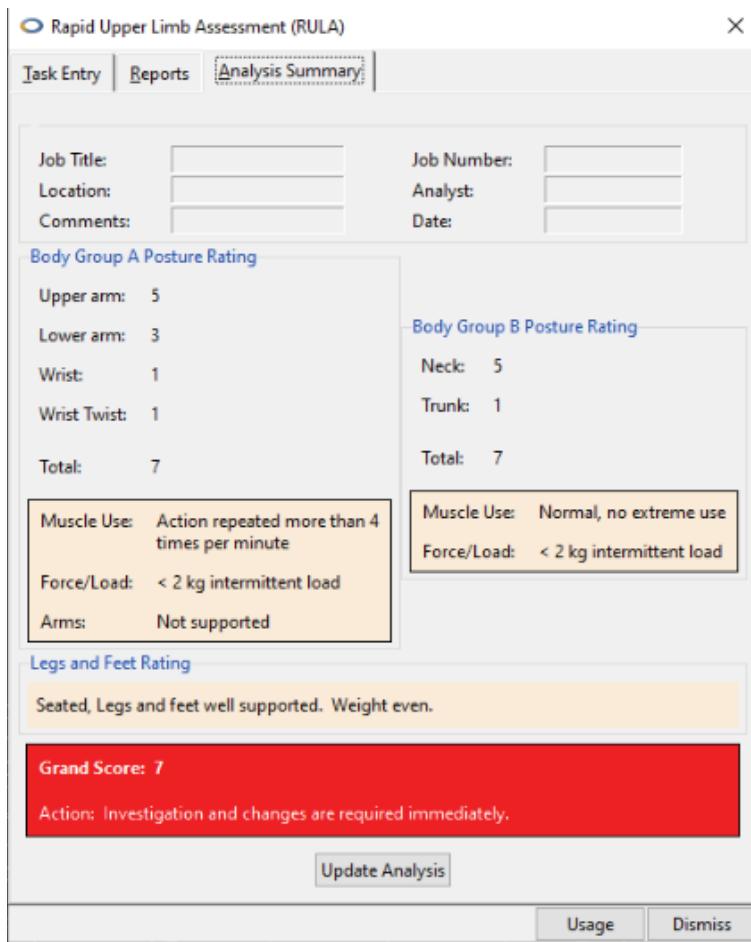


Figure 3.6 Analyse RULA, Posture, Serrage de précision, 3e rangée, Homme 5^e centile

Les tableaux 3.6 et 3.7 présentent les analyses RULA du serrage de précision pour le premier et le deuxième scénario, respectivement. Les résultats indiquent des risques élevés pour le serrage des 3 ième et 2 ième rangées dans les deux scénarios, tandis que le serrage de la 1 ère rangée présente un risque faible. Il est également observé que la rotation de la tête augmente le score RULA pour la 1^{re} rangée, comme illustré dans le tableau 3.8.

En ce qui concerne le serrage initial, les résultats RULA pour les scénarios 1 et 2 sont présentés respectivement dans les tableaux 3.8 et 3.9. Il est constaté que le serrage de la 3^{ième} rangée, dans les deux scénarios, présente des risques élevés. On observe également que le score diminue à mesure que les rangées sont plus basses.

Tableau 3.6 Analyse RULA, serrage de précision, scénario 1, Homme, 5^e centile

Posture	Score	Interprétation
Serrage, 3e rangée	7	Risque fort-intervention immédiate
Serrage, 2e rangée	7	Risque fort-intervention immédiate
Serrage, 1re rangée	4	Risque faible - un changement peut être nécessaire

Tableau 3.7 Analyse RULA, serrage de précision, scénario 2, Homme, 5e centile

Posture	Score	Interprétation
Serrage, 3e rangée	7	Risque fort-intervention immédiate
Serrage, 3e rangée, rotation de la tête	7	Risque fort-intervention immédiate
Serrage, 2e rangée	7	Risque fort-intervention immédiate
Serrage, 1re rangée	4	Risque faible - un changement peut être nécessaire
Serrage, 1re rangée, rotation de la tête	5	Risque moyen-vigilance des améliorations à envisager

Tableau 3.8 Analyse RULA, serrage initial, scénario1, Homme,5e centile

Posture	Score	Interprétation
Serrage, 3e rangée	7	Risque fort-intervention immédiate
Serrage, 2e rangée	6	Risque moyen-vigilance des améliorations à envisager
Serrage, 1re rangée	4	Risque faible - un changement peut être nécessaire

Tableau 3.9 Analyse RULA, serrage initial, scénario 2, Homme, 5e centile

Posture	Score	Interprétation
Serrage, 3e rangée	7	Risque fort-intervention immédiate
Serrage, 2e rangée	5	Risque moyen-vigilance des améliorations à envisager
Serrage, 1re rangée	4	Risque faible - un changement peut être nécessaire

3.3 Analyse avec l'indice OCRA

L'analyse avec l'indice OCRA comprend une phase supplémentaire qui implique le positionnement des boulons (Phase A).

Nous avons calculé l'indice OCRA en nous basant sur le scénario suivant : le quart de travail dure 8 heures, la pause de midi dure 1 heure, et le temps de repos a été calculé à partir d'une majoration de repos de 17% du temps de travail (*Voir 3.1.2*). En tenant compte du temps nécessaire pour serrer le boulon (calculé avec l'outil *predetermined time standard* de Jack 7.1) (*Voir 3.1.2*), de la pause de midi, du temps de repos (17%), du temps estimé non répétitif (temps pour relier le tuyau d'air, temps pour régler le couple de serrage et temps de prise des outils), nous avons obtenu le temps répétitif de chaque phase pendant le quart de travail. Les actions techniques durant chaque tâche sont présentées respectivement dans les tableaux 3.10, 3.11, et 3.12

Phase A : Positionnement des boulons

Dans le cadre de cette phase, le travailleur doit positionner tous les boulons.

Temps de la tâche durant le quart de travail : 84.6min.

Tableau 3.10 Actions techniques dynamiques, Positionnement des boulons

Action technique	Nombre d'actions	
	Droite	Gauche
1 Ouvrir sac		1
2 Prise de boulon	1	
3 Retrait écrou		1
4 Retrait rondelle		1
5 Introduction du boulon dans le trou	1	
6 Positionnement de la rondelle		1
7 Positionnement de l'écrou		1

Phase B : Serrage initial (clé à cliquet pneumatique et clé manuelle conventionnelle)

Dans le cadre de cette phase, le travailleur doit serrer le boulon avec sa main droite avec la clé à cliquet pneumatique et fixer l'écrou avec la clé manuelle conventionnelle.

La durée de la tâche pendant le quart de travail est de 73.8 min.

Tableau 3.11 Actions techniques dynamiques, Serrage initial

Action technique	Nombre d'actions	
	Droite	Gauche
1 Positionnement des outils	1	1
2 Serrer le boulon (activer l'outil pneumatique)	1	
3 Fixer l'écrou		1

Les outils sont en permanence en préhension, ce qui correspond à une action statique définie comme une prise maintenue pendant plus de cinq secondes (Colombini, Occhipinti, & Grieco, 2002).

Phase C : Serrage de précision (clé dynamométrique)

Dans le cadre de cette phase, le travailleur doit finaliser le serrage avec la clé dynamométrique.

La durée de la tâche pendant le quart de travail est de 176.4 min.

Tableau 3.12 Actions techniques dynamiques, Serrage de précision

Action technique	Nombre d'actions	
	Droite	Gauche
1 Positionnement de l'outil dynamométrique	1	1
2 Serrer le boulon (appliquer une pression sur la clé dynamométrique)	1	
3 Fixer l'outil		1

Dans le cadre du serrage initial et du serrage de précision, les outils sont en permanence en préhension, ce qui correspond à une action statique définie comme une prise maintenue pendant plus de cinq secondes (Colombini et al., 2002).

Le calcul de l'indice OCRA a été effectué à partir d'un fichier Excel téléchargé depuis le site internet de *l'International Ergonomics School of Posture and Movements*. Le score OCRA pour le côté droit est de 9.9 (*Voir Tableau 3.13*) et pour le côté gauche est de 11.3 (*Voir Tableau 3.14*) ces scores indiquent un risque élevé.

Tableau 3.13 Score indice OCRA, Droit

FRÉQUENCE D'ACTION CONSTANTE	30		
Droit	A	B	C
Multiplicateur de force (F _{oM})	1,00	0,96	0,75
Multiplicateur de posture (P _{oM})	0,60	0,07	0,07
Multiplicateur additionnel (Ad _M)	1,00	0,85	0,85
Multiplicateur de répétitivité (Re _M)	0,70	0,70	0,70
Nombre de références d'actions techniques sans R _{CM}	1066	89	165
TEMPS DE CYCLE (sec.)	2,8	2,5	6,0
NOMBRE TOTAL D'ACTIONS TECHNIQUES OBSERVÉES dans chaque tâche	3638	4280	7762
Fréquence (Nombre d'actions techniques par minute)	43	58	44
Nombre d'actions techniques dans le cycle NOMBRE TOTAL D'ACTIONS TECHNIQUES OBSERVÉES (ATA)	15680		
NOMBRE TOTAL D'ACTIONS TECHNIQUES RECOMMANDÉES (RTA)	1584		
Multiplicateur de durée (Du _M)	1,2		
INDICE OCRA DROIT	9,9		

Tableau 3.14 Score indice OCRA, Gauche

GAUCHE	A	B	C
Multiplicateur de force (F_{oM})	1,00	0,99	1,00
Multiplicateur de posture (P_{oM})	0,70	0,07	0,07
Multiplicateur additionnel (AdM)	1,00	0,85	0,85
Multiplicateur de répétitivité (ReM)	0,70	0,70	0,70
Nombre de références d'actions techniques sans R_{cM}	1244	91	220
TEMPS DE CYCLE (sec.)	2,8	2,5	6,0
NOMBRE TOTAL D'ACTIONS TECHNIQUES OBSERVÉES dans chaque tâche	9052	4280	7762
Fréquence (Nombre d'actions techniques par minute)	107	58	44
Nombre d'actions techniques dans le cycle	5,0	2,4	4,4
NOMBRE TOTAL D'ACTIONS TECHNIQUES OBSERVÉES (ATA)	21094		
NOMBRE TOTAL D'ACTIONS TECHNIQUES RECOMMANDÉES (RTA)	1866		
Multiplicateur de durée (DuM)	1,2		
INDICE OCRA GAUCHE	11,3		

3.4 Analyse avec KIM-MHO

Dans le cadre de l'analyse KIM-MHO on a posé l'hypothèse que le couple de 56,94 Nm est appliqué en fonction des spécifications des boulons utilisés, en accord avec les normes de l'industrie aéronautique et les pratiques du partenaire industriel. Le travailleur effectue le serrage initial avec une clé à cliquet pneumatique, atteignant un couple d'environ 46 Nm, puis finalise le serrage avec une clé dynamométrique.

Dans le cadre du serrage initial, nous avons mobilisé la méthode Siemens (*Voir ANNEXE VI*). Il s'agit d'une approche visant à déterminer les forces maximales du système main-bras en fonction de la position du corps et des directions de forces. Le résultat obtenu est 465 N.

En ce qui concerne la force de serrage requise pour utiliser la clé à cliquet pneumatique, nous nous sommes référés à la littérature, plus précisément aux travaux de Radwin et al.(1989).

Effectivement, Radwin et al (1989) ont mené une étude impliquant cinq participants. Quatre outils pneumatiques à angle droit, présentant différents couples, ont été utilisés au cours de cette étude. La force manuelle a été calculée en fonction de la réaction du couple et de la force de support vertical. À un couple de 46 Nm, la force manuelle mesurée s'élevait à 129 N (27.74%).

Pour le serrage de précision réalisé avec une clé dynamométrique manuelle, nous nous sommes référés aux manuels d'utilisation de la clé dynamométrique. En effet, pour une clé dynamométrique ayant un couple maximal de 210 Nm et une longueur de 470 mm, la force maximale est de 446 N. Puisque le couple cible est de 59.94 Nm, la force de serrage nécessaire à appliquer est de 127,5 N (28.5% Fmax).

Il ne semble pas pertinent de réaliser l'analyse KIM-MHO pour les étapes de serrage initial et de serrage de précision de manière distincte. En effet, étant donné que KIM-MHO prend en compte la durée totale du travail, si l'on analyse l'étape de serrage initial qui dure moins de 2 heures et l'étape de serrage de précision qui dure moins de 3 heures, cela ne nous fournira pas une meilleure idée de la charge de travail quotidienne. Il serait plus judicieux de les analyser comme une seule tâche. En les analysant ensemble, nous tenons compte de la journée de travail qui englobe les étapes de serrage initial et de serrage de précision, ce qui permettra une évaluation plus complète de la charge de travail liée au boulonnage. Les forces obtenues sont à peu près équivalentes pour le serrage initial et le serrage de précision (jusqu'à 30% Fmax). Cependant, cela ne prend pas en compte les postures des bras au-dessus du cœur et d'autres forces manuelles. Nous allons donc entreprendre une analyse en tenant compte des forces allant jusqu'à 50% de Fmax.

Étant donné qu'il existe une différence dans le nombre d'actions entre l'étape de serrage initial et celle du serrage de précision, on observe que le serrage initial implique 48 actions par minute. Cela correspond à 24 actions pour le positionnement de l'outil et 24 actions pour le serrage (*Voir Tableau 3.11*). En revanche, le serrage de précision nécessite seulement 20 actions par minute, réparties en 10 actions pour le positionnement de la clé et 10 actions pour le serrage (*Voir Tableau 3.12*). Nous allons prendre des valeurs moyennes (17 actions par

minute pour le positionnement de l'outil et 17 actions par minute pour le serrage). Nous avons formulé des hypothèses dans le cadre de l'analyse ergonomique avec KIM MHO. L'une de ces hypothèses stipule l'absence de travail de maintien, ce qui signifie que le bras du travailleur ne reste pas immobile pendant au moins 4 secondes. De plus, nous avons supposé que les outils utilisés sont ergonomiques, favorisant une transmission efficace de la force. Nous présumons également qu'il existe une organisation du travail adéquate, caractérisée par des périodes de repos bien réparties. Cependant, il est important de prendre en considération des conditions de travail défavorables, notamment un environnement spatial restreint susceptible de limiter la vision. De plus, nous tenons compte du problème potentiel de bruit généré par les outils pneumatiques.

Le score KIM-MHO de 105 (voir Figure 3.7) révèle un risque élevé.

Type d'exercice(s) de force dans la zone des mains / doigts	10
Transmission de force / conditions de préhension	+
Position et mouvement des mains et des bras	+
Conditions de travail défavorables	+
Posture du corps	+
Organisation du travail / répartition du temps	+
5 Indice de temps	X
	Somme
	Indices des critères:
	21
	=
	105
	Résultats

Figure 3.7 Score KIM-MHO

Le Tableau 3.15 présente les résultats obtenus à l'aide des trois méthodes d'analyse utilisées, à savoir KIM-MHO, l'indice OCRA et RULA. Ces résultats mettent en évidence des niveaux de risque élevés pour les différentes méthodes évaluées. Ces résultats sont discutés dans le chapitre 4, ainsi que la manière dont chaque méthode contribue à l'évaluation des risques.

Tableau 3.15 Récapitulatif des résultats des trois méthodes utilisées ; KIM-MHO, RULA, l'indice OCRA

Méthode	Côté gauche		Côté droit
KIM-MHO	7.5		10
OCRA index	11.3		9.9
RULA (5e centile)	Rangée	Scénario	Score
Serrage de précision	3e rangée	Scénario 1	7
		Scénario 2	7
	2e rangée	Scénario 1	7
		Scénario 2	7
	1re rangée	Scénario 1	4
		Scénario 2	4
Serrage initial	3e rangée	Scénario 1	7
		Scénario 2	7
	2e rangée	Scénario 1	6
		Scénario 2	5
	1re rangée	Scénario 1	4
		Scénario 2	4

3.5 Étude de la main

Cette section présente les résultats des méthodes utilisées pour l'étude de la main, incluant l'utilisation des gants de données VMG30, leur combinaison avec le logiciel Anybody Modeling System, ainsi qu'une évaluation qualitative de l'usage des outils.

3.5.1 VMG 30 / VMG30+ Technical Datasheet:

Nous avons mené une expérience au laboratoire de génie des facteurs humains, réalisée par notre équipe avec un seul participant.

Les données brutes de flexion (*Voir Figure 3.8*) et de distance (*Voir Figure 3.9*) ont été recueillies et comparées dans le cadre de l'utilisation de la clé à cliquet pneumatique et la clé manuelle avec limiteur de couple.

Avec un niveau de confiance de 95 %, aucune différence significative n'a été observée dans la flexion de la 1 ère et la 2 ième articulation du pouce ainsi que dans la flexion de la 1 ère articulation de l'annulaire, tandis qu'une différence statistiquement significative a été constatée dans la flexion des trois articulations de l'index, des trois articulations du majeur, la deuxième et 3ième articulation de l'annulaire, des trois articulations des petits doigts, des pressions des cinq doigts, et les distances entre le pouce et l'index, le pouce et le majeur, le pouce et l'annulaire, et le pouce et le petit doigt.

La flexion de la première articulation de l'index est plus élevée lors de l'utilisation de la clé manuelle par rapport à l'utilisation de la clé pneumatique, tandis que pour la deuxième et troisième articulation, la flexion est plus élevée avec la clé pneumatique.

La flexion du majeur est plus prononcée lors de l'utilisation de la clé manuelle par rapport à celle observée avec la clé pneumatique.

La clé manuelle entraîne une flexion plus importante de la deuxième et troisième articulation de l'annulaire comparée à celle observée avec la clé pneumatique. La flexion des deuxièmes et troisièmes articulations du petit doigt est plus prononcée lors de l'utilisation de la clé manuelle, tandis que celle de la première articulation est moins marquée qu'avec la clé pneumatique.

La distance entre le pouce et l'index était plus grande lors de l'utilisation de la clé pneumatique par rapport à la clé manuelle. De même, la distance entre le pouce et le majeur était également significativement plus élevée avec la clé manuelle. En ce qui concerne la distance entre le pouce et l'annulaire, une différence significative a été notée, avec une supériorité de la clé manuelle. Enfin, la distance entre le pouce et le petit doigt était également notablement plus élevée lors de l'utilisation de la clé manuelle par rapport à la clé pneumatique.

Quant aux données de pressions, nous avons observé des variations brusques de pression pour l'ensemble des extrémités des doigts et dans le cadre de l'utilisation des deux clés (*Voir ANNEXE VII*). Ces variations peuvent avoir plusieurs explications, notamment, liées à la conception du gant (déplacement du capteur par rapport à la main et à la tâche). Ces variations brusques, caractérisées par des changements soudains de valeurs de pression, allant de zéro à des valeurs plus élevées, présentent un défi en termes d'interprétation. Leur nature imprévisible

rend difficile la compréhension de leur origine et de leur signification dans le contexte de l'étude. En raison de cette incertitude, il était prudent d'exclure ces données de toute analyse statistique.

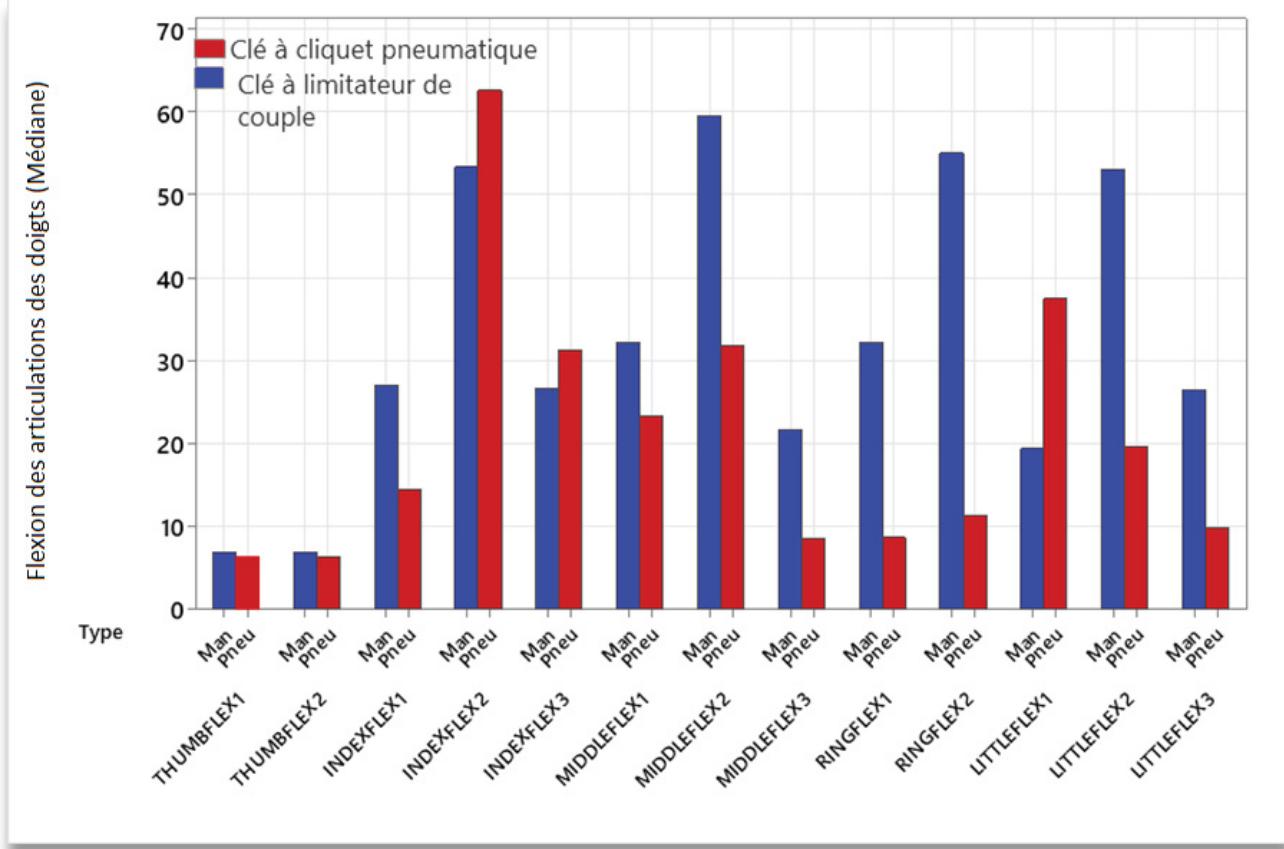


Figure 3.8 Graphique à barres représentant les valeurs médianes de flexion des articulations des doigts

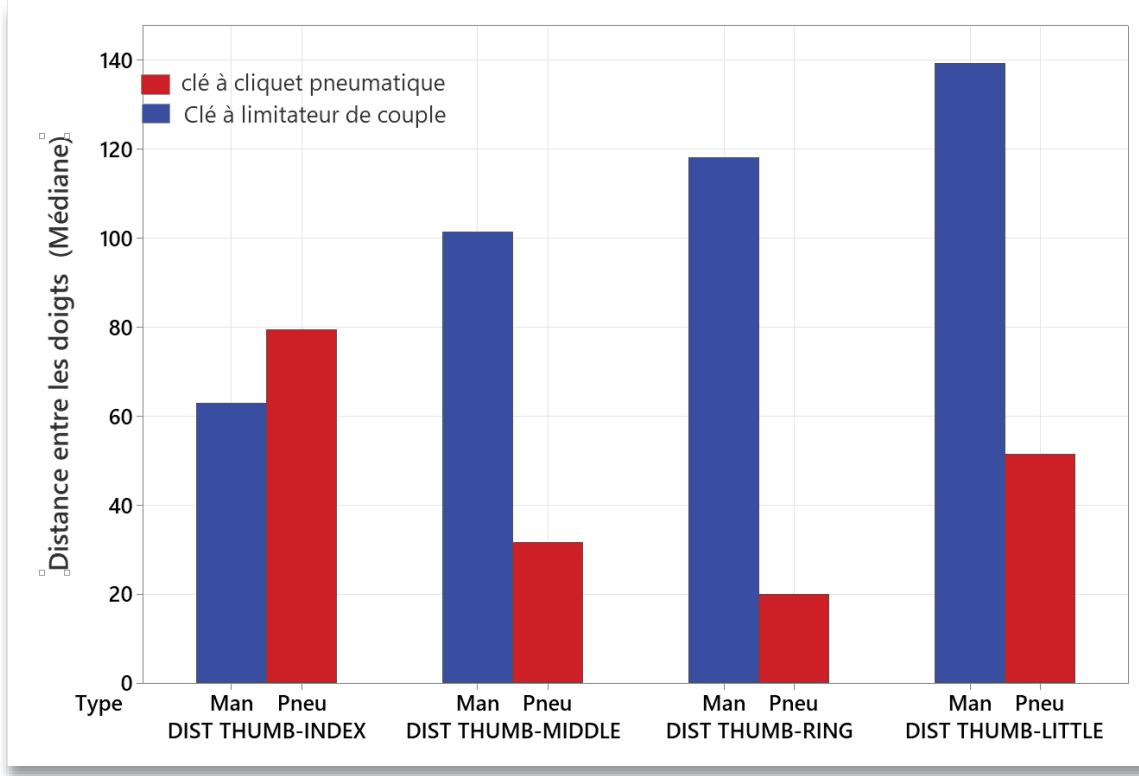


Figure 3.9 Graphique à barres représentant les valeurs médianes des distances entre les doigts

3.5.2 Combinaison Anybody Modeling System et gants de données VMG30

Malheureusement, les données du VMG30 ne sont pas assez précises pour animer le modèle de main dans le système Anybody Modeling System. La plupart du temps, les données enregistrées ne sont pas compatibles avec Anybody Modeling System. Cependant, certains frames au début du fichier C3D sont compatibles, notamment lorsque la main ne bouge pas. Le problème semble être lié à la conception du gant et au déplacement des capteurs.

Pour explorer cette hypothèse, un graphique a été créé montrant la distance entre les marqueurs *thumb 1* et *thumb 2* sur le pouce (*Voir Figure 3.10*). Idéalement, cette distance devrait rester constante tout au long de l'enregistrement. Cependant, le graphique révèle que la distance entre les marqueurs varie de manière significative au fil du temps, sauf au début de l'enregistrement

lorsque la main ne tient pas encore la clé. Ces fluctuations importantes pourraient être causées par des mouvements imprévisus du gant ou par des capteurs se déplaçant pendant l'enregistrement.

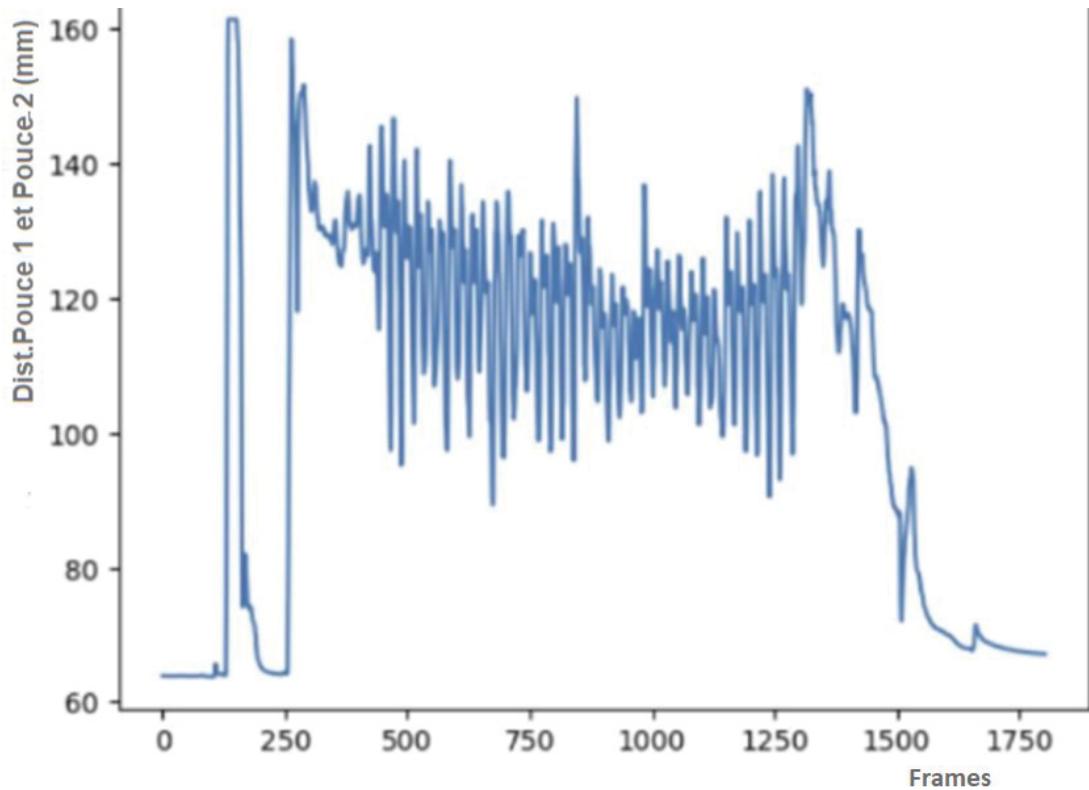


Figure 3.10 Graphique représentant la distance(mm) entre les capteurs pouce 1 et pouce 2 en fonction des images captées par le gant VMG30 dans le cadre de l'utilisation de la clé à limiteur de couple

Lorsque les capteurs ne sont pas fixés de manière stable ou si le gant se déforme de façon imprévisible, cela peut entraîner des erreurs de mesure. Par exemple, si les capteurs bougent indépendamment de la peau ou des os sous-jacents, les distances mesurées entre les marqueurs seront incorrectes. De plus, si le gant se plie ou se tord de manière inattendue, cela peut également provoquer des décalages dans les données enregistrées. Ces erreurs de mesure rendent difficile l'utilisation des données pour animer avec précision le modèle de main dans

Anybody Modeling System. Pour que le modèle fonctionne correctement, il est important d'obtenir des mesures plus précises et stables.

Étant donné que nous n'avons pas pu utiliser la combinaison du gant VMG30 et Anybody modeling system pour effectuer une analyse biomécanique de la main. Nous proposons une évaluation qualitative de l'utilisation des outils qui font objet de notre étude (*Voir Figure 2.1*)

3.5.3 Évaluation qualitative

Les tableaux 3.16, 3.17 présentent l'analyse qualitative de l'utilisation de la clé à cliquet pneumatique et de la clé dynamométrique, en tenant compte des paramètres des outils pouvant influencer l'apparition des TMS.

Tableau 3.16 Évaluation qualitative de l'utilisation la clé à cliquet pneumatique

Paramètres des outils	Temps passé à			Sollicitation musculaire					Contrainte ressentie
	Obtenir	Apporter	Lâcher prise /	Dos	Épaule	Bras supérieur	Avant- bras	Pouce	
Distance de l'outil	-0-	-0-	-0-	-	-0-	-0-	-0-	-0-	-0-
Posture de travail	-0-	-0-	-0-	-	+	+	+	-	+
Diamètre	-0-	-0-	-0-	-	+	+	+	+	+
Poids	-0-	-0-	-0-	-	+	+	+	+	+
Matériaux	-0-	-0-	-0-	-	-0-	-0-	-0-	-0-	-0-
Vibrations	-0-	-0-	-0-	-	-	+	+	+	+
Arêtes vives	-0-	-0-	-0-	-0-	-0-	-0-	-0-	-0-	-0-
Forces d'assemblage	-0-	-0-	-0-	-	+	+	+	+	+

Légende							
—	Pas étudié	-0-	Changement non significatif	↗	Augmentation significative	↗ +	Effets d'interactions

Tableau 3.17 Évaluation qualitative de l'utilisation la clé dynamométrique

Paramètres des outils	Temps passé à			Sollicitation musculaire					Contrainte ressentie
	Obtenir	Apporter	Lâcher	prise /	Dos	Épaule	Bras supérieur	Avant-	
Distance de l'outil	0	0	0		0	0	0	0	0
Posture de travail	0	0	0		+	+	+	—	+
Diamètre	0	0	0		+	+	+	+	+
Poids	0	0	0		+	+	+	+	+
Matériaux	0	0	0		+	+	+	+	+
Arêtes vives	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Forces d'assemblage	0	0	0	—	+	+	+	+	+

Légende							
—	Pas étudié	0	Changement non significatif	↗	Augmentation significative	+↗	Effets d'interaction

Les deux outils se trouvent au-dessous de la chaise du travailleur. Selon les hypothèses émises (Voir 3.1.1), le mouvement pour atteindre et prendre l'outil n'est pas fréquent. Le travailleur prend son outil et procède au serrage des boulons, ce qui réduit la fréquence des mouvements pour obtenir l'outil. Cette proximité réduit considérablement l'effort et le temps nécessaires pour atteindre l'outil. Ainsi, les changements dans les cas d'obtenir et d'apporter l'outil sont considérées comme non significatifs. En ce qui concerne la prise, les deux outils impliquent

une prise en puissance, l'effort et le temps nécessaires pour le saisir sont également faibles, rendant ce changement non significatif.

En ce qui concerne la sollicitation musculaire (dos, épaule, bras supérieur, avant-bras, pouce), si l'outil est facilement accessible et ne nécessite pas de mouvements complexes ou étendus pour être apportés, il n'y a pas de grand changement dans la sollicitation musculaire. Par conséquent la contrainte ressentie est perçue comme peu importante.

Les caractéristiques des outils, comme leur poids, jouent un rôle dans leur positionnement et leur déplacement, même si cela peut être complexe. Par exemple, le poids d'un outil impose un retard initial dû à la charge tenue dans une main (défini comme constante dans les tables MTM-1) ainsi qu'un retard proportionnel (appelé facteur). Par exemple, selon les tables MTM-1, déplacer un outil de 4 kg avec une seule main sur une distance de 10 cm jusqu'à un endroit indéfini prendrait 10,1 TMU (soit environ 0,36 seconde) en calculant $6,8 (1,07) + 2,8$.

L'utilisation des deux mains réduit la charge de moitié. Cette dynamique s'applique également lorsque l'outil est poussé ou tiré. Ainsi, bien que les outils soient essentiels pour les opérations quotidiennes, leur poids et leur mode de stockage sous le travailleur assis sur une chaise ne devraient pas automatiquement augmenter le temps nécessaire pour les utiliser efficacement. En ce qui concerne notre étude, le poids de la clé à cliquet pneumatique est de 1.8 kg sans tenir compte du poids du tuyau d'alimentation.

Le poids de la clé dynamométrique est de 0,9 kg. Selon la littérature, cet outil peut être considéré comme léger (Aromstrong, Punnet, & Ketner, 1989). Cependant, lorsque l'outil est utilisé avec le bras étendu et en pronation, au-dessus du cœur, il ajoute une charge supplémentaire sur les membres supérieurs. En nous basant sur la littérature existante et sur l'observation de la posture où le bras est situé au-dessus du cœur, il est évident que le poids de l'outil entraîne une augmentation significative de la sollicitation musculaire des membres supérieurs. Toutefois, il est important de noter que le poids de l'outil n'est qu'un des nombreux facteurs influençant cette sollicitation. En effet, il existe une interaction entre le poids de l'outil et d'autres facteurs ergonomiques, ce qui signifie que leur impact combiné peut être plus important que la somme de leurs effets individuels.

En ce qui concerne la contrainte ressentie, l'étude de Armstrong, Punnett et Ketner (1989) a montré que la force de préhension nécessaire pour manipuler des outils pesant entre 0,9 et 2,0 kg était considérée comme confortable, mais cette étude ne prend pas en compte le travail au-dessus du cœur. Ainsi il apparaît que le poids de l'outil entraîne un changement significatif dans la contrainte ressentie.

Le diamètre de la poignée de la clé dynamométrique utilisée est de 32 mm. La littérature recommande des diamètres proches de 50 mm pour des couples maximaux (Freivalds, 2011).

Le diamètre de la clé utilisée est donc inférieur aux recommandations.

Le diamètre de la clé pneumatique est de 44 mm, diamètre inférieur par rapport aux recommandations de la littérature (Strasser, 2007). Les diamètres des poignées de la clé dynamométrique et de la clé pneumatique ont un impact significatif sur l'activité musculaire des membres supérieurs et du pouce, ainsi que sur la contrainte ressentie par l'utilisateur.

La poignée de la clé dynamométrique qui fait l'objet de notre étude est faite de métal. La poignée est dotée d'un motif en chevrons créé par moletage. Selon la littérature (Freivalds, 2011 ; Strasser, 2007), nous constatons que le type de matériau et la surface de la poignée de la clé dynamométrique impliquent un changement significatif de la sollicitation musculaire des membres supérieurs (il y a effet d'interactions puisque le type de matériau et de surface influence en combinaison avec d'autres facteurs).

Pour la contrainte ressentie, nous n'avons pas trouvé d'études subjectives dans la littérature traitant des types de matériaux. Cependant, en nous basant sur des études quantitatives, nous pouvons déduire que ce type de matériau entraîne un changement significatif dans la contrainte ressentie.

En ce qui concerne la clé pneumatique, sa poignée est coussinée de caoutchouc, mais la gâchette est en métal. Le type de matériau de la clé pneumatique n'implique pas de changement significatif de la sollicitation musculaire et de la contrainte ressentie.

Bien que nous n'ayons pas trouvé beaucoup d'études portant sur les vibrations, il est important de souligner que l'utilisation d'un cliquet pneumatique peut significativement affecter la sollicitation musculaire du système main-bras en raison des vibrations transmises à travers la

poignée. Cette transmission dépend non seulement de l'intensité des vibrations de l'outil, mais aussi de la force de préhension exercée par l'utilisateur. Une étude quantitative est nécessaire pour faire le lien entre les vibrations transmises dans le cadre de l'utilisation de la clé pneumatique et l'activité musculaire. Les outils ne semblent pas contenir d'arêtes vives.

CHAPITRE 4

DISCUSSION

Ce chapitre est dédié à la discussion des résultats.

4.1 Conception du poste de travail

La création du mannequin numérique a été longue et contraignante. Les postures réalistes ont été mises en pratique manuellement en ajustant articulation par articulation notamment dans la préhension de l'outil où il fallait ajuster toutes les articulations des doigts de la main. Le temps nécessaire au travailleur pour effectuer sa tâche a été calculé en utilisant l'outil dont dispose Jack 7.1 (*Voir 3.1.2*) qui se base sur la méthode de mesure de temps MTM-1. La distance de la main qui a été utilisée est une distance linéaire et non curviligne comme il est recommandé, étant donné que Jack 7.1 permet de calculer uniquement les distances linéaires. De plus, certains paramètres liés au calcul du temps de serrage n'ont pas été pris en compte. En effet le temps de serrage dépend également du type de boulon, sa taille, le couple de serrage, la précision de la clé dynamométrique, vitesse de l'outil et pression de l'air dans le cadre de l'utilisation de la clé à cliquet pneumatique.

En ce qui concerne le temps de repos (*Voir 3.1.2*), il a été estimé à partir de tables de majorations basées sur des systèmes de points (Bureau international du travail & Kanawaty, 1996). Les barèmes sont conçus à partir d'expériences en laboratoire, où tout est mesuré de façon précise et contrôlée. Cependant, dans des situations de travail réelles, qui sont beaucoup plus difficiles, ces barèmes peuvent ne pas donner assez de temps de repos pour que les travailleurs récupèrent complètement. Il peut donc être nécessaire de revoir ces barèmes pour les rendre plus adaptés aux conditions de travail réelles (Bureau international du travail & Kanawaty, 1996). De plus, la validité scientifique de cette méthode n'a pas été démontrée pour notre application.

Au Québec et au Canada, les majorations liées au temps de récupération et autres ajustements du temps de travail ont fait l'objet de négociations entre les employeurs et les syndicats. Ces négociations ont souvent abouti à l'inclusion de ces majorations sous forme de pourcentage directement dans les conventions collectives. En l'absence d'accès à ces informations du côté du partenaire, nous n'avons d'autre option que de nous baser sur les recommandations du Bureau international du travail.

Le score RULA le plus élevé, qui est de 7, a été enregistré lors du serrage de la troisième rangée dans le cadre du serrage initial et de précision, où les bras du travailleur sont étendus. En revanche, le score RULA le plus bas, qui est de 4, a été obtenu lors du serrage de la première rangée. Dans ce cas, une élévation de l'épaule de plus de 60 degrés a été observée, ce qui peut constituer un risque contributif à l'apparition des troubles musculosquelettiques (Bernard et al., 1997 ; INRS, 2011). La posture du cou a également exercé une influence sur le score RULA. Des postures nécessitant une rotation de la tête pour atteindre des boulons hors du champ de vision ont été observées. Par exemple, une posture de serrage dans la première rangée avec une position neutre du cou a obtenu un score de 4, tandis que la même posture avec une rotation de la tête a obtenu un score de 5 (*Voir Tableau 3.7*). Une position non neutre du cou favorise l'apparition des troubles musculosquelettiques, augmentant également la tension musculaire au niveau du cou en sollicitant davantage les muscles fléchisseurs pour maintenir l'équilibre de la tête (Da Costa & Vieira, 2010; INRS, 2011, 2023; Dsouza, 2018).

Des pronations des avant-bras ont également été observées. Lorsque la main est en pronation, le bras est généralement plus abductif, ce qui signifie qu'il est plus éloigné du corps. Si une tâche nécessite déjà que le bras soit élevé, l'utilisation d'une posture de main en pronation peut accentuer cette élévation (Chaffin et al., 2006). Le facteur qui a le plus influencé le score RULA est l'élévation des bras. La fréquence de travail a été prise en compte (plus de 4 actions par minute). Il faut également savoir que RULA ne prend pas en compte la durée de travail et la fréquence de manière précise ni la période de récupération des travailleurs ni des facteurs environnementaux (Kuorinka et al., 1995) qui peuvent contribuer à l'apparition des troubles musculosquelettiques. De plus, l'analyse RULA a été effectuée avec Jack 7.1. Un inconvénient des analyses ergonomiques

basées sur les DHM est le manque d'études portant sur la validité des outils d'analyse, comme c'est le cas pour RULA (Fritzsche, 2010).

La création du mannequin numérique s'est révélée être une tâche laborieuse. Les postures réalistes ont été ajustées manuellement, articulation par articulation, notamment lors de la préhension de l'outil, où chaque articulation des doigts de la main devait être soigneusement ajustée. Ces analyses reposent sur une compréhension précise des mouvements articulaires, et toute inexactitude dans la représentation de cette coordination particulière pourrait entraîner des résultats d'analyse moins précis ou représentatifs des mouvements réels du corps. Il est donc recommandé de faire preuve d'une prudence particulière lors de l'interprétation de ces résultats. De plus, cette démarche a été rendue contraignante en raison du manque d'espace spatial de travail, ce qui rendait difficile d'éviter les collisions entre le mannequin et le poste de travail lors de l'ajustement de la posture.

Il convient également de souligner que le travailleur est assis sur une chaise à roulettes, ce qui nécessite des forces de stabilisation supplémentaires. En effet, le corps doit compenser les mouvements incontrôlés de la chaise pour maintenir l'équilibre.

Il faut également noter que les analyses ont été réalisées avec des postures réalistes qui peuvent ne pas refléter fidèlement le travail réel chez le partenaire industriel.

Les scores de l'indice OCRA sont 9.9 et 11.3 respectivement pour le côté droit et le côté gauche. Cette méthode se révèle plus précise et permet de pallier certaines lacunes rencontrées avec RULA, car elle prend en considération la fréquence et la durée du travail, le temps de récupération des travailleurs ainsi que les facteurs supplémentaires présentant un risque. L'analyse a également inclus une phase de positionnement des boulons. La fréquence de travail et le score attribué à la posture ont eu un impact significatif sur le score final, en particulier la posture de l'épaule. Cependant, l'indice OCRA ne tient pas compte de la posture du cou. Les différences de scores entre le côté gauche et le côté droit s'expliquent par le fait qu'en incluant la phase de positionnement des boulons, la fréquence de travail était plus élevée pour le côté gauche que pour le côté droit.

Les analyses de l'indice OCRA, qui se basent sur des scénarios spécifiques de répartition des tâches, peuvent présenter des limites en termes de fidélité à la réalité. Cette limitation peut

résulter de la simplification des mouvements réels au travail dans ces scénarios. Il est donc essentiel de reconnaître que les résultats peuvent être limités et qu'il peut être nécessaire d'ajuster les scénarios ou d'ajouter davantage d'informations pour mieux évaluer les risques. La fréquence de travail a été prise en compte de manière précise dans le cadre de l'évaluation avec l'indice OCRA. Selon McGill (1997), le développement d'une blessure liée aux mouvements répétitifs et au manque de repos adéquat est un processus progressif, pouvant s'étaler sur plusieurs heures à plusieurs années. Dans cette situation, la force exercée sur les tissus devrait normalement rester en dessous du seuil de tolérance. Cependant, en raison de la répétition des mouvements combinée à un repos insuffisant, ce seuil de tolérance diminue progressivement jusqu'à ce qu'il devienne inférieur à la force exercée sur les tissus.

Conformément aux recommandations de la littérature, l'évaluation de la force devrait normalement reposer sur les perceptions des travailleurs, mesurées à l'aide de l'échelle de Borg. En effet, il aurait fallu demander aux travailleurs s'il existe des actions technique dans leur cycle de travail qui exigent une force musculaire importante au niveau des membres supérieurs. Cette question doit être formulée avec soin, car les travailleurs tendent souvent à confondre l'effort musculaire requis par certaines tâches avec la fatigue générale qu'ils ressentent à la fin de leur journée de travail. Cependant, en raison de contraintes qui ont empêché une sollicitation directe des travailleurs, nous avons dû recourir à d'autres méthodes pour évaluer l'effort requis lors de l'utilisation de ces outils. Dans ce contexte, des recherches ont été entreprises sur les caractéristiques et les propriétés du type d'outil en question. Ces recherches ont inclus l'exploration de diverses sources d'informations telles que des sites web, des documents techniques et des manuels d'utilisation (Bertrand, 2021; « Clé à cliquet pneumatique, prise 3/8 po – emballage d'essai | DEWALT », 2022). Cette approche nous a permis d'acquérir une compréhension approfondie des exigences associées à chaque outil, y compris la force nécessaire pour les utiliser efficacement. Cependant, en se basant uniquement sur les caractéristiques techniques des outils pour évaluer la force nécessaire des actions technique, on risque de ne pas capter avec précision l'expérience réelle du travailleur.

Dans le cadre de l'analyse avec les deux méthodes, la posture de travail a joué un rôle prédominant. Ces conclusions font écho aux résultats de Asadi, Yu, & Mott (2019) qui, dans

leur étude portant sur des techniciens aéronautiques, ont constaté que les tâches effectuées au-dessus de la tête ont obtenu le score le plus élevé au REBA (Rapid Entire Body Assessment) (Hignett & McAtamney, 2000) par rapport aux autres postures.

En effet le travail au-dessus du cœur peut contribuer à l'apparition des troubles musculosquelettiques (Anton et al., 2001 ; Barthelme, Sauter, Mueller, & Liebers, 2021 ; Bernard et al., 1997 ; Chopp, Fischer, & Dickerson, 2010). Une élévation du bras à plus de 60° entraîne une diminution de l'espace sous-acromial en raison du déplacement du tendon supra-épineux, ce qui peut le positionner sous l'acromion et la bourse sous-acromiale (Armstrong et al., 1993). Cette réduction de l'espace sous-acromial peut provoquer une compression du tendon supra-épineux (Hagberg, 1984). Par ailleurs, il a été démontré que l'élévation du bras entraîne la fatigue musculaire (Chopp et al., 2010), réduit l'irrigation sanguine (Jarvholm, 1989) et augmente la pression intramusculaire (Jarvholm, 1989).

L'activité de serrage initial combine un travail statique de posture avec un travail dynamique unilatéral du système main-doigts. L'activité de serrage de précision associe un travail statique de maintien à un travail dynamique unilatéral du système main-bras-épaule. Le travail statique de maintien implique la transmission de forces extérieures aux outils (Schlick, Bruder, & Luczak, 2010) et, contrairement au travail dynamique, le travail statique peut entraîner une mauvaise circulation sanguine (Jarvholm, 1989), perturbant ainsi le processus d'élimination des produits du métabolisme par les muscles (Schlick et al., 2010).

En ce qui concerne l'évaluation du système musculosquelettique main-bras, le score obtenu avec KIM-MHO est de 105. KIM-MHO a pris en compte le type d'exercice de force du système main bras qui se traduit par la force manuelle requise en pourcentage de la charge de travail maximale. La posture, la fréquence, l'état des outils et les facteurs environnementaux ont également été pris en compte.

L'exercice de force manuelle représente un facteur de risque contribuant à l'émergence de troubles musculosquelettiques (Bernard et al., 1997). Dans le cadre de l'utilisation d'un outil, la force de préhension varie en fonction du couple visé, de la vitesse de rotation de l'arbre de l'outil, de la résistance des joints et la durée de constitution du couple (Oh & Radwin, 1998), du type de prise (Kuorinka et al., 1995), du diamètre de la prise (Ayoub & Presti, 1971 ; Grant

et al., 1992 ; Replogle, 1983) et du poids de l'outil (Greenberg & Chaffin, 1977 ; Strasser, 2007).

Dans la cadre de notre analyse avec KIM-MHO, nous avons expliqué dans le chapitre 3 (*Voir 3.4*) la méthodologie avec laquelle nous avons procédé pour obtenir l'indice de force qui représente l'indice le plus élevé devant la posture du corps et la position des bras. Notre approche présente des limites. En se concentrant uniquement sur la force de serrage, notre méthode n'a pas pris en compte les autres forces manuelles impliquées lors de l'utilisation d'une clé dynamométrique manuelle. Ces forces supplémentaires, telles que celles nécessaires pour maintenir l'équilibre de l'outil, pourraient également contribuer à la charge physique globale exercée sur le travailleur. En conséquence, notre évaluation de l'indice de force pourrait sous-estimer la véritable charge physique associée à cette tâche. Pour une évaluation plus complète, il serait nécessaire d'inclure ces autres forces dans l'analyse, afin de mieux comprendre et évaluer l'impact total sur la santé musculosquelettique du travailleur.

Dans le cadre du processus de serrage utilisant une clé pneumatique, une approche méthodologique spécifique, connue sous le nom de méthode Siemens, a été utilisée pour déterminer la force maximale. Cette méthode, largement préconisée en Allemagne, est réputée pour son efficacité dans le domaine industriel. Cependant, malgré sa popularité, il est intéressant de noter qu'elle manque de documentation détaillée sur ses principes scientifiques et ses fondements théoriques. Cette lacune peut poser des défis lors de son utilisation dans des contextes où une compréhension approfondie des mécanismes sous-jacents est nécessaire pour garantir des résultats précis et fiables.

Pour évaluer la force requise du travailleur pour utiliser la clé pneumatique, nous nous sommes appuyés sur les conclusions d'études antérieures, notamment celle de Radwin et al. (1989), qui ont examiné les paramètres de serrage dans divers contextes. Cependant, il convient de noter que l'étude de Radwin et al. (1989) présentait certaines limites. Elle était basée sur des conditions idéales souvent rencontrées dans des environnements de laboratoire, ce qui peut ne pas refléter fidèlement les conditions réelles de notre étude, où des variables telles que la variation des matériaux, la géométrie des composants et les contraintes environnementales peuvent influencer le processus de serrage.

De plus, il est important de mentionner que l'étude de Radwin et al. (1989) reposait sur un échantillon restreint, ce qui pourrait limiter la généralisation de ses résultats à d'autres situations. De plus, des différences notables ont été observées dans les caractéristiques des outils utilisés entre leur étude et la nôtre, ce qui souligne la nécessité de procéder avec prudence lors de l'utilisation des résultats de recherches antérieures à notre contexte spécifique.

Selon Radwin et al (1989) l'utilisation d'outils pneumatique à angle droit expose la main à trois forces : la force de support de l'outil, la force de poussée et la force de réaction au couple. Le travailleur à son tour s'opposera à ces forces-là avec la force de préhension qui permet de garder le contrôle et de ne pas perdre l'outil. Cependant d'autres forces et moments essentiels n'ont pas été mentionnés. En effet, il n'y a pas eu considération des effets sur le haut du bras et les muscles du dos. Par ailleurs, le poids de la main et de l'outil exercent un moment de torsion autour du centre de gravité de l'avant-bras et un moment de flexion autour du coude. De plus, les couples de démarriages et d'arrêts de l'outil exercent d'autres couples de flexion et de torsion de l'avant-bras.

4.2 Gants de données VMG30

Selon les données recueillies, la flexion des articulations des doigts est généralement plus prononcée lors de l'utilisation d'une clé manuelle avec limiteur de couple que lors de l'utilisation d'un cliquet pneumatique, à l'exception des 2 ième et 3 ième articulations de l'index, où l'on observe une flexion plus importante avec la clé pneumatique.

Les muscles extrinsèques contrôlent la flexion et l'extension des doigts, et leur activité est coordonnée avec les mouvements du poignet (Kumar, 2008). Les travaux de Pheasant et O'Neill (1975), expliquent que lorsqu'une poignée cylindrique est saisie, la main forme un système fermé de forces dans lequel des parties des doigts et de la paume sont utilisées, en opposition les unes aux autres, pour exercer des forces de compression sur la poignée, la force de préhension peut être définie comme la somme de toutes les composantes des forces exercées perpendiculairement à la surface de la poignée (*Voir Figure 4.1*). En ergonomie, la force musculaire se manifeste sous la forme d'un moment exercé autour d'une articulation (Kumar,

2008). Dans le cas où une action de rotation est exercée sur la poignée, le couple maximal dépend du diamètre de la poignée ainsi que du coefficient de friction (S. Pheasant & O'Neill, 1975) La direction du mouvement exerce aussi une influence sur le couple (Seo, Armstrong, Chaffin, et Ashton-Miller, 2008).

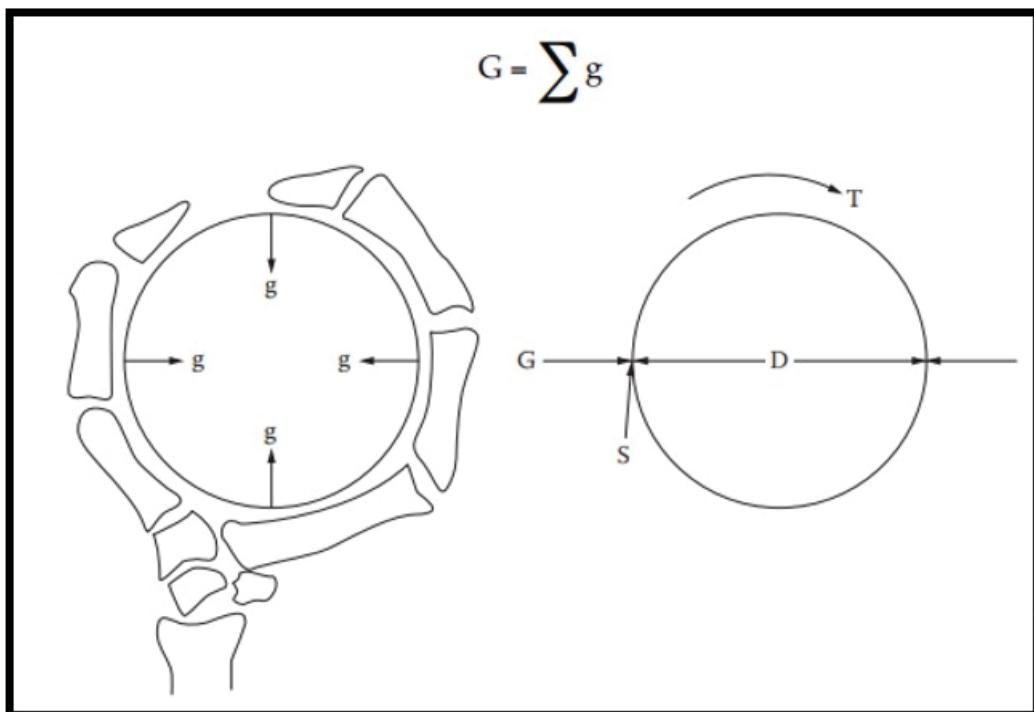


Figure 4.1 Mécanique de la préhension

Tirée de Freivalds (2011)

Des études précédentes (Yun, 1994 ; Yun, Cannon, Freivalds, & Thomas, 1997) ont utilisé un certain type de gant de données cyberglove pour étudier l'effet des diamètres des poignées sur la flexion des doigts. Ils ont observé que la flexion diminuait avec l'augmentation du diamètre. Ces études ont pris en compte uniquement la phase de préhension, tandis que la nôtre prend en compte la totalité du processus de serrage. Dans notre cas, le diamètre de la clé pneumatique est supérieur au diamètre de la clé manuelle. De plus, le fonctionnement de la clé à cliquet pneumatique utilise de l'air comprimé pour entraîner la rotation. Cette rotation est activée par la pression exercée sur le mécanisme de déclenchement à l'aide des doigts, notamment l'index

et le majeur. Cette pression sur le mécanisme de déclenchement est essentielle pour activer la rotation. Il est donc possible que le travail exercé sur la clé pneumatique affecte de manière significative les articulations de l'index, en particulier les deuxième et troisième articulation, étant donné leur rôle important dans la manipulation et le contrôle de l'outil.

En revanche, l'utilisation de la clé manuelle avec limiteur de couple implique une action combinée de torsion, ce qui peut entraîner une flexion plus importante des doigts. Même si la clé pneumatique demande moins d'effort, elle peut nécessiter davantage de stabilisation des doigts.

La dimension de la poignée d'un outil est importante dans sa conception. Si la poignée est trop grande, elle peut contraindre à utiliser l'extrémité des doigts pour exercer la force nécessaire, ce qui entraîne des tensions tendineuses importantes, jusqu'à deux à trois fois supérieures à celles exercées avec la base des doigts (Kroemer, 1972). Cette surcharge musculaire peut provoquer une fatigue rapide des muscles. À l'inverse, si la poignée est trop petite, les muscles fléchisseurs des doigts sont trop raccourcis pour produire une tension suffisante. Cela limite la force qui peut être exercée et entraîne des pressions importantes sur les tissus locaux (Kroemer, 1972). Kumar (2008) explique que la meilleure façon de saisir un objet entraîne une ouverture optimale de la main, ce qui étire les fibres musculaires des muscles des doigts à une longueur qui maximise leur capacité à se contracter. Cependant, pour les prises très petites ou très grandes, les principaux muscles fléchisseurs des doigts qui sont le fléchisseur profond des doigts (FDP) et le fléchisseur superficiel des doigts (FDS) perdent une partie de leur efficacité à produire de la force en raison d'une diminution du nombre de points de contact entre les fibres musculaires. De plus, la relation entre la longueur des muscles et leur capacité à produire de la force peut être modifiée par des changements dans la façon dont les tendons fléchisseurs des doigts agissent mécaniquement lorsqu'on saisit un objet. Cette modification peut expliquer pourquoi la plage optimale de saisie varie selon les types d'actions (Kumar, 2008).

Une bonne transmission de force implique un contact total de la main avec la poignée, comme c'est le cas pour les poignées qui ont une forme sphérique le long de l'axe (Strasser, 2007) (*voir* Figure 4.2). Dans le cas de la préhension de l'outil à cliquet pneumatique, de grandes parties

de la paume ne sont pas en contact direct avec la poignée par rapport à la clé manuelle, ce qui pourrait signifier que la force exercée par la main sur l'outil n'est pas totalement transmise efficacement, pouvant entraîner des inconforts et des blessures (Strasser, 2007). Cela est également vrai pour la clé manuelle avec limiteur de couple qui a une forme de poignée cylindrique. Bien que l'efficacité de la transmission de force soit limitée, elle reste meilleure que celle de la clé à cliquet pneumatique, car il y a plus de contact de la paume avec la clé manuelle qu'avec la clé pneumatique. En effet, la façon dont la main se positionne sur l'outil peut affecter la répartition de la pression exercée sur la paume, ce qui peut être critique pour éviter les points de pression excessive qui peuvent entraîner des problèmes de santé, comme le syndrome du doigt blanc des vibrations, qui est associé à une exposition prolongée aux vibrations des outils (Strasser, 2007). L'activation de mécanisme d'actionnement de la clé pneumatique nécessite une concentration compressive au niveau de doigt (index et majeur), ce qui pourrait causer une ischémie qui se traduit par des engourdissements et des picotements (Freivalds, 2011) dans le cas d'un travail répétitif. De plus, la saisie d'un cylindre de diamètre constant fait en sorte que les doigts sont dans l'incapacité d'exercer des forces maximales optimales. Cela est dû au fait que les liaisons transversales maximales pour les fibres musculaires ne peuvent pas être atteintes simultanément pour tous les doigts (Kumar, 2008).

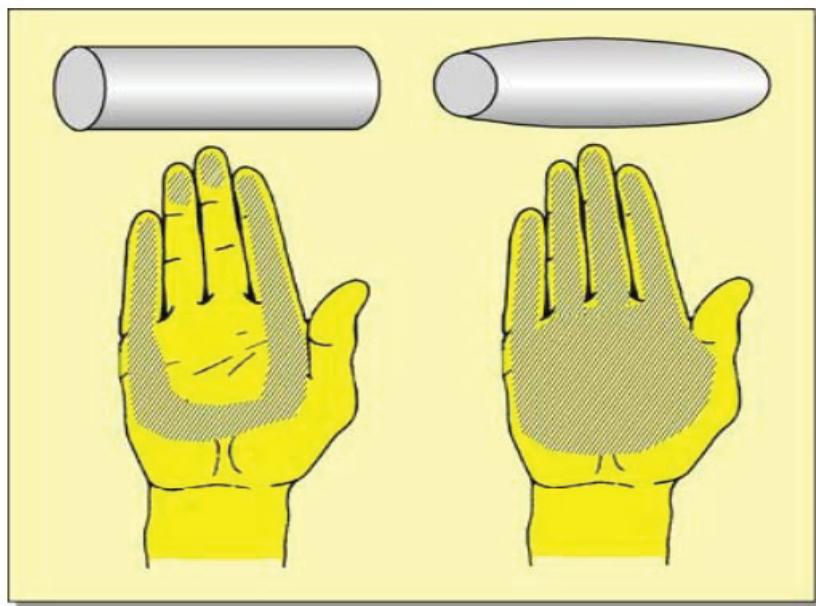


Figure 4.2 Zone de couplage de la main lors de l'utilisation d'outils avec un contour longitudinal droit et courbé (avec un côté de main cylindrique et en forme de double cône) nécessitant une prise en force

tirée de Strasser (2007)

Les graphiques des pressions aux extrémités des doigts montrent des variations brusques de 0 à des valeurs plus élevées lors de l'utilisation des deux types de clés (clé pneumatique et clé à limiteur de couple) (*Voir ANNEXE VII*). Les capteurs de pression du gant sont positionnés uniquement aux extrémités des doigts. Cette disposition des capteurs peut expliquer en partie les variations brusques, car le gant peut ne pas transmettre de manière aussi sensible les changements de pression sur toute la surface des doigts.

De plus, l'utilisation habituelle de ces outils ne se fait pas en concentrant la pression uniquement sur les extrémités des doigts. Par exemple, lorsqu'on utilise une clé, la pression est généralement répartie sur toute la main et même le poignet, en fonction du geste effectué. De même, la clé pneumatique est souvent manipulée avec les doigts, mais pas nécessairement en appliquant une pression intense uniquement sur les extrémités des doigts.

Les capteurs de pression positionnés aux extrémités des doigts peuvent ne pas être sensibles aux pressions faibles. En effet, leur conception et leur sensibilité sont peut-être optimisées pour

déetecter les pressions plus élevées, typiquement celles générées lors de l'exercice d'une force ou de la manipulation d'objets. En conséquence, les variations de pression plus subtiles, telles que celles produites par un contact léger, peuvent ne pas être suffisamment détectées par ces capteurs.

De plus, lors de l'utilisation de ces clés, divers mouvements et forces sont appliqués sur les doigts et les mains, ce qui peut entraîner des déplacements des capteurs à l'intérieur du gant. Ces déplacements peuvent interférer avec la précision des mesures de pression, induisant des fluctuations brusques dans les données enregistrées, passant de zéro (lorsque les capteurs sont déplacés de leur position initiale) à des valeurs plus élevées (lorsque les capteurs sont réalignés ou lorsque la pression sur eux augmente). Par conséquent, ces variations observées dans les graphiques de pression peuvent être attribuées aux déplacements des capteurs à l'intérieur du gant lors de l'utilisation des clés.

Dans le contexte de la préhension en puissance, le doigt du milieu est celui qui contribue le plus à la génération de forces, suivi de l'index, de l'annulaire et du petit doigt (Amis, 1987 ; Chen, 1991 ; Kong, 2001 ; Kong & Freivalds, 2003 ; Radhakrishnan & Nagaravindra, 1993). Cependant, une étude plus récente a observé que l'annulaire avait une contribution plus importante que l'index (Kong & Lowe, 2005a, 2005b). L'avantage biomécanique du majeur réside dans sa longueur et le fait qu'il se trouve au centre de la main (Freivalds, 2011).

L'utilisation d'un outil pneumatique implique le maintien continu d'une pression exercée par le majeur et l'index, ce qui peut entraîner une fatigue musculaire. Il a été démontré que la concentration de pression de préhension sous des conditions de charge statique et dynamique est liée au syndrome du doigt blanc lié aux conditions de vibrations. De plus, le travail répétitif de l'index peut contribuer à l'apparition des symptômes des doigts à ressort (Freivalds, 2011 ; Strasser, 2007).

Lors de la saisie d'un objet actif, comme un moteur contrôlé par servo (un moteur capable de mouvements précis), les doigts ajustent automatiquement la force de préhension en réponse à la force ou à la charge exercée par l'objet (Jones & Lederman, 2006). De manière similaire, lors de l'utilisation d'une clé à cliquet pneumatique, les doigts adaptent leur force de préhension en fonction de la pression exercée par l'outil pneumatique.

L'agrandissement majoritaire des écarts entre les doigts observés avec la clé manuelle à limiteur de couple par rapport à la clé pneumatique pourrait s'expliquer par les mouvements de va-et-vient plus importants de la main associés à l'utilisation de la clé manuelle. Lorsque l'on utilise une clé manuelle, les mouvements de rotation nécessaires pour serrer impliquent souvent des mouvements plus amples et variés de la main. Ces mouvements de va-et-vient peuvent entraîner des variations anatomiques plus marquées, notamment au niveau des doigts, où les muscles et les tendons peuvent être sollicités de manière différente par rapport à l'utilisation d'une clé pneumatique.

En revanche, avec une clé pneumatique, la force de serrage est principalement générée par l'outil lui-même, sans nécessiter autant d'efforts de la part de l'utilisateur. Par conséquent, les variations anatomiques induites par l'utilisation de la clé pneumatique peuvent être moins importantes, ce qui se traduit par des écarts moins prononcés entre les doigts par rapport à l'utilisation de la clé manuelle.

Les limites de cette expérience résident dans plusieurs facteurs. Tout d'abord, il s'agit d'une étude exploratoire du fonctionnement des interfaces outils-humains et des équipements de mesures pour mieux documenter les paramètres importants de ces interfaces. Une étude systématique avec participants humains nécessite un certificat d'éthique et sera complétée dans des travaux ultérieurs.

Ensuite, le manque de retour de la part du fabricant du VMG 30 a restreint la possibilité d'explorer d'autres capteurs ou fonctionnalités du dispositif, ce qui aurait pu enrichir l'analyse des données.

Une autre limite réside dans la conception du VMG 30, qui se limite à des capteurs de pression situés uniquement au niveau des extrémités des doigts.

Le positionnement exclusif des capteurs de pression aux extrémités des doigts ne reflète pas de manière précise la répartition globale de la pression exercée par la main. En conséquence, certaines zones importantes de contact ou de pression pourraient ne pas être captées, ce qui entraîne une sous-représentation des données et une perte d'informations.

Pour une analyse plus approfondie de la transmission de force et de la distribution de pression, il aurait été préférable d'avoir des capteurs au niveau de la paume et des phalanges et de remédier au déplacement des capteurs.

4.3 Combinaison Anybody Modeling system et gants de données VMG 30

L'imprécision des données dans le fichier C3D, causée par la conception du gant VMG 30 et le déplacement des capteurs, a empêché la réalisation d'une analyse biomécanique dans AnyBody Modeling System.

La littérature traite du problème de manque de précision des données provenant des gants de capture de mouvements (Arkenbout, De Winter, & Breedveld, 2015 ; Belcamino, Carfi, & Mastrogiovanni, 2024 ; Caeiro-Rodríguez, Otero-González, Mikic-Fonte, & Llamas-Nistal, 2021 ; Wang et al., 2019).

Afin d'améliorer la qualité des données et faire fonctionner le modèle, il pourrait être nécessaire de revoir la conception du gant pour s'assurer qu'il maintienne les capteurs en place de manière stable, sans mouvement indépendant ou déformation excessive. Il pourrait également être utile de tester différents matériaux pour le gant, ou différentes méthodes de fixation des capteurs, afin de minimiser les mouvements relatifs et les déformations pendant l'utilisation.

4.3.1 Critères de conception d'un gant adéquat pour une analyse ergonomie/biomécanique approfondie

Les gants de données (data glove) sont des dispositifs technologiques. Ils sont utilisés dans des applications variées : la capture de mouvement, la réalité virtuelle, la robotique et les interfaces homme-machine. En effet, dans la plupart des cas, les gants de données sont équipés de capteurs (Belcamino et al., 2024). La calibration est essentielle pour ajuster les mesures relatives et maintenir leur précision dans le temps (Caeiro-Rodríguez et al., 2021). Ce processus nécessite l'utilisation de points de référence ou de procédures spécifiques pour étalonner le dispositif. Par exemple, un capteur de pression doit être réglé avec des valeurs connues de pression pour obtenir des lectures précises. Sans calibration régulière, les mesures

peuvent devenir moins exactes en raison de facteurs tels que les fluctuations environnementales ou l'usure du matériel (Belcamino et al., 2024).

La précision des mesures effectuées par le gant dépend ainsi fortement de la qualité de sa calibration (Belcamino et al., 2024). Les gants de données ont pour objectif de recueillir des données intrinsèques de la main (comment la main bouge) et extrinsèques (interactions externes avec des objets et des surfaces dans l'environnement). Les capteurs de flexion sont des dispositifs utilisés pour mesurer l'angle de flexion dans les articulations. Ils sont souvent fabriqués à partir d'un filament conducteur qui change sa résistance électrique lorsqu'il est plié (Belcamino et al., 2024). Lorsque le capteur est plié, la résistance du filament conducteur varie de manière proportionnelle à l'angle de flexion de l'articulation. Ces capteurs peuvent être intégrés dans un gant de données en les cousant ou en les tricotant de manière à être alignés avec chaque articulation à mesurer (Caeiro-Rodríguez et al., 2021). Lorsqu'on parle du suivi des mouvements de la main, un des défis majeurs est de garantir que les capteurs sont correctement alignés avec les articulations de la main. Cela signifie que les capteurs doivent être positionnés de manière précise sur les doigts et la main pour mesurer avec précision les mouvements des articulations. Même un léger désalignement entre les capteurs et les doigts peut introduire des erreurs significatives dans l'estimation des angles des articulations. Par exemple, si un capteur est légèrement décalé par rapport à l'articulation qu'il est censé suivre, les données recueillies peuvent ne pas refléter correctement les mouvements réels de cette articulation.

Dans la littérature, ce problème est souvent appelé "calibration capteur-segment". Cela fait référence au processus de réglage précis des capteurs par rapport aux segments anatomiques (comme les doigts) pour assurer une mesure précise des mouvements (Belcamino et al., 2024). La précision des mesures des gants dépend de plusieurs facteurs. Notamment, l'élasticité du matériau joue un rôle important : avec le temps, le matériau des gants peut se détendre, ce qui entraîne un désalignement des capteurs par rapport aux mouvements de la main. Cela compromet la précision du suivi des mouvements. De plus, l'adaptabilité pose un problème : les gants ont souvent du mal à s'ajuster correctement aux différentes tailles de main des utilisateurs (Belcamino et al., 2024 ; Caeiro-Rodríguez et al., 2021).

Le positionnement des capteurs est un critère important à prendre en considération. Il faut tenir compte de la complexité anatomique des articulations et leurs relations de couplage (Caeiro-Rodríguez et al., 2021). En effet, certaines articulations peuvent être plus difficiles à suivre en raison de leur forme particulière. Par exemple, le TM (articulation trapézo-métacarpienne) du pouce est particulièrement complexe à suivre en raison de sa structure anatomique spécifique (Caeiro-Rodríguez et al., 2021). De plus, les articulations peuvent avoir des relations de couplage où le mouvement d'une articulation peut affecter une autre articulation voisine. Par exemple, le DIP (articulation distale-interphalangienne) des doigts ont des relations de couplage avec d'autres articulations, ce qui peut influencer leur importance relative dans le contexte du suivi des mouvements de la main (Caeiro-Rodríguez et al., 2021).

On trouve dans la littérature des études portant sur des alternatives pour contrer les limites dues aux déplacements des capteurs. En effet (Arkenbout et al., 2015) ont utilisé des interfaces basées sur la vision et des gants de données (5DT) pour mettre en œuvre le système Nimble VR, exploitant la caméra Kinect. L'objectif était d'améliorer la précision et l'exhaustivité des données sur les mouvements des mains et des doigts. Les données ont été fusionnées en utilisant un filtre de Kalman. La performance du système a été évaluée à l'aide d'un modèle de main en bois dans différentes postures et orientations statiques, ainsi que par l'observation de trois mains humaines de tailles différentes effectuant des flexions actives des doigts.

L'intégration des données du système Nimble VR basé sur la vision et du gant de données 5DT via un filtre de Kalman a considérablement amélioré la précision et l'exactitude globales du suivi des mouvements de la main. Par exemple, pour les articulations PIP, l'utilisation du filtre de Kalman a entraîné une amélioration significative de la précision (79%), réduisant la déviation angulaire de 2,2 degrés à 0,9 degré. De plus, il y a eu une amélioration modérée de l'exactitude (31%), réduisant la déviation angulaire moyenne de 24 degrés à 17 degrés (Arkenbout et al., 2015).

Au lieu d'opter pour des gants conventionnels, Zhou, Lu, Liu, Zhang, & Gowda (2022) ont conçu un dispositif qui utilise des bagues portées aux doigts pour suivre les mouvements. Chaque bague est équipée de capteurs IMU (unités de mesure inertielle) qui enregistrent les

mouvements et rotations des doigts. Les bagues peuvent être choisies ou ajustées pour s'adapter à diverses morphologies et tailles de doigt ce qui réduit les limites en termes d'ajustements. D'autres études utilisent des exosquelettes de main (Bouzit, Burdea, Popescu, & Boian, 2002). L'exosquelette de mesure de position du gant Rutgers Master II-ND (Bouzit et al., 2002) utilise des capteurs à effet Hall et infrarouges pour suivre avec précision les mouvements des doigts sans nécessiter de contact direct. Mais ces alternatives peuvent être encombrantes et nécessiter beaucoup de temps de configuration (Belcamino et al., 2024).

Parmi les caractéristiques du gant qui influencent son utilisation pratique, on trouve la taille, le poids, le confort et la capacité à s'ajuster à différentes anthropométries de mains (Caeiro-Rodríguez et al., 2021). Un gant de données doit être petit, léger et facile à transporter. Ces caractéristiques garantissent que le dispositif est pratique à utiliser et à porter, ce qui est important pour une utilisation quotidienne ou prolongée sans gêne excessive. Un dispositif encombrant ou lourd pourrait dissuader les utilisateurs de l'utiliser sur de longues périodes, réduisant ainsi son efficacité et son utilité. La légèreté et la portabilité permettent également de transporter facilement le gant entre différents endroits. De plus un gant qui possède un nombre élevé de capteurs crée un problème d'encombrement (Belcamino et al., 2024).

Le confort est une exigence importante pour tout dispositif portable, particulièrement un gant intelligent qui peut être utilisé pendant de longues périodes. Un gant inconfortable peut causer de l'inconfort ou de la fatigue, limitant ainsi son utilité et son acceptation par les utilisateurs. Pour assurer un confort optimal, le gant doit être fabriqué à partir de matériaux doux et respirants qui ne causent pas d'irritation de la peau. De plus, il doit être bien ajusté sans être trop serré, permettant une utilisation prolongée sans gêne. En effet les critères ergonomiques liés aux ports de gants doivent être pris en considération (Freivalds, 2011).

Un gant intelligent ne doit pas entraver les mouvements et actions de l'utilisateur. Cette liberté de mouvement est importante pour permettre à l'utilisateur d'interagir de manière naturelle et intuitive avec des environnements virtuels ou réels. Si le gant limite la mobilité des doigts ou de la main, cela pourrait affecter la précision et l'efficacité des interactions, réduisant ainsi l'expérience utilisateur. Par conséquent, le gant doit être conçu de manière à permettre une

amplitude de mouvements complète, imitant les mouvements naturels de la main et des doigts (Belcamino et al., 2024).

Les mains et les doigts varient considérablement en taille et en forme d'une personne à l'autre. Pour assurer un ajustement optimal et une expérience utilisateur satisfaisante, le gant intelligent doit être capable de s'ajuster à une large gamme d'anthropométries. Cela peut être réalisé grâce à des matériaux élastiques ou à des systèmes de réglage permettant de personnaliser l'ajustement. Une adaptabilité efficace garantit que le gant fonctionne correctement et confortablement pour tous les utilisateurs, indépendamment de la taille ou de la forme de leurs mains et doigts.

Le gant peut être fabriqué à partir de divers matériaux tels que des bandes de tissu, de plastique ou d'autres matériaux appropriés. Les matériaux doivent être sélectionnés non seulement pour leur confort et leur flexibilité, mais aussi pour leur durabilité et leur capacité à intégrer des capteurs et d'autres composants électroniques. Les matériaux élastiques et respirants sont souvent préférés pour assurer un confort maximal, tandis que les composants électroniques doivent être intégrés de manière à ne pas interférer avec la mobilité ou le confort du gant. Certains gants de données ne recouvrent pas entièrement la peau des doigts et de la main. Au lieu de cela, ils se composent uniquement de bandes de tissu, de plastique ou d'autres matériaux spécifiques (Caeiro-Rodríguez et al., 2021). En ne couvrant pas complètement la main et les doigts, ces gants peuvent s'adapter plus facilement à différentes formes et tailles de mains. Cela permet un ajustement plus personnalisé et confortable pour chaque utilisateur. De plus, moins de matériau peut mener à une plus grande flexibilité et une meilleure respirabilité, ce qui peut rendre le gant plus confortable à porter pendant de longues périodes. Par ailleurs, une autre étude (Shen et al., 2016) présente des capteurs souples qui, contrairement aux capteurs rigides, peuvent se plier et s'étirer, ce qui les rend adaptés aux mouvements naturels du corps. Ces capteurs peuvent s'étirer sans que cela n'affecte les mesures de flexion (Shen et al., 2016).

Une autre étude (Lee, Choi, Sung, Bae, & Choi, 2021) introduit un gant spécialement conçu pour mesurer les mouvements et les déformations des mains à l'aide de capteurs. Ce type de gant est différent des méthodes traditionnelles de fabrication de gants, qui impliquent souvent l'utilisation de couture (assemblage par couture) et de collage (fixation de divers matériaux

ensemble). Le gant est fabriqué en une seule étape à l'aide d'une technique de tricotage. Le tricotage permet d'intégrer directement les capteurs de déformation dans la structure du gant, sans nécessiter de processus de couture complexe pour assembler différentes parties du gant ou de collage pour fixer les capteurs (Lee et al., 2021).

Tricoter des capteurs directement au niveau des articulations dans un gant de données pourrait offrir une solution innovante où la précision de la détection des mouvements articulaires est maximisée tout en préservant le confort et la flexibilité ergonomique pour l'utilisateur. L'essentiel réside dans la conception soignée du tricot, assurant que les capteurs sont positionnés de manière stable et précise pour capter efficacement les mouvements articulaires. Cela nécessite une planification minutieuse de la structure du gant et de l'agencement des fils conducteurs afin de garantir une détection précise des flexions et des mouvements des doigts. Cependant, le problème de l'ajustement des gants à différentes tailles de main demeure.

La littérature explore une gamme diversifiée de gants de données utilisés dans des contextes variés, mais elle met en lumière un défi majeur : le manque de normes et de critères de conception standardisés pour ces dispositifs (Belcamino et al., 2024). Actuellement, la plupart des propositions de conception sont personnalisées, ce qui signifie qu'elles sont souvent développées de manière isolée, sans nécessairement s'appuyer sur les avancées et les standards établis par d'autres recherches antérieures (Belcamino et al., 2024).

En conséquence, certaines études adoptent une approche générale lorsqu'elles abordent les gants de données, sans se concentrer sur des aspects spécifiques et des limites précises qui pourraient guider une conception plus universelle et efficace. Pour surmonter cette lacune, il est impératif de mener de nouvelles recherches visant à établir des critères de conception normalisés pour les gants de données. Cela permettrait de définir des directives claires concernant la disposition des capteurs, la flexibilité ergonomique, la précision des mesures, ainsi que l'interopérabilité et la compatibilité avec d'autres systèmes technologiques.

En standardisant les critères de conception, nous pourrions non seulement améliorer la qualité et l'efficacité des gants de données existants, mais aussi faciliter leur adoption et leur intégration dans diverses applications de recherche, dont la mesure en Facteurs Humains/Ergonomie (HF/E)

4.4 Évaluation qualitative

L'évaluation qualitative met en exergue l'effet des variables des outils sur la sollicitation musculaire. En effet la sollicitation musculaire dans le cadre de l'utilisation de la clé à cliquet pneumatique et la clé dynamométrique est influencée par des caractéristiques interconnectées. La posture, le poids, le diamètre, les forces d'assemblage et les vibrations générées par la clé pneumatique ont été évalués comme ayant un impact significatif sur la sollicitation musculaire et la contrainte ressentie.

Le poids de l'outil est un facteur à prendre en considération dans le cadre de la sollicitation musculaire (Chaffin, Andersson, & Martin, 2006). En effet (Grant & Habes, 1993) ont mené des recherches montrant que l'ajout de brides aux poignées d'outils, dans le but d'améliorer le couplage entre la main de l'utilisateur et la poignée, a entraîné une augmentation de la force de préhension nécessaire pour effectuer les tâches de levage des outils.

L'outil pneumatique peut devenir considérablement lourd, particulièrement lorsque son poids est augmenté par la présence du cordon d'alimentation ou du tuyau (Chaffin et al., 2006). Il est recommandé que le poids efficace des outils soit de 2,3 kg (Greenberg & Chaffin, 1977). Cependant, ce poids devrait être réduit si le centre de gravité de l'outil est loin du poignet de l'utilisateur (Kumar, 2008). De plus, les travailleurs ont évalué subjectivement que les outils pesant entre 0,9 kg et 1,75 kg étaient considérés comme étant "juste appropriés" (Aromstrong et al., 1989). Cette recommandation n'est pas utilisable dans toutes les situations. Par exemple, il existe des cas où il est nécessaire de tenir un outil avec le bras fléchi ou étendu. La manutention d'une charge loin du corps implique une flexion de l'épaule et une extension du coude. La charge tenue peut engendrer des moments de charges (force de rotation exercée par une charge par rapport au point pivot qui est l'épaule). Pour maintenir la position et supporter la charge, les muscles doivent exercer une force de flexion pour contrebalancer le moment de charge. Conséquemment, les moments de charges au coude et à l'épaule deviennent importants (Chaffin et al., 2006). En effet, le bras agit comme un levier : lorsqu'on tient une charge loin

du corps, la distance entre cette charge et l'articulation augmente, plus la distance est grande, plus le moment de charge est élevé.

Les muscles doivent générer une force suffisante pour maintenir la position de bras et supporter la charge. Plus la charge est lourde et éloignée du corps, plus cette force est élevée (Chaffin et al., 2006).

Des modèles de régression basés sur la perception subjective de l'effort montrent que les charges de bras et de main perçues comme difficiles augmentent avec la portée en avant, surtout à hauteur d'épaule (Han Kim, Martin, & Chaffin, 2004).

De plus, dans le cadre de notre étude, l'utilisation de la clé pneumatique et de la clé dynamométrique impliquent la pronation de l'avant-bras, ce qui accentue l'élévation du bras. Chaffin et al. (2006) recommandent d'utiliser un support de coude rembourré : c'est un dispositif ou un coussin est placé sous le coude pour soutenir le bras. Il peut être attaché à une chaise, à un bureau ou être portable. Et ils recommandent dans le cadre de l'utilisation des outils pneumatiques et électriques d'utiliser un dispositif d'équilibrage des outils. Ce dispositif est souvent monté au plafond ou sur un support fixe et permet de suspendre l'outil de manière à équilibrer son poids. Ainsi, l'opérateur n'a pas à supporter tout le poids de l'outil pendant son utilisation, ce qui diminue la fatigue musculaire et articulaire.

En ce qui concerne le diamètre, les recommandations pour les prises en puissance varient dans la littérature. En effet, Ayoub & Presti (1971) recommandent un diamètre de 51 mm et un diamètre de 38mm en prenant en compte le nombre maximum de cycles de travail terminés avant la fatigue et le rapport entre la force de préhension et l'activité EMG. L'étude de Drury, (1980) a montré que pour minimiser la fatigue (mesure de réduction de force à l'aide d'un dynamomètre) et maximiser le confort (mesure subjective) lors de la manipulation d'objets, ceux-ci devraient idéalement avoir des diamètres entre 31 et 38 mm, tandis que Eastman Kodak Company (1983) recommande 40mm pour les prises en puissance et Edgren, Radwin, et Irwin (Edgren, Radwin, & Irwin, 2004) recommandent d'adopter un diamètre de 38,1 mm, basé sur une poignée spécialement conçue avec des capteurs et des instruments permettant de mesurer différents aspects de la force de préhension. En demandant aux participants leurs opinions sur le confort (Kong & Lowe, 2005a) ont trouvé que les femmes préféraient des poignées de 35 mm et les hommes de 40 mm pour maximiser la force de préhension. Ces tailles

correspondaient à environ 19,7 % de la longueur de la main des participants. Replogle (1983) a découvert que le couple maximal (la force de rotation maximale que l'on peut exercer) est atteint lorsque le diamètre de la poignée est deux fois celui de l'ouverture de la main. Si l'ouverture de préhension est de 25 mm, le diamètre optimal de la poignée pour exercer un couple maximal serait de 50 mm.

Kong & Lowe (2005b) ont trouvé que pour des tâches de couple maximum, les femmes préfèrent des poignées de 37–44 mm et les hommes préfèrent des poignées de 41–48 mm. Ces diamètres de poignée sont environ 23,3 % de la longueur de la main des utilisateurs.

En résumé des diamètres près de 50mm sont recommandés pour des couples maximaux et des diamètres près de 31mm pour la dextérité et la vitesse (Kumar, 2008).

Plusieurs études recommandent d'ajuster le diamètre à la main de l'utilisateur (Grant et al., 1992 ; Kong & Lowe, 2005b, 2005a).

Grant et al (1992) ont étudié l'impact de la taille de la poignée par rapport au diamètre de prise intérieure de la main. Ils ont trouvé que les poignées qui étaient 1 cm plus petits que le diamètre de prise intérieure maximisait la force de prise. En d'autres termes, si la poignée est légèrement plus petite que la taille naturelle de la prise de la main, cela permet d'exercer une force plus grande par rapport à des poignées qui sont soit plus grandes de 1 cm soit exactement de la taille de la prise intérieure.

Kong & Lowe (2005a) ont introduit le concept de NHS, qui est le ratio de la circonférence de la poignée à la longueur de la main (mesurée du pli du poignet à l'extrémité du doigt moyen). 30 personnes avec des longueurs de main variant de 160 à 205 mm, ont été testées avec différentes tailles de poignées. Les NHS variaient de 45% à 90%. Au cours de cette étude, les forces de prise maximales et les évaluations subjectives minimales de l'effort perçu ont été obtenues lorsque le NHS était entre 50% et 55%. Cela correspondait à des tailles de poignée absolues de 30,6 à 39,2 mm, selon la longueur de la main des individus.

Rossi, Berton, Grélot, Barla, & Vigouroux (2012) recommandent un diamètre de poignée proche de 17,9 % de la longueur de la main de l'utilisateur afin de maximiser les forces maximales. Un petit diamètre de poignée pourrait également être utilisé pour minimiser les actions du pouce. Un ergomètre de poignée a été utilisé, intégrant six capteurs de force et une

carte de pression, afin de mesurer les forces exercées par la face palmaire de la main. Les données sont regroupées à partir de 10 sites anatomiques, incluant les bouts des doigts, les phalanges, le pouce, et la paume.

En ce qui concerne le diamètre des outils qui fonctionnent avec des alimentations externes (Johnson, 1988) a étudié le diamètre des poignées pour les tournevis motorisés en ligne (qui sont des outils similaires aux visseuses, mais avec des niveaux de couple plus faibles et des formes soit en ligne, soit en pistolet). Pour cela, il a ajouté des manches en aluminium aux outils de base. Il a trouvé que les poignées de plus grand diamètre (entre 5,0 et 6,35 cm) réduisaient les niveaux d'activité musculaire (mesurés par électromyographie) par rapport aux poignées plus petites (2,86 cm). Le manche en aluminium supplémentaire pourrait avoir absorbé certaines vibrations ou couples de réactions, ce qui aurait pu réduire la force nécessaire (et donc l'activité musculaire) pour saisir et contrôler l'outil (Kumar, 2008).

Radwin (1993) a modifié des outils à poignée-pistolet pour avoir une poignée ajustable. Il a constaté que des diamètres de poignée plus grands (5 à 6 cm) nécessitaient moins de force de préhension pendant l'utilisation, ce qui est comparable aux poignées à deux mains pour les outils.

Dans le cadre de notre étude, le couple exercé lors du serrage de boulon avec une clé dynamométrique est effectué en pronation. Lors de la pronation, la force est transmise par frottement, ce qui permet généralement d'exercer un couple (force de rotation) plus élevé sur une poignée, surtout lorsque celle-ci est de grande taille (Strasser, 2007). Cette transmission de force est particulièrement efficace, car la partie charnue de la base du pouce (le thenar) est impliquée dans le mouvement (Strasser, 2007).

En ce qui concerne le type de matériaux, les propriétés de friction de la surface de la poignée dépendent du matériau (Strasser, 2007). En effet, ces propriétés peuvent varier en fonction de la pression exercée par la main, l'aspect lisse et la porosité de la surface de l'outil et la présence de contaminants (Jones & Lederman, 2006).

De plus, pour des forces légères, souvent inférieures à 1 Newton (N), la pression exercée par la prise en main affecte la friction. La taille et la forme de la zone de contact entre la peau et l'objet jouent également un rôle, une surface de contact plus grande augmentant la friction.

Enfin, le niveau d'hydratation de la peau est important : une peau plus hydratée tend à réduire la friction par rapport à une peau plus sèche (Jones & Lederman, 2006).

Les poignées en caoutchouc à haute friction comme le cas pour la clé pneumatique qui fait l'objet de notre (coefficient de friction $\mu = 0,78$) peuvent produire jusqu'à 52 % de couple en plus que les poignées en aluminium à faible friction ($\mu = 0,38$). Les poignées en plastique comportent souvent des motifs moletés ou quadrillés et des rainures, ce qui améliore la prise en main en augmentant la friction entre la main et l'outil (Pheasant & O'Neill, 1975).

Le plastique et le bois sont avantageux pour leur incapacité à absorber des liquides tels que l'huile. De plus , ils ne sont pas conducteurs de chaleur et d'électricité (Strasser, 2007).

Strasser (2007) recommande d'utiliser une surface compressible, non conductrice et lisse. En effet, les matériaux compressibles, comme le caoutchouc, absorbent les vibrations, ce qui réduit la fatigue de la main lors de l'utilisation prolongée d'un outil. Ils permettent une meilleure répartition de la pression exercée par la main sur la surface de préhension, ce qui peut réduire les points de pression et l'inconfort (Strasser, 2007).

Westling & Johansson (1984) ont fait une expérience dans laquelle ils ont évalué l'utilisation des matériaux. Ils ont calculé le coefficient de friction en utilisant la loi d'Amonton. Ils ont trouvé que lorsque la surface de contact entre la peau et l'objet devient plus glissante (moins de friction), il est plus difficile de maintenir une prise ferme. Pour compenser cette diminution de friction et éviter que l'objet ne glisse, il faut exercer une pression plus forte avec la main (forces normales plus élevées) (Jones & Lederman, 2006).

La friction joue un rôle important non seulement dans la prise de l'objet, mais a aussi un effet sur la musculature plus proximale du bras, poignet et épaules qui sont impliqués dans le déplacement de la main et de l'objet d'un endroit à un autre (Saels, Thonnard, Detrembleur, & Smith, 1999).

En ce qui concerne les vibrations, la clé pneumatique qui fait l'objet de notre travail génère des vibrations. En effet, ces vibrations sont une conséquence de l'utilisation d'outils alimentés par des sources externes, telles que les outils pneumatiques et électriques (Strasser, 2007).

Le fonctionnement d'un outil pneumatique implique la génération d'une série d'impacts rapides. Ces impacts sont transmis à la main du travailleur par l'intermédiaire de la poignée de l'outil. La vibration provoque un mouvement oscillatoire des segments du corps impliqués dans le maintien de l'outil (Musson, Burdorf, & Van Drimmelen, 1989).

Cela peut être caractérisé par deux types de mesures : 1) des paramètres de magnitude comme le déplacement (en millimètres), l'accélération crête ou RMS (en mètres par seconde carrée), la mesure moyenne ou la dose, et 2) la fréquence (en hertz ou par seconde) (Griffin, 2012).

La transmission des vibrations dans le membre supérieur augmente de manière proportionnelle à une fréquence donnée. Lorsqu'un outil tenu à la main augmente ses vibrations de 10 dB, les vibrations ressenties à la main augmentent également de 10 dB (Chaffin et al., 2006). Cependant, la force de préhension joue un rôle important dans la quantité exacte d'énergie vibratoire transférée (Chaffin et al., 2006).

Il a été observé que lorsque la force de préhension a été augmentée de manière significative (de 10 N à 40 N) sur un outil vibrant à 12 dB, les vibrations ressenties à la main n'ont augmenté que de 3 à 5 dB. Cela indique que l'augmentation de la force de préhension ne produit pas une augmentation proportionnelle des vibrations ressenties à la main. Pour expliquer cette observation, les chercheurs ont proposé que la relation entre la force de préhension et les vibrations transmises à la main suive une proportionnalité à la racine cubique de la force de préhension (Chaffin et al., 2006).

L'activation de la clé pneumatique nécessite l'utilisation de l'air comprimé pour générer de la puissance et entraîner la rotation de ses composants internes. Pour l'activer, le travailleur exerce une pression précise sur le mécanisme de déclenchement en utilisant principalement l'index et le majeur. Dès que l'outil commence à tourner, il produit ce qu'on appelle un couple, c'est-à-dire une force rotative. Cette force est alors transmise au travailleur à travers l'interaction entre l'outil et les mains de l'utilisateur (Freivalds, 2011).

Lorsque le couple généré par l'outil devient important, il peut dépasser la capacité du travailleur à le contrôler. C'est à ce moment que le travailleur doit stabiliser l'outil en appliquant une force avec sa main et son bras pour contrer le mouvement (Freivalds, 2011). Cette action vise à

maintenir la stabilité de l'outil et à garantir la sécurité de l'opérateur. Cependant, cette stabilisation peut entraîner une fatigue musculaire accrue, surtout dans des conditions de travail où la posture est contraignante, comme lorsque le bras est maintenu au-dessus du cœur ou dans des espaces restreints (Kumar, 2008).

La clé à cliquet pneumatique est un type d'outil qui fonctionne grâce à une source d'énergie pneumatique, dépassant largement les capacités humaines en termes de puissance. Cette caractéristique permet aux travailleurs de ne pas ressentir une grande contrainte lors de l'utilisation de cet outil, ce qui conduit souvent à des changements peu significatifs dans les processus de travail. Cependant, malgré cette facilité apparente, l'utilisation répétée de la clé à cliquet pneumatique et la posture souvent exigée, avec les bras au-dessus du niveau du cœur, peuvent ajouter une contrainte supplémentaire pour le travailleur.

Dans ces situations, la contrainte ressentie dépend de l'interaction complexe de plusieurs facteurs. D'abord, la répétition des mouvements peut entraîner une fatigue musculaire cumulative, même si chaque action individuelle ne semble pas exiger beaucoup d'effort. Ensuite, la posture des bras au-dessus du cœur peut compromettre la circulation sanguine, augmentant ainsi la fatigue et le risque de douleurs musculaires. De plus, d'autres facteurs ergonomiques, tels que les caractéristiques de l'outil, l'environnement spatial de travail qui est restreint, peuvent également influencer la perception de la contrainte par le travailleur.

En ce qui concerne la clé dynamométrique, celle-ci nécessite une prise ferme et une application contrôlée de force, principalement orientée dans la direction du mouvement de torsion. Cette action de serrage est cruciale pour garantir que les fixations atteignent le couple de serrage spécifié, assurant ainsi la sécurité et la fiabilité de l'assemblage. Lorsqu'un opérateur utilise la clé dynamométrique, il doit exercer une force précise, ce qui engage significativement les muscles de l'avant-bras, du bras et de l'épaule. Ce qui implique des changements significatifs de l'activité musculaire et de la contrainte ressentie.

4.5 Analyse coûts-bénéfice

L'ergonomie est une science appliquée qui vise à adapter les conditions de travail aux capacités et limites humaines pour améliorer, la santé et la sécurité des travailleurs. Cela se fait en produisant des résultats concrets sur terrain, dans le contexte réel de travail. Cela peut se traduire par la réduction de blessures, l'augmentation de la productivité et l'amélioration de la situation des travailleurs. Cette amélioration peut se manifester par une réduction des arrêts de travail, une diminution des plaintes liées à l'inconfort ou une meilleure satisfaction des employés. Le fait que nous ne disposons pas de certificats d'éthique et les restrictions chez le partenaire industriel, notamment en ce qui concerne la collecte des données sur les instructions de travail, compliquent toute évaluation de l'amélioration apportée.

Nous proposons donc une analyse coûts-bénéfice (*Voir* Tableau 4.1) pour comparer les méthodes d'analyses utilisées. Dans ce contexte, les coûts concernent principalement le temps consacré aux évaluations ainsi que le prix des outils et technologies utilisés, tandis que les bénéfices correspondent aux avantages spécifiques de chaque méthode d'analyse étudiée.

Tableau 4.1 Analyse coûts-bénéfices

Méthode	Prix	Durée de Formation estimée	Temps de mise en œuvre estimé	Bénéfices
Jack 7.1 (Analyse RULA)	Licence nous est fournie gratuitement par l'ÉTS	5 jours	40 min pour la simulation Analyse RULA en un clic	-Évaluation générale des risques pour les membres supérieurs à un stade précoce -Détection rapide des problèmes de posture -Élimination des risques liés à posture à un stade précoce
l'indice OCRA	Gratuit	2 jours	1 jour pour organiser les données 20 min pour l'analyse	- Analyse détaillée d'un poste de travail existant - Prends en compte la durée, la fréquence du travail, la perception de l'effort et les facteurs environnementaux - Identification des facteurs de risque ergonomique
KIM-MHO	Gratuit	2 jours	2 jours pour la collecte des données 15 min pour l'analyse	Évaluation détaillée du système main-bras d'un poste de travail existant Méthode simple et rapide
Gant de données VMG30	541\$/jour , 2172\$/semaine	1 jour	10 min pour la mise en marche Utilisation dépend du temps de simulation	- Étude plus approfondie du comportement de la main - Comparaison entre différents outils - Adapté à l'étude des mouvements complexes de la main en raison de sa petite taille - Bon pour des analyses fines du comportement de la main

Le DHM Jack 7.1 a requis une formation de 5 jours. Ce délai a été nécessaire pour acquérir une compréhension complète et une maîtrise des fonctionnalités du logiciel, ainsi que pour s'adapter aux fonctions d'ajustement des articulations du mannequin numérique. La simulation a duré 40 minutes en raison des difficultés rencontrées lors de la création du mannequin numérique, notamment à cause de la posture contraignante. De plus, il a été nécessaire d'ajuster chaque articulation individuellement et de s'assurer que le mannequin numérique ne rentre pas en collision avec le poste de travail, qui se trouve dans un environnement à espace restreint. L'analyse RULA s'est faite rapidement et a permis d'avoir une évaluation générale des risques des membres supérieurs en se centrant principalement sur la posture du mannequin numérique. Contrairement aux autres méthodes, RULA prend en considération la position du cou.

L'indice OCRA a nécessité une formation de deux jours, basée sur la littérature disponible. Le temps d'utilisation a été utilisé pour répartir les tâches en fonction des scénarios de travail, des temps de travail et des majorations de repos calculées (*Voir 3.1.2*). De plus, l'indice OCRA, qui est gratuit, est très complet et permet une évaluation détaillée des postes de travail existants en prenant en compte le cycle de travail, la durée totale de travail, la fréquence, la perception de la force, ainsi que les facteurs environnementaux.

Cette méthode permet de mieux comprendre les exigences du poste de travail et d'identifier les risques potentiels associés à chaque paramètre du travail.

Similaire à l'indice OCRA une formation de deux jours basés sur la littérature a été nécessaire pour KIM-MHO. Le temps de mise en œuvre a été consacré à la collecte des données sur les forces exercées. Ces données ont été complétées par une revue de la littérature.

KIM-MHO est adaptée pour une évaluation ciblée du système main-bras, bien que moins détaillée que l'indice OCRA, cette méthode prend en compte beaucoup de paramètres de travail (durée, fréquence, posture, facteurs environnementaux).

En ce qui concerne le gant de données VMG 30, bien que l'investissement soit élevé et que l'on rencontre des problèmes d'imprécision dus au déplacement des capteurs, ce type d'outil est adapté pour les analyses fines de la main lors de la manipulation d'outils. En effet, la main étant une petite structure, un gant spécialement conçu permet de capter des mouvements avec

une bonne précision, ce qui est essentiel pour une étude minutieuse des interactions entre la main et les outils utilisés.

En conclusion, l'utilisation de Jack 7.1 est relativement longue. Par conséquent, il n'est pas toujours justifié de l'utiliser pour une analyse ergonomique centrée uniquement sur la posture, surtout lorsqu'il existe des méthodes gratuites, rapides et faciles à déployer. En revanche, les outils DHM, comme Jack 7.1, sont mieux adaptés pour l'évaluation lors de la conception d'un poste de travail afin de prévenir les risques de manière précoce, même si ces risques concernent principalement la posture de travail. Il faut savoir que la version de Jack 7.1 utilisée est la version académique et non professionnelle. La version académique est spécifiquement conçue pour un usage dans un contexte éducatif, offrant une série de fonctionnalités adaptées aux besoins des étudiants et des chercheurs tout en étant limitées par rapport à la version professionnelle.

L'indice OCRA et de KIM-MHO et KIM-MHO, étant des méthodes gratuites, peuvent être utilisées à la fois lors de la conception d'un poste de travail ou pour évaluer un poste déjà existant. Elles permettent d'examiner l'ensemble du poste et d'inclure divers paramètres au-delà de la posture.

Enfin, bien que le gant VMG30 soit assez coûteux, une fois amélioré pourraient être particulièrement adaptés pour des études détaillées et fines des mouvements de la main dans un contexte de recherche académique. Il peut être très utile pour l'amélioration et la conception d'outils.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Au cours de ce mémoire, nous avons répondu aux objectifs fixés. Premièrement, nous avons identifié les méthodes les plus prometteuses pour l'analyse ergonomique du système de travail étudié. Deuxièmement, nous avons conçu le poste de travail à l'aide de Jack 7.1. Troisièmement, nous avons réalisé une analyse ergonomique en utilisant l'outil RULA de Jack 7.1, ainsi que des méthodes complémentaires comme l'indice OCRA et le KIM-MHO. Quatrièmement, nous avons mené une étude de la main en utilisant des méthodes alternatives à Jack 7.1, à savoir des gants de données (VMG 30), ainsi qu'une combinaison des gants de données et du logiciel AnyBody Modeling System. Enfin, en raison de l'imprécision des données issues du gant VMG 30, qui a rendu impossible l'analyse biomécanique dans AnyBody Modeling System, nous avons effectué une analyse qualitative de l'utilisation des outils.

La revue de littérature nous a permis de définir le travail au-dessus du cœur, d'identifier les paramètres qui peuvent contribuer à l'apparition des TMS dans le contexte du système de travail étudié. À partir de ces constatations, nous avons pu identifier les méthodes d'analyse ergonomique les prometteuses pour notre cas à savoir RULA, l'indice OCRA et KIM-MHO. La conception du poste de travail avec Jack 7.1 nous a permis d'identifier certaines limites du logiciel qui nécessitent des améliorations. Tout d'abord, la création du mannequin numérique a été longue et a demandé beaucoup d'efforts, en particulier pour la préhension des outils. La fonction de préhension automatique de Jack 7.1 n'a pas permis une prise réaliste des outils, ce qui nous a obligés à ajuster manuellement toutes les articulations des doigts. Cette limite à des répercussions sur les analyses ergonomiques effectuées dans Jack 7.1. En effet, un mauvais positionnement des articulations du mannequin numérique peut fausser les résultats.

De plus, le DHM ne propose pas de fonction pour calculer une distance de déplacement de main curviligne, nous avons donc dû utiliser une distance linéaire pour le calcul du temps dans l'outil de système de temps prédéterminé. Cet outil, basé sur le MTM-1, est limité pour estimer le temps nécessaire à un travail de serrage, car ce dernier dépend de plusieurs facteurs, notamment le type de boulon, le couple de serrage et le type d'outil utilisé et d'autres paramètres qui ne sont pas pris en compte dans la méthode utilisée.

L'analyse ergonomique réalisée avec Jack 7.1 a été effectuée à l'aide de la méthode RULA. Cette analyse s'est principalement concentrée sur la posture de travail, sans prendre en compte d'autres facteurs pouvant influencer les risques de TMS, tels que les facteurs supplémentaires, la fréquence, le temps de repos et la durée de travail. Dans cette perspective, nous avons complété l'analyse avec l'indice OCRA et KIM-MHO, qui permettent de combler les lacunes de Jack 7.1 en matière de prise en compte des facteurs supplémentaires et environnementaux, de la fréquence et de la durée de travail, ainsi que d'une analyse détaillée du système main-bras dans le cas de KIM-MHO.

Nous n'avons pas trouvé de méthode dans Jack 7.1 permettant d'étudier spécifiquement la main lors d'un travail de serrage. Dans cette optique, nous avons utilisé les gants de données VMG 30 pour comparer les deux outils et les intégrer dans le logiciel AnyBody Modeling System. Cependant, le déplacement des capteurs pendant la simulation de serrage a entraîné une imprécision des données, ce qui a rendu difficile le mouvement du modèle de main dans AnyBody Modeling System et empêché une analyse biomécanique précise. Les gants de données sont un bon outil pour capter les mouvements de la main en raison de leur petite taille et de leur ajustement à la main, mais il est nécessaire de résoudre les problèmes liés au déplacement des capteurs. En l'absence d'une analyse biomécanique complète, nous avons réalisé une analyse qualitative pour évaluer les outils de manière absolue. À cet égard, nous avons pris en compte les variables susceptibles d'influencer les risques de TMS, telles que le diamètre, les matériaux, les vibrations, le poids et les forces d'assemblage.

Nous recommandons d'améliorer le processus de création du mannequin numérique dans Jack 7.1 afin de le rendre plus intuitif et moins exigeant en termes d'efforts pour l'utilisateur et l'intégration d'une fonctionnalité de préhension plus réaliste, capable de simuler des prises naturelles et variées en fonction des outils. De plus nous recommandons l'intégration d'outils qui permettent d'effectuer une analyse ergonomique plus complète pour le système de travail étudié en incluant plusieurs facteurs pouvant contribuer à l'apparition des risques de TMS tel que l'indice OCRA et KIM-MHO. Dans le cadre de l'étude de la main, nous recommandons de mener d'autres projets portant sur l'utilisation des outils les plus couramment utilisés en assemblage, tels que les outils pneumatiques et les clés dynamométriques, en utilisant des gants

de données avec des participants humains. Pour une analyse biomécanique approfondie, le modèle de main dans AnyBody Modeling System (Regensburg-Ulm Hand Model) est pertinent. Afin de permettre cette analyse détaillée, nous suggérons de développer un projet centré sur la conception de gants de données adaptés à une analyse biomécanique précise, qui corrige les problèmes liés au déplacement des capteurs. Ce projet devrait également inclure une étude standardisant les critères essentiels pour garantir la fiabilité et la précision des données recueillies.

ANNEXE I

LISTE DES PRODUCTIONS SCIENTIFIQUES ASSOCIÉES AU PROJET

Article de revue avec comité de pairs : En rédaction

Djoher Djefour, Sylvie Nadeau, Kurt Landau. 2024. « Application d'une analyse ergonomique couplée à une étude et mesure du travail dans JACK 7.1 ». Communication à la conférence : 44e Congrès de l'AQHSST : Fragilisation de la prévention au travail dans un contexte de pénurie : Défis et solutions (Valleyfield, QC, Canada, 22-24 mai 2024).

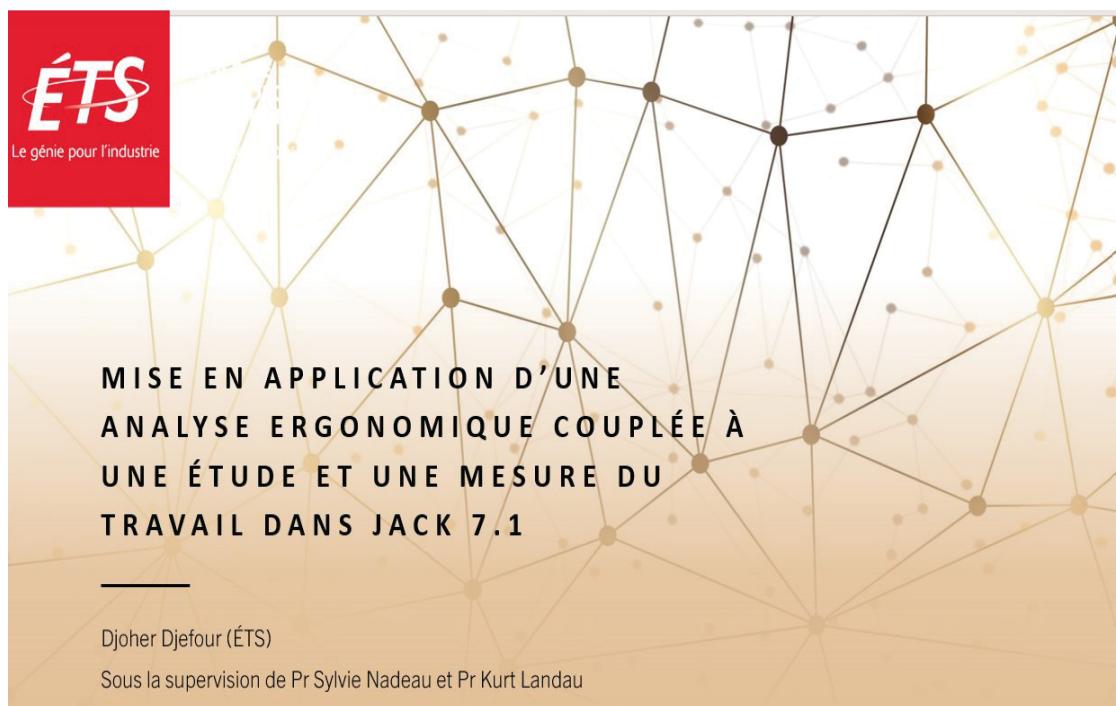
Djefour D., Nadeau S., & Landau K. (2024). Prévention de la charge physique de travail pour le travail au-dessus de la tête – Étude de cas sur l'assemblage/désassemblage de turbines à gaz : Rapport final de stage 3. École de technologie supérieure- partenaire industriel, 87 pages

Djefour D., Nadeau S., & Landau K. (2023a). Prévention de la charge physique de travail pour le travail au-dessus de la tête – Étude de cas sur l'assemblage/ désassemblage de turbines à gaz : Rapport final de stage 2. École de technologie supérieure- partenaire industriel, 87 pages.

Djefour D., Nadeau S., & Landau K. (2023b). Prévention de la charge physique de travail pour le travail au-dessus de la tête – Étude de cas sur l'assemblage/ désassemblage de turbines à gaz : Revue critique de la littérature. École de technologie supérieure- partenaire industriel, 63 pages

ANNEXE II

PRESENTATION DE L'AQHSST



ÉTS
Le génie pour l'industrie

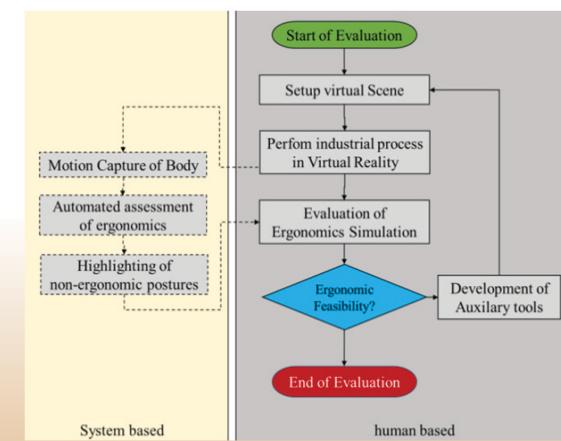
**MISE EN APPLICATION D'UNE
ANALYSE ERGONOMIQUE COUPLÉE À
UNE ÉTUDE ET UNE MESURE DU
TRAVAIL DANS JACK 7.1**

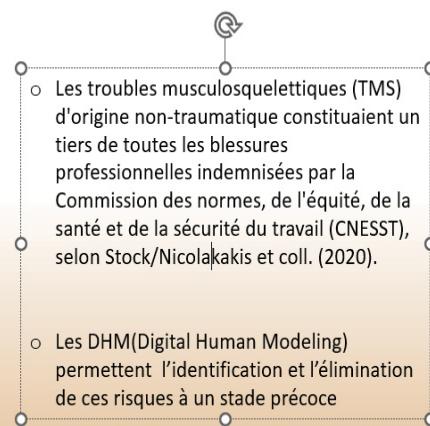
Djoher Djefour (ÉTS)
Sous la supervision de Pr Sylvie Nadeau et Pr Kurt Landau

< Copyright 2024, D. Djefour, S. Nadeau et K. Landau, École de technologie supérieure



INTRODUCTION



- 
- Les troubles musculosquelettiques (TMS) d'origine non-traumatique constituaient un tiers de toutes les blessures professionnelles indemnisées par la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail (CNESST), selon Stock/Nicolakakis et coll. (2020).
 - Les DHM(Digital Human Modeling) permettent l'identification et l'élimination de ces risques à un stade précoce

Copyright 2024, D. Djefour, S. Nadeau et K. Landau, École de technologie supérieure

OBJECTIF

Mise en oeuvre d'une **analyse ergonomique** couplée à une **étude et mesure de travail** dans **Jack 7.1 Technomatix de Siemens (PLM Management)** dans le cas d'une tâche de serrage avec une clé dynamométrique en position assise, bras au-dessus du cœur

Copyright 2024, D. Djefour, S. Nadeau et K. Landau, École de technologie supérieure

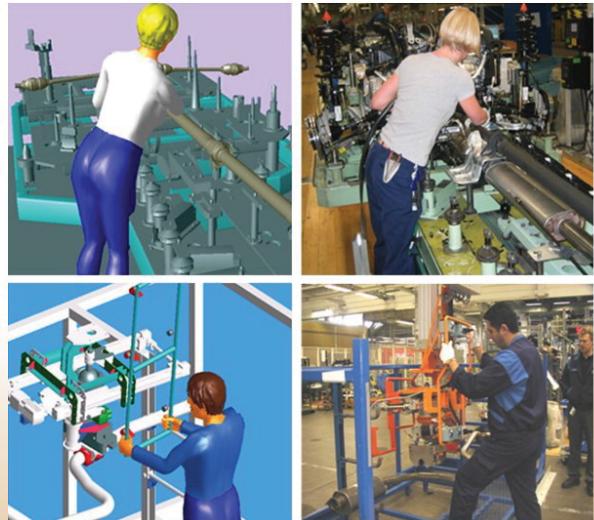
INTÉRÊT

o Pour les praticiens :

- Compréhension de l'utilisation des outils numériques pour simuler et évaluer les conditions de travail
- Identification et réduction des risques dès l'étape de conception

o Pour les scientifiques :

- Susciter des discussions sur de nouvelles méthodes et approches pour améliorer la santé et la sécurité des travailleurs.
- Encourager la recherche de solutions innovantes pour créer des environnements de travail plus sûrs et plus sains.

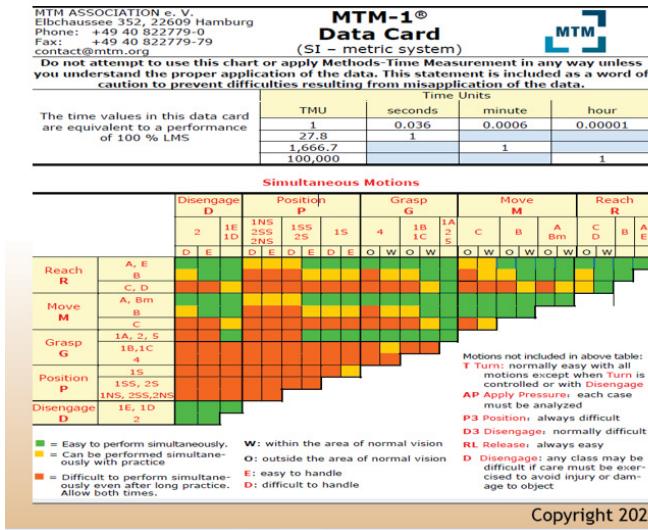


Lämkull et al 2009

Copyright 2024, D. Djefour, S. Nadeau et K. Landau, École de technologie supérieure



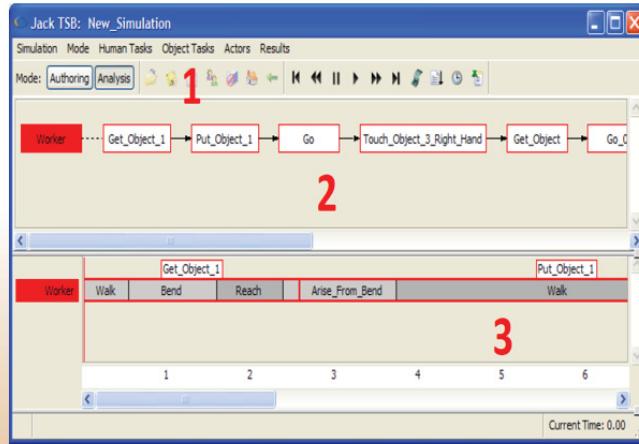
MÉTHODOLOGIE



Copyright 2024, D. Djefour, S. Nadeau et K. Landau, École de technologie supérieure



PRINCIPE ET DÉMARCHE DU TASK SIMULATION BUILDER (TSB)



Copyright 2024, D. Djefour, S. Nadeau et K. Landau, École de technologie supérieure

- Simulation dynamique de l'activité de serrage en utilisant le système Task simulation builder (TSB)

- Étude et mesure de travail par l'utilisation de l'outil des temps prédéterminés de Jack 7.1

- Génération d'un rapport de temps basé sur les données de la Méthode de Mesure des Temps (MTM-1)
- Le TSB intègre une analyse biomécanique basée sur 3D Static Strength Prediction Program (3DSSPP)

ÉTS
génie pour l'industrie

PRINCIPE ET DÉMARCHE DE L'OUTIL DE TEMPS PRÉDÉTERMINÉS DE JACK 7.1

Predetermined Time Standards

Task Entry | Reports | Analysis Summary |

Element Number: Task Number: Units: metric

Task Description:

Fundamental Motion: R. Reach

Reach Task Definition
Reach Case
A. Reach to object in fixed location, or to object in other hand or on which other hand rests.

Distance Moved (cm): Hand Motion Type: 1. No hand motion at beginning or end.

Left Hand Right Hand Outside Area of Normal Vision

Add Task | Update Task

Task List

Task	Description	Code	Sub-task Time - sec	Element Time - sec
1.2	Prise du boulon	R10A(r)	0.22	0.22

Save Task File... | Open Task File... | Renumber Tasks | Delete Selected Task

Cycle Summary
Skilled Worker Novice Worker Time Units: Seconds TMU
Total Time: 0.2 sec

Usage | Dismiss

Copyright 2024, D. Djefour, S. Nadeau et K. Landau, École de technologie supérieure

ÉTS
Le génie pour l'industrie

RÉSULTATS (SYSTÈME TSB)

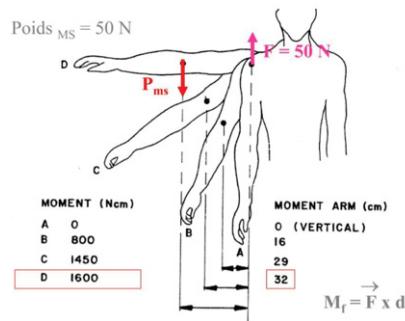


Copyright Pr. Landau

- La posture voulue n'est pas simulée automatiquement lors du positionnement de la clé sur le boulon.
- Analyse biomécanique basée sur 3D Static Strength Prediction Program (3DSSPP)

Copyright 2024, D. Djefour, S. Nadeau et K. Landau, École de technologie supérieure

RÉSULTATS (SYSTÈME TSB)



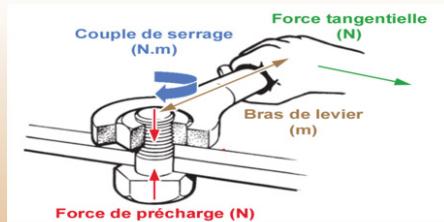
(Chaffin et Andersson, 1991)

- Utilisation d'un modèle de force statique
- Approche basée sur des observations empiriques pour estimer la force
- Comparaison des moments articulaires aux données empiriques sur la force de la population
- Prise en compte de la durée de chaque geste fondamental effectué par le travailleur.

Copyright 2024, D. Djefour, S. Nadeau et K. Landau, École de technologie supérieure

RÉSULTATS (CALCUL DE TEMPS PRÉDÉTERMINÉ AVEC JACK 7.1)

- La distance parcourue par la main prise en compte est linéaire
- Le temps de serrage n'est pas inclus dans les durées prédefinies, car il dépend du type de boulon, de sa taille, du couple de serrage et de la précision de la clé dynamométrique.



Copyright 2024, D. Djefour, S. Nadeau et K. Landau, École de technologie supérieure (Revue Technique Automobile, 2024)



CONCLUSION

Les limites rencontrées nous laissent conclure que

- JACK 7.1 est limité, comme tous les DHM, par les hypothèses et les variables considérées lors de la modélisation, ce qui mène à des difficultés de représentation fidèle du travail et de son environnement
- toute **analyse ergonomique couplée à une étude et mesure du travail dans JACK 7.1 doit être faite avec précautions par un (e) expert (e) habilité**

ANNEXE III

RÉSUMÉ DE L'AQHSST

Titre : Mise en application d'une analyse ergonomique couplée à une étude et une mesure du travail dans JACK 7.1.

Le travail au-dessus de la tête expose fréquemment les travailleurs à des risques de troubles musculosquelettiques et de ce fait, contribue à la baisse de la productivité. Plusieurs méthodes permettent l'évaluation de ces risques. Les logiciels de modélisation humaine numérique (*Digital Human Modeling*) ont la possibilité d'identifier les risques à un stade précoce et de ce fait contribuer à les éradiquer à la source.

L'objectif de nos travaux est de décrire la mise en oeuvre d'une analyse ergonomique couplée à une étude et mesure du travail dans JACK 7.1 Technomatix de Siemens (PLM Management). Pour ce faire, nous avons étudié le cas d'une tâche de serrage d'écrou à l'aide d'une clé dynamométrique manuelle dans une position assise avec les bras au-dessus de la tête.

Notre méthodologie s'est déployée en deux temps :

1-Étude et mesure de travail par l'utilisation des normes de temps prédéterminés MTM-1.

2-Simulation dynamique de l'activité de serrage via le système *Task Simulation Builder* (TSB). Le système TSB permet de générer un rapport de temps contenant la durée de chaque mouvement fondamental du travail exécuté ainsi qu'un rapport ergonomique basé sur le logiciel *3D Static Strength Prediction Program* (3DSSPP).

Au cours de cette démarche nous avons fait face à plusieurs limites :

1-la distance parcourue par la main prise en compte est linéaire

2-Les forces exercées par la main ne sont pas prises en compte dans le cadre de l'analyse ergonomique.

Les limites rencontrées nous laissent conclure que toute analyse ergonomique couplée à une étude et mesure du travail dans JACK 7.1 doit être faite avec précautions par un (e) expert (e) habilité.

ANNEXE IV

BIOMÉCANIQUE DE LA MAIN

La main humaine se compose du pouce, de l'index, du majeur, de l'annulaire, du petit doigt et de la paume, comprenant l'éminence thénar, l'éminence hypothénar et les plis. Les doigts renferment 19 os, comprenant des phalanges distales, moyennes et proximales, ainsi que des os métacarpiens. Par conséquent, les doigts sont dotés d'articulations métacarpo-phalangiennes (MCP), interphalangiennes proximales (PIP) et interphalangiennes distales (DIP), tandis que le pouce présente des articulations carpométacarpiennes (CMC), MCP et interphalangiennes (IP). Le poignet est constitué de huit os : l'hamate, le pisiforme, le triquetral, le capitatum, le semi-lunaire, le trapèze, le trapézoïde et le scaphoïde. Dans l'ensemble, la main comprend 27 os et 28 muscles, ce qui lui permet d'accomplir diverses fonctions.

L'articulation carpométacarpienne permet à la main de s'adapter à l'objet qu'elle manie en créant la concavité de la paume (Norkin et Levangie, 1992).

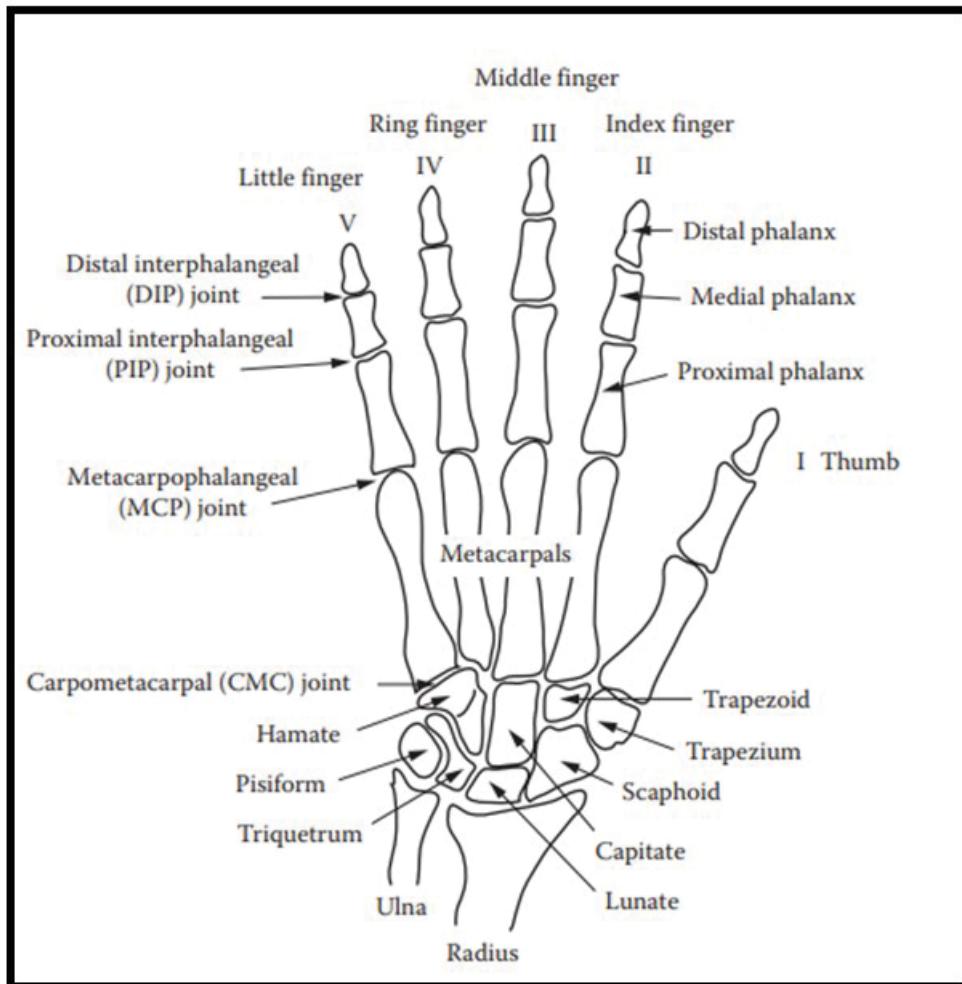


Figure-A IV-1 Os et articulation de la main droite tirés de Freivalds (2011)

Les mouvements principaux qui se produisent au niveau des articulations MCP sont la flexion (courbure vers l'intérieur) jusqu'à 90° et l'extension (redressement) de 20° à 30° à partir de la position neutre. Ces mouvements se produisent dans le plan sagittal, qui divise le corps en partie gauche et droite (Freivalds, 2011)

La plage de flexion varie d'un doigt à l'autre, et même entre différentes personnes. Par exemple, l'index a la plus petite amplitude de flexion avec 70°, tandis que l'auriculaire jusqu'à 95°(Freivalds, 2011). Les doigts peuvent également se déplacer latéralement. La déviation radiale (vers le pouce) et ulnaire (vers l'auriculaire) peut atteindre environ 40° à 60° dans le plan frontal (Batmanabane et Malathi, 1985).

L'index peut effectuer jusqu'à 60° de mouvement latéral, à la fois en abduction et en adduction. Pour le majeur et l'annulaire, ce mouvement latéral atteint jusqu'à 45°, tandis que l'auriculaire, lui, réalise environ 50° principalement en abduction (Steindler, 1955).

Les muscles responsables des mouvements des doigts sont classés en deux catégories distinctes en fonction de leur origine : les muscles extrinsèques, dont l'origine se situe principalement dans l'avant-bras, caractérisé par leur grande taille et leur puissance, et les muscles intrinsèques, dont l'origine est principalement dans la main, se distinguant par leur taille réduite et leur rôle dans la coordination précise des mouvements des doigts (Freivalds, 2011). Chaque doigt reçoit des innervations des deux groupes musculaires, nécessitant ainsi une coordination fluide pour les mouvements de la main (Freivalds, 2011).

Les outils pneumatiques sont fréquents dans les tâches d'assemblage/désassemblage et sont proposés dans une diversité de configurations de poignées, de niveaux de puissance, de mécanismes d'arrêt, de vitesses, de poids et de diamètres et sont disponibles sur le marché auprès de différents fournisseurs. Les types de poignées couramment rencontrées incluent généralement le modèle pistolet, en ligne et en angle droit (Freivalds & Eklund, 1993)

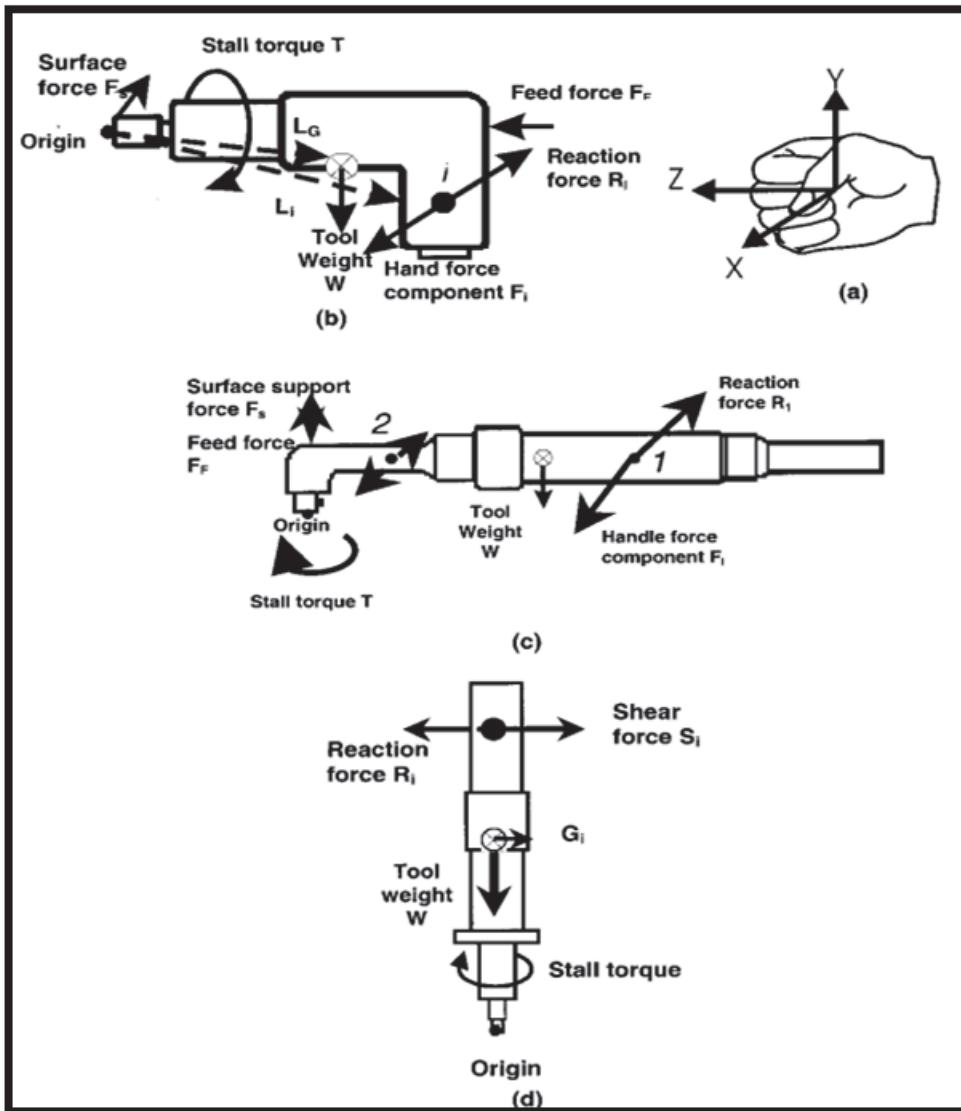


Figure-A IV-2 Utilisation d'un outil à poignée pistolet à une main, (b) utilisation d'un outil à angle droit à deux mains, (c) utilisation d'un outil en ligne à une main tirée de Lin, Radwin, Fronczak, & Richard (2003) .

Cette figure décrit les forces et les moments agissant sur un outil manipulé manuellement, en utilisant un système de coordonnées spécifique et en considérant les forces internes et externes pour garantir l'équilibre statique.

Armstrong, Punnet, & Ketner (1989) ont mené une étude sur 13 femmes et 10 hommes dans le but d'évaluer la perception des travailleurs concernant l'utilisation d'un outil pneumatique à angle droit. Ils ont eu pour résultat que la force de préhension nécessaire pour manier des outils pesant entre 0,9 et 2,0 kg a été considérée comme confortable. Tous les outils présentant

une circonférence de poignée inférieure à 12 cm ont été qualifiés de « parfaits ». L'outil pneumatique pistolet était évalué plus confortable que l'outil à angle droit de la part des travailleurs. Ce type d'outil s'active grâce à des sources d'énergie (Air) dépassant les capacités humaines. Lorsque l'articulation de fixation commence à se comprimer, l'outil commence à générer du couple, et la réaction de ce dernier est transmise au travailleur (Marchand, Giguère, & IRSST (Québec), 2010).

Au commencement du processus de fixation, le travailleur tient et supporte l'outil. Dès que la jointure de fixation commence à être comprimée, l'outil commence à développer un couple. Lorsque le couple de l'outil dépasse la capacité du travailleur, la main et le bras appliquent une force pour stabiliser l'outil dans une direction opposée à son mouvement (Oh & Radwin, 1998). Une fois que le couple excède la capacité du travailleur, l'outil devient instable, entraînant un déplacement (Lin, McGorry, Dempsey, & Chang, 2006). Selon Lin et al (2006), l'utilisation de différentes postures de travail entraîne des déplacements de poignée différents. Par ailleurs, (Kihlberg, Kjellberg, & Lindbeck, 1995) ont testé quatre clés pneumatiques à angle droit en utilisant une méthode d'évaluation subjective. Ils ont conclu que pour qu'un outil soit accepté par 90 % des opérateurs, il devrait produire un déplacement de poignée de moins de 30mm. L'utilisation d'outils pneumatiques expose également les travailleurs à des bruits pouvant être élevés (Marchand et al., 2010).

Lin et al (2006) ont observé une relation positive entre le niveau de couple et l'inconfort ressenti des travailleurs. De plus Fennigkoh, Garg, & Barbara Hart (1999) ont constaté une relation positive entre la force de préhension et le niveau de couple. Par ailleurs, Radwin et al (1989) ont effectué une étude dans le cadre de l'utilisation d'une clé pneumatique à angle droit. Au cours de cette étude, les EMG des muscles de l'avant-bras, ajusté en fonction de la force de préhension, ont révélé une activité moyenne des fléchisseurs pendant la phase de réaction au couple qui était plus de quatre fois supérieure à celle observée pendant les phases de pré-démarrage et de post-arrêt. La composante prédominante de la force de réaction exercée sur la main était la force résultante du couple maximal, représentant plus de 97 % de la force de réaction maximale (Radwin et al., 1989)

Lin, McGorry, Chang, & Dempsey, (2007) ont réalisé une étude sur 15 travailleurs expérimentés et 12 novices dans différentes configurations de travail. Dans le cadre de

l'utilisation de deux outils pneumatiques à poignée-pistolet. Les utilisateurs expérimentés ont mobilisé une proportion plus importante de leur force maximale, tant avant qu'après l'accumulation du couple (63,5 % et 67,5 % de la force maximale volontaire ou MVC, respectivement). En revanche, les utilisateurs novices ont présenté des pourcentages inférieurs (52,4 % avant l'accumulation du couple et 56,0 % pendant l'accumulation du couple, en fonction de la MVC). Dans le cadre de l'utilisation de deux outils pneumatiques à angles droits, les utilisateurs inexpérimentés ont appliqué une force de préhension de 68 % de MVC et 66 % de MVC respectivement sur les deux outils. D'autre part, les utilisateurs expérimentés ont manipulé l'outil avec moins d'effort (60 % de MVC) que le deuxième outil (63 % de MVC). Cela suggère que les travailleurs expérimentés adaptent leur manière d'utiliser les outils en fonction du type d'outil (j Lin h et al., 2007).

De plus, Lin, Maikala, McGorry, & Brunette, (2010) ont réalisé une étude sur 21 participants, un outil pneumatique avec poignée pistolet a été utilisé, l'outil pèse 1.4 kg et est doté d'un mécanisme d'arrêt automatique, le couple visé est 6 NM. La force de préhension moyenne mesurée était de 48.9 % MVC.

Marchand et al (2010) ont observé que le moment de force global exercé sur le poignet pendant la prise d'une clé, qui pèse 2.33 kg, s'élève à 4,6 Nm, ce qui équivaut à environ 30 % à 58 % du moment de force que peuvent générer les muscles déviateurs radiaux pour contrer la déviation ulnaire.

L'IRSST (2012) a réalisé une étude dans le cadre du boulonnage avec une clé à choc pneumatique. La posture adoptée était au-dessus du cœur, coude en extension. Au cours de l'étape du serrage final, l'activité du trapèze supérieur, deltoïde antérieur et du deltoïde moyen étaient respectivement 45.12% MVC, 51.87% MVC et 28.08 % MVC.

Les outils manuels, tels que les clés dynamométriques, sont également fréquemment utilisés en industrie (Marchand et al., 2010). Cependant, peu d'études traitent de l'utilisation des clés manuelles dans le cadre du serrage (X. Chen, Rong, & Hu, 2012)

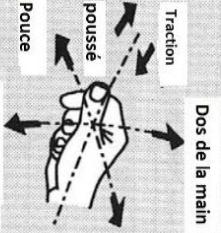
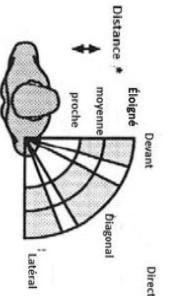
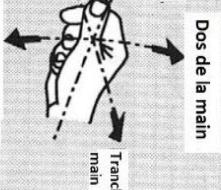
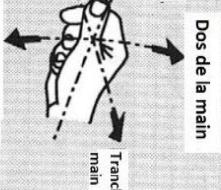
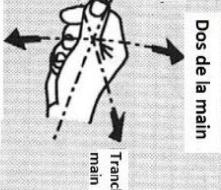
ANNEXE V

CODE PYTHON POUR LA CONVERSION DU FICHIER EXCEL EN FICHIER C3D

```
1  from ezc3d import c3d
2  import pandas as pd
3
4  # Charger les données Excel
5  df = pd.read_excel('C:/Users/djefo/Desktop/djo/VMG.xlsx')
6
7  # Récupérer les étiquettes des points (une étiquette par point, avec x, y, z pour chaque point)
8  point_labels = []
9  for i in range(1, len(df.columns), 3):
10     point_label = df.columns[i].split()[0] # Prendre la première partie du nom (par exemple 'P001')
11     point_labels.append(f'{point_label}')
12
13  # Récupérer les données de temps et des points
14  time = df['time'].to_numpy()
15
16  points_data = df.iloc[:, 1:].to_numpy() # Exclure la première colonne (time)
17
18  # Créer une instance C3D
19  c = c3d()
20
21
22  # Définir les paramètres nécessaires dans l'objet C3D
23  c['parameters']['POINT']['USED']['value'] = [23] # Nombre total de points
24  c['parameters']['POINT']['SCALE']['value'] = [1000.0] # Facteur d'échelle pour les coordonnées
25  c['parameters']['POINT']['RATE']['value'] = [100] # Taux d'échantillonnage des points
26  c['parameters']['POINT']['LABELS']['value'] = point_labels # Étiquettes des points
27
28  # Définir les données des points dans l'objet C3D
29  c['data']['points'] = points_data.reshape((1652, 23, 3)).swapaxes(0,2)
30
31  # Écrire le fichier C3D
32  output_file_path = 'C:/Users/djefo/Desktop/djo_c3d.c3d'
33  c.write(output_file_path)
34
35  print(f"Fichier C3D créé avec succès à l'emplacement : {output_file_path}")
```


ANNEXE VI

MÉTHODE SIEMENS TRADUITE DE L'ALLEMAND

1. Étape	Déterminer la position de la main	Déterminer la zone dans laquelle l'effort se produit
Position de la main	1: regardent l'angle du pouce de la main	Zone I Hauteur de la tête
Position de la main	2: Les yeux du travailleur regardent le dos de la main	Zone II Hauteur des épaules
		Zone III Hauteur de la taille
		Zone IV Hauteur du Bassin
3. Étape	Déterminer la position de l'effort, en direction et en distance, vue du travailleur.	
	<p>*Détermination de la valeur</p> <p>Proche: Angle de 30° entre le bras et l'avant bras Moyen: Angle de 135° entre le bras et l'avant bras Loin: Bras étendu</p> 	 <p>Diagram illustrating the determination of effort position (Force and Distance) and the resulting zones (I, II, III, IV) based on the angle between the arm and the forearm.</p> <p>Zone I: Head height (Zone 1)</p> <p>Zone II: Shoulder height (Zone 2)</p> <p>Zone III: Hip height (Zone 3)</p> <p>Zone IV: Bassin height (Zone 4)</p>
4. Étape	Déterminer la direction de la force	
		<p>Remarque : Zone : Si un effort musculaire traverse plusieurs plages de mouvement, pouvant être caractérisées par différentes zones, amplitudes ou directions, la force admissible doit être déterminée dans le couloir de force. Le couloir de force est la zone où la différence entre la force maximale et la résistance au mouvement est la plus petite. Le diagramme montre un exemple où la main en action traverse les zones II, III et IV. Le couloir de force se situe dans la zone IV.</p>
5. Étape	Prendre la valeur de F_{max} du tableau correspondant	
	<p>1-Déterminer le tableau (voir étape 1) position de la main 1 → Tableau 1 2-Position de la main 2 → Tableau 2 3-Déterminer la partie du tableau (voir étape 2) Selon la zone I à IV 4-Déterminer la colonne du tableau (voir étape 3) selon la direction (avant, diagonal, lateral) 5-Déterminer la ligne du tableau (voir étape 3) selon les valeurs (proche, moyen, loin)</p>	
		<p>Diagram illustrating the determination of the direction of force (Front, Middle, Side) and the corresponding force values from the table.</p>

Fiche technique avec les forces maximales du système main-bras

		Pousse		Pousse	
		Dos de la main		Tranchant de la main	
		Paume de la main		Traction	

Tableau 1 : Position de la main

direction ▼	devant	diagonal	latéral	Zone I	
				Éloignée	Moyenne
Proche	270	250	255	215	205
	265	210	175	190	180
	210	175	175	190	180
	435	370	315	475	510
Zone IV	660	675	460	150	150
	165	150	175	170	180
	150	175	175	170	185
	550	480	500	440	535
Zone III	205	195	220	150	140
	205	195	240	195	175
	195	240	240	195	175
	480	480	425	480	480
Zone II	350	380	370	150	120
	210	205	180	195	180
	205	180	205	190	180
	475	440	365	475	440
Zone I	550	475	400	100	100
	115	100	125	125	100
	170	185	160	160	170
	500	445	415	445	415

Tableau 2 : Position de la main

direction ▼	devant	diagonal	seitlich	Zone I	
				Éloignée	Moyenne
Proche	230	250	215	120	110
	180	175	170	130	155
	175	175	175	130	155
	470	405	395	470	415
Zone IV	560	575	390	140	145
	155	145	145	140	145
	150	150	150	140	140
	470	410	425	470	410
Zone III	375	455	370	150	150
	165	175	175	165	175
	185	185	185	185	185
	425	410	360	425	410
Zone II	300	325	315	175	175
	175	180	175	155	160
	155	155	170	155	160
	405	375	310	405	375
Zone I	470	395	340	105	105
	145	145	145	145	145
	155	155	155	155	155
	425	380	335	425	380

ANNEXE VII

GRAPHIQUES ANALOGIQUES DES PRESSIONS DES EXTRÉMITÉS DES DOIGTS

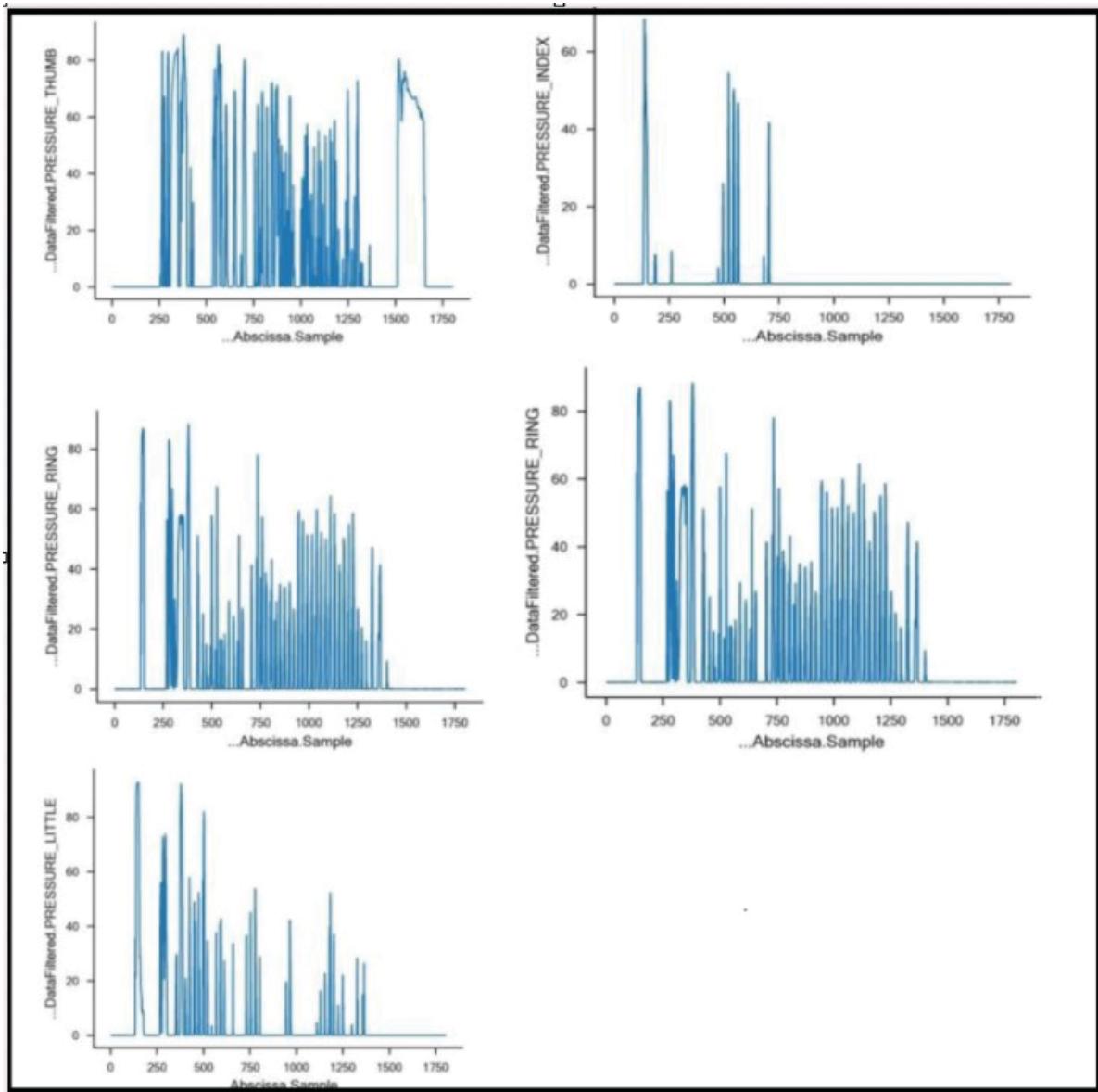


Figure-A VII-1 Graphiques analogiques représentant les variations de pressions des extrémités des doigts en fonction des images enregistrées dans le cadre de l'utilisation de la clé à limiteur de couple

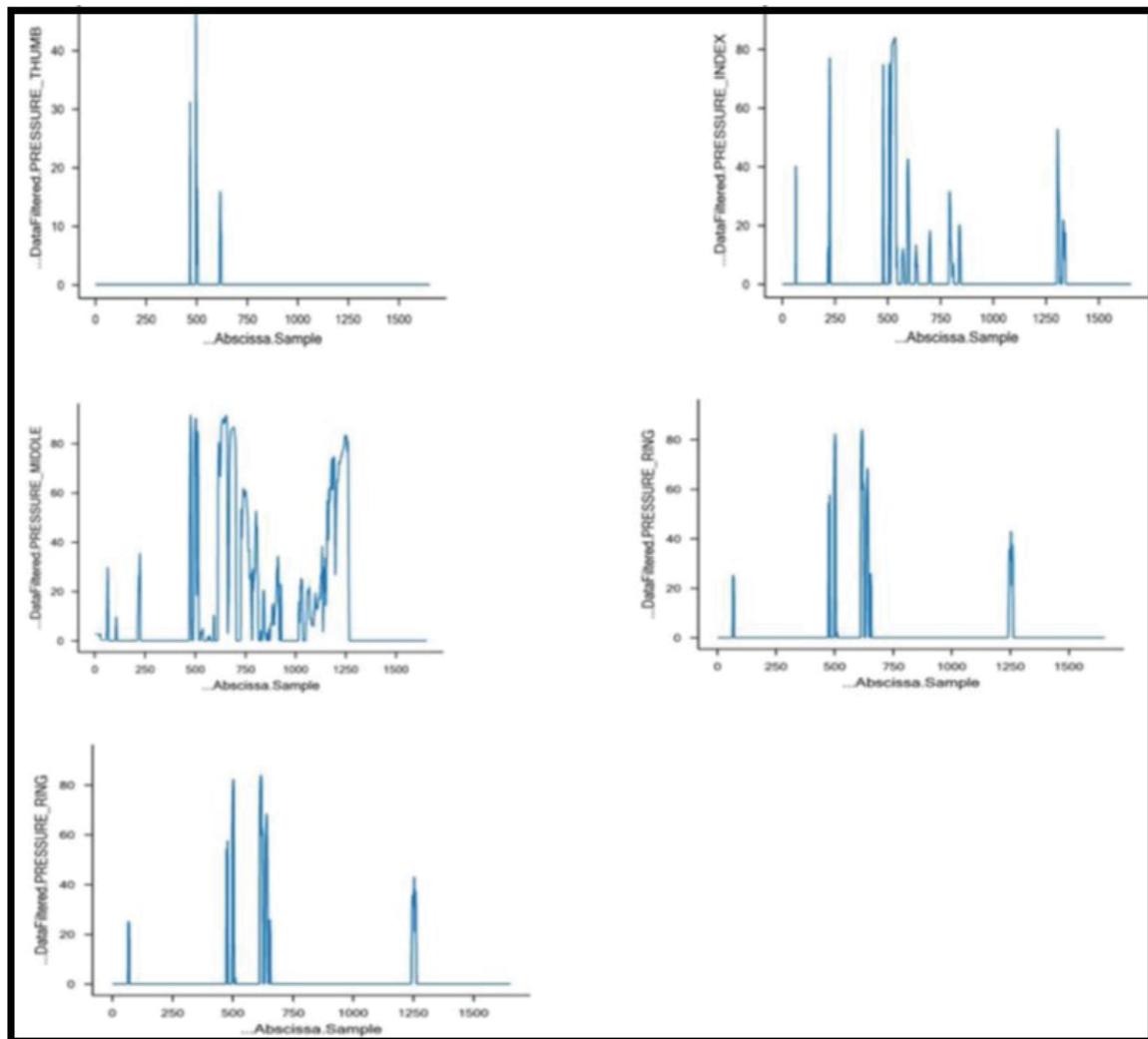


Figure-A VII-2 Graphiques analogiques représentant les variations de pressions des extrémités des doigts en fonction des images enregistrées dans le cadre de l'utilisation de la clé à cliquet pneumatique.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ahonen, M., Launis, M., & Kuorinka, T. (1989). *Ergonomic workplace analysis*. Helsinki : Ergonomics Section, Finnish Institute of Occupational Health.
- Amis, A. A. (1987). Variation of finger forces in maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters. *Journal of Biomedical Engineering*, 9(4), 313-320. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(87\)90079-3](https://doi.org/10.1016/0141-5425(87)90079-3)
- Arkenbout, E. A., De Winter, J. C. F., & Breedveld, P. (2015). Robust Hand Motion Tracking through Data Fusion of 5DT Data Glove and Nimble VR Kinect Camera Measurements. *Sensors*, 15(12), 31644-31671. <https://doi.org/10.3390/s151229868>
- Armstrong, R. B., Warren, G. L., & Lowe, D. A. (1995). Mechanisms in the Initiation of Contraction-Induced Skeletal Muscle Injury. Dans S. L. Gordon, S. Blair J., & L. J. Fine (Éds), *Repetitive motion disorders of the upper extremity*. Rosemont, IL : American Academy of Orthopaedic Surgeons; 1995.
- Armstrong, T., Bir, C., Foulke, J., Martin, B., Finsen, L., & Sjøgaard, G. (1999). Muscle responses to simulated torque reactions of hand-held power tools. *Ergonomics*, 42(1), 146-59.
- Armstrong, T. J., Buckle, P., Fine, L. J., Hagberg, M., Jonsson, B., Kilbom, A., ... Viikari-Juntura, E. R. (1993). A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 19(2), 73-84.
- Aromstrong, Thomas. J., Punnet, L., & Ketner, P. (1989). Subjective Worker Assessments of Hand Tools Used in Automobile Assembly. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 50(12), 639-645. <https://doi.org/10.1080/15298668991375290>
- Asadi, H., Yu, D., & Mott, J. H. (2019). Risk factors for musculoskeletal injuries in airline maintenance, repair and overhaul. *International journal of industrial ergonomics*, 70, 107-115. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2019.01.008>

Ayoub, M. M., & Presti, P. L. (1971). The Determination of an Optimum Size Cylindrical Handle by Use of Electromyography. *Ergonomics*, 14(4), 509-518. <https://doi.org/10.1080/00140137108931271>

Barthelme, J., Sauter, M., Mueller, C., & Liebers, F. (2021). Association between working in awkward postures, in particular overhead work, and pain in the shoulder region in the context of the 2018 BIBB/BAuA Employment Survey. *BMC musculoskeletal disorders*, 22(1), 624. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04482-4>

Belcamino, V., Carfi, A., & Mastrogiovanni, F. (2024). A Systematic Review on Custom Data Gloves. *ar5iv*. Repéré à <https://ar5iv.labs.arxiv.org/html/2405.15417>

Bernard, B. P., Putz-Anderson, V., Susan E, B., Cole, L. L., Fairfield-Estill, C., Fine, L. J., ... Tanaka, S. (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* (Public Health Service Centers for Disease Control and Prevention National Institute for Occupational Safety and Health). Cincinnati, Ohio : DHHS. Repéré à <https://doi.org/10.26616/NIOSH PUB97141>

Beuß, F., Sender, J., & Flügge. (2019). Ergonomics Simulation in Aircraft Manufacturing – Methods and Potentials. *Procedia CIRP*, 81, 742-746. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2019.03.187>

Bouzit, M., Burdea, G., Popescu, G., & Boian, R. (2002). The Rutgers Master II-new design force-feedback glove. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 7(2), 256-263. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2002.1011262>

Buckle, P. W., & Devereux, J. (2002). The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Applied Ergonomics*, 33(3), 207-217. [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(02\)00014-5](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(02)00014-5)

Burdorf, A. (1995). Work related musculoskeletal disorders (WMSDs): A reference book for prevention:Edited by I. Kuorinka and L. Forcier. Taylor and Francis, 1995, 421 pp., ISBN 0-7484-0132-6. *Safety Science*, 21(2), 170-171. [https://doi.org/10.1016/0925-7535\(95\)90072-1](https://doi.org/10.1016/0925-7535(95)90072-1)

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), 1-2. <https://doi.org/10.5271/sjweh.2882>

Bureau international du travail, & Kanawaty, G. (1996). *Introduction à l'étude du travail* (3e éd. française, augmentée et mise à jour). Genève : BIT. Repéré à <http://catalogue.bnf.fr/ark:/12148/cb35790908c>

C3D.ORG - The biomechanics standard file format. (2024). Repéré à <https://www.c3d.org/>
 Caeiro-Rodríguez, M., Otero-González, I., Mikic-Fonte, F. A., & Llamas-Nistal, M. (2021). A Systematic Review of Commercial Smart Gloves: Current Status and Applications. *Sensors*, 21(8), 2667. <https://doi.org/10.3390/s21082667>

Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J., & Martin, B. J. (2006). *Occupational Biomechanics*. (S.1.) : John Wiley & Sons. (Google-Books-ID: r0HWDwAAQBAJ).

Chander, D. S., & Cavatorta, M. P. (2018). Multi-directional one-handed strength assessments using AnyBody Modeling Systems. *Applied Ergonomics*, 67, 225-236. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.09.015>

Chao, E. Y., Opgrande, J. D., & Axmear, F. E. (1976). Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions. *Journal of Biomechanics*, 9(6), 387-IN2. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(76\)90116-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(76)90116-0)

Charland, J. (2019). Chapter 9 - Virtual Ergonomics by Dassault Systèmes. Dans S. Scataglini & G. Paul (Éds), *DHM and Posturography* (pp. 97-103). (S.1.) : Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-816713-7.00009-X>

Chen, X., Rong, J., & Hu, R. F. (2012). Research on Mechanical Wrench Tool Innovative Design Method. *Advanced Materials Research*, 341-342, 286-290. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.341-342.286>

Chen, Y. (1991). *An evaluation of hand pressure distribution and forearm flexor muscle contribution for a power grasp on cylindrical handles*.

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. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2012.07.003>

Colombini, D., Occhipinti, E., & Grieco, A. (2002). *Risk assessment and management of repetitive movements and exertions of upper limbs: job analysis, Ocra risk indices, prevention strategies, and design principles*. Amsterdam ; : Elsevier. Repéré à <http://site.ebrary.com/id/10206353>

Da Costa, B. R., & Vieira, E. R. (2010). Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: a systematic review of recent longitudinal studies. *American Journal of Industrial Medicine*, 53(3), 285-323. <https://doi.org/10.1002/ajim.20750>

Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., & de Zee, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8), 1100-1111. <https://doi.org/10.1016/j.smpat.2006.09.001>

David, G. C. (2005). Ergonomic methods for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Occupational Medicine*, 55(3), 190-199. <https://doi.org/10.1093/occmed/kqi082>

David, G., Woods, V., Li, G., & Buckle, P. (2008). The development of the Quick Exposure Check (QEC) for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Applied Ergonomics*, 39(1), 57-69. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2007.03.002>

Dempsey, P. G., McGorry, R. W., & Maynard, W. S. (2005). A survey of tools and methods used by certified professional ergonomists. *Applied Ergonomics*, 36(4), 489.

Deneau, J., van Wyk, P. M., Mallender, M., & Duquette, A. (2018). Anthropometry of the Canadian adult population: Developing comprehensive, updated normative-reference standards. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 68, 199-204. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.08.001>

Drury, C. G. (1980). Handles for manual materials handling. *Applied Ergonomics*, 11(1), 35-42. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(80\)90120-9](https://doi.org/10.1016/0003-6870(80)90120-9)

Dsouza, N. P. (2018). Biomechanical Analysis on Landing Gear Line Maintenance Tasks of the Bombardier Challenger 300 aircraft using REBA and RULA Checklists.

Ebaugh, D. D., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2006). Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(3), 224-235. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.06.015>

Edgren, C., S., Radwin, R., G., & Irwin, C., B. (2004). Grip Force Vectors for Varying Handle Diameters and Hand Sizes.

Engelhardt, L., Melzner, M., Havelkova, L., Fiala, P., Christen, P., Dendorfer, S., & Simon, U. (2020). A new musculoskeletal AnyBody™ detailed hand model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(7), 777-787. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1851367>

Fennigkoh, L., Garg, A., & Barbara Hart. (1999). Mediating effects of wrist reaction torque on grip force production. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 23(4), 293-306. [https://doi.org/10.1016/S0169-8141\(98\)00046-8](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(98)00046-8)

Flügel, B., Greil, H., & Sommer, K. (1985). *Anthropologischer Atlas: Grundlagen und Daten : Alters- und Geschlechtsvariabilität des Menschen*. Francfort-sur-le-Main : Wötzell. (Google-Books-ID: 1lPTAAAACAAJ).

Fransson, C., & Winkel, J. (1991). Hand strength: the influence of grip span and grip type: Ergonomics: Vol 34, No 7. Repéré à <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00140139108964832>

Freivalds, A. (2011). *Biomechanics of the upper limbs: mechanics, modeling, and musculoskeletal injuries* (2nd ed). Boca Raton, FL : CRC Press. Repéré à <http://www.crcnetbase.com/isbn/9781420091205>

Freivalds, A., & Eklund, J. (1993). Reaction torques and operator stress while using powered nutrunners. *Applied Ergonomics*, 24(3), 158-164. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(93\)90003-R](https://doi.org/10.1016/0003-6870(93)90003-R)

Fritzsche, L., Jendrusch, R., Leidholdt, W., Bauer, S., Jäckel, T., & Pirger, A. (2011). Introducing ema (Editor for Manual Work Activities) – A New Tool for Enhancing Accuracy and Efficiency of Human Simulations in Digital Production Planning. Dans V. G. Duffy (Éd.), *Digital Human Modeling* (pp. 272-281). Berlin, Heidelberg : Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-21799-9_31

Garg, A., Hegmann, K. T., Schwoerer, B. J., & Kapellusch, J. M. (2002). The effect of maximum voluntary contraction on endurance times for the shoulder girdle. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30(2), 103-113. [https://doi.org/10.1016/S0169-8141\(02\)00078-1](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(02)00078-1)

Grant, K. A., & Habes, D. J. (1993). Effectiveness of a handle flange for reducing manual effort during hand tool use. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 12(3), 199-207. [https://doi.org/10.1016/0169-8141\(93\)90026-A](https://doi.org/10.1016/0169-8141(93)90026-A)

Grant, K. A., Habes, D. J., & Steward, L. L. (1992). An analysis of handle designs for reducing manual effort: The influence of grip diameter. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 10(3), 199-206. [https://doi.org/10.1016/0169-8141\(92\)90033-V](https://doi.org/10.1016/0169-8141(92)90033-V)

Greenberg, L., & Chaffin, D. B. (1977). *Workers and their tools: a guide to the ergonomic design of hand tools and small presses*. Midland, Mich : Pendell Publ.

Griffin, M. J. (2012). *Handbook of Human Vibration*. (S.l.) : Academic Press.

Han Kim, K., Martin, B. J., & Chaffin, D. B. (2004). Modelling of shoulder and torso perception of effort in manual transfer tasks. *Ergonomics*, 47(9), 927-944. <https://doi.org/10.1080/00140130410001673397>

Havelková, L., Zítka, T., Fiala, P., Rybarova, M., Tupý, R., Kalis, V., & Ismail. (2020, 25 février). Data for: Hand muscles attachments: A Geometrical model. Zenodo. <https://doi.org/10.5281/zenodo.3954024>

Herberts, P., Kadefors, R., Högfors, C., & Sigholm, G. (1984). Shoulder Pain and Heavy Manual Labor. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 191, 166.

- Hignett, S., & McAtamney, L. (2000). Rapid Entire Body Assessment (REBA). *Applied Ergonomics*, 31(2), 201-205. [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(99\)00039-3](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(99)00039-3)
- INRS. (2023). *Troubles musculosquelettiques (TMS). Effets sur la santé - Risques - INRS*. Repéré à <https://www.inrs.fr/risques/tms-troubles-musculosquelettiques/effets-sante.html>
- IRSST. (2012). *Contraintes biomécaniques exercées aux membres supérieurs lors de l'utilisation de petits outils dans le secteur des services à l'automobile*.
- Jarvholm, ulf. (1989). Intramuscular pressure in the supraspinatus muscle - Järvholm - 1988 - Journal of Orthopaedic Research - Wiley Online Library. Repéré à <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jor.1100060210>
- Johnson, S. L. (1988). Evaluation of Powered Screwdriver Design Characteristics. *Human Factors*, 30(1), 61-69. <https://doi.org/10.1177/001872088803000106>
- Jones, L. A., & Lederman, S. J. (2006). *Human hand function*. Oxford : Oxford University Press.
- Jørgensen, K., Fallentin, N., Krogh-Lund, C., & Jensen, B. (1988). Electromyography and fatigue during prolonged, low-level static contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 57(3), 316-321. <https://doi.org/10.1007/BF00635990>
- Kihlberg, S., Kjellberg, A., & Lindbeck, L. (1995). Discomfort from pneumatic tool torque reaction: Acceptability limits. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 15(6), 417-426. [https://doi.org/10.1016/0169-8141\(94\)00059-C](https://doi.org/10.1016/0169-8141(94)00059-C)
- Kilbom, Å. (1994). Repetitive work of the upper extremity: Part I—Guidelines for the practitioner. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 14(1), 51-57. [https://doi.org/10.1016/0169-8141\(94\)90005-1](https://doi.org/10.1016/0169-8141(94)90005-1)

- Klussmann, A., Liebers, F., Gebhardt, H., Rieger, M. A., Latza, U., & Steinberg, U. (2017). Risk assessment of manual handling operations at work with the key indicator method (KIM-MHO) — determination of criterion validity regarding the prevalence of musculoskeletal symptoms and clinical conditions within a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 184. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1542-0>
- Kong, Y.-K. (2001). *Optimum design of handle shape through biomechanical modeling of hand tendon forces*.
- Kong, Y.-K., & Freivalds, A. (s.d.). Evaluation of meat-hook handle shapes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 32(1), 13-23. [https://doi.org/10.1016/S0169-8141\(03\)00022-2](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(03)00022-2)
- Kong, Y.-K., & Lowe, B. D. (2005b). Evaluation of handle diameters and orientations in a maximum torque task. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(12), 1073-1084. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2005.04.009>
- Kong, Y.-K., & Lowe, B. D. (2005a). Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(6), 495-507. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2004.11.003>
- Kroemer, K. H. E. (1972). Human Engineering the Keyboard. *Human Factors*, 14(1), 51-63. <https://doi.org/10.1177/001872087201400110>
- Kumar, S. (2008). *Biomechanics in ergonomics* (2nd ed). Boca Raton : CRC Press.
- Kuorinka, I., Jonsson, B., Kilbom, A., Vinterberg, H., Biering-Sørensen, F., Andersson, G., & Jørgensen, K. (1987). Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. *Applied Ergonomics*, 18(3), 233-237. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(87\)90010-x](https://doi.org/10.1016/0003-6870(87)90010-x)
- Kuorinka, Ilkka, Forcier, L., & Hagberg, M. (1995). *Work related musculoskeletal disorders (WMSDs): a reference book for prevention*. London : Taylor & Francis.

- Lee, S., Choi, Y., Sung, M., Bae, J., & Choi, Y. (2021). A Knitted Sensing Glove for Human Hand Postures Pattern Recognition. *Sensors*, 21(4), 1364. <https://doi.org/10.3390/s21041364>
- Lin, J. h, McGorry, R. W., Chang, C.-C., & Dempsey, P. G. (2007). Effects of user experience, working posture and joint hardness on powered nutrunner torque reactions. *Ergonomics*, 50(6), 859-876. <https://doi.org/10.1080/00140130701237618>
- Lin, J.-H., Maikala, R. V., McGorry, R., & Brunette, C. (2010). NIRS application in evaluating threaded-fastener driving assembly tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(2), 146-152. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2008.12.005>
- Lin, J.-H., McGorry, R. W., Dempsey, P. G., & Chang, C.-C. (2006). Handle displacement and operator responses to pneumatic nutrunner torque buildup. *Applied ergonomics*, 37(3), 367-376. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2005.05.013>
- Lin, J.-H., Radwin, R. G., Fronczak, F. J., & Richard, T. G. (2003). Forces associated with pneumatic power screwdriver operation: statics and dynamics. *Ergonomics*, 46(12), 1161-1177. <https://doi.org/10.1080/0014013031000139518>
- Marchand, D., Giguère, D., & IRSST (Québec). (2010). *Les risques de troubles musculo-squelettiques aux membres supérieurs dans le secteur des services à l'automobile étude exploratoire: rapport*. Montréal : Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail. Repéré à <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/R-645.pdf>
- Mazaheri, A., Forsman, M., Haettel, R., & Rose, L. (2021). Reaction Force Exposure for Tightening Tool Users: An Experimental Study on Nutrunners. Dans N. L. Black, W. P. Neumann, & I. Noy (Éds), *Proceedings of the 21st Congress of the International Ergonomics Association (IEA 2021)* (pp. 423-431). Cham : Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-74608-7_53
- McAtamney, L., & Corlett, N. (1993). RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, 24(2), 91-99. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(93\)90080-S](https://doi.org/10.1016/0003-6870(93)90080-S)

McGill, S. M. (1997). The biomechanics of low back injury: Implications on current practice in industry and the clinic. *Journal of Biomechanics*, 30(5), 465-475. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(96\)00172-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(96)00172-8)

Mital, A., & Kilbom, A. (1992). Design, selection and use of hand tools to alleviate trauma of the upper extremities: Part II — The scientific basis (knowledge base) for the guide. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 10(1), 7-21. [https://doi.org/10.1016/0169-8141\(92\)90043-Y](https://doi.org/10.1016/0169-8141(92)90043-Y)

MTM. (2024). Repéré à <https://mtm.org/en/about-mtm/mtm>

Musson, y, Burdorf, A., & Van Drimmelen, D. (1989). EXPOSURE TO SHOCK AND VIBRATION AND SYMPTOMS IN WORKERS USING IMPACT POWER TOOLS | Annals of Work Exposures and Health | Oxford Academic. Repéré à <https://academic.oup.com/annweh/article-abstract/33/1/85/180291>

Occhipinti, E. (1998). OCRA: a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs. *Ergonomics*, 41(9), 1290-1311. <https://doi.org/10.1080/001401398186315>

Oh, S. A., & Radwin, R. G. (1998). The influence of target torque and torque build-up time on physical stress in right angle nutrunner operation. *Ergonomics*, 41(2), 188-206. <https://doi.org/10.1080/001401398187242>

Palmerud, G., Forsman, M., Sporrong, H., Herberts, P., & Kadefors, R. (2000). Intramuscular pressure of the infra- and supraspinatus muscles in relation to hand load and arm posture. *European Journal of Applied Physiology*, 83(2), 223-230. <https://doi.org/10.1007/s004210000282>

Panariello, D., Grazioso, S., Caporaso, T., Palomba, A., Di Gironimo, G., & Lanzotti, A. (2022). Biomechanical analysis of the upper body during overhead industrial tasks using electromyography and motion capture integrated with digital human models. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 16(2), 733-752. <https://doi.org/10.1007/s12008-022-00862-9>

Pheasant, S., & O'Neill, D. (1975). Performance in gripping and turning —A study in hand/handle effectiveness. *Applied Ergonomics*, 6(4), 205-208. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(75\)90111-8](https://doi.org/10.1016/0003-6870(75)90111-8)

Pheasant, Stephen, & Haslegrave, C. M. (2005). *Bodyspace: Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work, Third Edition*. (S.l.): CRC Press. (Google-Books-ID: nwfvSbuyBdMC).

Punnett, L, Fine, L. J., Keyserling, W. M., Herrin, G. D., & Chaffin, D. B. (2000). Shoulder disorders and postural stress in automobile assembly work. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 26(4), 283-91.

Punnett, Laura, & Wegman, D. H. (2004). Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(1), 13-23. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2003.09.015>

Radhakrishnan, S., & Nagaravindra, M. (1993). Analysis of hand forces in health and disease during maximum isometric grasping of cylinders. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 31(4), 372-376. <https://doi.org/10.1007/BF02446690>

Radwin, R. G. (1993). Pistol Grip Power Tool Handle and Trigger Size Effects on Grip Exertions and Operator Preference -. Repéré à https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/001872089303500311?casa_token=b4dU5A0bt0wAAAAA:eLQL-v65JWWBfNHBT1Ur1RinAAHXB1FjNJA2uwx3wg-uhX1lRJaUDz3K9Xi_CVFAsA6hU3SQBKSD

Radwin, R. G., Vanbergeijk, E., & Armstrong, T. J. (1989). Muscle response to pneumatic hand tool torque reaction forces. *Ergonomics*, 32(6), 655-673. <https://doi.org/10.1080/00140138908966140>

Regensburg-Ulm Hand Model (RUHM). (2024). *AMMR Documentation*. Repéré à https://anyscript.org/body/regensburg_ulm_hand_model.html

Replogle, J. O. (1983). Hand Torque Strength with Cylindrical Handles. *Proceedings of the Human Factors Society Annual Meeting*, 27(5), 412-416. <https://doi.org/10.1177/154193128302700519>

Rohmert, W. (1973). Problems in determining rest allowances: Part 1: Use of modern methods to evaluate stress and strain in static muscular work. *Applied Ergonomics*, 4(2), 91-95. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(73\)90082-3](https://doi.org/10.1016/0003-6870(73)90082-3)

Rossi, J., Berton, E., Grélot, L., Barla, C., & Vigouroux, L. (2012). Characterisation of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handle diameter. *Ergonomics*, 55(6), 682-692. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.652195>

Saels, P., Thonnard, J.-L., Detrembleur, C., & Smith, A. M. (1999). Note Impact of the surface slipperiness of grasped objects on their subsequent acceleration. *Neuropsychologia*, 37(6), 751-756. [https://doi.org/10.1016/S0028-3932\(98\)00113-4](https://doi.org/10.1016/S0028-3932(98)00113-4)

Schaub, K., Caragnano, G., Britzke, B., & Bruder, R. (2013). The European Assembly Worksheet. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 14(6), 616-639. <https://doi.org/10.1080/1463922X.2012.678283>

Schaub, K. G., Mühlstedt, J., Illmann, B., Bauer, S., Fritzsche, L., Wagner, T., ... Bruder, R. (2012). Ergonomic assessment of automotive assembly tasks with digital human modelling and the 'ergonomics assessment worksheet' (EAWS). *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, 3(3-4), 398-426. <https://doi.org/10.1504/IJHFMS.2012.051581>

Schaub, Karlheinz, Wakula, J., Berg, K., Kaiser, B., Bruder, R., Glitsch, U., & Ellegast, R.-P. (2015). The Assembly Specific Force Atlas. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 25(3), 329-339. <https://doi.org/10.1002/hfm.20545>

Schlick, C., Bruder, R., & Luczak, H. (2010). *Arbeitswissenschaft*. (S.l.): (s.n.). <https://doi.org/10.1007/978-3-540-78333-6>

Schmidtke, H., & Jastrzebska-Fraczek, I. (2013). *Ergonomie - Daten und Begriffe*. Munich : Hanser. (Google-Books-ID: 27HjkQEACAAJ).

Seo, N. J., Armstrong, T. J., Chaffin, D. B., & Ashton-Miller, J. A. (2008). Inward torque and high-friction handles can reduce required muscle efforts for torque generation. *Human factors*, 50(1), 37-48.

Silverstein, B., & Clark, R. (2004). Interventions to reduce work-related musculoskeletal disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(1), 135-152. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2003.09.023>

Sperling, L., Dahlman, S., Wikström, L., Kilbom, Å., & Kadefors, R. (1993). A cube model for the classification of work with hand tools and the formulation of functional requirements. *Applied Ergonomics*, 24(3), 212-220. [https://doi.org/10.1016/0003-6870\(93\)90009-X](https://doi.org/10.1016/0003-6870(93)90009-X)

Spitzhirn, M., Ullmann, S., & Fritzsche, L. (2022). Considering individual abilities and age-related changes in digital production planning—human-centered design of industrial work tasks with ema software. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 76(4), 459-477. <https://doi.org/10.1007/s41449-022-00343-5>

Sporrong, H., Palmerud, G., Kadefors, R., & Herberts, P. (1998). The effect of light manual precision work on shoulder muscles—an EMG analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(3), 177-184. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(97\)00032-1](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(97)00032-1)

Steindler, A. (1955). *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. Springfield, Il : Thomas.

Strasser, H. (2007). *Assessment of the Ergonomic Quality of Hand-held Tools and Computer Input Devices*. (S.l.) : IOS Press.

Svendsen, S. W., Gelineck, J., Mathiassen, S. E., Bonde, J. P., Frich, L. H., Stengaard-Pedersen, K., & Egund, N. (2004). Work above shoulder level and degenerative alterations of the rotator cuff tendons: A magnetic resonance imaging study. *Arthritis & Rheumatism*, 50(10), 3314-3322. <https://doi.org/10.1002/art.20495>

Tecnomatix digital manufacturing software | Siemens software. (2023). *Siemens Digital Industries Software*. Repéré à <https://plm.sw.siemens.com/en-US/tecnomatix/>

Terrell, R., & Purswell, J. L. (1976). The Influence of Forearm and Wrist Orientation on Static Grip Strength as a Design Criterion for Hand Tools. *Proceedings of the Human Factors Society Annual Meeting*, 20(1), 28-32. <https://doi.org/10.1177/154193127602000115>

Wang, D., Song, M., Naqash, A., Zheng, Y., Xu, W., & Zhang, Y. (2019). Toward Whole-Hand Kinesthetic Feedback: A Survey of Force Feedback Gloves. *IEEE Transactions on Haptics*, 12(2), 189-204. <https://doi.org/10.1109/TOH.2018.2879812>

Waters, T. R., Putz-Anderson, V., Garg, A., & Fine, L. J. (1993). Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*, 36(7), 749-776. <https://doi.org/10.1080/00140139308967940>

Westling, G., & Johansson, R. S. (1984). Factors influencing the force control during precision grip. *Experimental Brain Research*, 53(2), 277-284. <https://doi.org/10.1007/BF00238156>

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (4th ed.). (S.l.) : John Wiley & Sons.

Yun, M. H. (1994). *A hand posture measurement system for the analysis of manual tool handling tasks*. Ph.D. The Pennsylvania State University, United States -- Pennsylvania. Repéré à <https://www.proquest.com/docview/304136352/abstract/43674EFD242C45F9PQ/1>

Yun, M. H., Cannon, D., Freivalds, A., & Thomas, G. (1997). An instrumented glove for grasp specification in virtual-reality-based point-and-direct telerobotics. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*, 27(5), 835-846. <https://doi.org/10.1109/3477.623236>

Zhou, H., Lu, T., Liu, Y., Zhang, S., & Gowda, M. (2022). Learning on the Rings: Self-Supervised 3D Finger Motion Tracking Using Wearable Sensors. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 6(2), 1-31. <https://doi.org/10.1145/3534587>