

THÈSE / UNIVERSITÉ RENNES 2
sous le sceau de l'Université européenne de Bretagne
pour obtenir le titre de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ RENNES 2
Mention : STAPS
Ecole doctorale VAS

présentée par
Plantard Pierre
Préparée à l'Équipe d'Accueil (n°1274)
Laboratoire M2S
Mouvement Sport Santé

Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect

Thèse soutenue le 8 juillet 2016
devant le jury composé de :

Xuguang Wang
Directeur de Recherche IFSTTAR, Lyon / **Rapporteur**

Franck Barbier
Professeur, Université de Valenciennes / **Rapporteur**

Damien Chablat
Directeur de Recherche CNRS, Nantes / **Examinateur**

Nicolas Vignais
Maître de Conférence, Université Paris-Sud / **Examinateur**

Anne-Sophie Le Pierres
Coordinatrice en Ergonomie, Faurecia (Paris) / **Membre invité**

Franck Multon
Professeur, Université Rennes 2 / **Directeur de thèse**

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

N° d'ordre :

Thèse de doctorat

Sous le sceau de

l'Université Européenne de Bretagne

pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université Rennes 2
Discipline STAPS

par

Pierre Plantard

Equipe d'accueil : Laboratoire Mouvement Sport Santé - EA 1274
Ecole Doctorale : Vie Agro Santé (co-accréditée avec l'Université Rennes 1)

Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect.

soutenue le 8 juillet 2016 devant la commission d'examen

Xuguang	Wang	Directeur de Recherche IFSTTAR, Lyon	Rapporteur
Franck	Barbier	Professeur, Université de Valenciennes	Rapporteur
Damien	Chablat	Directeur de Recherche CNRS, Nantes	Examinateur
Nicolas	Vignais	Maître de Conférence, Université Paris-Sud	Examinateur
Anne-Sophie	Le Pierres	Coordinatrice en Ergonomie, Faurecia (Paris)	Membre invité
Franck	Multon	Professeur, Université Rennes 2	Directeur

Table des matières

1 Introduction **1**

2 Revue de la littérature **5**

2.1 Les facteurs de risques de TMS 5

2.1.1 Les facteurs de risques non professionnels 6

2.1.2 Les facteurs de risques professionnels 7

2.1.2.1 Les facteurs de risques biomécaniques 7

2.2 L'évaluation ergonomique des postes de travail 10

2.2.1 Les méthodes d'évaluation ergonomique 10

2.2.2 Classification des méthodes d'observation 11

2.2.3 Vers une évaluation plus fiable et reproductible 14

2.3 La mesure de la posture 15

2.3.1 Représentation de la posture 15

2.3.1.1 Les systèmes de coordonnées 17

2.3.1.2 Caractérisation de la posture pour l'évaluation ergonomique . 19

2.3.2 Systèmes de mesure de la posture 20

2.3.2.1 Les systèmes avec capteurs portés 20

2.3.2.1.1 Les goniomètres 20

2.3.2.1.2 Les systèmes mécaniques 21

2.3.2.1.3 Les systèmes électromagnétiques 21

2.3.2.1.4 Les systèmes inertiels 22

2.3.2.2 Les systèmes sans capteurs portés 23

2.3.2.2.1 Les systèmes optiques fondés sur les marqueurs . . 23

2.3.2.2.2 Les systèmes optiques sans marqueurs 24

2.3.3 Synthèse 25

2.4 Les caméras de profondeur 27

2.4.1 Les caméras de profondeur et le système Kinect 27

2.4.1.1 La Kinect : le matériel 28

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

2.4.1.2 La Kinect : l'estimation de la posture . . . 30
2.4.1.3 Vers une méthode de référence ? . . . 32
2.4.2 Validation de la mesure Kinect . . . 33
2.4.2.1 Évaluation d'une mesure . . . 33
2.4.2.2 Validation de la mesure de l'image de profondeur . . . 34
2.4.2.3 Validation de l'estimation de la posture . . . 37
2.4.3 Utilisation de la Kinect pour l'évaluation ergonomique . . . 40
2.4.4 Correction des données issues de la Kinect . . . 42
2.4.4.1 Détection des erreurs de mesure . . . 43
2.4.4.2 Correction des erreurs de mesure . . . 46
2.4.4.2.1 Correction par apprentissage d'un modèle . . . 46
2.4.4.2.2 Correction par recherche des plus proches voisins . 47

3 Synthèse et objectif 51

4 Estimation de la posture avec une Kinect pour des études ergonomiques : Évaluation de la précision en utilisant un mannequin virtuel 55

4.1 Introduction . . . 57
4.2 Matériels et méthodes . . . 59
4.2.1 Méthode . . . 59
4.2.1.1 Paramètres cinématiques utilisés pour estimer la précision du logiciel Kinect . . . 60
4.2.1.2 Protocole . . . 61
4.2.1.3 Comparaison avec un humain réel . . . 62
4.3 Résultats . . . 64
4.3.1 Évaluation de la précision de l'estimation de la posture pour une Kinect placée en face . . . 64
4.3.2 Évaluation de la précision de l'estimation de la posture pour différents placements de Kinect . . . 67
4.3.3 Comparaison des résultats avec un humain réel . . . 69
4.4 Discussion . . . 69
4.5 Conclusion . . . 71

5 Filtered Pose Graph pour une correction plus fiable des postures Kinect 73

5.1 Introduction . . . 75
5.2 Travaux antérieurs . . . 76
5.2.1 Analyse de mouvements basée sur des caméras de profondeur . . . 76
5.2.2 Reconstruction et correction de la posture . . . 77
5.2.3 Structure de la base de données de mouvements . . . 78
5.3 Présentation du système . . . 78
5.4 Organisation de la base de données avec le *Filtered Pose Graph* . . . 79

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

5.4.1 Collecte de données de mouvements . . . 79
5.4.2 Construction du graphe . . . 80
5.5 Estimation de la fiabilité des articulations . . . 83
5.6 Correction de la posture . . . 84
5.6.1 Evaluation des postures de la base de données . . . 85
5.6.2 Sélection de la posture dans la base de données . . . 86
5.6.3 Optimisation de la posture Kinect . . . 87
5.7 Filtrage physique . . . 88
5.8 Résultats expérimentaux . . . 89
5.8.1 Dispositif expérimental . . . 89
5.8.2 Analyse de la précision . . . 90
5.8.3 Analyse de la performance . . . 94
5.9 Conclusion . . . 95

6 Validation d'une méthode d'évaluation ergonomique utilisant les données Kinect dans des conditions réelles de travail 97
6.1 Introduction . . . 99
6.1.1 La méthode RULA . . . 100
6.2 Matériels et méthodes . . . 101
6.2.1 Calcul des angles articulaires en utilisant les données Kinect . . . 102
6.2.1.1 Procédure expérimentale en condition de laboratoire . . . 103
6.2.1.2 Procédure expérimentale en condition réelle de travail . . . 105
6.2.1.3 Statistiques . . . 106
6.3 Résultats . . . 106
6.3.1 Résultats en condition de laboratoire . . . 106
6.3.2 Résultats en condition de travail réel . . . 108
6.4 Discussion . . . 108
6.5 Conclusion . . . 110

7 Les couples articulaires estimés à partir de données Kinect corrigées sont-ils fiables pour des évaluations ergonomiques ? 113
7.1 Introduction . . . 115
7.2 Matériels et méthodes . . . 116
7.2.1 Protocole . . . 116
7.2.2 Méthode d'estimation des couples articulaires . . . 117
7.2.2.1 Dynamique inverse basée sur les données Vicon . . . 118
7.2.2.2 Dynamique inverse basée sur les données Kinect . . . 120
7.2.3 Statistiques . . . 121
7.3 Résultats . . . 122
7.4 Discussion . . . 125

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

7.5 Conclusion 127

8 Conclusion et perspectives **129**

Bibliographie **132**

Liste des figures **161**

Liste des tableaux **164**

Annexes **165**

Valorisations scientifiques **169**

Valorisations dans l'entreprise **171**

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Chapitre 1

Introduction

Le travail est l'un des principaux fondements de nos sociétés modernes. Même si sa finalité a évolué au fil des siècles, il reste généralement la base de l'ordre social, le principal moyen de subsistance et d'occupation de la vie des individus. L'évolution du travail s'accompagne également d'améliorations de ses conditions et notamment de la prise en compte de la santé du travailleur.

La préservation de la santé au travail est un enjeu majeur de nos sociétés modernes. L'apparition de pathologies liées au travail conduit à d'importants coûts de santé et de prise en charge sociale. Elles sont une cause majeure de l'absentéisme et de la baisse de la productivité dans les entreprises, conduisant à des coûts économiques importants. De plus, ces atteintes à la santé affectent fortement la qualité de vie des personnes et de leurs familles. Au niveau européen, près de 22% de la population connaît, ou a connu un problème à long terme au niveau musculaire, osseux et/ou articulaire [EMCSIN2012].

L'Organisation Mondiale de la Santé définit une Maladie Professionnelle (MP) comme résultante d'un certain nombre de facteurs, et où l'environnement de travail ainsi que la tâche de travail contribuent significativement, à différents degrés, à la cause de cette maladie [Buckle2000]. Les maladies professionnelles les plus déclarées en Europe sont les troubles musculo-squelettiques (TMS) avec près de 60% des déclarations en 2005 [Schneider2012]. Les troubles musculo-squelettiques peuvent être définis comme des atteintes à l'appareil locomoteur, c'est-à-dire des muscles, tendons, os, cartilages et nerfs. Ils couvrent toutes sortes d'affections, allant des troubles légers et passagers jusqu'aux lésions irréversibles et aux états pathologiques chroniques [Luttmann2003].

Au niveau national, le nombre de maladies professionnelles indemnisées a été multiplié par 13 depuis 1993 selon les statistiques CNAMTS [1] de 2013, avec 79% des déclarations pour les troubles musculo-squelettiques. Les TMS constituent la première cause de journées d'Incapacité Temporaire (IT), avec en 2013, la perte de plus de 10 millions de journées de travail. Les TMS sont regroupées au titre du tableau 57 du régime général de la sécurité sociale (affections périarticulaires), mais également du tableau 69 (effets des vibrations main-bras), 79 (lésions

1. la Caisse Nationale de l'Assurance Maladie des Travailleurs Salariés

chroniques du ménisque-genou) 97 et 98 (affections chroniques du rachis lombaire). Le tableau 1.1 présente une estimation du coût direct moyen d'un TMS et la durée moyenne de l'arrêt de travail en 2010 [2]. Les coûts directs regroupent les indemnités journalières payées par les CPAM [3], les coûts d'hospitalisation ainsi que les rentes versées lorsqu'une Incapacité Partielle Permanente (IPP) est enregistrée. Ces coûts sont payés par les entreprises au travers des cotisations AT/MP.

Tableau	Zone anatomique	Coût moyen direct [euro]	Durée moyenne d'absence [jour]
MP 57	Épaule	34 352	329
	Coude	13 485	218
	Poignet/Main	9 047	168
	Genou	8 834	128
	Cheville	14 774	178
MP 69	Coude/Poignet/Main	37 734	266
MP 79	Genou	17 454	239
MP 97 et 98	Rachis Lombaire	34 798	370

Tableau 1.1 - Coût moyen et nombre de jours d'arrêt des TMS pour chaque zone anatomique touchée en 2010.

Deux autres types de coûts viennent s'ajouter pour les entreprises lors d'une déclaration de TMS, les coûts indirects et les coûts stratégiques. Les coûts indirects englobent toutes les contraintes induites par les TMS (coûts de prévention, absentéisme, perte de productivité, coûts de formation). Les coûts stratégiques, quant à eux, renvoient aux contraintes qui vont limiter le développement de l'entreprise (apparition de conflits internes, sureffectif induit par les restrictions d'activité, dégradation de l'image de l'entreprise), et qui peuvent porter atteinte à la pérennité de celle-ci. Ces coûts sont difficiles à chiffrer mais certaines études les évaluent entre 10 et 30 fois les coûts directs [Douillet2005].

Le groupe *Faurecia*, partenaire Cifre de cette thèse, constate également un nombre conséquent de déclarations de TMS au sein de ses usines de production. *Faurecia* est l'un des leaders du marché de l'équipement automobile [4], réparti en plusieurs divisions selon l'équipement produit. Ce travail de thèse a été initié avec la division *siège*, qui s'appuie sur un mode de production en flux synchrone, c'est-à-dire que le modèle du siège qui est monté chez *Faurecia* est donné par les références du modèle de la voiture sur la ligne de production du client. Le délai entre la demande du client et la réception des sièges est d'environ 3 heures. Ce type de fonctionnement provoque des modifications de la cadence (arrêt des lignes du client...) et des changements de modèles fréquents, potentiellement générateurs de TMS.

Pour détecter les risques de maladie professionnelle, l'entreprise utilise une méthode interne d'évaluation ergonomique nommée *AGREPT*, fortement basée sur la méthode d'observation RULA [McAtamney1993]. Les modifications apportées à la méthode d'origine sont induites par la spécificité des tâches réalisées dans les usines du groupe. Ce type de méthode nécessite d'évaluer la posture du travailleur par une estimation des angles articulaires et fournit un score de risque. Cependant cette méthode souffre de plusieurs biais dus au mode de recueil des données. En effet, les évaluateurs doivent estimer à l'œil à partir d'une image, les valeurs d'angles articulaires caractérisant la posture du travailleur. Cette estimation subjective limite la possibilité de comparer les résultats d'une période à l'autre ou d'une usine à l'autre dans un objectif de

2. source : CARSAT Nord-Picardie
3. Caisses Primaires d'Assurance Maladie
4. Placé 5ème selon le classement du cabinet Roland Berger sur les équipementiers automobiles de 2014

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

campagne d'évaluation ergonomique au sein du groupe.

Conscient des limites de sa méthode actuelle, le groupe *Faurecia* a la volonté d'évoluer, à travers ce travail de thèse, vers une nouvelle version de la méthode d'évaluation ergonomique, l'*AGREPT-V2*. Cette thèse s'inscrit dans une problématique de mesure objective et standardisée de la posture du travailleur directement sur ligne de production. Le passage d'une estimation subjective de quelques images clés à une mesure objective au cours du temps va permettre d'obtenir des informations supplémentaires à l'évaluation ergonomique, comme le pourcentage de temps passé à tel ou tel score de risque.

Le système de mesure de la posture utilisé doit prendre en compte plusieurs problèmes principaux. Le premier concerne la nécessité de limiter les contraintes induites par la mesure sur la production et les travailleurs. Le second problème consiste à obtenir des données suffisamment précises et reproductibles pour la méthode d'évaluation, malgré l'environnement encombré d'une ligne de production. L'approche envisagée dans cette thèse est de s'appuyer sur la technologie de caméras de profondeur, initialement développée pour l'industrie du jeu vidéo, telle que la Kinect de Microsoft. Mais quelle précision pouvons-nous attendre de ce type de système dans des conditions de mesure sur ligne de production ? Ce travail de thèse s'attache à identifier les limites de la Kinect dans un contexte d'évaluation ergonomique, pour y apporter des solutions et permettre son utilisation sur les ligne de production du groupe *Faurecia*.

Afin de mener à bien ce travail, nous détaillons dans un premier temps les travaux scientifiques de la littérature (chapitre 2) portant sur l'évaluation du risque de TMS. Puis nous nous attachons à caractériser la posture et à présenter les systèmes permettant de la mesurer, notamment dans un contexte ergonomique. Nous nous penchons ensuite sur l'un de ces systèmes, la caméra de profondeur, pour tenter de dégager la problématique liée à son utilisation. Le chapitre 3 synthétise les objectifs de ce travail. Notre contribution scientifique est abordée au cours des chapitres 4, 5, 6 et 7 faisant référence aux études mises en place au cours de cette thèse.

La première étude s'attache à évaluer les données fournies par de telles caméras de profondeur pour une utilisation lors d'évaluations ergonomiques et d'en dégager les limites potentielles. La seconde étude propose une solution pour pallier les limites de ce type de système, dans ce contexte de mesure sur ligne de production. La troisième étude s'attache à valider l'utilisation de cette précédente solution directement sur ligne de production en l'utilisant pour alimenter la méthode RULA. La dernière étude évalue la capacité à obtenir les efforts interne (les couples articulaires) à partir des données issues de ce système de mesure des postures au cours du temps. Enfin, le chapitre 8 donne une conclusion et propose des perspectives à ce travail.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Chapitre 2

Revue de la littérature

L'apparition de troubles musculo-squelettiques (TMS) est la résultante d'un certain nombre de facteurs de risques. Il apparaît essentiel, dans une première partie, de définir ce que représente un facteur de risque de TMS (partie 2.1). Afin de mesurer le degré d'exposition à ces facteurs de risques, plusieurs méthodes sont disponibles dans la littérature. La partie 2.2 présente ces méthodes d'évaluation ergonomique, ainsi que leurs limites actuelles. Dans la troisième partie de cette revue de littérature, nous présentons les descripteurs utilisés par ces méthodes pour évaluer les facteurs de risques ainsi que les moyens disponibles pour les mesurer (partie 2.3). Enfin la partie 2.4 de notre état de l'art se centre sur l'utilisation des caméras de profondeur dans un contexte d'évaluation ergonomique sur ligne de production.

2.1 Les facteurs de risques de TMS

Les facteurs de risque de TMS sont des événements, des conditions ou des caractéristiques présents dans le milieu de travail pouvant être impliqués dans l'apparition d'un problème de santé [Rothman1986].

Les relations entre ces facteurs de risques et les TMS ont été mises en évidence par de nombreuses études épidémiologiques. Une revue exhaustive de ces études a été réalisée par le "National Institute for Occupational Safety and Health" (NIOSH) [Putz-Anderson1997]. La force de la relation entre les facteurs de risque et le développement de TMS a été évaluée après sélection de près de 600 études scientifiques.

Les facteurs de risque peuvent être directement responsables de l'apparition d'un TMS, agir comme déclencheurs, ou créer des conditions propices à l'évolution de la pathologie. Le risque vient d'un rapport négatif entre la contrainte induite par l'activité de travail et les capacités fonctionnelles qu'a l'individu d'y faire face (Figure 2.1). Les facteurs de risque ne se limitent donc pas aux seules contraintes externes induites par le travail, nommées facteurs de risques

professionnels, mais également à une composante non professionnelle se référant aux facteurs intrinsèques et extrinsèques de l'individu. En effet, l'apparition d'un TMS dépend de la capacité qu'a l'individu à s'adapter ou non à l'exposition à une contrainte externe. La réponse apportée par l'individu à une ou plusieurs expositions peut diminuer (altération) ou augmenter (adaptation) la capacité à répondre aux expositions suivantes [Armstrong1993].

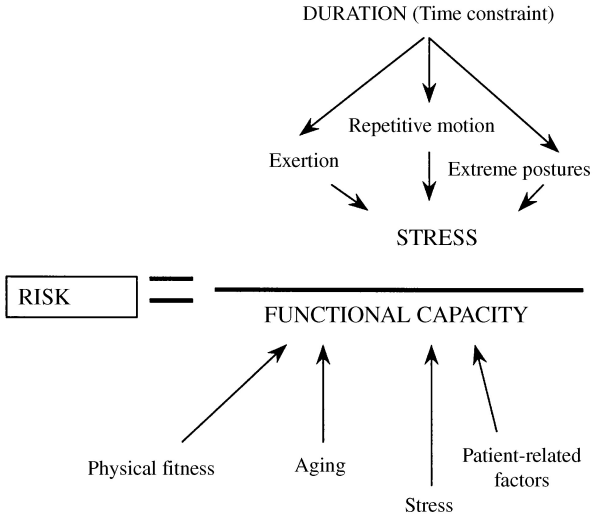

Figure 2.1 - Modélisation du risque de TMS par [Claudon1994], extrait de [Aptel2002].

Nous présentons succinctement les facteurs de risque en distinguant ceux d'origine professionnels, représentant les contraintes externes induites par l'activité du travailleur, et les non professionnels, définissant la capacité de l'individu à répondre à ces contraintes. Même si les facteurs de risque sont présentés de façon séparée, il est essentiel de retenir qu'ils sont étroitement liés entre eux.

2.1.1 Les facteurs de risques non professionnels

Les facteurs de risques non professionnels peuvent être d'origine intrinsèque, comme l'âge [Larsson1979, James1989, Klein2001] ou le genre [Hagberg1987, Bernard1994, Nordander1999, Dahlberg2004]. Ces facteurs de risques ne sont pas réductibles, mais il reste nécessaire de les prendre en compte dans l'évaluation ergonomique et dans l'interprétation des résultats. Les facteurs de risques non professionnels sont aussi d'origine extrinsèque, faisant référence au mode de vie de l'individu en dehors de son activité professionnelle. Par exemple, les erreurs hygiéno-diététiques peuvent entraîner des complications fonctionnelles [Werner1994] et favoriser l'apparition de TMS.

Cependant la relation directe entre ces facteurs de risques intrinsèques et extrinsèques avec l'apparition de TMS n'est pas encore totalement explicitée [Putz-Anderson1997]. Les études épidémiologiques montrent la forte association du risque de TMS et les facteurs professionnels, alors que les facteurs individuels (non professionnels) sont plutôt considérés comme des facteurs aggravant ou atténuant le risque [Roquelaure2001]. En effet, une étude épidémiolo-

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

gique réalisée en France relève que les TMS sont imputables dans 86% des cas à l'exposition aux facteurs professionnels et seulement 12% de ces cas sont combinés à un facteur individuel [Roquelaure2005].

2.1.2 Les facteurs de risques professionnels

Les facteurs de risques professionnels représentent les contraintes externes induites par l'activité du travailleur. Ces facteurs de risques professionnels sont de plusieurs natures.

Ils peuvent être d'origine organisationnelle ou psycho-sociale, où le risque est induit par l'organisation du travail (la cadence, le mode de production) [Malchaire2000], et le ressenti du travailleur (le stress, la lassitude) [Bongers1993]. L'environnement de travail peut également favoriser l'apparition d'un TMS [Baillargeon2003]. L'ambiance thermique au travail (ambiance froide, manipulation de produits froids) ou un éclairage inadéquat vont également augmenter les contraintes sur le travailleur. Les vibrations, les chocs et les pressions mécaniques induites par le contact avec un objet ou un poste de travail, augmentent également le risque de TMS [Colombini2001a]. Enfin, plusieurs paramètres biomécaniques sont déterminants dans l'apparition de TMS [Putz-Anderson1997]. Nous détaillons les facteurs de risques biomécaniques dans la section suivante.

La simple présence d'un facteur de risque n'est pas suffisante pour déterminer qu'une situation de travail est à risque. En effet, cela dépend du degré d'exposition à ce facteur de risque définit suivant trois paramètres principaux : l'**intensité** (ou amplitude), la **fréquence** et la **durée** d'exposition à ce facteur de risque [Winkel1994].

2.1.2.1 Les facteurs de risques biomécaniques

Les principaux facteurs de risques biomécaniques sont la **Répétitivité**, la **Force**, la **Posture** auxquelles on peut ajouter les **Périodes de récupération** [Putz-Anderson1997]. Dans les conditions de travail, un facteur de risque biomécanique n'est jamais isolé, il est toujours combiné à d'autres facteurs et il intègre les trois paramètres précédents définissant le degré d'exposition.

- **La Répétitivité**

Ce facteur de risque est probablement le plus important dans de nombreux secteurs industriels [Colombini2001a], si bien qu'il est présent dans certaines dénominations de ces maladies, comme par exemple *repetitive strain injury* (RSI).

Il correspond à l'utilisation variable, mais répétée, des mêmes tissus, qu'il y ait mouvement ou non (maintien d'une posture) [Baillargeon2003]. Une tâche répétitive a été définie par l'International Ergonomics Association (IAE) comme une tâche d'une durée consécutive d'au moins une heure, durant laquelle le travailleur exécute des cycles de travail semblables et de durée relativement brève [Colombini2001b]. Silverstein et al. [Silverstein1987] proposent de définir une tâche répétitive lorsqu'elle est composée de cycles de moins de 30 secondes. Mais la définition d'un seuil de répétitivité reste ambiguë et plusieurs définitions sont utilisées (temps de cycle,

fréquence de mouvements par minute). Des auteurs ont tenté de classer les différentes méthodologies de mesure de la répétitivité [Kilbom1994a, You2005] et montrent que la fréquence de mouvements est plus largement utilisée pour quantifier la répétitivité (notamment celle du mouvement de la main et du poignet).

▶ La Force

La force représente l'effort nécessaire pour mener à bien une action donnée, ou une séquence d'actions. La force peut être d'origine externe (force appliquée) ou interne (développée dans le muscle) [Colombini2001a]. La nécessité de développer une force au cours de tâches de travail peut être liée au déplacement, à la tenue d'outils et d'objets, ou pour garder une partie du corps dans une position donnée [Baillargeon2003].

La force peut être liée à des actions statiques (contractions statiques), ou dynamiques (contractions dynamiques). En statique, elle est généralement définie comme l'effort statique, que certains auteurs décrivent comme un facteur de risque à part entière [Kuorinka1995]. En effet, les efforts statiques maintenus dans le temps augmentent le risque d'apparition de TMS, particulièrement au niveau des poignets et des mains [Bystrom1990].

La force externe se mesure de façon indirecte via le poids des objets manipulés ou de façon directe par l'utilisation de dynamomètres. La force interne quant à elle est estimée indirectement de différentes façons (électromyographie de surface, estimation par technique de dynamique inverse, mesures psychophysiques comme l'échelle de Borg [Borg1982]) et peut être exprimée en pourcentage de force maximale volontaire (équation 2.1).

$$FMV[\%] = \frac{force\ induite\ par\ le\ travail}{force\ maximal\ de\ l'indivudu} \times 100 \tag{2.1}$$

▶ La Posture

La posture peut se définir comme la configuration segmentaire que va devoir adopter le travailleur lors de sa tâche. Les dommages potentiels sur le corps du travailleur peuvent être induits par des postures extrêmes, ce qui signifie que les articulations sont mobilisées à des angulations importantes, proches de leurs limites articulaires [Kuorinka1995]. Des postures maintenues pendant une longue période (même si non extrêmes) contribuent également au risque de TMS [Colombini2001a]. De plus, les forces induites par la tâche peuvent être un facteur aggravant du risque dans certaines postures.

Les angles articulaires des différents segments corporels sont généralement utilisés pour caractériser le risque induit par une posture. Cependant, il n'existe pas dans la littérature de consensus autour des zones anatomiques à prendre en compte et des limites angulaires à ne pas dépasser [Juul-Kristensen1997].

▶ Les Périodes de récupération

La période de récupération est le temps pendant lequel un ou plusieurs groupes musculaires habituellement impliqués dans les tâches de travail sont essentiellement inactifs [Colombini2001a]. Ces temps de récupération permettent aux tissus musculaires de retrouver leur état initial d'un point de vue métabolique et mécanique après un effort [Colombini2001b] (figure 2.2.a). Le temps de récupération nécessaire dépend de l'intensité de l'effort (nommé niveau d'astreinte dans la figure 2.2). De plus, cette période varie également selon l'état des tissus précédant

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

l'effort. En effet, la période de récupération sera plus longue si les tissus ne sont pas revenues à l'état initial avant un nouvel effort (figure 2.2.b).

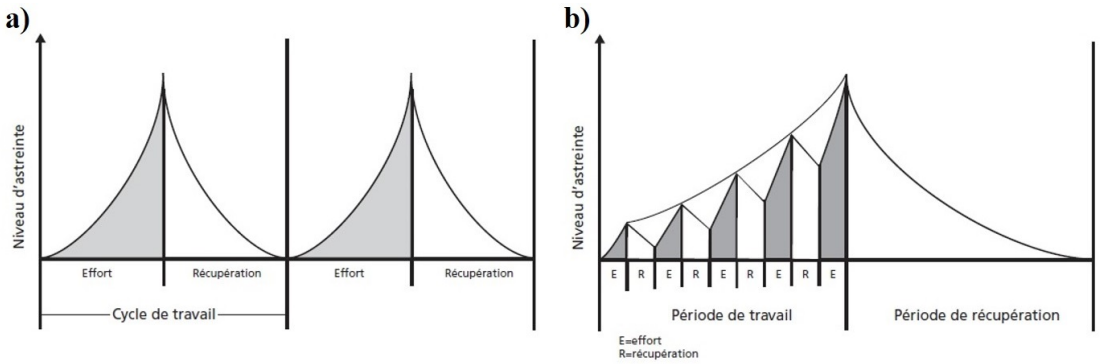

Figure 2.2 - Illustration du temps de récupération nécessaire après un effort, pour que les tissus musculaires reviennent à un état initial, extrait de [Baillargeon2003].

Pour des efforts effectués en posture statiques, [Rohmert1973] propose de quantifier le temps de récupération nécessaire en fonction de l'intensité de l'effort (exprimée en pourcentage de *FMV*) et de sa durée. Quant aux actions dynamiques, la répartition optimale entre le temps de travail et le temps de récupération n'est pas encore totalement établie [Colombini2001a]. Il est possible de se référer aux travaux de Byström [Byström1991], Pour des efforts statiques intermittents, où il a établi la durée maximale de travail acceptable avant qu'une période de récupération ne devienne nécessaire.

▶ Synthèse

Le lien entre la déclaration de TMS et les facteurs de risques biomécaniques a été mis en évidence dans la revue d'étude épidémiologique du NIOSH [Putz-Anderson1997] selon trois niveaux d'intensité. Le premier niveau représente les *preuves importantes* du lien entre les TMS et le facteur de risque étudié (+++). Le second niveau est qualifié de *preuves épidémiologiques* (++), où plusieurs études montrent une association positive qui n'est pas imputable entièrement à un biais, un facteur de confusion ou à la chance. Enfin le dernier niveau de relation représente les *preuves insuffisantes* (0/+). Les résultats sont résumés dans le tableau 2.1.

Zone anatomique	Repetition	Force	Posture	Vibration	Combination
Cou	++	++	+++	0/+	N/A
Épaule	++	0/+	++	0/+	N/A
Coude	0/+	++	0/+	N/A	+++
Mains/Poignet					
Canal Carpien	++	++	0/+	++	+++
Tendinite	++	++	++	N/A	+++
maladie de Raynaud	N/A	N/A	N/A	+++	N/A
Dos	N/A	+++	0/+	+++	++

Tableau 2.1 - Pertinence de la relation entre les facteurs de risques biomécaniques et les TMS du membre supérieur [Putz-Anderson1997].

Ce tableau illustre bien l'importance des facteurs de risques biomécaniques dans l'apparition d'un TMS, ainsi que leurs aspects multifactoriels. Au sein du groupe *Faurecia*, les travailleurs sont également exposés à ces différents facteurs biomécaniques. En effet, les tâches effectuées sont très répétitives (temps de cycle pouvant être inférieur à 30 secondes), et certaines d'entre elles nécessitent des postures extrêmes et une production importante de force. Il est donc important, lors des évaluations ergonomiques sur ligne de production, de centrer cette évaluation sur l'exposition à ces facteurs de risques biomécaniques.

2.2 L'évaluation ergonomique des postes de travail

L'exposition aux facteurs de risques biomécaniques composés notamment de la force, de la posture et de la répétitivité [Kilbom1994c], en plus des facteurs individuels affectant le travailleur [Armstrong1993], conduit à une augmentation du risque de TMS.

Les instances publiques et les associations ont tenté de regrouper les différents résultats des études sur les facteurs de risques biomécaniques pour proposer des recommandations et établir des normes. Au niveau national, les différentes Normes NF EN 1005 Performance physique humaine [NF EN 1005-12001, NF EN 1005-22003, NF EN 1005-32002, NF EN 1005-42005, NF EN 1005-52007] présentent les limites acceptables de ces paramètres biomécaniques pour la santé du travailleur. Elles sont issues des normes européennes établies par le CEN/TC 122 [1] et destinées aux concepteurs de machines, qui ont l'obligation d'en tenir compte. L'établissement de ces normes et recommandations a également abouti au développement de méthodes d'évaluation des situations de travail, déstinées aux ergonomes. Ces méthodes ont pour but de mesurer l'exposition aux risques potentiels de troubles musculo-squelettiques aux postes de travail [Li1999b]. Dans la suite de cette revue de la littérature, nous présentons les différentes méthodes d'évaluation ergonomique, ainsi que leurs limites actuelles.

2.2.1 Les méthodes d'évaluation ergonomique

Les différentes méthodes ont été développées par des scientifiques au cours de leurs recherches ou par des organismes de prévention. En fonction des besoins spécifiques de l'analyse ergonomique, plusieurs types de méthodes peuvent être utilisés [Dempsey2005]. Elles peuvent être classés selon trois grandes catégories : les méthodes d'**auto-évaluation**, d'**observation** et **directes** [Li1999b, Dempsey2005, Winnemuller2004, Kilbom1994a, David2005].

Les **auto-évaluations** sont principalement utilisées pour évaluer les niveaux d'effort et d'inconfort perçus par le travailleur ou le stress au travail [Li1999b]. Les auto-évaluations, généralement présentées sous la forme d'entretiens ou de questionnaires [David2005], sont un moyen pratique d'obtenir des informations en quantité importante de par leur faible coût et facilité d'utilisation [Andrews1996]. Ce type de méthode se concentre sur l'évaluation de la charge de travail physique, l'inconfort ressenti ou le stress au travail, qui sont difficiles à mesurer objectivement. Par conséquent, bien que ce type de méthode soit facile à utiliser, il n'est pas suffisamment fiable

1. European Committee for Standardization/Technical Committee 122

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

et peut donner lieu à des interprétations erronées [Burdorf1991, Wiktorin1993].

Les méthodes d'**observation** proposent des évaluations du poste de travail conduites par un intervenant qualifié, directement à partir de ses observations [Winnemuller2004]. Elles restent peu coûteuses et utilisables pour un grand nombre de postes de travail [David2005], ce qui en font les types de méthodes les plus utilisées sur site [Takala2010]. Par exemple, une méthode couramment utilisée est le Rapid Upper Limb Assessment (RULA) [McAtamney1993]. L'observateur doit évaluer la posture du travailleur à un instant clé de la tâche en estimant les principaux angles articulaires adoptés par le travailleur. Cette estimation peut se réaliser à partir d'une observation directe ou d'une image. Chaque angle articulaire est associé à un score selon une gamme d'angles prédéfinis, séparés par des seuils. Les scores articulaires sont ensuite combinés pour fournir un score de risque, allant de 1 à 7 et qui mène à des recommandations. Une illustration de la feuille de calcul de la méthode RULA est présentée en Annexes.

Les méthodes **directes** utilisent des appareils mesure (goniomètres, accéléromètres, EMG, dynamomètres) afin de collecter des données (de posture, de l'activité musculaire, de la force...) qui vont permettre d'évaluer l'exposition à un risque précis pour une zone anatomique spécifique [Burdorf1999]. Elles sont préférées dans un contexte de recherche, mais sont difficiles à mettre en œuvre dans des situations réelles de travail [Li1999b]. En effet, l'utilisation de ces appareils (dont le port de capteurs sur le corps) peut causer de l'inconfort et influer sur la posture adoptée. De plus, la mise en place et l'utilisation de ces appareils peuvent être contraignantes pour la production (par exemple, sortir un travailleur de la ligne pour l'équiper) et demandent une expertise technique spécifique. D'autre part, ces méthodes se centrent principalement sur la quantification de l'exposition à un seul facteur de risque et à une seule zone anatomique, ce qui ne permet pas d'appréhender le risque global d'une tâche de travail. Enfin, ces méthodes restent spécifiques à une tâche particulière (le lever de charge par exemple), ce qui limite leur utilisation dans différents secteurs industriels.

La nature subjective des variables utilisées dans les méthodes d'**auto-évaluation** [Burdorf1991, Wiktorin1993, Jacobs1998], la spécificité et la difficulté d'utilisation sur le terrain des méthodes **directes** [Kilbom1994a, Radwin1994], empêchent leurs prise en compte dans le cadre de cette thèse. Les méthodes d'**observation**, très utilisées car peu coûteuses et opérationnelles pour un grand nombre de tâches et de postes de travail, correspondent aux objectifs de ce travail. Nous focalisons donc la prochaine section sur cette catégorie de méthodes.

2.2.2 Classification des méthodes d'observation

De nombreux auteurs se sont attachés à classer les différentes méthodes d'observation selon plusieurs critères. Dans le cadre de cette recherche, nous proposons également une classification de ces méthodes dans le tableau 2.2, en nous focalisant sur plusieurs critères qui nous semblent importants :

- Les facteurs de risques évalués [Malchaire2001, Takala2010] : les variables de la méthode peuvent se focaliser sur la posture, la force, la répétitivité, ou d'autres facteurs de risque, ainsi que sur une combinaison de tous ou d'une partie d'entre eux.
  Ce premier critère du tableau 2.2, montre que la majorité des méthodes s'attachent à évaluer la posture. Cependant, elles utilisent des descripteurs de la posture qui peuvent

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

être différents. La plupart des méthodes d'observation se basent sur l'estimation des angles des principales articulations, mais certaines demandent d'estimer la position d'une partie du corps par rapport à une autre. Chaque descripteur utilisé est associé à un score selon une gamme de valeurs prédéfinies, séparées par des seuils. Cependant les différentes méthodes ne s'accordent pas sur les valeurs seuils associées aux risques [Juul-Kristensen1997].

- Les zones anatomiques ciblées [Kilbom1994a, Malchaire2001] : la méthode peut se centrer sur une zone anatomique particulière (souvent pour une évaluation de tâches particulières), ou sur le corps entier.
  On note, pour ce second critère du tableau 2.2, que les membres supérieurs (épaule, coude, poignet) sont les plus évalués, car étant les plus sollicités dans une tâche de travail [Putz-Anderson1997].
- Le type de résultats [Kilbom1994a, Takala2010, Marhavilas2011] : la méthode d'évaluation peut avoir un but qualitatif ou quantitatif. Une évaluation qualitative s'attache simplement à dire si le risque est présent ou non, dans une optique de dépistage. Une évaluation quantitative s'attache à mesurer le degré d'exposition à un ou plusieurs facteurs de risque de façon précise et chiffrée (sous la forme de scores, limites ou encore de durées d'exposition) [Pascual2008].
  Ce troisième critère du tableau 2.2, montre que les résultats sont souvent représentés par des scores, globalisant en une seule valeur les différents facteurs de risque et parties de corps étudiés. Les scores ont l'avantage de fournir des informations aux personnes de terrain permettant de décider de l'acceptabilité d'une situation [Li1999b].
- Le mode de recueil des données [Kilbom1994a, Westgaard1997, You2005, Takala2010] : le recueil peut être réalisé à partir de mesure objective ou d'estimation subjective. Cela dépend principalement de la nature des variables utilisées dans la méthode et les moyens de les recueillir [Fagarasanu2002]. Le recueil dit "papier-crayon", signifie que la collecte des données d'entrée est basée sur une estimation par observation directe ou à partir d'une image 2D. Les estimations de l'observateur vont lui permettre de remplir une grille, une "check-list", ou un autre support. Les données d'entrée des méthodes peuvent également être recueillies à partir d'une analyse vidéo réalisée par un logiciel, ce mode de recueil est dit "informatisé" [Li1999b].
  On constate, pour ce dernier critère présenté dans le tableau 2.2, que le recueil des données observables est réalisé principalement par "papier-crayon" [Li1999b, David2005]. Bien que ce type de recueil limite les perturbations du travail [Li1999b], l'observation directe ou à partir d'une image peut devenir un problème. Ce type de recueil conduit à une faible précision et à une haute variabilité inter- et intra- observateurs [Burdorf1992]. Par exemple, le seul changement de point de vue de l'image peut entraîner une différence d'interprétation des paramètres caractérisant la posture [Li1999b], notamment quand la définition de la posture requière un niveau de détail important (comme l'estimation des valeurs d'angles articulaires sur les membres supérieurs) [Baluyut1995]. Les méthodes dont le recueil des données d'entrée est "informatisé", se limitent principalement à analyser des variables temporelles (temps de cycle). La prise en compte des autres facteurs de risques biomécaniques (posture et force) demande un traitement manuel basé sur une estimation de l'observateur à partir d'images.

Pour conclure, le tableau 2.2 met en lumière le nombre très important de méthodes illustrant le manque de consensus autour d'une méthode de référence [Li1999b]. L'évaluation de la posture du travailleur semble être le facteur de risque biomécanique privilégié dans la plupart des méthodes d'observation présentées dans le tableau 2.2. Cependant le mode de recueil des données décrivant la posture entraîne des estimations peu précises et peu reproductibles. La précision

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Méthode	Facteurs de risque	Zone du corps	Type de résultat	Mode d'enregistrement
OWAS [Karhu1977]	P,F,D	Ms,Mi,D	Score	P&C
ARBAN [Holzmann1982]	P,F	D,C,Épaule,Jambe	Durée d'exposition	Informatisé
Lifshitz [Lifshitz1986]	P,F,R,V	Ms	Qualitative	P&C
VIRA [Kilbom1986]	P,D,R	C,Épaule	Durée d'exposition	Informatisé
Keyserling vidéo [Keyserling1986]	P	D,Épaule	Qualitative	P&C
FIOH [Ahonen1989]	P,D	Ms,Mi,D,C	Score	P&C
Snook Tables [Snook1991]	P,F,D,R	D, Poignet	Limites	P&C
3DSSPP [Chaffin1991]	F	Ms,Mi,D	Limites	P&C
Muscle Fatigue Analysis [Rodgers1992]	F,R,D	Ms,Mi,D,C	Score	P&C
TRAC [Beek1992]	P,F	Ms Mi,D	Durée d'exposition	Informatisé
NIOSH [Waters1993]	P,F,D,R,Rp	D	Limites	P&C
RULA [McAtamney1993]	P,F,R	Ms,D,C	Score	P&C
OSHA [US Dep of Labor1993]	P,F,R	Ms, C	Score	P&C
Keyserling [Keyserling1993]	P,F,R,V	Ms	Qualitative	P&C
Kilbom [Kilbom1994b]	R	Ms	Qualitative	P&C
PLIBEL [Kemmlert1995]	P,R	Full Body	Qualitative	P&C
PEO [Fransson-Hall1995]	P,F	D,C,Main,Genou	Durée d'exposition	Informatisé
HARBO [Wiktorin1995]	P,D	Full Body	Durée d'exposition	Informatisé
PATH [Buchholz1996]	P,F	Ms,Mi,D,C	Durée d'exposition	Informatisé
OBA [Malchaire1997]	P,F,D,R	Ms	Qualitative	P&C
JSI [Moore1995]	P,F,D,R	Ms	Score	P&C
OCRA [Occhipinti1998]	P,F,R,V,Rp	Ms	Score	P&C
FIFARIM [Mairiaux1998]	P,F,R	D	Score	P&C
ERGO [St-Vincent1998]	P,F	Ms	Qualitative	P&C
QEC [Li1999a]	P,F,R,V	Ms,D,C	Score	P&C
REBA [Hignett2000]	P,F,R	Ms,Mi,D,C	Score	P&C
OREGE [Aptel2000]	P,F,R	Ms,C	Qualitative	P&C
LUBA [Kee2001]	P	Ms,D,C	Score	P&C
HSE [HSE2002]	P,F,D,R,V	Ms	Qualitative	P&C
MAC [Monnington2002]	P,F,R	D	Score	P&C
ManTRA [Burgess-Limeric2003]	P,F,D,R,V	Ms,Mi,D,C	Score	P&C
ROSA [Sonne2012]	P,D	Ms,Mi,D,C	Score	P&C

Tableau 2.2 - Description des méthodes d'observation par date. Facteurs de risque : la Posture (P), la Force (F), la Durée (D), la Répétitivité (R), les Mouvements (M), les Vibrations (V) et la Récupération (Rp). Zones du corps : Membres supérieurs (Ms), Membres inférieurs (Mi), Dos (D), Cou (C). Mode d'enregistrement : Papier&Crayon (P&C).

et la validité des résultats obtenus en utilisant une méthode dépendent avant tout de la précision et de la validité de l'information d'entrée recueillies [Fagarasanu2002]. Il semble donc que l'étape déterminante pour obtenir une évaluation ergonomique précise et valide avec les méthodes d'observation, se situe au niveau du recueil d'informations, notamment pour les données posturales.

2.2.3 Vers une évaluation plus fiable et reproductible

La validité des méthodes d'observation a été évaluée par différents auteurs [Kilbom1994a]. Ces méthodes font apparaître une variabilité intra- et inter-individuelle au niveau du recueil des paramètres d'entrées [Robertson2009]. Un entraînement spécifique des utilisateurs permet néanmoins de réduire cette variabilité [Dockrell2012]. Cependant, ce recueil d'informations basées sur l'observation directe ou à partir d'images 2D ne permet pas d'obtenir des évaluations ergonomiques reproductibles. En effet, ce manque de reproductibilité limite les possibilités de comparaison des résultats d'une période à l'autre et/ou d'une usine à l'autre. Dans un objectif de standardisation des campagnes d'évaluation ergonomique au sein du groupe *Faurecia*, il semble donc important de modifier le mode de recueil des données d'entrées, en passant d'une estimation subjective à partir d'une observation directe ou d'une image à une mesure objective.

Les méthodes d'observation se sont focalisées principalement sur l'évaluation des postures statiques. En effet, le recueil dit "papier-crayon" est plus adapté à l'évaluation d'une posture statique ou à des tâches répétitives [David2005]. Le manque de méthodes d'observation évaluant de façon continue la posture du travailleur au cours du temps a été en partie du au manque d'outils appropriés à l'analyse du mouvement humain, utilisables sur le terrain [Chaffin2005]. Or, discrétiser la tâche du travailleur en quelques postures clés statiques élimine un certain nombre d'informations contenues entre ces deux instants. Ces informations peuvent apporter des résultats pertinents supplémentaires à l'évaluation ergonomique. Rappelons que l'exposition à un facteur de risque dépend de trois paramètres principaux (l'intensité, la fréquence et la durée d'exposition). Cependant, les résultats issus des évaluations posturales statiques ne représentent que l'intensité de l'exposition au risque à un instant t. Alors qu'une méthode d'observation fournissant un évaluation du risque au cours du temps permet d'obtenir la durée de l'exposition à ce risque. Ce paramètre supplémentaire apporte une information importante à l'interprétation des résultats. Il semble donc intéressant d'évoluer vers des méthodes d'observation dont les données d'entrée sont recueillies de façon objective, mais également, à une fréquence d'acquisition permettant une analyse continue des postures [Garg2009].

Dans cette thèse, l'objectif est de rendre l'évaluation ergonomique plus objective et standardisée en passant d'une estimation sur quelques instants clés à une mesure continue des données caractérisant la posture. Pour cela, il semble nécessaire de s'orienter vers l'utilisation de systèmes de capture de mouvements [Valero2016].

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

2.3 La mesure de la posture

Pour étudier un mouvement, qu'il soit de marche, sportif ou de travail, il est nécessaire de capturer ses composantes physiques. Les données cinématiques permettent la description spatio-temporelle du mouvement, auxquelles peuvent s'ajouter la notion de masse, on parle alors de cinétique. Contrairement à la cinématique qui étudie les effets observables du mouvement, la dynamique s'attache à en dégager les causes. Le mouvement d'une personne peut être causé par des actions mécaniques externes, telles que la gravité, l'interaction avec l'environnement, qui se traduisent par des actions mécaniques internes, générées par les composantes musculo-squelettiques. Plusieurs systèmes permettent de mesurer les paramètres biomécaniques (cinématique et dynamique) d'un mouvement. Dans le cadre de ce travail de recherche, l'objectif est de mesurer les paramètres cinématiques de la posture du travailleur. Notre état de l'art se focalise donc sur les systèmes permettant la mesure de ces paramètres cinématiques.

Les premiers systèmes à être développés utilisent la chronophotographie : succession de photographies d'un mouvement pour le décomposer [Marey1973], comme illustré dans la figure 2.3. Depuis, les systèmes de mesure cinématique se sont développés et ont permis des analyses fines du mouvement dans de nombreux domaines de recherche tels que la biomécanique [Chèze1993, Vanel1996], le sport [Begon2006, Benouaich2015], la simulation d'humain virtuel [Multon1998, Kulpa2005] ou encore l'ergonomie [Verriest1991, Wang1998a, Lempereur2006]. Ces systèmes de mesure sont détaillés dans la section 2.3.2.

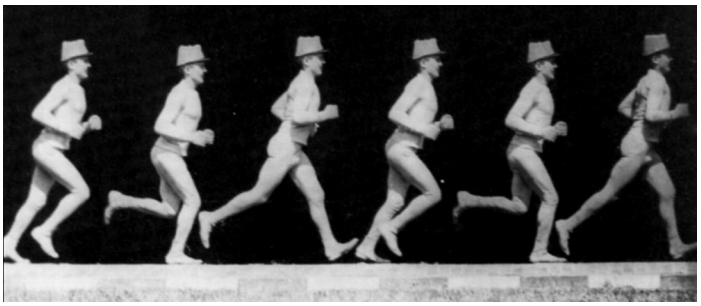

Figure 2.3 - Chronophotographie d'une course par Etienne-Jules Marey en 1983.

Dans la section 2.3.1, nous définissons tout d'abord comment la posture est modélisée et nous présentons les descripteurs associés nécessaire aux méthodes d'observation.

2.3.1 Représentation de la posture

Il s'agit ici de définir les paramètres spatiaux que l'on appelle descripteurs (position, angle...) permettant de représenter une posture. L'ensemble de ces N descripteurs q_i est assemblé en un vecteur qui reflète l'état Q du système à l'instant t.

$$Q(t) = \{q_1(t), q_2(t), ..., q_N(t)\} \tag{2.2}$$

Le système musculo-squelettique humain est très complexe (comprenant environ 206 os et 640 muscles). En biomécanique, la mesure de la posture d'un tel système n'est pas envisageable et

on s'oriente donc vers un modèle simplifié.

Traditionnellement, les postures sont décrites suivant les trois plans anatomiques de référence : frontal, sagittal et transverse (figure 2.4.a). Les axes anatomiques associés aux postures dans chacun de ces plans sont l'axe antéro-postérieur, médio-latéral, et longitudinal. La connaissance de ces plans et de ces axes est importante pour décrire la posture [Knudson2007]. L'anatomie a aussi une terminologie spécifique décrivant les grandes rotations des os au niveau des articulations. Par exemple, la flexion et l'extension font référence à une variation de l'angle d'articulation dans le plan sagittal (figure 2.4.b.1). Un segment s'éloignant de la ligne médiane dans le plan frontal est en abduction, tandis que le retour vers la ligne médiane est appelée adduction (figure 2.4.b.2). Dans le plan transversal, on parle généralement de rotation interne et rotation externe (figure 2.4.b.3).

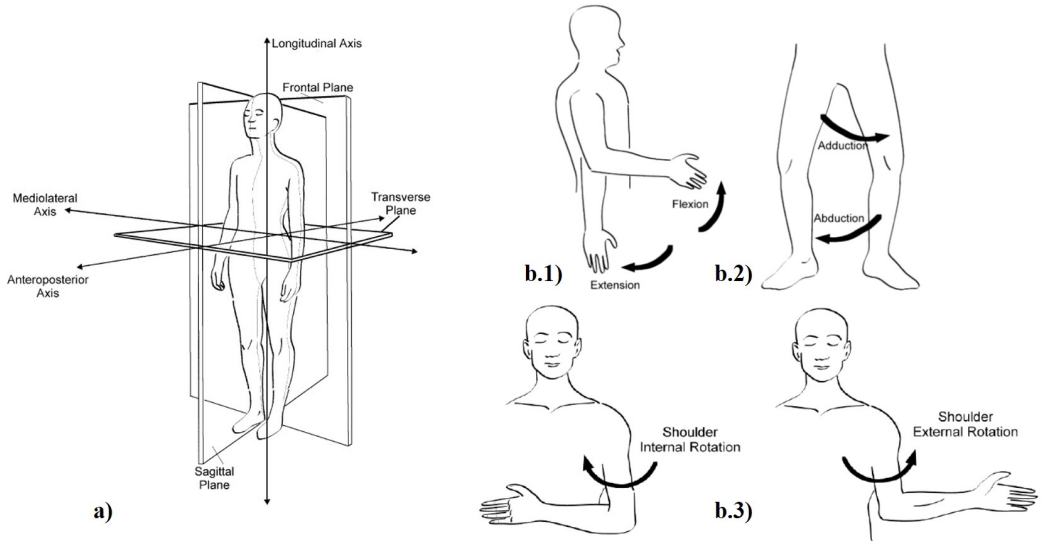

Figure 2.4 - a) Principaux plans anatomiques du mouvement et axes de rotation. b.1) Flexion et extension de l'articulation du coude dans le plan sagittal autour de l'axe médio-latéral. b.2) Adduction/abduction de l'articulation de la hanche dans le plan frontal autour de l'axe antéro-postérieur. b.3) Rotation interne/externe de l'épaule dans le plan transverse autour de l'axe longitudinal. Illustrations issues de [Knudson2007].

Cette représentation projette la posture dans les plans anatomiques pour obtenir les angles articulaires à chaque degré de liberté séparément. Cependant, la détermination de la posture par projection sur les plans anatomiques devient délicate lorsqu'elle implique des rotations articulaires combinant plusieurs axes. La représentation par plans anatomiques trouve ici ses limites.

Pour résoudre ce problème, la posture d'un humain (figure 2.5.a) est alors représentée par une structure hiérarchique composée de solides rigides (les segments) liés par des articulations mécaniques (figure 2.5.b). Ces articulations mécaniques possèdent un nombre de degrés de liberté allant principalement de un à six, avec des amplitudes articulaires spécifiques [Wang1998b]. La posture est définie à partir de cette modélisation, munie d'un système de coordonnées décrivant les relations spatiales entre les segments rigides (figure 2.5.c). Plusieurs systèmes de coordonnées ont été proposés dans la littérature. Le choix d'un modèle et de son système de coordonnées dépend du besoin de précision de la description et du type de mouvements.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

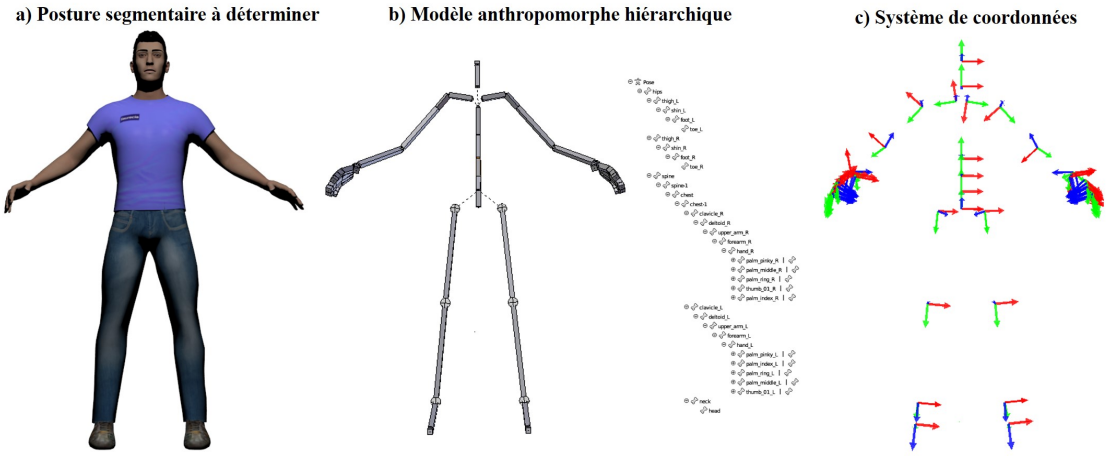

Figure 2.5 - Modélisation de la posture : a) la posture à étudier, b) le modèle simplifié composé d'une structure hiérarchique constitué de solides rigides, c) le système de coordonnées utilisé pour décrire la posture.

La posture est ainsi entièrement définie par la structure hiérarchique de segments rigides, munie d'un système de coordonnées décrivant les relations spatiales entre ces segments rigides. Par exemple, l'état d'un segment rigide peut être décrit par rapport au segment précédent dans la structure hiérarchique, appelé segment parent.

2.3.1.1 Les systèmes de coordonnées

Les systèmes de coordonnées permettent de représenter la configuration des différents segments du modèle. Pour tout segment j du modèle on associe un repère R_j, permettant de décrire sa configuration dans l'espace (position et orientation) par rapport à un repère pris comme référence R_0. La configuration du segment j peut être représentée sous la forme d'une matrice de transformation homogène de dimension (4×4), notée ${}^0T_j$ tel que :

$$ {}^0T_j = \begin{pmatrix} s_x & n_x & a_x & P_x \\ s_y & n_y & a_y & P_y \\ s_z & n_z & a_z & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{2.3} $$

où s, n et a sont les vecteurs unitaires de R_j exprimés dans R_0. P contient les coordonnées de l'origine du repère R_j exprimé dans R_0. Dans le cas d'un modèle anthropomorphe simplifié, les systèmes de coordonnées comportent principalement des transformations uniquement liées à des rotations. L'orientation du repère R_j associé au segment j est décrite par rapport au repère R_i du segment parent i. On parle alors d'une matrice de rotation ${}^iR_j$ de dimension (3×3).

Afin d'obtenir une représentation plus intuitive et compacte de l'orientation d'un segment, il est possible de décomposer la matrice de rotation en une séquence de 3 rotations planaires successives autour des 3 axes orthogonaux. Par exemple, une rotation R peux être définie par une séquence de 3 rotations planaires successives $R_x(\gamma), R_y(\beta), R_z(\alpha)$ autour des 3 axes x y

et z, tel que :

$$R_x(\gamma) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) \\ 0 & \sin(\gamma) & \cos(\gamma) \end{pmatrix}$$
$$R_y(\beta) = \begin{pmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{pmatrix} \quad (2.4)$$
$$R_z(\alpha) = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

pour ainsi obtenir les valeurs d'angle γ, β et α, comme illustré dans la figure 2.6.

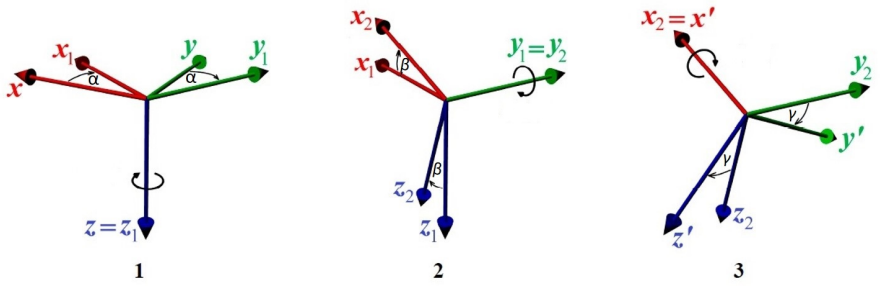

Figure 2.6 - Illustration d'une séquence de rotation planaires successives α, β et γ autour des 3 axes z, y et x, issus de [Janota2015].

La représentation en séquence de rotations successives autour de trois axes est largement utilisée dans la description de la posture et, plus généralement, du mouvement [Grood1983, Woltring1991, Lepoutre2007]. Cependant, l'ordre choisi dans la séquence modifie les résultats car les trois rotations sont tributaires les unes des autres [Grood1983]. Cette non commutativité impose d'utiliser une convention dans l'ordre des rotations pour rendre la description homogène d'une étude à l'autre. En biomécanique, l'ISB [2] recommande un ordre des rotations pour chaque système de coordonnées articulaires [Wu1995, Wu2002, Wu2005].

Mathématiquement, et suivant la séquence, des indéterminations (*glimbal lock*) peuvent se produire [Šenk2006]. Ces phénomènes correspondent à des positions singulières des axes lors des rotations consécutives. Cette situation survient lorsqu'une rotation autour d'un axe se trouve confondue avec un autre axe de rotation.

Une alternative pour décrire de manière compacte l'orientation d'un segment est le quaternion, utilisé notamment dans l'étude de la marche normale et pathologique [Barbier1994]. Les quaternions peuvent ramener l'expression d'une rotation à un vecteur support, associé à un angle. Ceci donne donc une représentation relativement compacte (4 paramètres). Les quaternions ont également l'avantage d'être construits sur une structure algébrique prévenant l'apparition de singularités [Sorel2012]. Ils restent cependant peu utilisés en biomécanique et ne s'appliquent pas directement aux méthodes d'évaluation ergonomique.

Le système de coordonnées utilisé pour décrire l'état de la posture Q dépend des descripteurs demandés par la méthode d'observation utilisée lors de l'évaluation ergonomique.

2. International Society of Biomechanics

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

2.3.1.2 Caractérisation de la posture pour l'évaluation ergonomique

Une posture contraignante est définie par des configurations segmentaires où les articulations sont mobilisées à des angulations importantes, proches de leurs limites articulaires. Les méthodes d'observation classent les postures en adoptant deux approches, qui reprennent assez fidèlement les catégories proposées par [Moeslund2006] en reconnaissance de gestes. Les descripteurs de l'état de la posture Q à l'instant t ne sont donc pas les mêmes suivant l'approche utilisée.

- La première est une approche **globale** ou holistique, qui cherche à évaluer la posture dans son ensemble [Waters1993, Mairiaux1998], comme illustré dans la figure 2.7.a.
  Dans cette première approche, l'information est représentée sous une forme contextuelle et les descripteurs de la posture doivent être choisis en conséquence. Par exemple la contrainte de la posture peut être définie par la hauteur d'un lever de charge, où le descripteur de l'état de posture Q peut être défini comme la distance verticale entre la position du repère associé au segment de la main par rapport au repère de référence (situé au sol).
- La seconde est une approche **locale**, divisant le corps par zones anatomiques, ou segments corporels, et cherchant à classer la contrainte pour chaque partie du corps analysée. La classification peut être limitée à une division du corps en seulement quelques parties [Karhu1977], mais peut aussi être beaucoup plus précise en prenant en compte chaque degré de liberté des principales articulations du corps séparément [Hignett2000], comme illustré dans la figure 2.7.b.
  Dans cette seconde approche, les descripteurs pris en compte dépendent de la complexité de la méthode. Dans la méthode OWAS [Karhu1977], la contrainte au niveau des membres supérieurs est présente si la main se situe au dessus de l'épaule. Le descripteur de l'état de posture Q peut donc être la position du repère associé au segment de la main par rapport au repère du segment représentant l'épaule. Pour des classifications de la posture plus complexes, comme dans la méthode RULA [McAtamney1993], les descripteurs de l'état de la posture Q sont basés sur les angles articulaires.

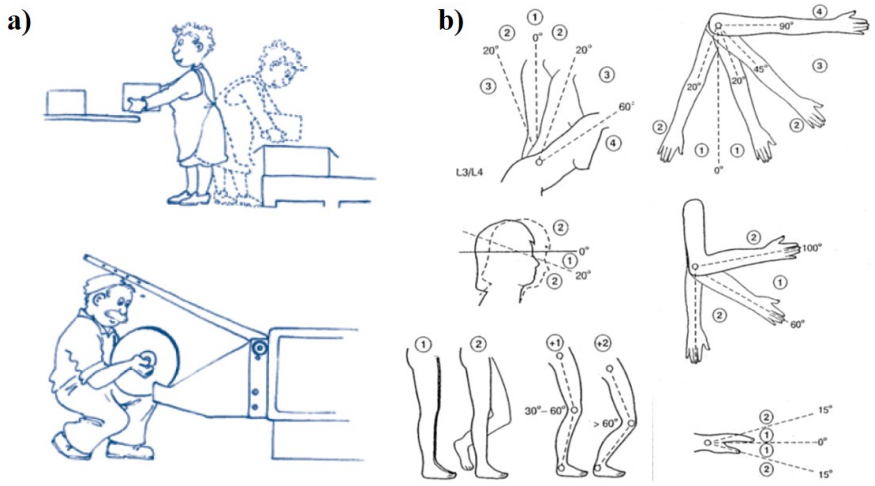

Figure 2.7 - Exemple de classification de la posture des méthodes d'observation. a) Classification posturale de la méthode FIFARIM [Mairiaux1998]. b) Classification posturale de la méthode REBA [Hignett2000].

Le choix des descripteurs de l'état de la posture Q dépend donc des méthodes d'observation utilisées. Dans le cadre de cette thèse Cifre, nous avons fait le choix de selectionner l'une des méthodes d'observation les plus couramment utilisées dans l'industrie, à savoir la méthode RULA [McAtamney1993]. Cette méthode est la plus adaptée aux tâches de travail réalisées au sein des usines du groupe *Faurecia*, c'est pour cela notamment que la méthode utilisée en interne s'en inspire fortement. En effet, cette méthode se centre sur une évaluation de plusieurs degrés de liberté des articulations des membres supérieurs, du dos et du cou, qui sont les zones anatomiques les plus sollicitées sur ligne de production. Une illustration de la feuille de calcul de la méthode RULA est présentée en Annexes. Dans la section suivante, nous montrons comment obtenir l'état Q de la posture à partir de différents systèmes de mesure.

2.3.2 Systèmes de mesure de la posture

Plusieurs systèmes peuvent être utilisés pour mesurer l'état de la posture au cours du temps ($Q(t)$) quelle que soit la représentation adoptée. Ces systèmes sont traditionnellement utilisés à des fins de recherche, dans l'industrie cinématographique ou dans la conception de jeux vidéo. Ils sont utilisés en condition de laboratoire ou dans des espaces dédiés à la mesure du mouvement. Ils peuvent donc comporter des limites dans un contexte d'évaluation ergonomique directement sur ligne de production. On peut globalement les classer en deux groupes : les systèmes utilisant des capteurs placés sur le corps du travailleur et les systèmes optiques avec ou sans marqueur. Nous analysons maintenant la pertinence de ces systèmes vis-à-vis d'une évaluation ergonomique sur ligne de production.

2.3.2.1 Les systèmes avec capteurs portés

Cette classe de systèmes permet de récupérer les descripteurs de l'état de la posture via des capteurs fixés directement sur le corps du sujet.

2.3.2.1.1 Les goniomètres



Figure 2.8 - Goniomètre placé sur le genou (source : www.biometricsltd.com).

Les goniomètres sont constitués de deux branches reliées à un potentiomètre ou à une jauge de contrainte. Les données mesurées sont définis à partir d'une différence de potentiel qui traduit une variation d'angle entre deux branches (Figure 2.8). La majorité des goniomètres actuels permettent des mesures tridimensionnelles [Chao1980]. Ces système fournissent l'état de la posture Q au temps t sous la forme de valeur angulaire.
Les goniomètres sont difficilement utilisables pour le corps entier, notamment pour des articulations complexes telles que les épaules. Il est donc délicat de baser une méthode d'évaluation ergonomique sur ce type de capteur. En effet, les méthodes s'en appuyant se limitent à analyser une articulation simple, tournant principalement autour d'un seul axe, comme le poignet [Radwin1993].

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

La mise en place, l'alignement et la calibration du système sont des tâches fastidieuses qui nécessitent des précautions supplémentaires pour minimiser les erreurs [Rothstein1983]. De plus, le placement des capteurs directement sur le corps du travailleur peut causer de l'inconfort et un changement de sa posture de travail [Li1999b].

2.3.2.1.2 Les systèmes mécaniques



Figure 2.9 - Système de capture mécanique Gypsy (source : www.metamotion.com).

Les systèmes mécaniques se basent sur l'utilisation d'un exosquelette attaché directement sur le sujet (Figure 2.9). Cette armature va suivre les mouvements du sujet et délivrer les informations angulaires issues des capteurs présents dans chaque articulation (potentiomètres ou codeurs). Le système délivre seulement des informations cinématiques relatives et ne connaît pas la position absolue du sujet. Ce type de système doit être souvent calibré et doit être adapté à la morphologie du sujet, ce qui pose des problèmes en condition de mesure sur site car cela demande une mise en place longue et contraignante.
A l'heure actuelle, la majorité des exosquelettes développés ont principalement pour objectif d'assister le mouvement [O'Sullivan2015] pour aider à la rééducation [Aach2014, Villa-Parra2015], ou limiter les efforts de travail [Sylla2014, Bosch2016].

Les systèmes mécaniques de mesure du mouvement sont très peu utilisés sur le terrain, de par leur encombrement évident. En effet, très peu d'évaluations ergonomiques sont basées sur les exosquelettes. Nous pouvons citer le Moniteur de Mouvement Lombaire (MML), composé d'un exosquelette de quatre potentiomètres permettant de mesurer la position 3D de la colonne vertébrale par rapport au bassin [Marras1992]. Cette méthode reste une *méthode directe*, spécifique à l'évaluation de la charge lombaire et réservée à des experts.

2.3.2.1.3 Les systèmes électromagnétiques



Figure 2.10 - Mesure d'un geste de golf avec un système électromagnétique (source : www.bestperformancegroup.com).

Les systèmes électromagnétiques sont constitués d'une source qui émet un champ électromagnétique, qui est utilisé pour déterminer l'orientation des capteurs automatiquement, en temps réel et à 3 degrés de liberté (Figure 2.10). Des études ont montré que ce type de système est très fiable, relativement précis [Milne1996, Mills2007, Hassan2007, Nakagawa2014] et permet de mesurer des mouvements d'articulations complexes comme l'épaule [Johnson1990].
Cependant, ces systèmes ne permettent qu'une mesure dans un volume de capture restreint. De plus ils sont sensibles aux interférences magnétiques des objets métalliques situés à l'intérieur et à proximité de leur volume de capture [Milne1996, LaScalza2003]. De plus, ces systèmes restent encombrants car au port des capteurs s'ajoutent les câbles ou les systèmes d'alimentation.

L'utilisation de systèmes électromagnétiques reste délicate sur ligne de production de par la présence importante d'objets métalliques et de par leur encombrement.

2.3.2.1.4 Les systèmes inertiels



Figure 2.11 - Mesure d'une tâche de travail à l'aide de centrales inertielles (source : www.xsens.com).

Ces capteurs sont composés d'accéléromètres, de gyroscopes et le plus souvent accompagnés de magnétomètres pour obtenir les orientations des segments. De par leur petite taille et leur portabilité (Figure 2.11), il sont de plus en plus utilisés dans l'étude du mouvement [Jasiewicz2007, Kavanagh2008, Picerno2008, Liu2009, Ding2013].
Ce type de système a le potentiel de couvrir de nombreuses applications dans de nombreux environnements en dehors d'un laboratoire, ce qui justifie l'engouement autour de l'amélioration ces systèmes pour l'analyse du mouvement humain [Cuesta-Vargas2015].
Les centrales inertielles sont les capteurs les plus utilisés dans les études ergonomiques des postes de travail [Wang2015a]. Les avancées technologiques ont permis de miniaturiser, de rendre sans fil et avec plus d'autonomie ces systèmes de mesure, ouvrant des perspectives pour l'évaluation ergonomique ambulatoire [Valero2016].

Plusieurs études montrent la possibilité d'utiliser ces capteurs pour reconnaître des classes de tâches [Karantonis2006, Zappi008, Koskimaki2009, Vanveerdeghem2014], mais ils se limitent à la mesure de quelques indicateurs et non de la posture [Wang2015a]. Des études récentes ont proposé d'utiliser les centrales inertielles pour recueillir les données posturales nécessaires à la méthode RULA [Vignais2013] ou l'équation NIOSH [Valero2016], comme illustré dans la figure 2.12. Ces travaux sont prometteurs mais n'ont pas encore été validés en véritables conditions de travail.

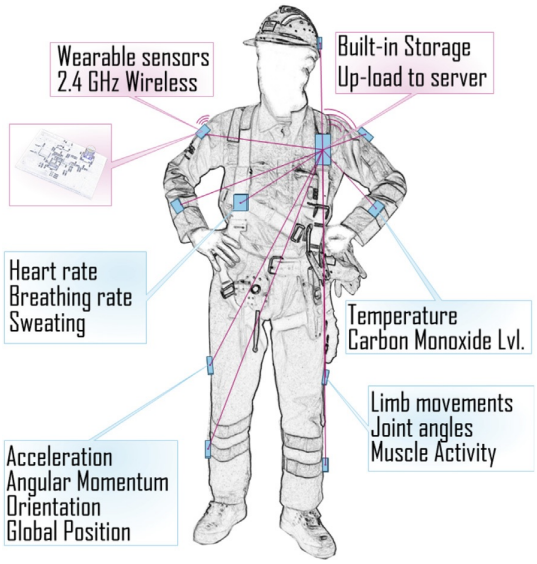

Figure 2.12 - Dispositif de capture de mouvements fondé sur les centrales inertielles [Valero2016].

D'ailleurs, les centrales inertielles possèdent plusieurs limites pouvant contraindre leur utilisation sur ligne de production. La précision de mesure dépend de la tâche réalisée. En effet, des tâches impliquant des mouvements de grandes amplitudes sur une articulation peuvent entraîner des erreurs importantes [Kim2013]. Le placement des capteurs est une procédure sensible [Faber2009], ce qui rend délicate son utilisation par des non experts. De plus ce type de système nécessite une calibration préalable des capteurs pour les aligner avec les segments du sujet [Roetenberg2009]. Certains constructeurs proposent des combinaisons intégrant les capteurs pour limiter les erreurs dans l'étape de placement et diminuer les contraintes de calibration.

Cependant ce type de combinaison (fine et près du corps) risque de ne pas convenir à certaines conditions d'équipement de protection de l'usine et se heurter également à une possible réticence de la part des travailleurs. Les informations d'orientation fournies par ces systèmes ont tendance à dériver lors de longues périodes d'enregistrement. Plusieurs travaux proposent des algorithmes de correction de cette dérive [Roetenberg2007].

Quel que soit le type de capteur utilisé, il faudra sortir un travailleur de la ligne pour l'équiper, ce qui entraînera des perturbations dans la production.

2.3.2.2 Les systèmes sans capteurs portés

Les systèmes optiques proposent de déterminer les descripteurs de l'état Q de la posture à partir d'informations visibles par des caméras. La mesure ne se fait pas par des capteurs embarqués/-portés par le travailleur, ce qui peut lui laisser plus de liberté de mouvement.

2.3.2.2.1 Les systèmes optiques fondés sur les marqueurs

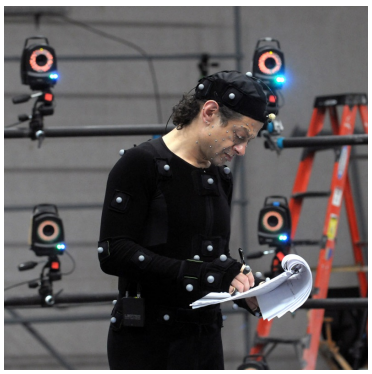

Figure 2.13 - Acteur équipé de marqueurs réfléchissants avant une séance de capture de mouvements pour un jeu vidéo (source : heavenlynariko.wordpress.com).

Les systèmes opto-électroniques utilisent plusieurs caméras infrarouges pour reconstruire la position tridimensionnelle de marqueurs réfléchissants (passifs) ou émettants (actifs) de la lumière infrarouge (Figure 2.13). Les systèmes opto-électroniques sont largement utilisés pour capturer le mouvement à des fins de recherche [Medved2001] mais également dans le domaine du jeu vidéo ou du cinéma [Menache2000]. Ils sont considérés comme le système de mesure de référence en laboratoire. En effet, l'erreur de mesure est inférieure à 1 mm en moyenne [Richards1999, Chiari2005].
La position 3D de chaque marqueur est reconstruite à partir des positions 2D obtenues par au moins 2 caméras. Pour cela, une phase de calibration est nécessaire pour que chaque caméra puisse se situer par rapport aux autres. Une phase de labelisation est ensuite nécessaire pour différencier les marqueurs entre eux et les associer à un point anatomique.

Les coûts de ce type de système sont très importants. De plus l'utilisation de celui-ci pose plusieurs limites, notamment dans un contexte de mesure sur ligne de production :

- L'erreur de mesure de ce système est liée à la précision du positionnement des marqueurs sur les repères anatomiques. Ceci nécessite donc d'avoir un évaluateur formé à la détection des reliefs osseux pour chaque mesure sur ligne. On note également une variabilité inter et intra-évaluateurs pouvant être conséquente [Croce2005], d'autant plus si le temps imparti à cette tâche de positionnement est limité par des contraintes de productivité. En effet, cette étape implique de sortir le travailleur de son poste, ce qui peut entraîner une perturbation dans la ligne de production.
- Les marqueurs sont fixés sur la peau et non directement sur les points anatomiques osseux. Lors d'un mouvement, la peau ne suit pas exactement l'os sous-jacent, ce qui induit des erreurs, que l'on appelle l'artefact des tissus mous. Cette source d'erreur est très difficile à corriger [Leardini2005], et ce phénomène de glissement est accentué par le placement des marqueurs sur les vêtements et les équipements de protection du travailleur.
- Ce système de mesure est composé de plusieurs caméras, permettant de reconstruire la position 3D d'un marqueur, si ce dernier est vu par au moins deux caméras. L'environnement encombré génère des occultations importantes des marqueurs et par conséquent entraîne des pertes de leurs trajectoires s'ils ne sont pas vus par suffisamment de caméras. Il est possible de diminuer ces occultations par l'augmentation des points de vue. Cependant, sur ligne de production, il semble délicat de pouvoir mettre un nombre conséquent de caméras, sans induire des contraintes sur la production. Ces pertes dans les trajectoires 3D du marqueur peuvent être comblées par interpolation, mais cela entraîne des erreurs plus ou moins importantes selon l'ampleur de la perte [Smith1989].
- Ce système multi-caméras implique également une étape de calibration. En effet le système doit être calibré pour que chaque caméra se situe par rapport aux autres. Si la moindre caméra est amenée à bouger, il faut recommencer la calibration. Ces contraintes sont très limitantes dans des conditions de travail.
- Le temps de traitement des données peut lui aussi être conséquent. Les conditions de capture sur ligne de production étant loin d'être optimales, il risque d'y avoir beaucoup de pertes de marqueurs, mais aussi de tâches lumineuses vues comme des marqueurs qu'il faudra traiter.
- L'utilisation d'un tel système (placement de marqueur, mise en place, calibration, enregistrement et traitement) nécessite une expertise technique spécifique, impliquant également des formations aux logiciels utilisés.

Toutes ces contraintes limitent l'utilisation des systèmes opto-électroniques pour l'évaluation ergonomique directement sur site. Quelques tentatives ont été réalisées en dehors des conditions de laboratoire. Person et al. [Person2001] utilisent ce type de système en entrée d'une méthode d'observation, limitée aux membres supérieurs. Mais cette étude a été réalisée sur des chirurgiens en bloc opératoire, ce qui ne n'est pas transposable aux conditions de ligne de production. En effet, les contraintes induites par l'utilisation d'un tel système sont différentes de celles d'un bloc opératoire. Par exemple, le placement des caméras nécessite de prendre en compte tout les déplacements des travailleurs autour de la ligne de production pour ne pas gêner la productivité, alors qu'en bloc opératoire, leur déplacements sont limités au centre de la pièce.

Les marqueurs sont source de problème dans une volonté de mesure sur ligne de production. Pour palier cela, des systèmes de mesure se passant de ces marqueurs ont été proposés.

2.3.2.2.2 Les systèmes optiques sans marqueurs

Les avancées en vision par ordinateur ont permis l'émergence de la capture de mouvements sans marqueur basée sur une ou plusieurs caméras. Les méthodes dévolues à cette tâche doivent

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

déterminer la posture d'un humain uniquement à partir d'une image ou d'une séquence images.

Les informations utilisées pour estimer la posture, peuvent être issues d'images prises individuellement sans considérer la séquence, ou au contraire à partir d'un séquence d'images [Sigal2014]. De nombreux travaux ont proposé des méthodes pour estimer la posture d'un individu à partir de caméras couleurs [Moeslund2001, Moeslund2006, Poppe2007, Moeslund2013]. Ces méthodes peuvent différer suivant : la nature des informations de l'image utilisée par l'auteur pour estimer la posture (couleur, contour), le nombre de caméras utilisées (monoculaire, multi-caméras), la nature des méthodes d'estimation (discriminative, générative).

Estimer la posture d'une personne pose des problèmes très difficiles et en grande partie non résolus dans le cas général, hors des conditions de laboratoire, comme la segmentation, la gestion des auto-occultations ou encore les ambiguïtés induites par la projection planaire d'une posture 3D dans une image 2D [Sigal2011].

La segmentation est une étape importante, car elle permet de sélectionner les informations pertinentes de l'image qui serviront à l'estimation de la posture. Cependant, la variabilité de l'aspect visuel d'un humain dans une image, des conditions d'éclairage ou inter-individuelles la rendent délicate, notamment dans des environnements non contrôlés comme une ligne de production.

Les auto-occultations ou occultations externes diminuent la qualité de l'estimation de la posture en dégradant les informations contenues dans l'image. Ce phénomène est encore plus présent pour des systèmes avec une seule caméra (monoculaire).

La perte d'informations 3D résultant de la projection planaire d'une image 2D conduit à des ambiguïtés. La plupart d'entre elles, en pratique, proviennent de l'impossibilité d'observer la structure 3D de la scène et la personne directement. Obtenir des informations à partir de différents points de vue permet de résoudre en partie ces ambiguités.

Quelques travaux proposent d'utiliser un système multi-caméras sans marqueurs sur site de travail [Han2012, Li2012]. Cependant la performance est limitée par les environnements de mesure complexes qui induisent des problèmes dans l'emplacement des caméras et des occultations importantes [Han2013b]. De plus les systèmes multi-caméras ajoutent une étape de calibration, qui diminue leur utilisabilité dans un contexte de mesure sur ligne de production.

2.3.3 Synthèse

Les évaluations ergonomiques réalisées avec les systèmes actuels de capture du mouvement restent principalement limitées à des études en condition de laboratoire. Ces systèmes semblent difficilement utilisables pour des évaluations ergonomiques globales et répétées directement sur le terrain [Wong2007]. En effet, ils nécessitent un investissement initial important en équipement ainsi qu'une équipe technique avec des compétences très spécifiques [David2005]. Plusieurs limites sont à considérer pour évaluer la portabilité de ces systèmes aux conditions de mesure sur ligne de production :

- Les **contraintes sur la production** comportent toutes les caractéristiques du système qui vont perturber la production normale de la ligne. Par exemple, les systèmes utilisant

plusieurs caméras nécessitent d'avoir à définir un espace de capture par l'installation d'un ensemble de caméras, ce qui peut gêner la production. Les phases de calibration, présentes dans la majorité de ces systèmes, vont aussi perturber le bon fonctionnement de la ligne.

- Les **contraintes sur le travailleur** renvoient à la nécessité de l'équiper pour mesurer son mouvement. Cette contrainte implique de retirer le travailleur de son poste pour un temps plus ou moins long afin de l'équiper de marqueurs ou de capteurs. De plus, certains systèmes comme les goniomètres ou les systèmes mécaniques, vont gêner le mouvement et potentiellement modifier les postures adoptées par le travailleur.
- Les **contraintes de post-traitement** sont présentes si le système demande un traitement important des données enregistrées avant de pouvoir alimenter la méthode d'évaluation. Par exemple, les systèmes basés sur les marqueurs externes demandent un traitement supplémentaire pour retrouver les centres articulaires. Nous pouvons aussi citer le traitement des données occultées, bruitées...
- Les **contraintes de reproductibilité** évaluent la capacité du système à fournir des mesures reproductibles. Par exemple le positionnement de capteurs ou marqueurs peut introduire de la variabilité inter et intra-individuelle, pouvant réduire la reproductibilité des résultats.
- Les **contraintes de robustesse** renvoient à la capacité du système à maintenir sa précision de mesure face à des événements externes (champ ferromagnétique, auto-occultations, occultations externes).

Le Tableau 2.3 tente d'apporter une synthèse des contraintes induites par les différents systèmes ainsi que leurs précisions de mesure respectives, dans un contexte de mesure sur ligne de production.

Systèmes de mesure	Contrainte production	Contrainte travailleur	Post-traitement	Reproductibilité	Robustesse	Précision
Non Optique						
Goniomètre	+/-	- -	+/-	- -	+ +	+
Magnétique	+/-	- -	+/-	- -	- -	+ +
Inertiel	+/-	-	+/-	- -	+	+
Mécanique	-	- -	+/-	+/-	+ +	+
Optique						
Avec Marqueur	- -	- -	- -	- -	+ +	+ +
Sans Marqueur						
Monoculaire	+/-	+ +	-	+ +	- -	-
Multi-Cam	- -	+ +	-	+ +	-	+/-

Tableau 2.3 - Contraintes induites par les différents systèmes de capture de mouvements pour une mesure sur ligne de production : très contraignant (- -), contraignant (-), moyennement contraignant (+/-), peu contraignant (+), très peu contraignant (+ +). La précision est inversement notée, allant de très peu précis (- -) à très précis (+ +).

Il semble donc nécessaire que le développement de futurs systèmes réponde à deux principaux critères pour permettre une utilisation sur le terrain : obtenir des mesures suffisamment précises et reproductibles, mais également avoir peu de contraintes d'utilisation lors de la mesure [Valero2016]. L'objectif est d'apporter aux méthodes d'observation ergonomique des moyens de mesure de la posture plus objectifs et précis [Li1999b], comme ces tentatives avec la méthode RULA [Person2001, Vignais2013] ou l'équation NIOSH [Valero2016], mais en réduisant les contraintes induites par l'utilisation de tels systèmes de mesure.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Nous notons que les avancées dans le domaine de la vision par ordinateur et plus précisément l'estimation de la posture sans marqueur répondent à cet objectif de réduction des contraintes d'utilisation, en s'affranchissant de toute pose de capteurs ou de marqueurs sur le corps du travailleur. Cependant, les systèmes monoculaires n'offrent pas une mesure suffisamment précise et robuste pour obtenir des descripteurs valides de la posture. Les systèmes multi-caméras, bien que plus précis, sont quant à eux plus contraignants en terme d'utilisation et de calibration des caméras.

Une alternative a vu le jour récemment, avec le développement des caméras de profondeur. Elles permettent également de résoudre les ambiguïtés inhérentes aux systèmes monoculaires en fournissant directement des images de profondeur de la scène pour estimer la posture d'une personne. L'exemple le plus connu de caméra de profondeur à bas coût est la caméra Kinect commercialisée par Microsoft en novembre 2010. Un autre avantage de ce type de caméra, dans une volonté de mesure sur site, est que les informations 3D de la scène sont fournies à partir d'un seul point de vue. Cependant, il faut préalablement étudier la précision et la robustesse de ce type de système. L'utilisation et la validation de ce type de caméra dans un contexte de mesure sur ligne de production fait l'objet de la section suivante.

2.4 Les caméras de profondeur

2.4.1 Les caméras de profondeur et le système Kinect

Traditionnellement, la capture de mouvements sans marqueur utilise des caméras couleur. Cependant, l'utilisation d'une lumière dans le spectre visible complique la segmentation de l'information pertinente des objets de la scène. Pour pallier cela, les caméras de profondeur proposent d'utiliser le spectre infrarouge. Cette technologie est constituée d'un émetteur (projeteur) qui envoie un signal infrarouge et d'un récepteur (caméra) qui détecte ce signal réfléchi par les objets de la scène pour en calculer la profondeur. Ces technologies permettent de simplifier la segmentation du sujet dans la scène par utilisation de la profondeur. Il existe deux grandes familles de caméras de profondeur, les caméras de type **temps-de-vol** et de type **à lumière structurée**.

Les caméras type **temps-de-vol** (TOF) agissent sur le même principe que le sonar à la différence près que l'onde envoyée par le projecteur est lumineuse. Il existe deux technologies de calcul du temps de vol [Kolb2010] :

- La première se base sur des impulsions lumineuses (TOF pulsé). Elle mesure le temps que met le signal pour effectuer le trajet entre le projecteur et l'objet et entre l'objet et la caméra.
- La deuxième se base sur des ondes de modulation continues (Ondes modulées continues). Elle mesure le déphasage entre le signal émis et celui réfléchi par démodulation synchrone du signal réfléchi.

Les caméras **à lumière structurée** projettent un patron connu de points lumineux fixes dans le temps dont les caractéristiques de voisinage permettent de reconnaître chaque pixel. Cette

information projetée permet d'identifier les couples de pixels correspondants entre la caméra et le projecteur. À partir de ces couples de pixels et de la relation géométrique connue entre la caméra et le projecteur, la profondeur est calculée, par triangulation.

Dans cette recherche, les deux versions du système Kinect de Microsoft sont utilisées. Plusieurs avantages ont motivé le choix de ce système plutôt que d'autres. En effet, ce système est le plus populaire, facilement disponible et à bas coût (autour de 150$). Il possède également un environnement logiciel important, notamment une méthode d'estimation de la posture, issue de travaux publiés. Enfin, de nombreux travaux de recherche utilisent ce système et sa méthode d'estimation de la posture, certains travaux s'attachant à améliorer l'existant pour répondre à des problématiques spécifiques, comme pour ce présent travail de thèse. Les prochaines sections détaillent les caractéristiques et le fonctionnement du système Kinect (caméra de profondeur et environnement logiciel associé).

2.4.1.1 La Kinect : le matériel

La première version du système Kinect, (figure 2.14.a) connue sous le nom de *Projet Natal* sort en octobre 2010 pour une application destinée à la console de jeux Xbox 360 de Microsoft. Il s'en écoule près de 8 millions d'exemplaires en deux mois. Le succès de ce système dépasse largement sa simple utilisation comme périphérique d'une console de jeux. La Kinect est un système de faible coût composé d'une caméra couleur (RGB), d'une caméra infrarouge et d'un projecteur infrarouge utilisant une technologie développée par Primesense [Freedman2010, Shpunt2010, Spektor2010]. Les caractéristiques de la Kinect V1 sont présentées dans le tableau 2.4.

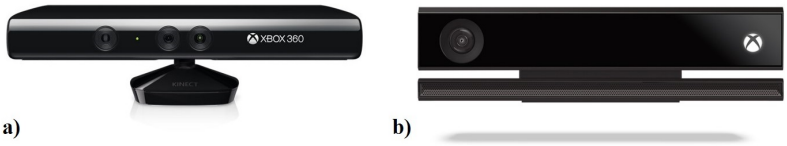

Figure 2.14 - a) Kinect version 1, source : [Microsoft2010]. b) Kinect version 2, source : [Microsoft2014].

Caractéristique	Kinect V1	Kinect V2
Fréquence d'acquisition [Hz]	30	30
Portée [m]	[0.8 - 4]	[0.5 - 4.5]
Champ de vision [°]	57×43	70×60
Résolution Couleur [pix]	640×480	1920×1080
Résolution Profondeur [pix]	320×240	512×424

Tableau 2.4 - Caractéristiques de Kinect V1 et V2. Les résolutions sont données pour une fréquence d'acquisition à 30Hz.

Pour pouvoir calculer la profondeur de chaque pixel, le système doit premièrement rechercher à faire correspondre chaque pixel p^i_{proj} du patron lumineux du projecteur (figure 2.15.a), avec ceux mesurés par la caméra en p^i_{cam}. Pour chaque pixel p^i_{cam} le système va analyser son voisinage

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

pour l'associer au pixel p^i_{proj} du patron lumineux de référence.

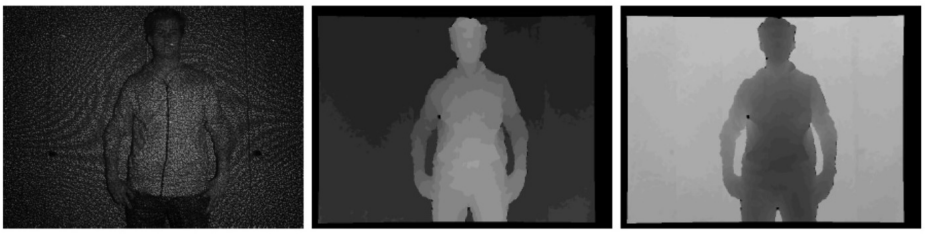

Figure 2.15 - Exemple d'une image a) infrarouge, b) de disparité et c) de profondeur fournie par la Kinect V1. Issu de [Mutto2012].

Une fois chaque pixel p^i_{proj} est associé au pixel p^i_{cam}, il suffit de retrouver la profondeur du point P^i correspondant dans la scène. La position relative entre le projecteur et la caméra infrarouge étant connue pour le système Kinect V1, le calcul de la profondeur d'un pixel revient alors à résoudre un problème de stéréo-vision classique.

Le pixel p^i_{proj} du patron lumineux du projecteur, avec comme coordonnées $p^i_{proj} = \{u^i_{proj}, v^i_{proj}\}$, est projeté dans la scène au point P, avec comme coordonnées $P^i = \{x^i, y^i, z^i\}$, et mesuré par la caméra en p^i_{cam}, où l'écart d^i est déterminé selon $p^i_{cam} = \{u^i_{cam} + d^i, v^i_{cam}\}$. Le processus de projection/acquisition définit cet écart d^i (la disparité illustrée par la figure 2.15.b) comme inversement proportionnelle à la profondeur z^i (figure 2.15.c) tel que :

$$z^i = \frac{b|f|}{d^i} \tag{2.5}$$

où b est la distance entre le projecteur et la caméra, et $|f|$ est la longueur focale de la caméra.

La seconde version du système (figure 2.14.b) sortie en novembre 2013 est également composée d'une caméra couleur et d'un système émetteur/récepteur infrarouge avec cependant des résolutions supérieures à la version précédente. Contrairement à la version précédente, la Kinect V2 utilise une technologie Time-of-Flight (Tof) à ondes modulées continues pour mesurer l'image de profondeur. Les caractéristiques de la Kinect V2 sont présentées dans le tableau 2.4.

La Kinect V2 utilise le décalage de phase ($\Delta\phi$) pour mesurer le temps mis par le signal infrarouge pour voyager de l'émetteur à l'objet dans la scène et pour retourner à la caméra, et calcule la distance à partir de cette mesure [Sell2014], tel que :

$$z = \frac{\Delta\phi}{4\pi f} \times c \tag{2.6}$$

où f est la fréquence de modulation et c la vitesse de la lumière.

Une fois l'image de profondeur générée, le système Kinect, quelle que soit sa version, propose une méthode d'estimation de la posture qui ne se base que sur les informations présentes dans l'image de profondeur courante.

2.4.1.2 La Kinect : l'estimation de la posture

La méthode d'estimation de posture à partir d'une image de profondeur issue de la Kinect est proposée par Shotton et al. [Shotton2011]. Cette méthode permet d'obtenir l'état d'une posture Q sous la forme d'un squelette (que nous appelons "posture Kinect" dans ce document) composé de positions articulaires 3D exprimées dans le repère de la caméra à une fréquence de 30 Hz (figure 2.16). L'ensemble des N descripteurs q_i reflétant l'état Q de la posture, est défini tel que N est le nombre d'articulations et $q_i = \{x_i, y_i, z_i\}$ est le vecteur contenant les positions 3D de l'articulation i.

Cette méthode utilise une approche par apprentissage lui permettant d'estimer les positions 3D des articulations à partir des pixels de l'image de profondeur. Pour réduire la complexité de l'estimation de la posture, la méthode s'appuie sur une représentation intermédiaire des données de profondeur, en associant chaque pixel à une partie du corps. Cela revient donc à résoudre un problème de classification de chaque pixel, une classe représentant une partie du corps. Le pipeline de la méthode d'estimation de la posture est illustré dans la figure 2.16.

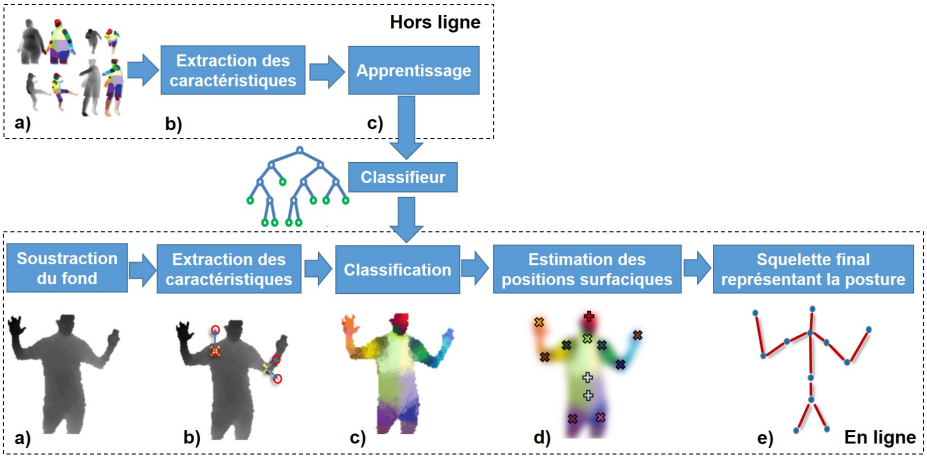

Figure 2.16 - Pipeline de l'estimation de posture Kinect. Partie hors ligne : a) base d'apprentissage, b) extraction des caractéristiques de profondeur des pixels, c) apprentissage du classifieur (forêt d'arbres décisionnels, avec en bleu les nœuds et en vert les feuilles). Partie en ligne : a) segmentation de fond, b) extraction des caractéristiques de profondeur des pixels, c) classification des pixels par parties de corps, d) d'un groupe de pixels à la position articulaire surfacique. e) ajustement au squelette final.

La méthode se compose d'une partie hors ligne permettant d'entraîner un classifieur. Elle utilise pour cela une base d'apprentissage issue de centaines de milliers d'images de profondeur synthétiques (figure 2.16.a partie hors ligne). Cette base d'apprentissage synthétique est obtenue à partir de captures de mouvements réels, adaptées sur différent modèles et en faisant varier la posture, la taille, la morphologie, les positions de caméras [Budiu2011].

Le classifieur est entraîné à partir des caractéristiques de profondeur de chaque pixel par rapport à son voisinage (figure 2.16.b partie hors ligne), tel que pour un pixel x le calcul de ses caractéristiques de profondeur est :

$$f_\theta(I, x) = d_I\left(x + \frac{u}{d_I(x)}\right) - d_I\left(x + \frac{v}{d_I(x)}\right) \tag{2.7}$$

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

où $f_\theta(I,x)$ est la caractéristique de profondeur du pixel x de l'image I pour les paramètres $\theta = (u,v)$ décrivent les offsets u et v et $d_I(x)$ est la profondeur au pixel x de l'image I. La normalisation des offsets par $\frac{1}{d_I(x)}$ assure d'être invariante par rapport à la profondeur (que le pixel soit proche ou loin de la caméra).

Le classifieur utilisé est de type "forêt de décisions". Une forêt de décisions est un ensemble de T arbres de décision (figure 2.16.c partie hors ligne), chacun étant constitué de noeuds (ronds bleus) et de feuilles (ronds verts). Chaque nœud est composé d'une caractéristique de profondeur f_θ et d'un seuil τ, déterminés lors de l'apprentissage du classifieur. Au niveau de chaque feuille d'un arbre t, une distribution $P_t(c|I,x)$ pour chaque partie de corps c est stockée. Cette distribution fournit la probabilité que le pixel x de l'image I appartient à telle ou telle partie de corps c.

Dans la partie en ligne de la méthode, la première étape s'attache à segmenter l'image pour enlever le fond et ne garder que les pixels représentant la posture (figure 2.16.a en ligne). Cette étape est fortement facilitée par l'information de profondeur de chaque pixel.

Les caractéristiques de profondeur f_θ des pixels sont ensuite extraites avec l'équation 2.7 (figure 2.16.a en ligne) pour permettre le processus de classification en parties de corps (figure 2.16.c en ligne).

Pour classer un pixel x de l'image I, la méthode parcourt chaque arbre de décision t, en descendant à gauche ou à droite des nœuds en comparant f_θ au seuil τ, jusqu'à la distribution des parties de corps $P_t(c|I,x)$. Les distributions de tous les arbres de décisions de la forêt sont moyennées tel que :

$$P(c|I,x) = \frac{1}{T}\sum_{t=1}^{T} P_t(c|I,x) \tag{2.8}$$

Enfin, on recherche le maximum dans la distribution $P(c|I,x)$ pour donner la classification finale du pixel x.

Une fois que chaque pixel est associé à une partie de corps, la méthode déduit les positions articulaires (figure 2.16.d en ligne). Une approche locale est proposée afin d'obtenir la position surfacique des articulations à partir des différentes parties du corps. L'idée est de déterminer le centre de la région qui possède le plus de pixels appartenant à la partie de corps évalué. Cette approche tend à limiter l'effet des pixels périphériques souvent bruités. Les positions articulaires réelles sont ensuite déterminées à partir de ces positions surfaciques en ajoutant un écart de profondeur (figure 2.16.e).

Cette méthode semble prometteuse pour estimer la posture d'un travailleur dans un objectif d'évaluation ergonomique. En effet, elle ne nécessite aucune initialisation et possède une grande efficacité de calcul permettant une estimation des positions articulaires 3D à 30 Hz.

De plus, cette approche traite chaque image indépendamment, ce qui lui donne une grande robustesse contrairement aux méthodes utilisant le *suivi de posture*. En effet, si une posture est mal estimée à l'image I, les informations erronées de l'image I ne serviront pas à l'estimation de la posture à l'image $I+1$. Alors que les méthodes utilisant le *suivi de posture* prennent en considération les informations d'une séquence d'images. Ceci est particulièrement important lors d'une mesure dans un environnement encombré ou des occultations sont présentes, comme sur ligne de production.

Cependant, la déduction des positions articulaires 3D à partir d'une représentation intermédiaire en parties de corps renvoie à traiter chaque articulation indépendamment les unes des autres.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Cette approche peut entraîner l'estimation de postures irréalistes, où les distance entre deux articulations adjacentes peuvent varier d'une image à l'autre. De plus, cette méthode par classification de parties de corps ne peut pas estimer l'emplacement des articulations dont les parties de corps alentours ne sont pas visibles à cause d'occultations [Kohli2013].

Cette méthode est basée sur l'apprentissage et est donc dépendante des informations apprises. Bien que sa base d'apprentissage très variée lui permette de couvrir un large champ de postures et de morphologies, si la posture adoptée par l'utilisateur n'est pas présente dans la base d'apprentissage, la classification échoue et aboutit à une fausse estimation de la posture.

2.4.1.3 Vers une méthode de référence ?

D'autres méthodes sont proposées dans la littérature pour estimer la posture d'un humain à partir de données de profondeur. Elles peuvent être classées dans trois catégories suivant l'approche utilisée [Helten2013b] :

- les méthodes **discriminatives** [Plagemann2010, Shotton2011, Girshick2011] confrontent des caractéristiques issues des images de profondeur avec une base d'apprentissage pour déduire la posture.
- les méthodes **génératives** [Ganapathi2012, Ye2014, Ding2016] cherchent à faire correspondre les informations de profondeur avec un modèle de corps articulé.
- les méthodes **hybrides** [Ye2011, Baak2013, Wei2012] tentent de tirer avantage des deux premiers types de méthodes.

Cependant, estimer la posture 3D d'un individu à partir d'informations de profondeur reste un problème ouvert et aucune méthode n'est considérée comme la méthode de référence. En effet, Il reste des ambiguïtés encore présentes, telle que la détermination des orientations de certaines parties du corps (comme les mouvements de pronation/supination de l'avant-bras), malgré l'apport de l'information de profondeur, comme illustré dans la figure 2.17.

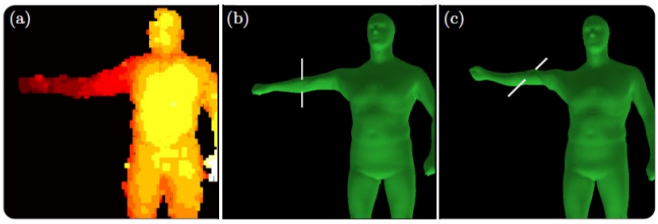

Figure 2.17 - Ambiguïtés de rotation des données de profondeur. (a) image de profondeur, (b) et (c) présentent des résultats possibles avec une méthode d'estimation de la posture, issue de [Helten2013b].

Une autre problématique importante est la gestion des occultations, notamment pour les approches génératives. Certains auteurs proposent d'utiliser plusieurs caméras Kinect [Ye2012, Zhang2014, Gao2015]. Pour chaque image, les données de profondeur de plusieurs caméras sont fusionnées en un seul nuage de points. Bien que ces méthodes montrent de très bons résultats, elles ne sont pas utilisables en temps réel. De plus, utiliser plusieurs caméras implique une étape de calibration afin de calculer leurs positions et orientations relatives, ce qui complexifie

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

la mise en œuvre de la capture de mouvements, notamment au si on considère les contraintes induites par un contexte de mesure sur ligne de production.

Une autre possibilité est de gérer les occultations en en ajoutant une autre modalité d'entrée. Par exemple, [Helten2013a] propose de fusionner les informations issues de la caméra de profondeur avec celles obtenues par des capteurs inertiels fournissant des informations sur les orientations des segments. Ces capteurs permettent d'obtenir des informations dans des situations où les membres ne sont pas visibles par la caméra. Cependant l'utilisation de capteurs inertiels sur ligne de production possède plusieurs limites précédemment présentées dans la section 2.3.2.

Le choix d'une méthode repose sur la précision de l'estimation de la posture recherchée et les contraintes environnementales sous-jacentes. Les méthodes **génératives** sont privilégiées pour des mesures en condition optimale. En effet, elles centrent l'estimation de la posture sur la cohérence temporelle, ce qui les rend plus précises. Cependant, les erreurs d'estimation induites par des occultations s'accumulent d'une image à l'autre. Les méthodes **discriminatives** sont plus robustes pour une mesure dans des environnements plus encombrés. En effet, l'estimation de la posture est réalisée image par image sans suivi temporel, si bien qu'une erreur d'estimation sur une image n'est pas répercutée sur l'image suivante. Dans un contexte d'estimation de la posture d'un travailleur directement sur ligne de production, l'utilisation d'une méthode discriminative semble donc mieux adaptée.

Dans le cadre de cette thèse, nous nous basons sur la méthode d'estimation de la posture proposée par [Shotton2011] et décrite dans la section 2.4.1.2. Cette méthode, intégrée dans le système Kinect, est la plus étudiée et utilisée dans la littérature. En effet, plusieurs travaux se sont attachés à valider le système Kinect et la méthode d'estimation de la posture de [Shotton2011] dans l'objectif de les utiliser dans différents domaines d'application.

2.4.2 Validation de la mesure Kinect

Dans cette partie, nous détaillons les travaux cherchant à valider le système Kinect en les regroupant en deux familles : la validation de la mesure de l'image de profondeur et la validation de l'estimation des descripteurs de la posture Q par la méthode de [Shotton2011].

Pour valider la mesure réalisée par un système, plusieurs évaluations son disponibles. Afin de clarifier les termes employés dans cette section, nous proposons de les définir dans la partie suivante.

2.4.2.1 Évaluation d'une mesure

Pour valider la mesure effectuée par un système comme la Kinect, plusieurs évaluations peuvent être réalisées. Les principales notions évaluées sont la fidélité, la justesse et la précision (ou l'exactitude). Elles peuvent être représentées symboliquement comme dans la figure 2.18. Dans le premier cas, les mesures (croix noires) sont proches les unes des autres (bonne fidélité). Cependant, elles sont situées en partie à l'extérieur de la zone de la valeur vraie, symbolisée par le cercle bleu (mauvaise justesse). Au contraire, dans le second cas, toutes les mesures se trouvent dans la zone de la valeur vraie (bonne justesse), mais sont dispersées (mauvaise

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

fidélité). Enfin, le dernier cas présente des mesures précises car dans la zone de la valeur vraie (bonne justesse) et proches les unes des autres (bonne fidélité).

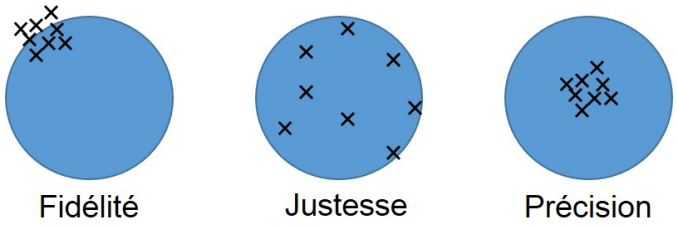

Figure 2.18 - Représentation symbolique de la fidélité, la justesse et la précision.

La fidélité peut être définie comme l'étroitesse de l'accord entre les valeurs mesurées obtenues par des mesures répétées du même objet ou d'objets similaires dans des conditions spécifiques. Suivant ces conditions, l'analyse de la fidélité se traduit par différents termes. La répétabilité est l'analyse de la fidélité par mesures répétées dans les mêmes conditions. La reproductibilité se définit par l'analyse de la fidélité par mesures répétées mais pour des conditions de mesure qui varient, par exemple, différentes sessions de mesure ou différents sujets.

La justesse s'attache à analyser l'étroitesse de l'accord entre la moyenne d'un ensemble de valeurs mesurées répétées $\overline{y}$ et la valeur de référence y_{ref}. Elle est définit par $e_j = \overline{y} - y_{ref}$.

Enfin la précision est définie par l'étroitesse de l'accord entre une valeur mesurée y et une valeur de référence y_{ref}. Elle est définit par $e_p = y - y_{ref}$.

2.4.2.2 Validation de la mesure de l'image de profondeur

L'estimation de la posture fournie par la Kinect se base sur les images de profondeur. Il est donc important d'évaluer la mesure de l'image de profondeur, car une erreur à ce stade se répercute à l'estimation de la posture. Le projecteur du système Kinect émet un signal lumineux infrarouge dans la scène qui va être ensuite mesuré par la caméra. De nombreux facteurs peuvent transformer ce signal et introduire des artefacts [Mutto2012]. La figure 2.19 montre quelques exemples de transformations/distorsions présentés ci-dessus :

- La *distorsion de la perspective*, du fait que les points de la scène peuvent avoir différentes valeurs de profondeur z, le voisinage des pixels entre le patron projeté et mesuré ne pourra pas correspondre. Dans ce cas, la distribution locale du patron mesuré devient une version déformée de la distribution locale relative du patron projeté. Ce phénomène se retrouve dans les environnements de mesure encombrés, telles que les lignes de production.
- La *distorsion due aux propriétés des objets*, est définit par les propriétés de réflectance des couleurs des objets dans la scène ayant des niveaux de réflexion et d'absorption différents [Berger2011]. Des conditions de mesure non contrôlées impliquent des objets dans la scène avec différentes propriétés de réflectance.
- L' *illumination externe* implique que la lumière reçue par la scène est la somme du pattern projeté et de l'éclairage de la scène (par exemple la lumière solaire ou des sources de lumière artificielle). Cette deuxième source lumineuse agit comme une source de bruit ajoutée au signal du pattern projeté [Zennaro2015]. La lumière artificielle présente dans

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

les usines de production peut potentiellement induire un bruit de mesure de ce type.
- Les *occultations* empêchent la projection du patron lumineux dans la zone occultée, qui ne sera donc pas prise en compte dans la mesure de la profondeur. Ce phénomène est présent sur ligne de production, à cause des objets manipulés ou du poste de travail.
- Le *bruit du projecteur et de la caméra* représente la présence d'un bruit aléatoire dans le processus de projection/acquisition qui est généralement modélisé comme un bruit gaussien additif dans les images acquises.

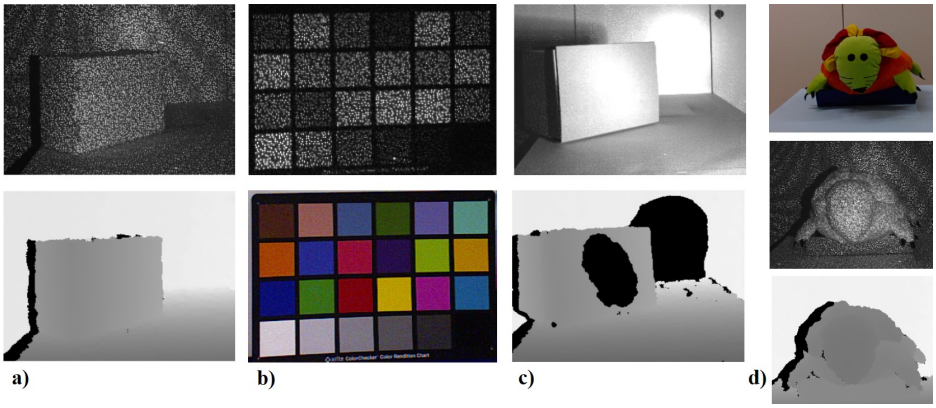

Figure 2.19 - Exemples de différents artefacts affectant le patron lumineux projeté par la Kinect V1 (issu de [Mutto2012]). a) Projection du pattern sur une surface inclinée (on observe que le patron est décalé lorsque la profondeur varie, et comment la distorsion de perspective affecte le patron sur les surfaces inclinées). b) Le pattern est projeté sur un contrôleur de couleur (l'apparition du pattern dépend du niveau d'absorption et de réflexion de la couleur). c) Une forte illumination externe affecte la mesure. d) La zone occultée derrière l'oreille de la peluche est visible de la caméra, mais pas du projecteur (la profondeur de cette région ne peut pas être calculée).

Vus ces possibles artefacts, plusieurs auteurs ont tenté d'estimer la précision attendue de l'image de profondeur fournie par la Kinect.

Smisek et al.[Smisek2011] et Stoyanov et al. [Stoyanov2013] comparent la performance de mesure 3D de la Kinect V1 avec un capteur de distance laser de référence. La performance du système Kinect V1 est très proche de celle du laser pour les environnements de courte portée (distance < 3.5 m), mais diminue sur une plage plus large. Bien que la Kinect V1 possède une précision et une résolution moindres que les capteurs de distance laser, elle reste un bon compromis bas coût avec un rapport de 1/100 sur le prix [Rafibakhsh2012].

Khoshelham et al. [Khoshelham2012] montrent que la fidélité de mesure de la profondeur diminue lorsque la distance entre la scène et la caméra augmente, allant de quelques millimètres à courte portée à environ 4 cm à la portée maximale de la Kinect V1. Ceci implique de prendre en compte la distance entre le travailleur et la Kinect lors de la mesure.

Dans un contexte ergonomique, Dutta évalue la précision de la Kinect V1 afin de capturer le mouvement en milieu de travail. Il mesure des erreurs (RMSE) de 6.5 ±4.8 mm, 10.9 ±5.9 mm et 5.7 ±4.2 mm pour les positions respectives x, y et z de marqueurs sur une plage de 1 à 3 m de distance par rapport à la caméra et dans un champ de vision de 54.0 ° horizontalement et 39.1 ° verticalement par rapport à une système opto-électronique de référence [Dutta2012]. La Kinect V1 fournit donc des données suffisamment précises dans ce volume d'acquisition.

La Kinect V2 étant fondée sur une technologie différente (TOF), les résultats obtenus dans la version précédente ne sont donc pas réutilisables. Yang et al. [Yang2015] évaluent la justesse de la mesure de l'image de profondeur avec la Kinect V2 et obtiennent un modèle de la distribution de l'erreur. La figure 2.20 présente le modèle de distribution l'erreur de justesse, où les zones vertes, jaunes et rouges correspondent à une erreur moyenne inférieure à 2 mm, entre 2 mm et 4 mm, et supérieure à 4 mm respectivement. Les auteurs déterminent que la plage de mesure la plus précise pour une mesure en face avec une caméra Kinect V2 est de 0.5 à 3 m.

Gonzales et al. [Gonzalez-Jorge2015] ont mis en place une série d'expérimentations pour comparer les deux versions de la Kinect. Ils ont rapporté que la fidélité de ces deux systèmes est comparable à 1 m de distance de la cible (entre 2 mm et 6 mm d'erreur), tandis que la Kinect V2 surclasse la Kinect V1 à 2 m avec des valeurs d'erreurs inférieures à 8 mm pour la Kinect V2 contre près de 12 mm pour la Kinect V1. Cette étude a également montré que la fidélité de la Kinect V1 diminue rapidement suivant un polynôme du second ordre, tandis que Kinect V2 présente un comportement plus stable entre 1 m et 4 m. La précision est également meilleure pour la Kinect V2 à une portée de 1 m et 2 m, avec des valeurs toujours inférieures à 5 mm, alors que la Kinect V1 atteint 12 mm à 1 m et 25 mm à 2 m. Ces résultats montrent que la Kinect V2 obtient de plus grandes performances en environnement contrôlé intérieur. Cependant aucune étude ne propose d'évaluer la mesure de l'image de profondeur dans des environnements plus contraints, mais également plus proches d'une mesure sur ligne de production.

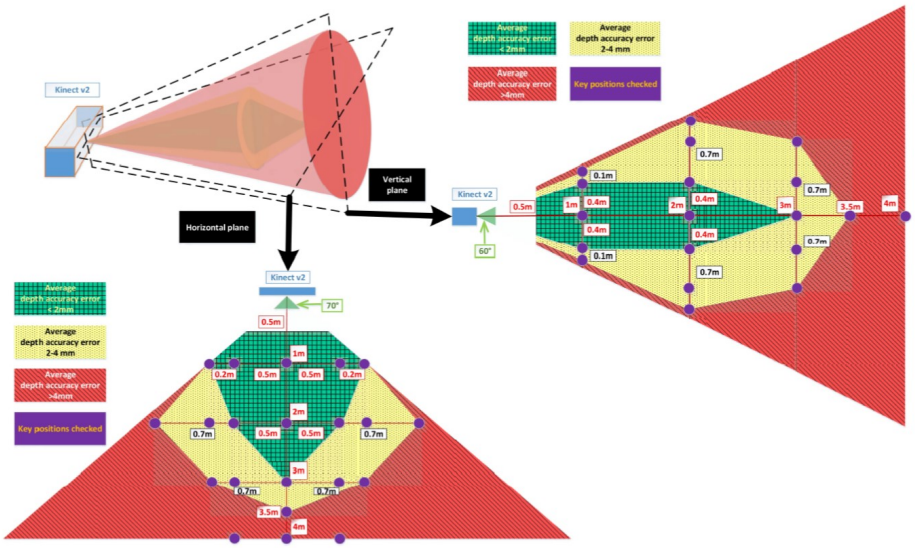

Figure 2.20 - Distribution de la justesse de la Kinect V2 (issue de [Yang2015]).

Comme nous l'avons vu dans la section 2.4.1.3, certains auteurs proposent d'utiliser plusieurs Kinect afin de réduire les problèmes d'occultation. Cependant, la projection de plusieurs patrons lumineux dans la même scène peut engendrer des interférences qui affectent la mesure de l'image de profondeur de chaque Kinect [Berger2011]. L'interférence entre plusieurs caméras Kinect V1 est en effet présente dans les situations où ces caméras ne sont pas positionnées de façon optimale. En outre, un angle minimum de 35 °doit être maintenu entre deux caméras Kinect V1 [Rafibakhsh2012]. Cependant ce type de dispositif comportant plusieurs Kinect augmente fortement les contraintes d'utilisation, notamment par la nécessité de calibrer les caméras entre elles.

Pour résumer, la mesure des données de profondeur par le système Kinect est suffisamment précise dans un objectif de mesure de mouvements [Schmitz2015] en milieu de travail [Dutta2012], dans un certain volume d'acquisition [Yang2015, Gonzalez-Jorge2015]. Cependant, ces études ont été réalisées en environnement contrôlé, loin des conditions présentes dans une usine de production, incluant de nombreuses occultations. De plus, une image de profondeur précise n'entraîne pas nécessairement une estimation précise de la posture. Il est donc important d'évaluer l'estimation de la posture issue de ces images de profondeur.

2.4.2.3 Validation de l'estimation de la posture

La méthode d'estimation de la posture utilisée dans la Kinect [Shotton2011] permet d'obtenir une posture Kinect délivrée sous la forme d'un ensemble de N = 20 articulations pour la Kinect V1 contre N = 25 pour la Kinect V2. La figure 2.21 représente les articulations estimées pour les deux versions de la Kinect. La Kinect V2 estime la position de 5 articulations supplémentaires : une au niveau du cou, deux autres au niveau des mains et des pouces de chaque membre. Avoir accès aux positions des pouces permet d'obtenir les mouvements de pronation/supination de l'avant-bras. Cependant, ces positions sont très bruitées, même dans des conditions de mesure optimales (comme dans la figure 2.21.b, où la position du pouce de la main gauche est mal estimée).

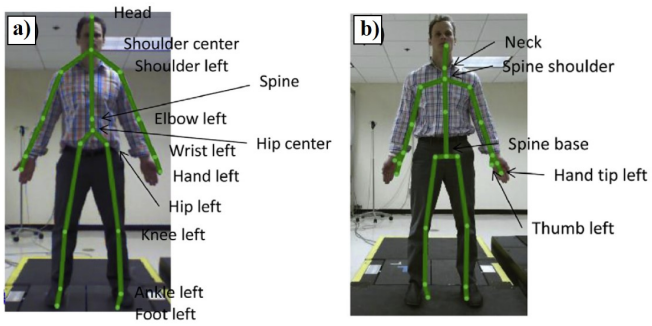

Figure 2.21 - La posture Kinect fourni par a) la Kinect V1 composé de 20 articulations et par b) la Kinect V2 composé de 25 articulations (issu de [Xu2015]).

De nombreuses études se sont attachées à valider l'utilisation de la posture issu des deux versions de la Kinect dans des champs différents de son usage originel, comme la mesure clinique [Galna2014, Kurillo2013, Pfister2014, Han2015], le sport [Choppin2013] et également pour l'ergonomie [Bonnechère2014a, Streit2013, Xu2015].

Les descripteurs de la posture estimée par la Kinect sont confrontés à ceux issus d'un système opto-électronique de référence fondé sur les marqueurs. Les descripteurs évalués peuvent être directement les positions articulaires 3D [Obdrzalek2012, Clark2012, Kurillo2013, Xu2015] mais également les longueurs segmentaires [Bonnechère2012, Bonnechère2014a, Wang2015a], les angles articulaires [Bonnechère2014b, Clark2013b, Galna2014, Pfister2014] ou la position du centre de masse [González2014a, Yang2014, Yeung2014], calculées à partir de ces positions articulaires 3D. Certains auteurs évaluent aussi les descripteurs spatio-temporels comme la vitesse pour des applications dans l'analyse de marche [Clark2013a, Vernon2015].

La Kinect V1 montre une bonne fidélité intra-session et inter-session dans le cadre d'évaluations cliniques. Bonnechère et al. [Bonnechère2014c] constatent une répétabilité intra-session quasiment égale au système de référence (ICC_k = 0.94, ICC_{ref} = 0.98) . Ce constat est retrouvé par Clark et al. [Clark2012] avec une différence de corrélation intra-session (ICC) toujours inférieure à 0.16 entre la Kinect V1 et la référence. Une excellente fidélité intra-session de la Kinect V1 est également retrouvée pour les descripteurs spatio-temporels (ICC entre 0.93 et 0.99) [Vernon2015], ainsi que pour le centre de masse (ICC > 0.75) [Yang2014]. De plus, aucune différence significative de longueurs segmentaires n'a été détectée entre deux sessions [Bonnechère2014a]. La reproductibilité inter-session de la mesure Kinect est également équivalente à celle du système de référence (ICC_k = 0.88, ICC_{ref} = 0.87) [Bonnechère2014c]. Cependant, ces études ont été réalisées dans le cadre d'évaluations cliniques, pour des mouvements simples (abduction du bras dans le plan frontal par exemple), qui ne représentent pas les postures retrouvées dans des tâches de travail.

La Kinect V1 révèle une bonne précision par rapport aux systèmes de référence opto-électronique [Clark2012, Kurillo2013]. Cependant, l'erreur est dépendante de l'articulation évaluée [Clark2012, Clark2013a, Bonnechère2012]. Les différences entre la Kinect V1 et le système de référence sont nettement plus faibles pour le haut du corps que pour le bas du corps [Bonnechère2014b]. Ce constat est retrouvé pour la Kinect V2 [Clark2015a]. Une excellente corrélation (p de Pearson > 0.75) est obtenue entre la Kinect V2 et un système de référence pour des mouvements d'atteinte le long de l'axe antéro-postérieur, cependant, elle est seulement faible à modeste le long de l'axe médio-latéral. Ce dernier résultat amène à penser que l'erreur est également dépendante du mouvement effectué.

Dans un contexte ergonomique, les membres supérieurs sont les parties du corps les plus touchées par les TMS [Putz-Anderson1997]. Dans le cadre de ce travail de recherche, nous centrons notre analyse sur les valeurs obtenues pour les membres supérieurs (articulation de l'épaule, du coude et du poignet).

Kurillo et al. [Kurillo2013], proposent d'évaluer les postures du bras dans son volume atteignable et trouvent une erreur moyenne des positions articulaires réparties entre 33.5 mm et 66.3 mm pour l'épaule, le coude et le poignet comparée à une système de référence opto-électronique. Obdrzalek et al. [Obdrzalek2012] obtiennent sensiblement le même niveau d'erreur pour ces articulations (44 mm à 76 mm). Concernant les angles articulaires de l'épaule et du coude, l'erreur répartie entre 8.8 ° et 28.3 ° [Kurillo2013]. Nixon et al. [Nixon2013] est une erreur angulaire moyenne relative n'excédant pas 10% pour l'épaule, valeur également retrouvée pour cette articulation dans d'autres études [Bonnechère2012, Bonnechère2014b]. Certains descripteurs spatio-temporels comme la vitesse de marche ou la durée de la foulée possèdent également une bonne précision [Clark2013a, Pfister2014, Galna2014, Clark2015b].

Xu et al. [Xu2015] évaluent les postures fournies par les deux versions de la Kinect. L'erreur moyenne de position articulaire varie de 34 mm (obtenue au coude gauche) à 198 mm (obtenue au poignet droit) pour la Kinect V1 et de 26 mm (obtenue au coude gauche) et 110 mm (obtenue à l'épaule gauche) pour la Kinect V2. Les auteurs concluent qu'il n'y avait pas de différences significatives entre les deux Kinects.

Wang et al. [Wang2015b] obtiennent une erreur moyenne de position articulaire située entre 50 mm et 100 mm pour les deux Kinects avec un avantage pour la Kinect V2 notamment sur des mouvements rapides. La fidélité est également meilleure avec la Kinect V2 qu'avec la Kinect V1, comme illustré par les ellipsoïdes dans la figure 2.22.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

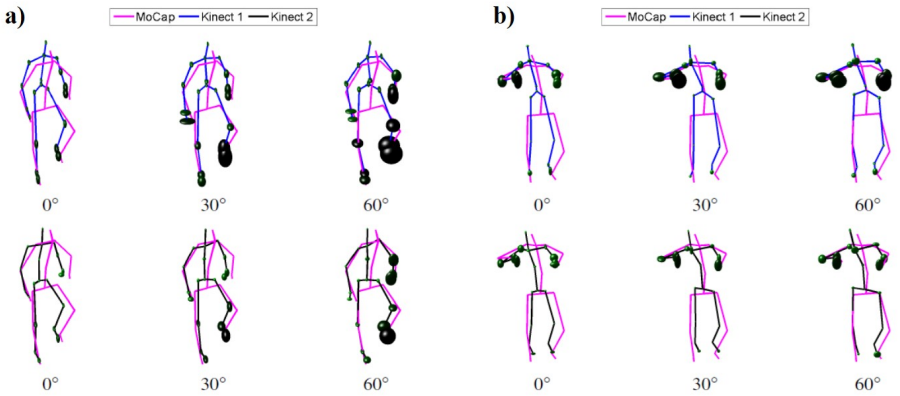

Figure 2.22 - Différence entre la posture de référence (en magenta), la Kinect V1 (en bleu) et la Kinect V2 (en noir). Les ellipsoïdes à chaque articulation désignent les déviations standard (SD) dans l'espace 3D, analysées pour chaque axe du système de coordonnées local attaché au segment correspondant (issue de [Wang2015b]). a) mouvements de *jogging* et b) de *coup de poing*.

La validité des mesures Kinect est également évaluée suivant la position et l'orientation de la caméra par rapport au sujet. L'augmentation de la distance [Bonnechère2014a] et de l'angle [Obdrzalek2012, Wang2015b] entre le sujet et la caméra diminue la précision de l'estimation de la posture, comme illustré dans la figure 2.22.

Certains auteurs ont évalué les données cinématique définissant la posture fourni par d'autres méthodes d'estimation, comme celles implémentées dans *OpenNI* [Fernàndez-Baena2012a, Chang2012, van Diest2014] ou par la solution commerciale *ipiSoft* [Choppin2013, Streit2013]. Les résultats trouvés par ces auteurs sont très proches de ceux issus de la méthode officielle de Shotton et al. [Shotton2011].

Dans un contexte d'évaluation ergonomique, plusieurs limites méthodologiques sont soulevées par les études précédentes. En effet, les mouvements réalisés sont peu nombreux, simples et dans un seul plan anatomique, ce qui ne présage pas des résultats pour des mouvements plus complexes [Bonnechère2014b], comme des tâches de travail. De plus, les angles articulaires utilisés pour les évaluations précédentes sont obtenues par des projections dans les plans anatomiques [Clark2012, Nixon2013, Bonnechère2014b]. Ceci est suffisant pour des postures simples, mais non utilisable dans le cas de postures mobilisant plusieurs axes de rotation.

Plusieurs études [Fernàndez-Baena2012a, Bonnechère2014a] ne suivent pas les méthodes standard de positionnement des marqueurs du système de référence en biomécanique [Wu1995, Wu2002, Wu2005]. Ils proposent de placer les marqueurs de façon à être les plus proches des positions hypothétiques que donnerait le système Kinect. Ceci est discutable, car ce placement de marqueurs ne permet pas de retrouver les positions des centres articulaires. Enfin, la caméra Kinect est principalement placée de façon optimale (entre 2 et 3 m de distance, en face du sujet), ce qui ne représente pas les conditions possibles d'utilisation en milieu industriel, où l'emplacement est fortement contraint.

Malgré ces limites méthodologiques, la Kinect est présentée comme un système de mesure prometteur dans divers champs d'application, notamment pour l'évaluation ergonomique. Plusieurs travaux ont étudié l'utilisation de la Kinect pour réaliser des évaluations ergonomiques. Ces études sont présentées dans la section suivante.

2.4.3 Utilisation de la Kinect pour l'évaluation ergonomique

L'utilisation de la Kinect comme système de mesure du mouvement pour l'évaluation ergonomique de postes de travail semble prometteuse. Avec une fréquence d'acquisition de 30 Hz, le système Kinect est adapté pour l'analyse de la posture en environnement de travail [Andrews2003].

Le système Kinect est utilisé pour recueillir l'état de la posture Q du travailleur. Les descripteurs de cette posture servent ensuite à évaluer la tâche avec une méthode d'observation dans le but d'estimer le risque de TMS au poste de travail.

Pour estimer si les postures adoptées par le travailleur sont contraignantes et risquent d'engendrer un TMS, plusieurs auteurs proposent d'appliquer les données Kinect aux méthodes d'observation comme OWAS [Karhu1977], RULA [McAtamney1993], OSHA [US Dep of Labor1993] ou encore NIOSH [Waters1993]. Deux exemples de mise en œuvre dans un logiciel sont présentée dans la figure 2.23.

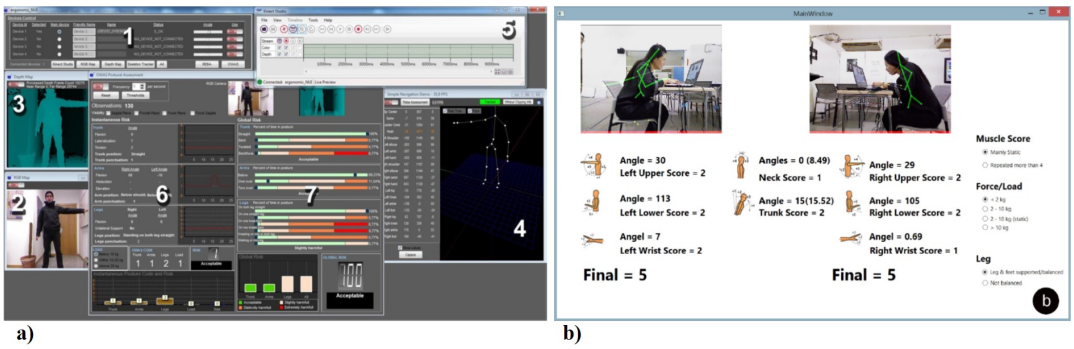

Figure 2.23 - Exemple d'application en ergonomie basée sur la Kinect. a) Evaluation OWAS issue de [Diego-Mas2014]. b) Évaluation RULA issue de [Teravarunyou2014].

Plusieurs auteurs proposent de calculer les scores RULA à partir de données d'une Kinect [Haggag2013] ou de deux Kinect [Teravarunyou2014], comme illustré dans la figure 2.23 b).

Diego-Mas et Alcaide-Marzal [Diego-Mas2014] utilisent les positions articulaires 3D fournies par la Kinect pour obtenir le score de risque de la méthode OWAS. Cette méthode d'observation implique de classer par un score les parties du corps suivant la posture adoptée. Par exemple les bras sont classés en trois niveaux de pénibilité, selon que l'un, les deux ou aucun des bras se situent au-dessus des épaules. Ce type de descripteur de l'état de la posture est facilement déterminé avec les données Kinect. Sa mise en œuvre dans un logiciel est présentée dans la figure 2.23 a). Les auteurs évaluent le potentiel de leur logiciel en comparant ces résultats avec ceux issus d'observations d'experts. Ils trouvent un fort accord entre les deux groupes de résultats (Po = 0.89 avec un kappa de Cohen de k = 0.83) pour un placement de Kinect en face du sujet. Cependant le niveau d'accord entre l'application basée sur la Kinect et les observations des experts tend à diminuer avec l'angle de vue de la Kinect par rapport au travailleur (Po = 0.65 et Po = 0.50 pour un angle de 60 ° et 90 ° respectivement). Ils suggèrent en conséquence d'utiliser la Kinect dans un angle maximal de ±40 ° par rapport au travailleur. Cependant, cela limite l'utilisation d'un tel système car il reste difficile de placer une Kinect suivant ces recommandations en conditions réelles de ligne de production. De plus les auteurs n'ont pas réalisés leur expérimenta-

tion dans des conditions réelles de travail. Les résultats ne représentent donc pas ceux attendus avec toutes les contraintes qu'impose une ligne de production. En effet, dans des conditions de mesure non optimales, la classification des pixels en partie de corps peut échouer (à cause d'occultations par exemple) et aboutir à des postures fausses. Enfin, la méthode OWAS se base sur des descripteurs peu précis de l'état de la posture, et les résultats présentés ne représentent pas ceux attendus pour de nombreuses autres méthodes d'observation.

Cependant, Haggag et al. [Haggag2013] n'évaluent pas la qualité des résultats obtenus. Teravarunyou et al. [Teravarunyou2014] confrontent les résultats à ceux d'experts et obtiennent des résultats proches, mais on peut regretter que l'évaluation ne se base sur aucune analyse statistique.

La méthode d'observation RULA requière des données d'entrées décrivant l'état de la posture sous la forme d'angles articulaires. Rappelons que le système Kinect fournit des données cinématiques définissant la posture contenant les positions 3D des articulations. Pour calculer les angles articulaires demandés par la méthode RULA à partir des positions 3D, les deux précédents travaux proposent de les calculer par la méthode suivante. Ils définissent les vecteurs v_1 et v_2 représentant deux segments adjacents obtenus à partir des positions articulaires pour déterminer l'angle θ, tel que :

$$\theta = \arccos\left(\frac{v_1.v_2}{||v_1|| \times ||v_2||}\right) \tag{2.9}$$

Cependant cette méthode de calcul ne permet pas de mesurer précisément les angles d'articulations mobilisant plusieurs axes de rotation, ce qui limite fortement la portée de leurs études. De plus certains angles articulaires comme la prono-supination de l'avant-bras (demandés dans la méthode RULA) ne sont pas calculables de cette manière.

D'autres auteurs proposent d'utiliser les données Kinect en entrée des méthodes d'observation OSHA [Martin2012] ou de NIOSH [Spector2014]. Contrairement aux méthodes précédentes fournissant un score de risque de TMS (OWAS et RULA), les méthodes OSHA et NIOSH sont présentées sous la forme d'une équation calculant un poids limite recommandé lors d'un tâche de lever (RWL). Les données Kinect sont utilisées pour calculer des paramètres utilisés dans l'équation, comme la hauteur de lever, définie par la distance verticale formée entre le milieu des articulations des chevilles et le milieu de l'articulation des poignets.

Spector et al. [Spector2014] constatent que les résultats au niveau du calcul des paramètres de l'équation NIOSH issus des données Kinect souffrent d'erreur comparés à ceux issus d'un système de référence opto-électronique. Pour augmenter la précision du calcul de ces paramètres obtenus à partir des données Kinect, ils proposent un modèle de régression pour corriger ces erreurs. Ce modèle est entraîné à partir des valeurs d'erreur trouvées au niveau de ces paramètres. Les valeurs d'erreur sont obtenues en comparant les paramètres calculés à partir des données Kinect avec ceux calculés avec un système de capture de mouvements opto-électronique. Cependant le modèle est entraîné sur un nombre restreint de comparaisons Kinect/Référence, avec peu de variabilité, ce qui limite son utilisation.

Delpresto et al. [Delpresto2013] proposent quant à eux d'utiliser l'évaluation du poids limite recommandé (RWL) issue de l'équation NIOSH pour retourner des recommandations en temps réel aux travailleurs. Ils proposent des ajustements posturaux en temps réel issus de critères proposés par [NIOSH2007], pour limiter les contraintes pour cette tâche spécifique de levage.

Les méthodes d'observation OSHA et NIOSH sont focalisées sur les tâches de lever, ce qui restreint fortement leurs utilisations. En effet, les tâches de lever ne sont pas très présentes sur ligne de production, notamment au sein du groupe *Faurecia*.

Toutefois, l'apport d'informations en temps réel proposé par [Delpresto2013] reste une application intéressante basée sur la Kinect. En effet, le feedback visuel peut avoir une influence positive sur le mouvement du travailleur et diminuer l'adoption de postures contraignantes [Vignais2013, Battini2014]. Cependant, ce feedback visuel n'a pas été évalué en conditions réelles de travail et la précision des résultats dans de tels environnememts reste incertaine, et par conséquent, peut potentiellement dégrader la qualité du feedback visuel offert au travailleur. L'incohérence entre la posture de l'utilisateur et le feedback visuel peut fortement détourner l'attention de l'utilisateur lors de l'exécution d'une tâche dans de telles applications interactives [Debarba2015]. Ce type de feedback visuel basé sur les données Kinect peut également être intégré dans une application de reconnaissance de séquence logique de tâches de travail, dans un but de formation des travailleurs à de nouvelles tâches [Raptis2011]. Cependant, les méthodes de reconnaissance en temps réel nécessite également de s'appuyer sur des données de mouvement précise.

Bien que les études présentées dans cette section évaluent la possibilité d'utiliser la Kinect pour réaliser des évaluations ergonomiques, peu d'entre-elles réalisent une évaluation en conditions réelles de travail et sur des tâches complexes mobilisant plusieurs axes de rotation aux articulations. Nous pouvons citer l'étude de Patrizi et al. [Patrizi2015] qui évaluent l'utilisation des données Kinect pour calculer l'équation NIOSH directement sur site de travail. Les résultats calculés à partir de la Kinect sont comparés à ceux calculés à partir de données issues d'un système opto-électronique de référence. Les résultats fournis par les auteurs sont prometteurs, mais le manque d'information sur la méthodologie employée pose question sur la validité des résultats [Spector2016].

Toutes ces études montrent que l'utilisation de la Kinect comme un système de mesure du mouvement pour des évaluations ergonomiques est prometteuse. En effet, l'utilisation du système Kinect n'est pas contraignant en terme d'installation (une seule caméra à placer), il ne nécessite pas de calibration et ne requière aucune pose de capteur ou marqueur sur le corps du travailleur. Cependant, ces auteurs remarquent que la précision d'un tel système diminue dans certaines conditions d'utilisation, ce qui pourrait potentiellement limiter son utilisation sur le terrain. Toutefois il reste à vérifier ce constat, car peu d'informations sont disponibles dans la littérature, pour des situations de travail réelles.

Pour limiter l'impact des erreurs d'estimation de la posture en condition non optimale, une solution possible est de corriger les données mal mesurées issues de la Kinect. La section suivante présente les méthodes de correction disponibles dans la littérature.

2.4.4 Correction des données issues de la Kinect

Toutes les études présentées dans la section précédente montrent que l'utilisation de la Kinect comme un système de mesure du mouvement pour des évaluations ergonomiques est prometteuse. Rappelons que ces travaux de recherche utilisent les données issues de la méthode d'estimation de la posture proposée par [Shotton2011]. Elles sont fournies sous la forme d'une posture Kinect composée de positions articulaires 3D.

Cependant, nous notons que la précision des postures estimées par la Kinect est incertaine dans des conditions de capture non optimales, ou pour des postures complexes conduisant à des occultations. Pour utiliser le système Kinect directement sur ligne de production, il est possible

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

d'apporter une correction aux données. Dans cette section, nous présentons les différentes méthodes proposées dans la littérature s'attachant à détecter les erreurs et les corriger.

2.4.4.1 Détection des erreurs de mesure

Pour corriger les données fournies par la Kinect, il faut être capable de détecter les articulations mal estimées.

Le kit de développement de Kinect [Kinect SDK2012] propose un coefficient de fiabilité nommé *JointTrackingState* pour chaque articulation de la posture estimée. Il se compose de trois états, *Tracked*, *Inferred* et *NotTracked*. Le premier état, *Tracked*, est fourni quand la position de l'articulation est directement estimée par la méthode de [Shotton2011], présentée dans la section 2.4.1.2. Cet état est considéré par le constructeur du système comme ayant une forte fiabilité, mais il n'assure tout de même pas que l'articulation est correctement estimée. Le second, *Inferred*, est fourni quand la position de l'articulation est déduite à partir de la position des autres articulations, mais cet état est considéré par le constructeur du système comme ayant une faible fiabilité. Enfin le troisième état, *NotTracked*, correspond à une articulation dont la position n'est pas retournée par le système [Kinect SDK2012].

Comme nous l'avons vu, même dans l'état *Tracked*, la position de l'articulation peut être mal estimée. C'est ce que nous appelons "faux positif" dans la suite du document. Dans la même logique, la position d'une articulation bien que déduite à partir des positions des autres articulations (état *Inferred*) peut être bien estimée, nous la définissons comme un "faux négatif". Plusieurs travaux proposent des méthodes de détection permettant de trouver ces deux cas.

Jin et al. [Jin2013] partent du constat que si la profondeur entre un pixel et ses voisins dans le voisinage du segment corporel varie au-delà d'un seuil, le pixel appartient à une autre partie de corps, à un objet occultant ou au fond de la scène (comme illustré dans la première ligne de la figure 2.24.a). Ils proposent donc d'évaluer la profondeur des pixels situés sur et dans le voisinage du segment. Cependant, cette méthode ne permet pas de détecter une mauvaise estimation située dans une zone sans variation de profondeur. Par exemple, dans la figure 2.24.b. les positions articulaires du bras droit sont mal estimées et placées au niveau du bras gauche. Dans cette situation la profondeur des pixels dans le voisinage des segments du bras ne varie pas et la méthode considère donc que les positions articulaires de ce bras sont bien estimées.

Plutôt que de détecter les sources d'erreurs, il est aussi possible d'en analyser les effets sur la posture estimée. Shum et al. [Shum2013] proposent aussi de détecter les mauvaises estimations des articulations par l'utilisation de critères de fiabilité supplémentaires au *JointTrackingState*. Ils définissent le terme de *fiabilité de comportement* $Rb_i(f)$, qui évalue un comportement anormal, représenté par une haute fréquence de vibrations de la position de l'articulation sur quelques images. Considérant que $p_i(f)$, $p_i(f+1)$ et $p_i(f+2)$ sont les positions 3D de l'articulation i sur trois images successives, les auteurs calculent les vecteurs de déplacement tel que :

$$d_i(f) = p_i(f+1) - p_i(f) \quad \text{et} \quad d_i(f+1) = p_i(f+2) - p_i(f+1) \tag{2.10}$$

Ils calculent l'angle $\theta_i(j)$ entre les vecteurs de déplacement formés par l'articulation tel que :

$$\theta_i(j) = \frac{d_i(f).d_i(f+1)}{|d_i(f)||d_i(f+1)|} \tag{2.11}$$

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Enfin ils calculent le terme de *fiabilité de comportement* $Rb_i(f)$ tel que :

$$Rb_i(f) = 1 - \frac{max(min(\sum_{f=0}^{f_b}, \theta_{roof}) - \theta_{floor}, 0)}{\theta_{roof} - \theta_{floor}} \tag{2.12}$$

où $Rb_i(f) \in [0.0, 1.0]$, f_b est le nombre total d'images à considérer, θ_{floor} est la somme acceptable de rotation pour chaque image, et θ_{roof} est la somme de rotation considérée comme la plus inacceptable.

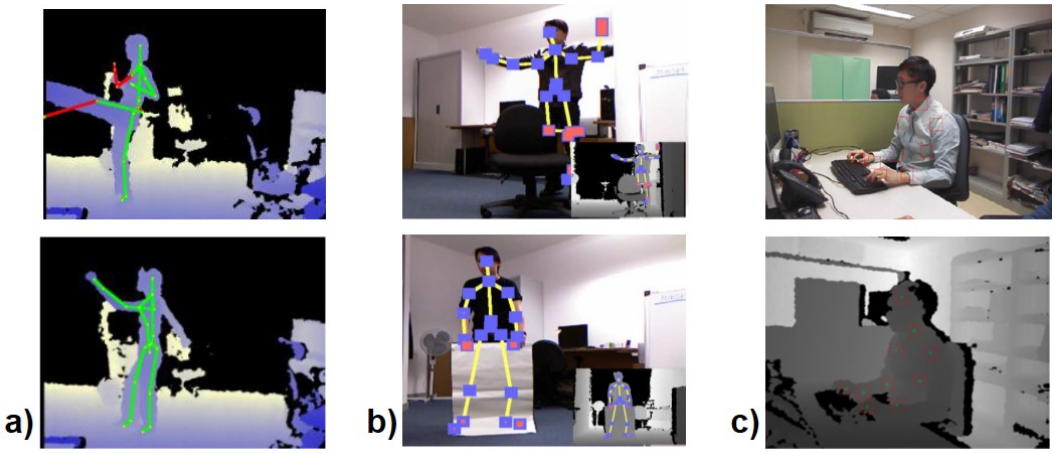

Figure 2.24 - Détection de l'erreur de la mesure. a) Évaluation de la cohérence de profondeur issue de [Jin2013]. Première ligne : la mesure incorrecte du bras et de la jambe détectée avec succès (ligne rouge). Seconde ligne : échec de la détection de la mesure incorrecte du bras droit. b) Évaluation de la fiabilité issue de [Shum2013]. Première ligne : articulations mal mesurées détectées avec succès (carré rouge). Seconde ligne : faux positifs au niveau des jambes. c) Termes de la fiabilité supplémentaires proposés par [Ho2016]. Première ligne : évaluation de la fiabilité de l'image couleur. Seconde ligne : évaluation de la fiabilité de l'image de profondeur.

Partant de l'hypothèse que les longueurs segmentaires du corps sont constantes, le second terme nommé *fiabilité cinématique* $Rk_i(f)$, mesure la variation de la distance entre les articulations adjacentes. Les auteurs représentent la distance entre deux articulations adjacentes comme la longueur d'un segment. Ce terme nécessite une posture de référence pour obtenir des longueurs segmentaires de référence. Dans la posture Kinect, une articulation est connectée à plusieurs segments, par exemple l'articulation du coude est connectée au segment du bras et de l'avant-bras. Considérant que l'articulation i est connectée à s_{total} segments, pour chaque segment connecté s, la différence de longueur segmentaire pour l'instant f est définie tel que :

$$d_s(f) = min\left(\frac{|l_s(f) - l_{s_{ref}}|}{l_{s_{ref}}}, 1\right) \tag{2.13}$$

où $l_{s_{ref}}$ est la longueur de référence du segment s et $l_s(f)$ est la longueur du segment s à l'instant f. Le terme de *fiabilité cinématique* $Rk_i(f)$ tel que :

$$Rk_i(f) = 1 - \frac{\sum_{s=0}^{s_{total}} d_s(f)}{s_{total}} \tag{2.14}$$

où $Rk_i(f) \in [0.0, 1.0]$. Ho et al. [Ho2016] proposent de s'affranchir de cette posture de référence et de mesurer la distance entre les deux articulations de l'épaule pour en déduire les longueurs segmentaires des autres segments par utilisation d'une table anthropométrique.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Ces termes sont ajoutés à la fiabilité fournie par la Kinect (nommé $Rt_i(f)$, par les auteurs), pour obtenir l'indice global de fiabilité R_i de chaque articulation i tel que :

$$R_i(f) = \sum_{f=0}^{f_{total}} w(f) \times min(Rb_i(f), Rk_i(f), Rt_i(f)) \tag{2.15}$$

où $R_i(f) \in [0.0, 1.0]$, f_{total} est le nombre total d'images considérées, $w(f)$ est un poids assurant la continuité pour f images.

La première ligne de la figure 2.24.b illustre la méthode d'estimation de la fiabilité des articulations. On constate par exemple que les articulations mal estimées du poignet et de la main gauche obtiennent un score de fiabilité faible (carré rouge). Cependant cette évaluation de la fiabilité ne résout pas tous les faux positifs aux articulations fournies par la Kinect, notamment quand des objets occultants externes se déplacent de manière similaire à la partie du corps [Shum2013]. Par exemple, la seconde ligne de la figure 2.24.b montre un exemple où la Kinect considère l'objet externe comme le bas du corps de l'utilisateur. L'évaluation de la fiabilité échoue car l'objet se déplace de manière similaire aux jambes.

Pour mieux estimer la fiabilité des articulations, Ho et al. [Ho2016] proposent deux termes supplémentaires basés sur les images couleur et de profondeur fournies par la Kinect (figure 2.24.c). Le mouvement étant continu par nature, l'apparence d'une articulation d'une image à l'autre doit être visuellement similaire. Une apparence différente de l'articulation d'une image à l'autre indique que l'articulation est mal estimée. Les auteurs proposent le terme de *fiabilité de l'image couleur* $Rc_i(f)$, évaluant l'apparence d'un ensemble de pixels RGB de l'image couleur d'une image à l'autre. Les pixels RGB pris en compte sont définis par un patch (représenté par les carrés rouges dans la figure 2.24.c) entourant l'articulation issue de l'estimation de posture Kinect (représentée par des croix vertes dans la figure 2.24.c). Le terme de *fiabilité de l'image couleur* $Rc_i(f)$ de l'articulation i est calculé tel que :

$$Rc_i(f) = \left(1 - \frac{cpatch_{i,f}.cpatch_{i,f+1}}{|cpatch_{i,f}||cpatch_{i,f+1}|}\right) \tag{2.16}$$

où $Rc_i(f) \in [0.0, 1.0]$, $cpatch_{i,f}$ et $cpatch_{i,f+1}$ sont les patchs de l'articulation i à l'image f et $f+1$ respectivement.

Le terme de *fiabilité de l'image de profondeur* $Rd_i(f)$, reprend le même principe que pour l'image couleur. Un changement soudain de la profondeur d'une image à l'autre au niveau de l'articulation indique que l'articulation est mal estimée(comme illustré dans la figure 2.24.c). Le terme de *fiabilité de l'image de profondeur* $Rd_i(f)$ est calculé suivant l'équation 2.16.

Ces deux termes supplémentaires permettent de distinguer certains faux négatifs supplémentaires des articulations mal estimées. Cependant, les différentes méthodes présentées dans cette section ne détectent pas toutes les mauvaises estimations des articulations fournies par la Kinect.

L'estimation de la fiabilité des positions articulaires fournies par la Kinect est une étape importante dans un objectif de correction des données. En effet, il faut pouvoir déterminer quelles sont les données à corriger et également quelles sont les données fiables pouvant être utilisées dans cette correction.

2.4.4.2 Correction des erreurs de mesure

Pour obtenir une mesure de la posture plus robuste et fiable avec le système Kinect, notamment en présence d'occultations, il est possible d'ajouter une étape de correction.

Les seules données issues de la Kinect ne fournissent pas assez d'informations pour corriger les parties de la posture mal estimées. Cependant, en utilisant les connaissances fournies par une base de données d'exemples, il est possible de reconstruire une posture avec seulement quelques données d'entrées [Chai2005]. L'idée est d'utiliser ces informations du mouvement humain pour corriger des parties mal estimées de la posture fournie par la Kinect. Ces informations sont contenues dans une base de données d'exemples sous la forme de postures dites de référence, et sont mesurées avec un système de captures de mouvements opto-électroniques dans une étape hors ligne. Cette approche semble prometteuse dans un contexte d'évaluation ergonomique, car les postures adoptées par un travailleur sont souvent dictées par son activité de travail et, donc, limitées à un ensemble de classes de tâches. Le principal défi de ces méthodes utilisant une base de données d'exemples, est de sélectionner les informations pertinentes au processus de correction lors de l'étape en ligne. Deux approches se distinguent pour corriger les postures fournies par la Kinect. La première propose de modéliser l'erreur d'estimation des postures Kinect en l'apprenant à partir de paires de données d'exemples (composées de postures Kinect et de leurs équivalents de référence) [Shen2012, Kao2014, Liu2015]. La seconde approche utilise directement les données d'exemples de référence pour corriger les parties mal estimées de la posture Kinect [Shum2013]. Nous présentons les deux approches dans les sections suivantes.

2.4.4.2.1 Correction par apprentissage d'un modèle

La Kinect fournit des postures où des parties peuvent être mal estimées dans certaines conditions. La première approche consiste à apprendre les erreurs commises par la Kinect dans l'estimation des postures pour mieux les corriger. Ainsi, hors-ligne, un système d'apprentissage exploite une base de données comprenant à la fois des mesures Kinect et de références pour un ensemble de mouvements [Shen2012, Shen2014].

Ainsi, pour chaque posture, le système dispose d'une paire de mesures : celle provenant de la Kinect $X_t = (x_t^1, x_t^2, ..., x_t^i)$, où x_t^i représente la position 3D de l'articulation i, et celle provenant d'un système de référence $M_t = (m_t^1, m_t^2, ..., m_t^i)$. A partir de ces deux informations, un modèle d'erreur est entraîné, dans le but de prédire les différences $Y_t = M_t - X_t$, avec $Y_t = (y_t^1, y_t^2, ..., y_t^i)$. En ligne, le modèle est utilisé pour estimer Y_t étant donnée une posture observée Kinect X_t. Afin d'afiner Y_t prédit par le modèle, un processus d'optimisation est ensuite utilisé en ligne [Shen2012, Zhou2014].

Par exemple, Zhou et al. [Zhou2014] proposent de minimiser une fonction composée de trois termes détaillés ci-dessous :E_S, E_T, et E_R.

$$E = \min_{Y_t}\{w_S E_S + w_T E_T + w_R E_R\} \tag{2.17}$$

où w_S, w_T et w_R sont les poids des différents termes. Ces termes correspondent à :

- Le terme de *prédiction spatiale* E_S s'attache à minimiser $Y_t$ce que la posture se rapproche des exemples contenus dans la base de données. Les auteurs proposent de prendre en compte les relations entre les articulations adjacentes pour améliorer la prédiction spatiale. Étant donné la position 3D x_t^i d'une articulation i au temps t, ils définissent $N(x_t^i)$

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

comme l'ensemble de ses articulations adjacentes. Avec le modèle entraîné, ils formulent la prédiction de Y_t connaissant X_t et $N(X_t)$ tel que :

$$E_S = P(Y_t|X_t, N(X_t)) \tag{2.18}$$

- Le terme de *prédiction temporelle* E_T assure la continuité temporelle de la correction entre les postures précédemment corrigées. Il formule la prédiction de M_t connaissant M_{t-1} et M_{t-2}, tel que :

$$E_T = P(M_t|M_{t-1}, M_{t-2})) \tag{2.19}$$

où M_t, M_{t-1} et M_{t-2} sont les postures corrigées au temps t, t_1 et $t-2$, avec la relation suivante entre posture corrigée, posture d'entrée et différences : $M_t = Y_t + X_t$.

- Le terme de *fiabilité* E_R permet de pondérer chaque articulation durant l'optimisation par la mesure de leur fiabilité, proposée par [Shum2013]. Le terme de *fiabilité* est formulé tel que :

$$E_R = ||RY_t||_F^2 \tag{2.20}$$

où $||.||_F$ est la norme de Frobenius, R est la valeur de fiabilité de chaque articulation.

Cependant ce type d'approche entraîne le modèle à partir d'une base de données d'exemples spécifiques à une classe de tâches motrices (par exemple le swing au golf pour la méthode de [Shen2012]). En effet, les erreurs modélisées pour une classe de tâches spécifique ne reflètent pas celles potentiellement attendues dans une autre classe de tâches. Il n'est donc pas établi que la méthode fonctionne lorsque la base de données d'exemples contient plusieurs classes de tâches, et si la qualité de la correction est maintenue quand l'utilisateur réalise des mouvements de différentes classes de tâches [Shum2013]. Ceci peut limiter l'utilisation de ce type d'approche dans un contexte d'évaluation ergonomique. En effet, sur ligne de production, les tâches réalisées par le travailleur représentent différentes classes de tâches (porter, assembler, prendre, visser, spatuler...), comprenant une variabilité importante. Quelques exemples de classes de tâches de travail présents au sein des usines du groupe *Faurecia* sont illustrées dans en Annexes.

De plus, ce type d'approche nécessite d'accompagner chaque posture de la base de données d'exemples d'une mesure Kinect simultanée, ce qui empêche l'utilisation de données de capture de mouvements existantes pour construire la base d'exemple. Une autre approche, ne nécessitant pas l'apprentissage d'un modèle, permet de corriger les mesures Kinect à partir d'une base de données d'exemples, comprenant différentes classes de tâches. Ces méthodes de correction, détaillées dans le section suivante, s'appuient sur une recherche des plus proches voisins dans une base de données d'exemples composée uniquement de capture de mouvements de référence.

2.4.4.2.2 Correction par recherche des plus proches voisins

Ce type de méthode utilise des données d'exemples directement lors du processus de correction des postures Kinect, en ligne. L'objectif est de rechercher dans la base de données d'exemples, les postures candidates les plus pertinentes qui peuvent aider à corriger une posture mal estimée par la Kinect. Les candidats sélectionnés servent à générer une posture corrigée, étant définie comme un compromis entre la posture Kinect d'entrée et les exemples sélectionnés.

Cependant, pour sélectionner ces candidats, il faut s'appuyer sur des informations fiables. En effet, si la recherche de candidats se base sur toutes les informations de la posture Kinect d'entrée, les articulations mal mesurées (en raison d'occultations par exemple), conduisent la

sélection d'exemples sur des candidats non pertinents, ce qui est préjudiciable à une bonne correction.

Shum et al. [Shum2013] proposent donc de prendre en compte la fiabilité de chaque articulation de la posture Kinect dans la recherche des candidats dans la base de données d'exemples. Cette évaluation de la fiabilité de chaque articulation est présentée dans la section 2.4.4.1. Les différentes étapes de la méthode de correction proposée par Shum et al. [Shum2013] sont présentées dans la figure 2.25.

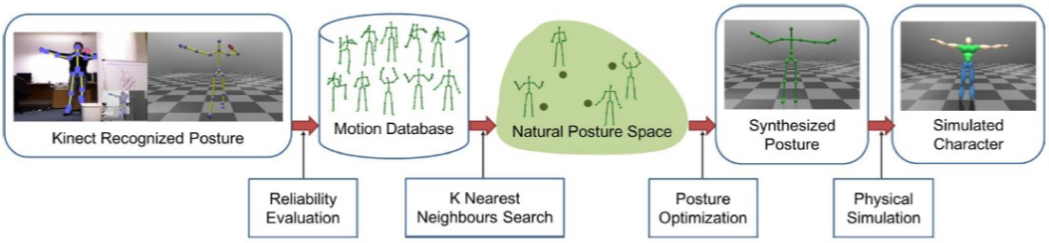

Figure 2.25 - Illustration de la méthode de correction des données Kinect proposée par [Shum2013].

En ligne, la méthode cherche dans la base de données d'exemples les K plus proches voisins de la posture Kinect courante. Ces K postures de la base de données d'exemples p^d sont sélectionnées suivant leurs similarités avec la posture Kinect courante p^k, en ne considérant que les données supposées fiables, calculée par la fonction $D(p^d, p^k)$ définie tel que :

$$D(p^d, p^k) = \sum_{i=0}^{i_{total}} R_i (p_i^d - p_i^k)^2 \tag{2.21}$$

où i_{total} est le nombre total d'articulations, R_i est la valeur de fiabilité de l'articulation i, p_i^d et p_i^k sont les positions 3D de l'articulation i de la posture de la base de données d'exemple et de la Kinect respectivement.

Ces K postures d'exemple sélectionnées sont ensuite utilisées dans un problème d'optimisation consistant à minimiser une fonction composée d'une somme de quatre termes.

- Le terme de *contrôle* E_c s'attache à ce que la posture corrigée p^x se rapproche de la posture Kinect p^k, mais seulement pour les articulations considérées comme fiables. Pour cela il propose d'utiliser l'équation 2.21, tel que :

$$E_c = D(p^x, p^k) \tag{2.22}$$

- Le terme de *style* E_s assure que la posture corrigée p^x et se rapproche des postures candidates sélectionnées dans la base de données d'exemples, suivant la formule suivante :

$$E_s = \frac{\sum_{i=0}^{i_{total}} (p_i^x - p_i^d)^2}{i_{total}} \tag{2.23}$$

  où p^d représente la posture moyenne obtenue à partir des candidats sélectionnés.
- Le terme *cinématique* E_k, s'attache à maintenir les longueurs segmentaires fixes. Les auteurs définissent la distance entre deux articulations adjacentes par l_s^x : la longueur du

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

segment s de la posture corrigée p^x. Le terme E_k calcule la variation de longueur du segment l_s^x par rapport aux valeurs de référence l_s^d (longueurs de référence des segments dans la base de données d'exemples), tel que :

$$E_k = \frac{\sum_{s=0}^{s_{total}} (l_s^x - l_s^d)^2}{s_{total}} \tag{2.24}$$

- Le terme de *continuité de mouvement* E_m s'attache à limiter les hautes fréquences. Il consiste à calculer la variation entre la posture corrigée courante p_i^x et les deux dernières postures corrigées p_i^{x-1} et p_i^{x-2}, tel que :

$$E_m = \frac{\sum_{i=0}^{i_{total}} ((p_i^x - p_i^{x-1}) - (p_i^{x-1} - p_i^{x-2}))^2}{i_{total}} \tag{2.25}$$

Les auteurs proposent également de filtrer la posture ainsi corrigée par optimisation image par image, à travers une simulation physique.

L'approche proposée par [Shum2013] pour corriger les postures mal mesurées par la Kinect, semble prometteuse, Cependant, la précision de la correction avec cette méthode dépend directement des postures contenues dans la base de données d'exemples. Pour couvrir une gamme de mouvements importante, la base de données nécessite un grand nombre de postures d'exemples. Cependant, dans le cadre d'une correction de posture en temps réel, ce nombre est limité par le coût de l'algorithme de recherche (qui affiche une complexité en $O(N)$ ou N est le nombre d'exemples contenus dans la base de données). Cela peut être une limite pour un contexte ergonomique, car la gamme de posture de travail à couvrir est importante.

La performance de la correction dépend également de la pertinence des candidats sélectionnés. La sélection des candidats se base sur la similarité entre les postures présentes dans la base de données d'exemples et les données fiables de la posture Kinect d'entrée. Cependant, la performance de cette méthode de correction diminue fortement quand peu de données fiables sont fournies par la Kinect. Il semble donc difficile d'utiliser ce type de méthode en l'état pour des mesures en environnement contraint comme sur ligne de production, induisant de grandes occultations.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Chapitre 3

Synthèse et objectif

Ce travail s'inscrit dans un projet global de réduction des risques de troubles musculo-squelettiques au sein du groupe *Faurecia*. Les professionnels de l'ergonomie au sein de l'entreprise constatent la nécessité d'améliorer la méthode actuelle d'évaluation ergonomique utilisée sur les lignes de production. En effet, cette méthode inspirée de RULA, souffre de plusieurs biais qui limitent la reproductibilité des mesures et la précision des évaluations ergonomiques. Les biais principaux se situent en partie au niveau du recueil des données d'entrée de la méthode, car la valeur des angles articulaires demandés est estimée à partir d'images 2D. Ce type de recueil ne permet pas d'obtenir des valeurs cinématiques suffisamment précises et souffre d'une variabilité inter- et intra- observateur. Rendre l'estimation du risque plus objective et standardisée permettrait d'améliorer l'intervention ergonomique au sein du groupe *Faurecia*, et notamment de réaliser ces évaluations dans différents sites géographiques et à différentes périodes.

Certain travaux de recherche soulignent la nécessité de passer d'une estimation subjective à une mesure quantitative par des systèmes de mesure. Plusieurs systèmes de mesure de la posture sont disponibles et étudiés dans la littérature. Cependant, la plupart restent trop contraignants pour une utilisation sur ligne de production et se limitent donc à une mesure en condition de laboratoire. Des systèmes de mesure optique ne nécessitant aucun équipement sur le corps du travailleur (capteurs ou marqueurs réfléchissants), ont été développés et les rendent moins contraignants sur ligne de production. Cependant, ces systèmes utilisant la vision par ordinateur restent encore peu robustes pour une utilisation dans des conditions réelles. Une alternative a vu le jour récemment, avec le développement des caméras de profondeur.

Les caméras de profondeur telles que la Kinect de Microsoft permettent de mesurer la profondeur de la scène filmée et apportent des informations en trois dimensions. De nombreuses recherches ont été menées sur l'estimation de la posture à partir de ces informations de profondeur. Cependant aucun de ces travaux ne propose de méthode totalement adaptée à tous les cas de figure. La méthode mise en œuvre avec la Kinect propose une approche basée sur l'apprentissage d'un nombre important de postures prédéfinies. L'estimation de la posture image par image utilisée dans cette méthode a pour avantage de s'affranchir de toute calibration préalable. Elle possède également une grande efficacité de calcul (mesures à 30 Hz). Cependant la qualité de l'estimation de la posture est dépendante des exemples utilisés lors de l'apprentissage. Si la

posture mesurée est en dehors de la gamme des exemples utilisés, la qualité de son estimation peut diminuer. De plus cette méthode traite chaque articulation indépendamment les unes des autres, ce qui peut entraîner l'estimation de postures irréalistes, où les distances entre deux articulations adjacentes peuvent varier d'une image à l'autre.

Ce type de système de mesure ouvre toutefois des perspectives d'application dans de nombreux domaines, comme l'étude de la marche, la rééducation ou encore l'ergonomie. De nombreux travaux de recherche se sont attachés à valider la précision des données cinématiques fournies par la Kinect dans ces différents domaines d'application. Cependant, les postures étudiées dans ces travaux sont généralement peu nombreuses, simples et limitées à des mouvements dans un seul plan anatomique, ce qui n'est pas le cas des postures de travail. De plus, la Kinect est principalement placée de façon optimale (en face du sujet), ce qui ne représente pas les conditions possibles d'utilisation en milieu industriel, ou l'emplacement est fortement contraint. Dans le tableau 3, nous évaluons les contraintes induites par le système Kinect au regard des différents systèmes de mesure des postures. Dans cette synthèse, nous faisons l'hypothèse que la Kinect est le système le moins contraignant pour une utilisation sur ligne de production. Cependant la robustesse (notamment face aux occultations) et la précision de la Kinect dans cette utilisation particulière est mal connue. Nous avons donc, dans une première étude présentée dans le chapitre 4, évalué la précision des données cinématiques issues de la Kinect pour un nombre important de postures complexes, pour différents placements de caméras.

Systèmes de mesure	Contrainte production	Contrainte travailleur	Post-traitement	Reproductibilité	Robustesse	Précision
Non Optique						
Goniomètre	+/-	- -	+/-	- -	+ +	+
Magnétique	+/-	- -	+/-	- -	- -	+ +
Inertiel	+/-	-	+/-	- -	+	+
Mécanique	-	- -	+/-	+/-	+ +	+
Optique						
Avec Marqueur	- -	- -	- -	- -	+ +	+ +
Sans Marqueur						
Monoculaire	+/-	+ +	-	+ +	- -	-
Multi-Cam	- -	+ +	-	+ +	-	+/-
Kinect	**+ +**	**+ +**	**+ +**	**+ +**	**?**	**?**

Tableau 3.1 - Contraintes induites par les différents systèmes de capture pour une mesure sur ligne de production : très contraignant (- -), contraignant (-), moyennement contraignant (+/-), peu contraignant (+), très peu contraignant (+ +). La précision est inversement notée, allant de très peu précis (- -) à très précis (+ +).

Le manque de précision et de robustesse des données fournies par la Kinect dans certaines conditions d'utilisation ont conduit plusieurs auteurs à proposer des méthodes de détection des erreurs de mesure, et de correction de la posture Kinect en conséquence. Ces méthodes se fondent sur l'utilisation d'une base de données d'exemples pour corriger les parties de la posture Kinect mal estimées. Elles sont prometteuses dans un contexte d'évaluation ergonomique, car les postures adoptées par un travailleur sont souvent dictées par son activité de travail et, donc, limitées à un ensemble de classes de tâches. Cependant, la qualité de la correction dépend fortement des postures présentes dans la base d'exemples, qui servent à corriger les parties mal estimées du corps. Notamment, quand la posture issue de la Kinect ne fournit que peu

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

d'informations fiables, il est difficile de déterminer quels sont les exemples pertinents dans la base de données. Pour compenser le manque d'informations Kinect fiables à l'instant présent, il est possible de considérer un exemple comme pertinent s'il assure au moins la continuité avec ce qui précède. Ainsi, dans le chapitre 5, nous proposons une nouvelle structuration de la base de données qui garantit que les exemples sélectionnés assurent cette continuité. On évite ainsi le risque que des exemples totalement inadaptés d'un point de vue continuité soient utilisés pour la correction. A défaut de données fiables, lors d'occultations importantes imposées par les conditions de travail sur ligne de production, la posture corrigée est ainsi cohérente d'un point de vue continuité, et a plus de chances de ressembler à la performance réelle du travailleur.

Être capable de mesurer la performance du travailleur sur site, avec un minimum de fiabilité, ouvre de nombreuses perspectives d'un point de vue de l'analyse ergonomique, en particulier pour évaluer les risques de TMS. Les travaux précédents en conditions de travail se limitent généralement à la mesure de quelques variables globales, approximatives, comme la hauteur des bras. Quelques travaux s'intéressent aux angles articulaires pour appliquer des méthodes comme RULA, mais ils sont contraints d'utiliser des systèmes de mesure peu adaptés aux conditions de travail, nécessitant des phases de calibrage et impliquant d'équiper le travailleur. Les travaux utilisant des systèmes vidéos peuvent produire des estimations d'angles dans les plans orthogonaux au point de vue mais sont rapidement mis en difficulté dans le cas de mouvements faisant intervenir plusieurs axes de rotation. La méthode de correction proposée dans le chapitre 5 est donc une opportunité d'appliquer des méthodes de type RULA à ce type de mouvements 3D, en conditions réelles, sans calibrage ni contrainte particulière pour le travailleur. Ainsi, le chapitre 6 propose et évalue une méthode fondée sur les données Kinect corrigées afin de calculer des scores RULA de façon continue dans le temps, en conditions réelles de travail.

Disposer de ces mesures continues dans le temps ouvre de nouvelles perspectives dans l'évaluation du risque de TMS en conditions réelles. En plus de fournir les temps passés dans les postures considérées à risque par RULA, ce type de mesure permet d'envisager d'autres évaluations, complémentaires, comme l'estimation des efforts internes par dynamique inverse. En effet, Les forces internes mobilisées par le travailleur donnent un reflet plus direct des contraintes internes imposées aux structures anatomiques. Cependant, la dynamique inverse nécessite généralement des données cinématiques de grande qualité, mesurées à haute fréquence, alors que les données Kinect peuvent être imprécises et à une fréquence limitée à 30 Hz. Les méthodes de correction décrites dans cette thèse permettent d'améliorer la qualité des données Kinect, mais leur utilisation dans un processus de dynamique inverse reste à évaluer. Le chapitre 7 présente donc une étude de faisabilité du calcul de ces forces internes à partir des données Kinect corrigées, en particulier dans des situations comprenant des occultations et des placements de la caméra très contraints, comme c'est le cas en situation réelle.

Dans la suite de ce mémoire, les différentes contributions de cette thèse sont présentées sous la forme des articles acceptés et soumis. Pour chaque chapitre, nous repositionnons l'étude dans le contexte général puis présentons l'article, traduit en français, tel qu'il a été soumis ou accepté.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Chapitre 4

Étude 1 : Estimation de la posture avec une Kinect pour des études ergonomiques : Évaluation de la précision en utilisant un mannequin virtuel

Les travaux issus de la littérature mettent en lumière le manque d'études permettant d'appréhender la précision du système Kinect dans un contexte ergonomique. Plusieurs études antérieures s'attachent à valider son usage pour diverses applications. Cependant elles proposent seulement d'évaluer des postures simples, avec un placement de caméra optimal, loin des contraintes induites par une évaluation ergonomique sur ligne de production. Dans le cadre de ce travail de thèse, cette première étude propose d'évaluer la précision des données fournies par la Kinect, pour des postures complexes retrouvées sur ligne de production, ainsi que pour différentes positions de la caméra. Cette étude a pour objectif de déterminer le potentiel d'un tel système dans un contexte d'évaluation ergonomique.

Publication associée :

- *Plantard P., Auvinet E., Le Pierres A.-S. and Multon F. Pose Estimation with a Kinect for Ergonomic Studies : Evaluation of the Accuracy Using a Virtual Mannequin. Sensors 2015, 15, 1785-1803.*

Résumé

L'analyse des postures humaines avec une Kinect est une méthode prometteuse pour évaluer les risques potentiels de troubles musculo-squelettiques sur les postes de travail. Dans des situations réelles, les postures 3D complexes et les contraintes imposées par l'environnement, rendent difficile l'obtention d'informations cinématiques fiables. Être en mesure de prédire la précision potentielle de la mesure de ces postures 3D complexes avec différents placements de la caméra est difficile avec les dispositifs expérimentaux classiques. Pour faire face à ce problème, nous proposons une nouvelle méthode d'évaluation fondée sur un mannequin virtuel. Dans cette étude, nous appliquons cette méthode pour évaluer les positions articulaires (épaule, coude et poignet), les angles articulaires (de l'épaule et du coude), et le score RULA du membre supérieur correspondant pour un grand ensemble de postures et de placements de caméra. Grâce à cette méthode d'évaluation, plus de 500 000 configurations ont été automatiquement testées, ce qui serait presque impossible à évaluer avec des protocoles classiques. Les résultats montrent que les informations cinématiques obtenues par le logiciel Kinect sont généralement assez précises pour remplir des grilles d'évaluation ergonomiques. Cependant l'imprécision augmente fortement pour certaines postures spécifiques et positions de la caméra. Utiliser cette méthode d'évaluation nous a permis d'identifier les configurations qui pourraient conduire à ces imprécisions élevées. Le lien suivant [1] fournit un outil logiciel en ligne pour aider les concepteurs à évaluer la précision attendue de ce système pour un ensemble de configurations des membres supérieurs. Il faut noter que les résultats obtenus avec le mannequin virtuel sont conformes à ceux obtenus à partir d'un sujet réel pour un ensemble limité de postures et de placement de caméra.

Mots clés : Kinect ; précision ; mannequin virtuel

1. http ://www.mdpi.com/1424-8220/15/1/1785/s1

4.1 Introduction

L'analyse des postures et des mouvements aux postes de travail est une question-clé pour évaluer les risques potentiels de troubles musculo-squelettiques. A cette fin, des méthodes ont été mises au point pour évaluer l'exposition aux facteurs de risques sur le lieu de travail. Elles peuvent être divisées en trois groupes en fonction de la précision de la collecte des données et de la technique de mesure utilisée : les auto-évaluations, les méthodes d'observation et les méthodes de mesure directe [Li1999b].

Le premier groupe, les méthodes d'auto-évaluation, peut prendre de nombreuses formes telles que des échelles d'évaluation, des questionnaires, des listes de contrôle, ou des interviews. Ce type d'approche se concentre sur l'évaluation de la charge de travail physique, l'inconfort du corps ou le stress au travail, qui sont difficiles à mesurer objectivement. Par conséquent, bien que ce type de méthode soit facile à utiliser, il n'est pas suffisamment fiable et peut donner lieu à des interprétations erronées [Burdorf1991, Wiktorin1993].

Le second groupe, les méthodes d'observation, consiste en une évaluation du travailleur et de ses tâches directement sur son poste de travail. Elles sont largement utilisées dans l'industrie. L'une des méthodes les plus connues est le Rapid Upper Limb Assessment (RULA) [McAtamney1993]. Ce genre de méthode nécessite d'évaluer la posture du travailleur, généralement basée sur une estimation des angles articulaires. Ces méthodes sont faciles à utiliser, ne nécessitent généralement pas de dispositifs complexes et peuvent être utilisées pour évaluer une large gamme de tâches de travail [David2005]. Cependant, du fait que la collecte des données est obtenue par observation directe ou par simple estimation des angles projetés dans des vidéos/photos, la méthode peut être sujette à de l'imprécision et à des biais entre les différents observateurs [Burdorf1992].

Troisièmement, les méthodes directes, contrairement aux autres, collectent les données directement à partir de capteurs fixés sur le corps du travailleur. Elles sont préférées dans un contexte de recherche, mais sont difficiles à mettre en œuvre dans des situations réelles de travail [Li1999b]. L'évaluation de la posture avec des appareils goniométriques est largement utilisée dans l'ergonomie et fournit une mesure de grande précision pour des études épidémiologiques [Smutz1994]. Cependant, le port de ces appareils peut causer de l'inconfort et influer sur les postures adoptées par le sujet. De plus, ce capteur est limité à des mouvements planaires, devenant problématiques pour les articulations complexes, telles que l'épaule. Les systèmes magnétiques sont également utilisés pour le suivi de mouvements [Hindle1990]. Ils peuvent mesurer en permanence le mouvement articulaire suivant les 3 axes, mais sont difficiles à utiliser sur site en raison des perturbations des champs magnétiques dues aux machines et objets ferromagnétiques. Enfin, les capteurs inertiels (tels que les accéléromètres ou les capteurs gyroscopiques) peuvent évaluer avec précision la posture [Hansson2001, Bernmark2002]. Cependant, ces dispositifs peuvent être perturbés par les conditions environnementales des situations réelles de travail (telles que les vibrations). Tous ces capteurs portés sont sensibles au placement sur le corps, ce qui rend leur utilisation difficile dans le lieu de travail.

Les progrès dans le domaine de la capture de mouvements sans marqueurs peuvent potentiellement offrir une opportunité de pallier ces limitations qui perturbent le mouvement naturel des travailleurs. Le développement récent des caméras de profondeur à faible coût tel que le système Kinect de Microsoft® fournit une alternative facile à utiliser, sans marqueurs, sans calibrage et bon marché. Ce dispositif (basé sur la technologie développée par PrimeSense, Tel Aviv, Israël) [Freedman2010, Shpunt2010, Spektor2010] est composé d'un projecteur de lumière infrarouge

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

structurée et d'une caméra infrarouge qui renvoie une image en profondeur de la scène à 30 Hz. Le logiciel associé permet d'identifier les pixels qui appartiennent à des parties du corps par l'utilisation d'un algorithme d'apprentissage basé sur une forêt d'arbres décisionnels. Cette classification par parties du corps conduit finalement à l'estimation de vingt positions articulaires 3D des principales articulations du corps humain [Shotton2011].

Plusieurs auteurs ont étudié la précision des données cinématiques fournies par le Kinect pour divers domaines applicatifs [Clark2012, Clark2013b, Bonnechère2014c, González2014b]. La précision du matériel a d'abord été étudiée par l'étude de l'image de profondeur [Dutta2012, Rafibakhsh2012, Khoshelham2012]. Les résultats montrent que la partie matérielle de la Kinect est suffisamment précise pour capturer des objets 3D dans un environnement de travail [Dutta2012]. La précision et la fiabilité des données cinématiques fournies par l'algorithme de Shotton et al. [Shotton2011] a également été étudiée, en particulier dans le domaine de la rééducation. Les positions articulaires fournies par la Kinect [Obdrzalek2012, Kurillo2013] et les angles articulaires résultants [Clark2012, Bonnechère2014c, Kurillo2013, Fernández-Baena2012b] semblent prometteurs pour la plupart des utilisations cliniques.

Cependant, seulement quelques postures ont été étudiées dans les travaux antérieurs, principalement en analyse clinique pour un nombre de postures très limité et effectuées dans les plans anatomiques 2D. Bien que la Kinect semble prometteuse pour capturer des données 3D de tâches de travail dans le temps, elle soulève de nouvelles questions qui n'ont pas encore été abordées. Alors que plusieurs applications basées sur la Kinect ont été développées pour améliorer l'évaluation posturale des méthodes d'observation [Diego-Mas2014, Martin2012, Haggag2013], la fiabilité des données cinématiques délivrées par le système n'a pas encore été évaluée avec précision pour des applications ergonomiques. En effet, l'environnement de travail est souvent dense avec de nombreuses occultations potentielles qui empêchent un système de voir le corps du sujet correctement, conduisant à de potentielles erreurs critiques [Bo2011]. De plus, placer la Kinect dans la position idéale, à savoir, à 2 m en face du sujet, est souvent impossible. Selon les recommandations de la Kinect [Kinect SDK2012], la précision du système diminue lorsque ces conditions idéales ne sont pas satisfaites. Ainsi, il semble également nécessaire de déterminer l'influence de l'angle de vue de la Kinect par rapport au travailleur, comme suggéré dans [Diego-Mas2014].

L'évaluation d'un large éventail de postures et de configurations de la caméra est une tâche difficile, surtout si nous devons considérer plusieurs répétitions pour chaque condition. Pour résoudre ce problème, [Penelle2013] suggèrent d'utiliser une simulation basée sur le maillage anthropométrique 3D d'un mannequin virtuel. Ils ont proposé de déformer ce maillage 3D pour imiter les postures désirées et de simuler l'image de profondeur résultante de la scène, comme la Kinect le ferait dans les mêmes conditions. L'utilisation d'une image de profondeur simulée représentant un maillage 3D au lieu de vrais humains avant d'exécuter l'algorithme de Shotton et al. [Shotton2011], nous permet de tester un grand nombre de configurations et de répétitions, comme ces auteurs l'ont fait. Cela nous permet également de tester l'algorithme d'estimation des données cinématiques indépendamment du dispositif matériel.

L'utilisation du maillage 3D de mannequins virtuels comme une entrée de ce logiciel d'estimation de la cinématique, nous permettra de clarifier la fiabilité de cette estimation dans des conditions réalistes, indépendamment de la précision de la caméra. Dans cette étude, nous proposons par conséquent d'évaluer la précision des données cinématiques calculées par le logiciel Kinect à partir d'images de profondeur simulées associées à un large éventail de postures et de positions de la caméra. Les résultats de cette étude ont pour but de fournir au lecteur des détails sur la précision de la Kinect pour aider les expérimentateurs à utiliser ce système de façon optimale dans des conditions de travail.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

La section 4.2 fournit des détails sur le matériel et les méthodes utilisés pour atteindre cet objectif. La section 4.3 présente les résultats, à savoir, la précision des postures estimées en utilisant un Kinect grâce à des mannequins virtuels. Les résultats obtenus avec un mannequin virtuel ont été comparés à des mesures réalisées sur un sujet réel pour un ensemble limité de postures afin de s'assurer que le mannequin virtuel et la simulation de la caméra ne conduisent pas à des résultats irréalistes. La section 4.4 discute les résultats avant une conclusion globale.

4.2 Matériels et méthodes

Dans cette section, nous décrivons les méthodes utilisées pour évaluer la précision des mesures Kinect avec des mannequins virtuels. L'une des principales difficultés est de contrôler, maintenir et répéter précisément les postures effectuées par les sujets. De plus, il est difficile de standardiser avec précision l'environnement qui sera également capturé par la caméra. Enfin, concevoir des protocoles expérimentaux pour différencier les erreurs dues à l'image de profondeur de celles dues à la méthode d'estimation de la posture est presque impossible. Pour pallier ces limitations, nous proposons de simuler des mannequins virtuels : (1) ils nous fournissent un contrôle précis des postures et des données de référence fiables ; (2) ils nous permettent de nous concentrer sur les erreurs causées par l'algorithme d'estimation de la posture, en supposant que l'image de profondeur obtenue par la caméra est exempte de tout bruit ; (3) une posture donnée peut être générée et testée plusieurs fois pour obtenir une analyse statistique plus fiable ; et (4) plusieurs placements de la caméra peuvent être testés, ce qui est complexe à réaliser dans des situations réelles d'une manière standardisée, pour chaque posture testée. L'utilisation d'un mannequin virtuel au lieu de vrais sujets peut introduire des biais dans les résultats, surtout si le skinning [2] du personnage n'est pas totalement conforme à une vraie silhouette humaine. Ainsi, afin de s'assurer que les résultats obtenus avec le mannequin virtuel peuvent être utilisés pour estimer les erreurs pour les vrais humains, nous avons réalisé une expérience avec un sujet réel. La posture du mannequin virtuel est modifiée pour faire correspondre les positions de ses centres articulaires avec ceux du sujet réel afin de comparer : (1) les angles articulaires issus du mannequin virtuel et la Kinect simulée ; (2) les angles articulaires réels du sujet ; et (3) les angles articulaires issus d'une Kinect réelle.

4.2.1 Méthode

Le pipeline de la méthode peut être divisé en trois parties, comme le montre la Figure 4.1. Dans la première partie, un maillage 3D anthropométrique représentant la surface du corps humain est généré en utilisant un logiciel MakeHuman [MakeHuman2016], comme suggéré dans [Penelle2013]. Un squelette est associé au maillage pour contrôler la posture de ce mannequin virtuel. En conséquence, les changements de configuration articulaire conduisent à une adaptation du maillage 3D grâce à la méthode de skinning dite par "mélange linéaire", disponible dans le logiciel Blender [Blender2016]. Le maillage 3D obtenu est exporté dans un fichier et les

2. méthode employée pour attacher le maillage 3D du mannequin virtuel à son squelette pour permettre son animation

positions articulaires correspondantes sont exportées séparément.

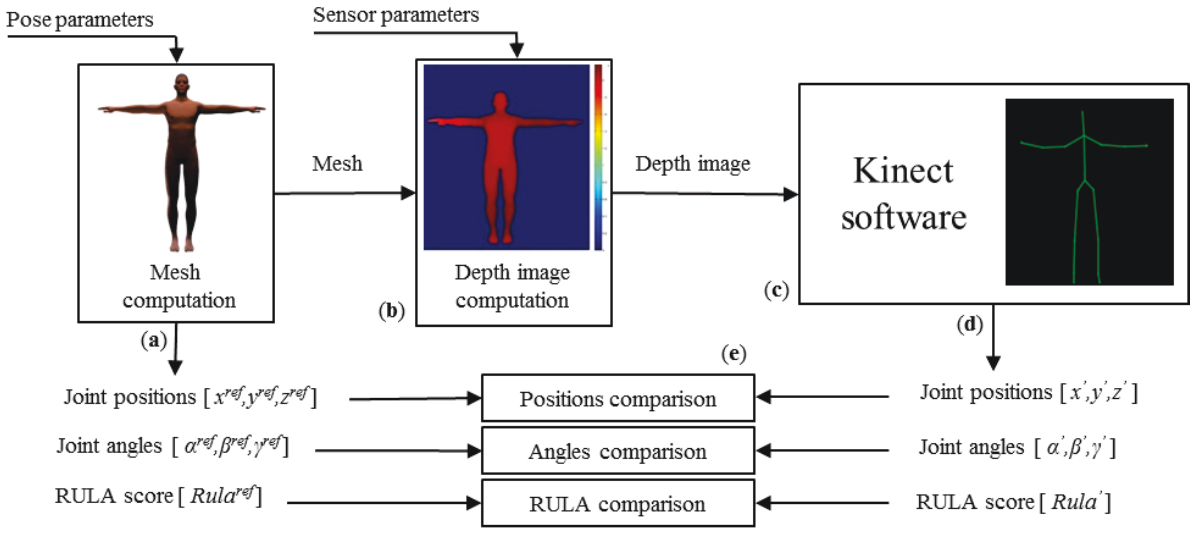

Figure 4.1 - Le pipeline de la méthode. a) Maillages 3D dans des postures spécifiques, les valeurs de position articulaire de référence (x^{ref}, y^{ref}, z^{ref} en mètres), valeurs d'angle articulaire de référence calculées (α^{ref}, β^{ref}, γ^{ref} en degrés), et le score RULA calculé ($Rula^{ref}$). b) Images de profondeur du maillage dans des positions de caméras spécifiques. c) L'analyse des images en profondeur avec le logiciel Kinect pour la localisation articulaire [Shotton2011]. d) Valeurs de position articulaire estimées (x', y', z' en mètres), valeurs des angles articulaires estimés calculés (α', β', γ' en degrés), et score RULA estimé calculé ($Rula'$). e) Erreur de mesure entre les valeurs de référence et des valeurs estimées.

Dans la deuxième partie, le comportement de la caméra Kinect est simulé en transformant le maillage 3D en des images de profondeur en fonction de la position et de l'orientation imposées de la caméra virtuelle dans l'espace, ainsi que les paramètres intrinsèques de la caméra. De cette façon, nous supposons que la caméra est exempte de bruit et est en mesure de fournir des images de profondeur précises. Le maillage 3D qui en résulte est transformé en une image de profondeur qui est utilisée comme entrée du logiciel Kinect. Ce logiciel estime la position 3D des centres articulaires selon l'algorithme de Shotton [Shotton2011]. Considérons maintenant la méthode utilisée pour comparer les résultats obtenus avec le logiciel Kinect avec les données de référence (à savoir les angles articulaires appliqués au mannequin virtuel).

4.2.1.1 Paramètres cinématiques utilisés pour estimer la précision du logiciel Kinect

Dans cette sous-section, nous décrivons la méthode utilisée pour calculer les angles articulaires en fonction des positions articulaires estimées par le logiciel Kinect. Tout d'abord, il faut noter que si une posture envoyée à la Kinect est trop différente de la précédente, le système peut avoir besoin de plusieurs images pour converger vers une estimation stable. Dans cette étude, nous souhaitons envoyer des postures en assurant la continuité dans le temps et nous devons par conséquent laisser le système converger vers cette solution stable. Dans le cadre de cette

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

expérience, nous avons montré que le système convergeait après un maximum de 5 images. Pour prendre en compte une marge de sécurité, nous avons envoyé chaque posture au logiciel Kinect 15 fois pour nous garantir d'avoir atteint une estimation stable. En fin de compte, seule la posture finale (la 15ème) est utilisée dans ce qui suit pour analyser la précision du système.

Une fois qu'une posture stable est acquise, il faut comparer les résultats obtenus aux valeurs de référence qui ont été utilisées pour générer le maillage 3D du mannequin virtuel. Le logiciel Kinect renvoie uniquement des positions articulaires. Une erreur sur la position articulaire aurait un impact direct sur le calcul des angles articulaires et du score RULA. Par conséquent, dans cet étude, nous nous sommes concentrés sur trois paramètres principaux : les positions articulaires (épaule, coude et poignet), les angles articulaires (épaule et coude), et le score RULA du membre supérieur correspondant.

A partir des positions articulaires estimées, les angles articulaires devraient être calculés en utilisant la recommandation de l'ISB [Wu2005]. Cependant les données estimées par la méthode de Shotton ne sont pas compatibles avec cette recommandation, sauf pour le système de coordonnées de l'humérus. Pour les autres systèmes de coordonnées articulaires, nous devons procéder un peu différemment en fonction des informations disponibles. Pour le tronc, l'axe X est défini comme étant la normale du plan formé par l'articulation du dos (placé au niveau du bassin), la base du cou, et l'articulation de l'épaule droite. L'articulation de l'épaule droite est choisie pour calculer le référentiel du tronc, car il ne se déplace pas de manière significative lors de l'exécution des mouvements du bras gauche. Comme le logiciel Kinect ne fournit pas toutes les informations nécessaires au calcul cinématique du référentiel de l'avant-bras selon les recommandations de l'ISB, nous utilisons la convention de vecteurs détaillée par [Bonnechère2014c].

Une fois que les angles articulaires sont connus, il est possible de calculer les scores RULA du membre supérieur [McAtamney1993]. Pour l'articulation de l'épaule, nous avons besoin d'isoler l'angle de flexion/extension et l'angle d'abduction/adduction. Les recommandations de l'ISB proposent d'utiliser trois angles d'Euler pour définir le mouvement de l'épaule. Le premier est le plan d'élévation, qui indique si l'élévation est une abduction (0°) ou une flexion vers l'avant (90°). Le second est la valeur d'élévation de l'épaule. Avec ces deux angles d'Euler, nous pouvons calculer l'angle de flexion et d'abduction. Du fait de l'absence d'information disponible pour l'articulation du poignet, les scores RULA du *wrist* et du *wrist twist* sont définis par des valeurs minimales.

4.2.1.2 Protocole

Afin d'évaluer la précision de la Kinect dans des conditions de travail simulées, un grand nombre de postures de travail (mouvement du bras gauche) dans différentes positions de la caméra ont été étudiées. Dans cette étude, nous simulons des postures limitées à l'espace de travail accessible fréquemment utilisé en ergonomie [Abdel-Malek2004]. Par conséquent, la figure 4.2.a montre que chaque posture peut être définie par la position relative de la main dans le référentiel de l'épaule à l'intérieur de cet espace de travail accessible. Cette position est définie par trois paramètres : l'azimut (de 0° à 110° avec un pas de 10°), l'élévation (de -45° à 45° avec un pas de 10°), et la profondeur (associée à la flexion du coude allant de 0° à 110° avec un pas de 10°). Bien que la position de la main soit fixée, le coude est toujours libre de pivoter autour d'un arc de cercle dont le vecteur normal est parallèle à l'axe allant de l'épaule à la main. Par conséquent, nous avons choisi d'échantillonner l'angle de pivotement en trois valeurs principales : 0°, 90° et 135°, ce qui correspond aux principaux types de prise que l'on peut voir dans le travail

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

industriel (voir figure 4.2.b). Nos paramètres produisent 4752 postures différentes. Dans cette étude, nous nous sommes concentrés sur les articulations du coude et de l'épaule gauche, le membre supérieur étant l'une des parties du corps la plus étudiée en ergonomie (par exemple, dans [Putz-Anderson1997]). Un autre paramètre important est la position et l'orientation de

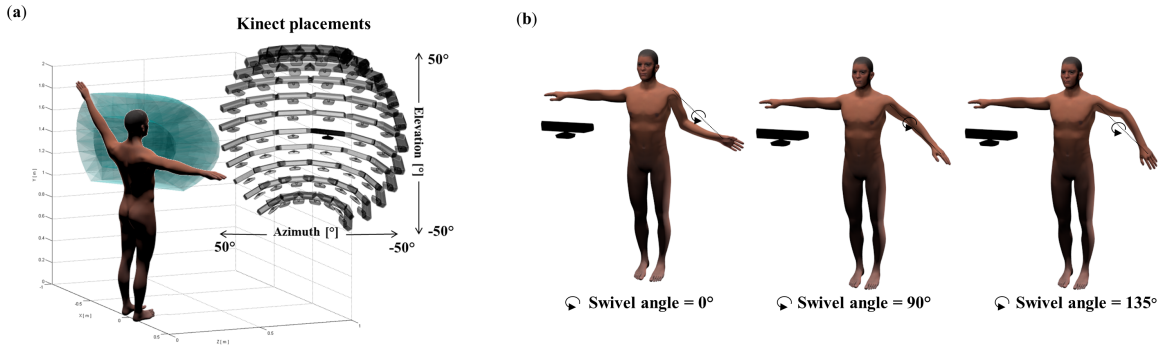

Figure 4.2 - a) Les paramètres de la configuration expérimentale, la main gauche atteignant le volume en bleu (azimut, élévation et la flexion du coude) et les positions et orientations de la caméra en noir (azimut et élévation) ; b) le type de paramètre de prise : prise par le bas à gauche (0 ° d'angle de pivotement), prise par le côté au milieu (90 ° d'angle de pivotement) et la prise par le dessus à droite (135 ° d'angle de pivotement).

la caméra Kinect, car il est presque impossible de satisfaire la recommandation du constructeur (en plaçant la Kinect exactement 2 m devant le sujet) dans des conditions industrielles réelles. Ceci est principalement dû à des occultations dans le lieu de travail et au déplacement des travailleurs dans le volume de capture. Ainsi, la précision mesurée avec un placement optimal de la caméra peut sous-estimer l'imprécision réelle dans des conditions de travail. Par conséquent, nous avons également testé l'impact de l'emplacement de la caméra sur la précision des mesures d'angle articulaire. Ainsi, pour chaque posture, la position de la caméra est définie par rapport à celle du travailleur selon deux paramètres : en azimut (-50 ° à 50 ° avec un pas de 10 °) et en élévation (-50 ° à 50 ° avec un pas de 10 °), tel que décrit dans la figure 4.2.a. Dans cette figure, l'ensemble conséquent de positions de la caméra Kinect est représenté en noir. Dans chaque configuration, la caméra Kinect virtuelle est orientée de façon à toujours regarder le centre du corps du travailleur. 121 positions différentes de la caméra ont donc été testées pour chaque posture. En combinant le nombre de postures avec le nombre de positions de la caméra, nous produisons plus de 500 000 configurations, ce qui est impossible à évaluer dans des situations réelles.

Pour chacune de ces configurations, nous calculons la RMSE (Root Mean Square Error) entre les valeurs résultantes (position articulaire, angle, et le score RULA) et les valeurs de référence appliquées au mannequin virtuel.

4.2.1.3 Comparaison avec un humain réel

L'utilisation de mannequins virtuels pour évaluer la précision des mouvements des membres de l'humain est très intéressante car elle nous permet de contrôler les conditions d'expérimentales avec une grande précision pour un vaste ensemble de configurations. Cependant, il est naturel

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

de se demander si des évaluations basées sur des mannequins virtuels simplifiés au lieu de vrais humains peuvent conduire à des résultats réalistes. Pour évaluer si les résultats obtenus à partir du mannequin virtuel sont similaires à ceux obtenus à partir d'un vrai humain, nous avons réalisé une étude pilote complémentaire pour un ensemble limité de configurations du corps. Nous supposons que des angles articulaires similaires entre les mesures réelles et simulées pour un sous-ensemble de configurations pourraient contribuer à s'assurer que le protocole basé sur un mannequin virtuel est fiable.

À cette fin, nous avons demandé à un sujet (âge : 30, hauteur : 175 cm, masse : 70 kg) d'effectuer une série de postures similaires à celles décrites ci-dessus (à savoir, échantillonner l'espace accessible du bras gauche). Nous avons demandé au sujet de faire des cercles avec sa main pour trois élévations différentes par rapport au plan horizontal (-45°, 0°, 45°). Ces mouvements impliquent tous les degrés de liberté de l'épaule gauche et du coude (voir figure 4.3). Dans cette étude, nous avons seulement testé les configurations avec un angle de pivotement de 90° (voir figure 4.2.b). Chaque cercle pour une élévation de bras donné a été répété cinq fois.



Figure 4.3 - Exemple du mouvement réalisé par le sujet avec 0° d'élévation.

Les marqueurs réfléchissants ont été placés sur des repères anatomiques standardisés, en conformité avec les recommandations de l'ISB [Wu2005]. Les positions 3D des marqueurs réfléchissants ont été enregistrées avec un système Vicon-MX à 100 Hz (produit d'Oxford Metrics, Oxford, Royaume-Uni) composé de neuf caméras 4Mpixels. La caméra Kinect a été placée à 2 m devant le sujet, tel que recommandé par [Dutta2012]. Les données Kinect ont été obtenues à 30 Hz directement à partir du kit de développement logiciel officiel de Microsoft (Microsoft Kinect SDK v1.8) basé sur l'algorithme de Shotton [Shotton2011]. Les données fournies par la Kinect ont été nommées RK et les données fournies par le système de capture de mouvements Vicon ont été nommées MBS. Les deux systèmes ont été synchronisés grâce à la méthode d'intercorrélation proposée dans [Auvinet2015]. Les données ont également été ré-échantillonnées pour obtenir le même pas de temps facilitant la comparaison. Un filtre Butterworth passe-bas de quatrième ordre avec une fréquence de coupure de 6 Hz a été appliqué sur les données d'angle pour les deux systèmes [Bonnechère2014c]. La RMSE et la corrélation de *Pearson* entre les données résultantes sont effectuées pour les angles articulaires des membres supérieurs.

Chaque posture de référence mesurée sur le sujet (MBS) a ensuite été adaptée pour placer le mannequin virtuel dans une configuration articulaire similaire en utilisant la cinématique inverse,

comme indiqué dans [Monzani2000]. Les positions des centres articulaires du coude et du poignet ont été utilisées comme des contraintes à l'algorithme de cinématique inverse. Cette méthode d'optimisation renvoie les angles articulaires minimisant la distance entre les centres articulaires virtuels et réels pour le mannequin virtuel.

Enfin, nous avons appliqué la méthode décrite dans la section 4.2.1 pour calculer les résultats attendus par logiciel Kinect basé sur le mannequin virtuel. Les données fournies par cette simulation de la caméra Kinect avec le mannequin virtuel ont été nommées VK. L'ensemble du processus est illustré sur la figure 4.4.

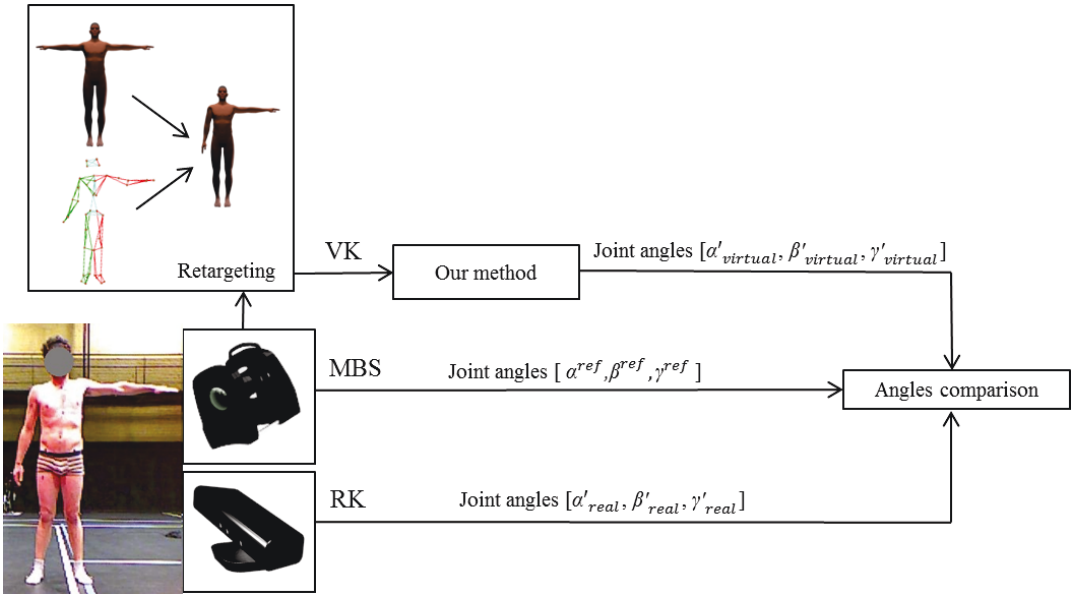

Figure 4.4 - Dispositif expérimental de comparaison des angles articulaires estimés avec un système opto-électronique de capture de mouvements (MBS), les mesures Kinect réelles correspondantes (RK), et les sorties simulées à l'aide d'un mannequin virtuel (VK).

4.3 Résultats

4.3.1 Évaluation de la précision de l'estimation de la posture pour une Kinect placée en face

La première partie des résultats présente la précision des données cinématiques estimées lorsque seule la posture est modifiée, avec une Kinect placée devant le sujet. Sur 4752 postures testées, nous rapportons une partie des résultats qui semblent représentatifs des résultats globaux (tous les résultats sont disponibles dans un programme exécutable fournissant la précision de mesure pour toutes les configurations possibles des membres supérieurs, téléchargeable avec le lien suivant [3]). La figure 4.5 présente l'erreur d'estimation pour l'angle de pivotement de 135°,

3. http ://www.mdpi.com/1424-8220/15/1/1785/s1

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

pour toutes les configurations d'azimut et d'élévation et sans flexion du coude. La première ligne de résultats représente l'erreur pour les positions articulaires de l'épaule, du coude et du poignet. La seconde ligne de résultats représente l'erreur pour les angles articulaires de l'épaule et du coude. Le score RULA du haut du corps résultant est représenté dans la dernière ligne.

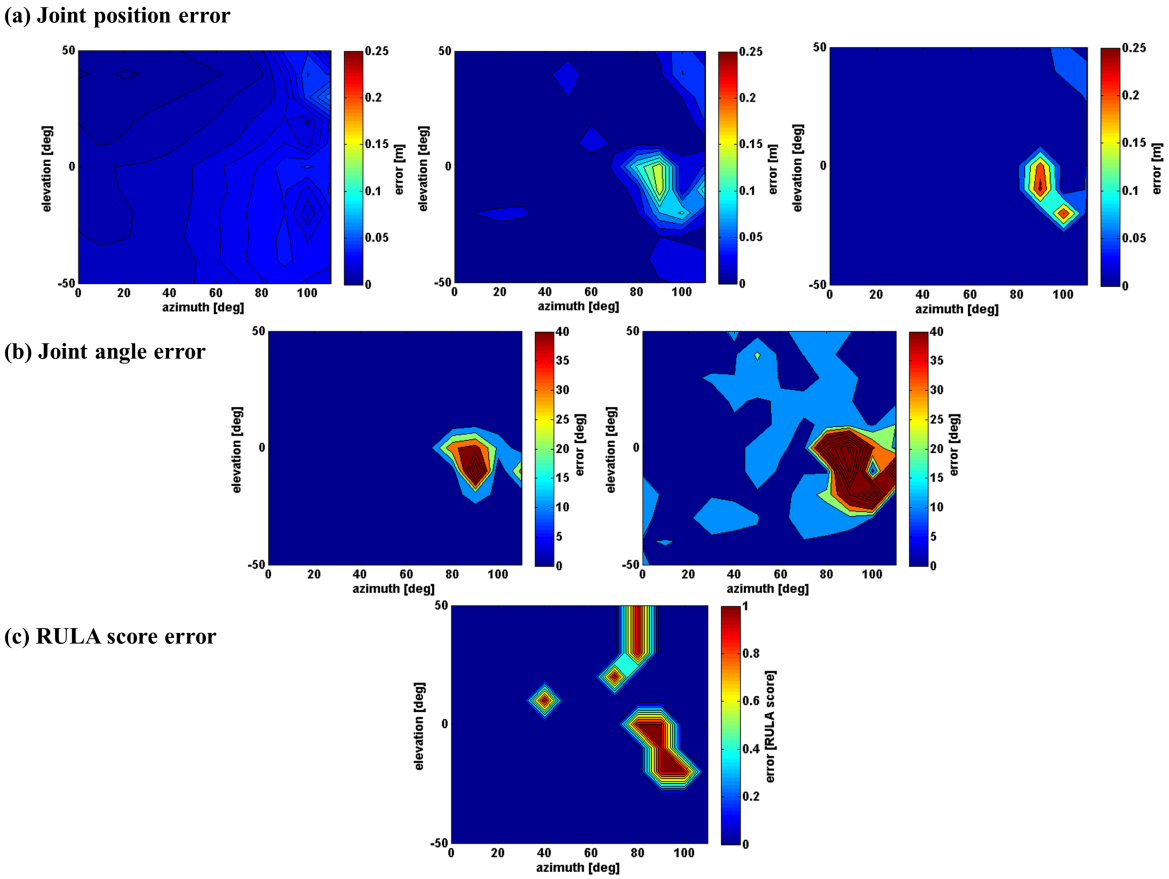

Figure 4.5 - Précision de la mesure Kinect pour un angle de pivotement de 135° par rapport aux paramètres d'azimut et d'élévation de la posture et avec une flexion de coude à zéro. a) Distribution de l'erreur des positions articulaires de l'épaule (à gauche), du coude (centre) et du poignet (à droite) ; b) la distribution de l'erreur des angles articulaires calculés de l'épaule (à gauche) du coude (à droite) ; c) la distribution de l'erreur du score RULA résultant de la partie supérieure du corps.

Ces résultats montrent que la précision de la position articulaire de l'épaule diminue avec l'augmentation du paramètre d'azimut de la posture (figure 4.5 gauche). Cependant, l'erreur de position pour l'épaule reste plus stable que d'autres pour les autres articulations (0.019 ±0.009 m). Pour les positions articulaires du coude et du poignet, un pic d'erreur est trouvé dans la même configuration du corps (un azimut proche de 90° et une élévation proche de -10°) alors qu'il n'y a pas de pic pour l'articulation de l'épaule. Les erreurs du coude et du poignet augmentent à 0.16 m et 0.27 m respectivement pour cette posture. Pour le reste des configurations de posture, la précision des positions articulaires est acceptable ; la moyenne globale est de 0.018 ±0.023 m pour l'articulation du coude et de 0.024 ±0.038 m pour l'articulation du poignet. En conséquence, le même pic d'erreur se produit pour l'angle des épaules et du coude (figure 4.5.b). L'erreur pic est supérieure à 40° et l'erreur moyenne globale est de 4.5 ±8.9° et de 12.6

±17.2° pour l'angle de l'épaule et du coude respectivement. Le même type d'erreur est trouvé pour le score RULA dans la dernière ligne de la figure 4.5.c. D'autres pics d'erreurs ont été mesurés pour d'autres configurations du corps, mais ils étaient dus aux limites de la méthode de RULA. Il convient de noter que les scores de RULA sont fournis à partir de gammes de valeurs angulaires. Par conséquent, deux valeurs angulaires très proches, au niveau des limites de ces gammes peuvent conduire à deux scores différents. Par exemple, le pic d'erreur trouvé à 40° d'azimut et 10° d'élévation résulte d'une flexion de l'épaule de référence de 46°, ce qui conduit à un score de RULA de 3, alors qu'une flexion de l'épaule estimée de 44° entraîne un score de 2.

La figure 4.6 présente l'évolution de l'erreur de l'angle de l'épaule selon trois paramètres : l'azimut, l'élévation et la flexion du coude.

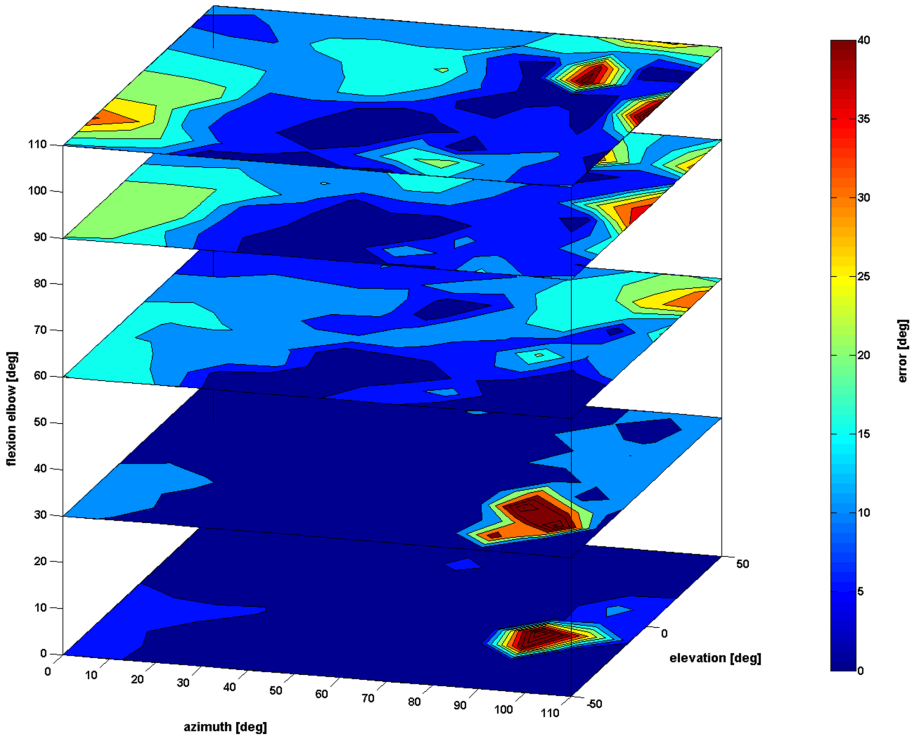

Figure 4.6 - Précision de la mesure Kinect de l'angle de l'épaule (0° d'angle de pivotement) selon trois paramètres : l'azimut, l'élévation et la flexion du coude.

L'erreur augmente avec le paramètre de flexion du coude pour une valeur d'azimut proche de 0° et une valeur d'élévation proche de -50°. Le pic d'erreur mesuré dans la figure 4.5.b apparaît également lorsque la flexion du coude est nulle (azimut proche de 90° et élévation proche de -10°). Cependant, cette zone d'erreur disparaît lorsque la flexion du coude augmente. Pour une faible flexion du coude (partie inférieure de la figure 4.6), sauf pour cette zone particulière, l'angle de l'épaule est estimé avec précision (moins de 8°). Au contraire, pour des valeurs élevées d'azimut (proche de 110°), d'élévation (proche de 50°), et de flexion du coude (proche de 110°), le manque de précision reste important (valeurs allant jusqu'à 51°). Enfin, l'erreur d'estimation de l'angle de l'épaule est plus important lorsque les paramètres de flexion du coude augmentent, comme illustré dans la partie gauche de la figure 4.6 (azimut proche de 0° et

élévation proche de -50°).

La figure 4.7 illustre plusieurs exemples de postures mal estimées avec une Kinect placée devant le mannequin virtuel. Pour chaque posture sélectionnée, la figure présente sa carte d'erreur et le maillage 3D correspondant. Chaque ligne représente une posture associée à un angle de pivotement spécifique (a : 0°, b : 90°, et c : 135°). La colonne de gauche de cette figure représente l'erreur d'angle articulaire de l'épaule et la colonne de droite représente l'erreur d'angle articulaire du coude. Dans cette figure, seule les postures avec des valeurs d'erreurs supérieures à 30°ont été sélectionnées. Les décrochages de l'estimation de la posture sont clairement visibles pour tous les exemples et sont mis en évidence avec des carrés blancs en pointillés.

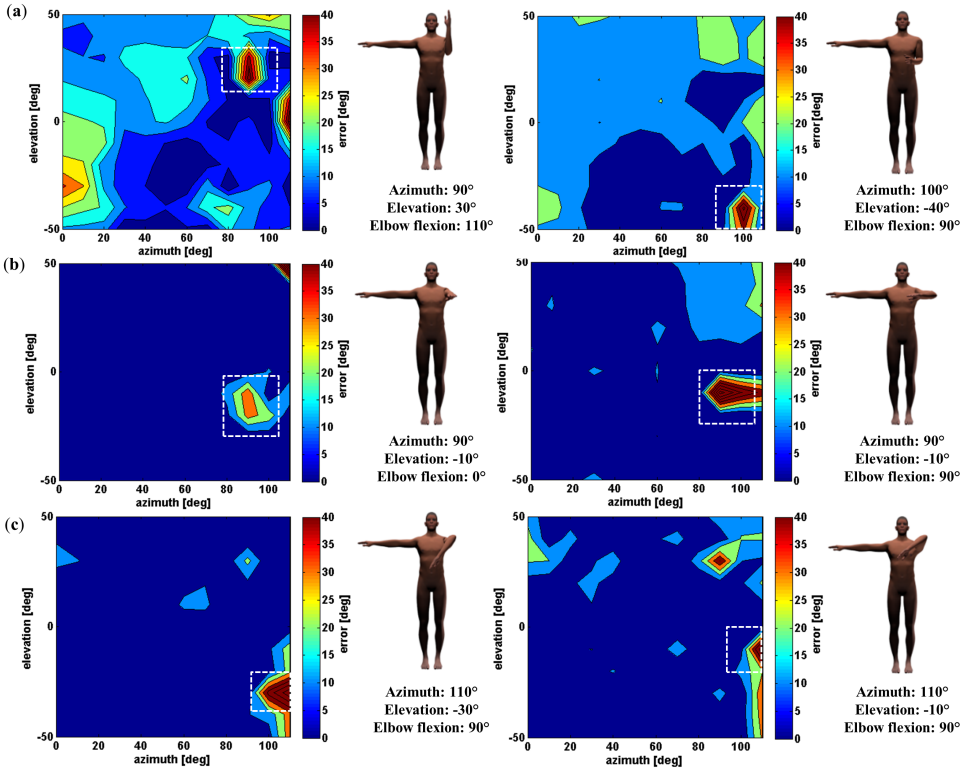

Figure 4.7 - Exemple de postures mal estimées avec une Kinect placée devant le sujet pour l'articulation de l'épaule (colonne de gauche) et l'articulation du coude (colonne de droite). Les carrés pointillés montrent les zones graphiques sélectionnées. a) Angle de pivotement à 0° ; b) Angle de pivotement à 90° ; c) Angle de pivotement à 135°.

4.3.2 Évaluation de la précision de l'estimation de la posture pour différents placements de Kinect

La deuxième partie des résultats présente l'impact du placement de la Kinect par rapport au sujet sur la précision de l'estimation de posture. Le RMSE est calculé pour toutes les postures

par rapport à l'azimut et à l'élévation du placement de la caméra (voir figure 4.8). La ligne (a) représente la distribution des RMSE pour les positions articulaires estimées de l'épaule, du coude et du poignet. La ligne (b) présente la RMSE pour les angles articulaires de l'épaule et du coude. Enfin, l'effet de l'erreur sur le score RULA du membre supérieur est représenté à la ligne (c). Tout d'abord, les résultats montrent que l'erreur est plus importante lorsque la caméra est placée en position basse (élévation de la caméra à -50°), en particulier pour les grandes valeurs d'azimut. En effet, une caméra placée sur le côté opposé du bras de mesure (azimut de la caméra à -50°) conduit à une mauvaise estimation des positions articulaires de l'épaule, du coude et du poignet (figure 4.8.a), jusqu'à 0.18 m, 0.18 m et 0.15 m respectivement. Cependant, on peut remarquer que lorsque la caméra est placée sur le même côté que le bras de mesure (azimut de la caméra à 50°), cela conduit à une RMSE importante pour la position de l'épaule (figure 4.8.a gauche), allant jusqu'à 0.17 m. Cette erreur de position de l'épaule conduit par conséquent à des erreurs élevées au niveau des angles articulaires (erreurs de l'épaule et du coude jusqu'à 56° et 41° respectivement) et au niveau des scores RULA, allant jusqu'à 1.16 (figure 4.8.b .c).

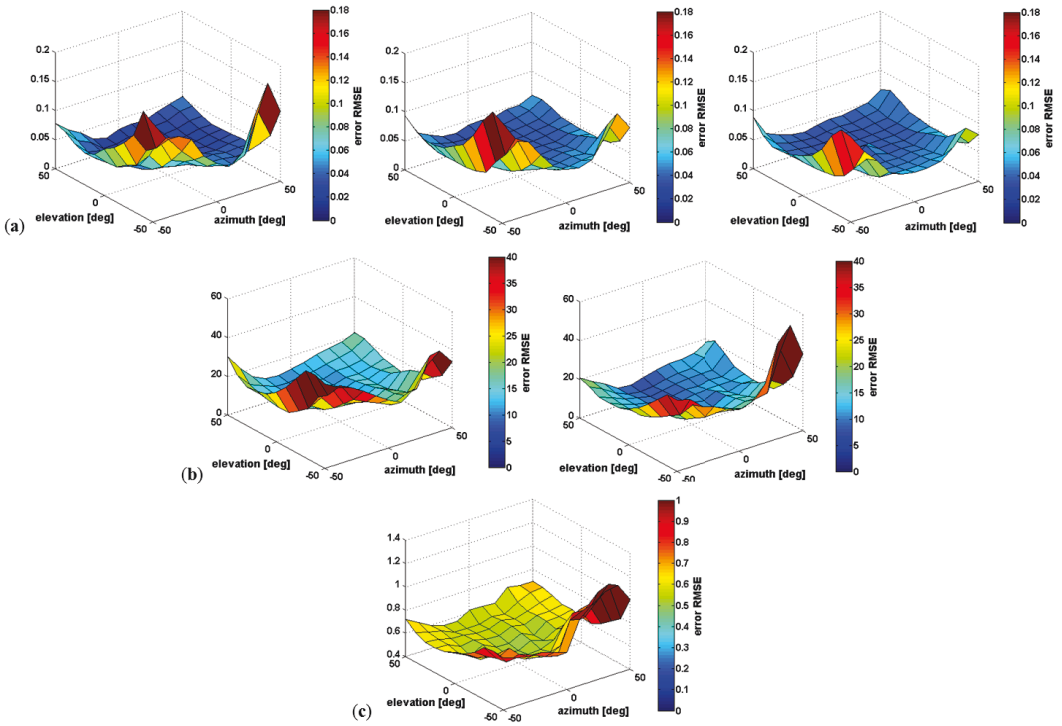

Figure 4.8 - RMSE de toutes les postures par rapport au placement de la caméra (en azimut et élévation). a) La distribution de la RMSE des positions articulaires estimées de l'épaule (à gauche), du coude (au centre) et du poignet (à droite) ; b) la distribution de la RMSE des angles articulaires calculés de l'épaule (à gauche) et du coude (à droite) ; c) la distribution de la RMSE distribution du score RULA du membre supérieur résultant.

4.3.3 Comparaison des résultats avec un humain réel

Les résultats sont regroupés dans le tableau 4.1. Si l'on compare les données de capture de mouvements (MBS) aux données réelles (RK) et virtuelles (VK) de la Kinect, on peut voir que l'erreur avec la Kinect virtuelle est plus basse que celle de la Kinect réelle. Ceci est cohérent avec le fait que la Kinect virtuelle est exempte de bruit par rapport à la réelle, ce qui conduit à une réduction de l'erreur. Pour l'angle d'élévation de l'épaule, la comparaison entre RK et VK montre une RMSE de 8.5 ±3.6°, et une corrélation de Pearson de p = 0.86. Pour l'angle articulaire du coude, la comparaison entre RK et VK montre une RMSE de 13 ±2.3°, et une corrélation Pearson de p = 0.96. Les résultats de cette étude pilote ont tendance à montrer que notre méthode d'évaluation basée sur un mannequin virtuel présente des résultats similaires à ceux trouvés lorsque l'on utilise une vraie Kinect.

		MBS-RK	MBS-VK	RK-VK
Angle articulaire de l'épaule	*RMSE* [°]	9.5 ±2.9	5.2 ±1.5	8.5 ±3.6
	p	0.83	0.92	0.86
Angle articulaire du coude	*RMSE* [°]	11.4 ±2.0	8.2 ±1.3	13.0 ±2.3
	p	0.97	0.98	0.96

Tableau 4.1 - La RMSE ±SD exprimée en degré et le coefficient de corrélation de Pearson (p).

4.4 Discussion

Dans cette étude, nous avons estimé la précision de la Kinect dans des conditions simulées de travail pour un grand nombre de postures et avec différentes positions de la caméra. Cette étude vise à fournir au lecteur des détails sur la précision du logiciel Kinect afin de fournir les conditions optimales pour son utilisation en milieu de travail. Nos résultats sont en accord avec les travaux précédents, en particulier pour la précision des positions articulaires estimées [Obdrzalek2012, Kurillo2013] et des angles articulaires [Kurillo2013, Fernández-Baena2012b]. Il reste difficile de nous comparer aux autres travaux car la plupart d'entre eux mesurent généralement des gestes planaires dans les plans anatomiques 2D. Les études antérieures se sont également limitées à une Kinect placée devant le sujet, et l'impact de la position de la caméra par rapport au sujet n'a généralement pas été évalué. Une seule étude a mesuré la précision de la Kinect pour différentes orientations du sujet, allant de la vue frontale à la vue de côté [Obdrzalek2012]. Toutefois, seules quatre orientations ont été testées, ce qui est insuffisant pour évaluer l'impact précis de la position de la caméra par rapport au sujet. Comme la méthode présentée dans cette étude utilise des mannequins virtuels pour simuler les images de profondeur, on peut considérer que la méthode d'évaluation est indépendante du dispositif matériel et se concentre sur l'erreur de la méthode d'estimation de la posture.

La première partie des résultats a montré que l'algorithme d'estimation de la posture était acceptable pour la plupart des applications (par exemple l'erreur de position de l'épaule est de 0.025 m), à l'exception de quelques configurations spécifiques du corps. Pour ces postures, l'erreur peut atteindre jusqu'à plus de 40°pour l'angle de l'épaule (voir les figures 4.5 - 4.7).

Dans ces cas, certaines parties du corps sont partiellement occultées par d'autres segments du corps dans l'axe de la Kinect (figure 4.7) et il est presque impossible pour la Kinect de percevoir correctement le bras et l'avant-bras. Par exemple, dans la figure 4.7.b gauche, l'erreur de l'angle pour l'articulation de l'épaule est élevée lorsque le bras est droit et aligné avec l'axe de la Kinect. Dans cette configuration du corps, les segments ne sont pas bien mesurés et l'estimation de l'emplacement du centre articulaire n'est pas précise.

Dans la deuxième partie des résultats, nous constatons que la position de la caméra peut avoir un impact important sur la précision d'estimation de la posture. Plus précisément, l'élévation de la Kinect a un impact plus important par rapport à l'azimut (figure 4.8). En effet, une Kinect placée à une position basse (élévation de la caméra = -50°) conduit à une grande erreur de l'estimation de la posture (jusqu'à 0.169 m d'erreur de position de l'épaule), en particulier pour les grandes valeurs d'azimut (caméra d'azimut = -50°et 50°). Ce placement particulier de la caméra conduit à des occultations partielles des parties du corps d'intérêt. Dans les autres cas, l'information cinématique fournie par le logiciel Kinect est acceptable pour la plupart des applications (0.052 $\pm$0.03 m pour l'erreur de position de l'épaule). Il faut considérer que les résultats pourraient être pires que ceux rapportés dans cette étude lorsqu'une vraie Kinect est utilisée, à cause du bruit qui n'a pas été pris en compte ici.

Dans la troisième partie des résultats, les angles articulaires mesurés sur un humain réel sont corrélés avec ceux obtenus avec une vraie Kinect et la méthode de simulation Kinect fondée sur le mannequin virtuel. Dans cette étude pilote, les erreurs estimées lors de l'utilisation de notre méthode étaient similaires à celles obtenues avec une vraie Kinect. Cependant, on peut remarquer que les résultats obtenus avec la Kinect simulée sont légèrement meilleurs que ceux obtenus avec la vraie Kinect, ce qui est conforme au fait que la caméra virtuelle est exempte de bruit tandis que la caméra réelle est bruitée.

Les résultats de cette étude soulignent l'importance de la conception du protocole de capture de mouvements avec une Kinect. Contrairement à d'autres travaux, cette étude vise à évaluer à la fois des postures complexes et divers placements de la caméra. D'une part, ces situations sont loin d'être des conditions idéales pour les mesures avec une Kinect, car elles induisent des auto-occultations de parties du corps. D'autre part, elles ont tendance à imiter des situations naturelles rencontrées dans des lieux de travail réels. Les résultats présentés dans cette étude peuvent aider des expérimentateurs pour résoudre les contraintes imposées par ces situations spécifiques.

Près de 500 000 configurations (posture et position de Kinect) ont été testées. Ainsi, cette méthode d'évaluation fournit une grande quantité de données, ce qui rend difficile de tout présenter de manière compacte dans cette contribution. Nous avons donc choisi de mettre en évidence quelques-unes des valeurs extrêmes et la valeur d'erreur moyenne globale.

Dans cette étude, l'évaluation RULA est limitée à l'épaule et au coude. Il sera intéressant de mesurer les autres parties du corps pris en compte dans la méthode RULA (tronc, cou, poignets et jambes), pour quantifier leurs impacts sur le score RULA résultant. À cette fin, il serait nécessaire d'appliquer la même méthode pour ces angles articulaires dans un nouveau protocole.

Le logiciel Kinect ne fournit pas toutes les informations cinématiques nécessaires pour calculer les référentiels selon les recommandations de l'ISB. Dans ce travail, nous avons légèrement adapté le référentiel du tronc pour calculer les angles articulaires de l'épaule. Nous avons également utilisé un calcul alternatif pour l'articulation du coude, tel que proposé par [Bonnechère2014c]. Pour faire face à ce problème, [Bonnechère2014a] ont développé une approche basée sur un modèle pour enrichir les données fournies par la Kinect. Elle pourrait également être appliquée à

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

la méthode développée dans la présente étude, afin de satisfaire aux recommandations de l'ISB.

La méthode présentée dans cette étude repose sur un mannequin virtuel, qui a fortement influencé les résultats. La forme et le modèle anatomique de ce mannequin pourraient être légèrement différents de celle d'un humain réel, et donc conduire l'évaluation à des résultats inappropriés. Dans le futur, il est essentiel d'évaluer la sensibilité de la méthode au choix du mannequin. Par exemple, nous pourrions comparer les résultats obtenus avec un grand nombre de mannequins virtuels. De plus, il serait intéressant de comparer les résultats obtenus à partir d'un humain réel avec ceux obtenus à partir du mannequin virtuel, pour un plus grand nombre de sujets.

Cette méthode nous a permis d'évaluer des postures spécifiques et des configurations de la caméra d'une manière précise, fiable et standardisée, même si le bruit intrinsèque de l'appareil n'a pas été considéré ici. Le processus est entièrement automatique. Il permet à un expérimentateur d'effectuer rapidement une évaluation. Par ailleurs, il est également possible de simuler des occultations qui pourraient se produire dans les situations réelles en ajoutant des objets virtuels dans l'environnement. Par exemple, nous pourrions ajouter des vêtements au mannequin virtuel, ou un poste de travail spécifique devant lui.

4.5 Conclusion

L'étude présentée ici suggère que le logiciel Kinect peut être un outil de capture de mouvements utile pour l'évaluation ergonomique. Dans la majorité des résultats rapportés, la précision suffit pour alimenter correctement des méthodes d'évaluation ergonomiques telles que RULA. Cependant de grandes erreurs peuvent se produire dans des cas spécifiques qui ont été rapportés dans la présente étude, par exemple lorsque le bras est aligné avec la caméra Kinect. Nous avons également remarqué que le placement de la caméra peut conduire à de mauvaises estimations. Par conséquent, un expérimentateur doit concevoir soigneusement son protocole en fonction de ces résultats. Il doit faire face aux contraintes de l'environnement (telles que les occultations ou les possibilités de placement de la caméra) tout en prenant en compte ces recommandations.

Les résultats présentés dans cette étude ont été obtenus avec une nouvelle méthode fondée sur un mannequin virtuel. Elle nous permet d'estimer automatiquement la précision du système pour de nombreuses postures complexes et positions de la caméra, ce qui serait impossible avec des méthodes et des protocoles classiques. De plus, cette méthode se centre sur la précision de l'algorithme d'estimation de la posture fourni par le logiciel officiel Kinect. Il suppose que l'appareil est exempt de bruit et fournit des images de profondeur parfaites. Par conséquent, les résultats avec une caméra Kinect réelle seraient certainement pires que ceux rapportés dans la présente étude. Cependant, nous avons supposé qu'être capable de séparer les erreurs dues à la caméra de celles qui sont dues à la méthode d'estimation de la posture est un avantage important, même pour les futures versions du système Kinect, tels que la Kinect V2. Il serait possible d'ajouter du bruit aux images de profondeur simulées utilisées comme entrée de la méthode afin de simuler le bruit potentiel de la caméra. Cependant, le nombre de paramètres testés pour évaluer l'impact des configurations expérimentales sur l'estimation de la posture rend difficile la présentation des résultats. Prendre en compte l'imprécision des images de profondeur augmenterait encore la complexité des résultats présentés dans cette étude. À l'avenir, il serait intéressant de développer un banc d'essai en ligne basé sur le mannequin virtuel et des caméras

Kinect. Il serait utile aux expérimentateurs pour tester la précision préliminaire attendue pour leurs futures mesures en fonction des conditions expérimentales. Il nous permettrait également d'étendre cette analyse de la précision à l'ensemble du corps.

D'un point de vue ergonomique, utiliser correctement une Kinect dans des conditions réelles de travail permettrait aux ergonomes d'analyser les mouvements au lieu de postures statiques isolées, ce qui pourrait fournir des informations temporelles supplémentaires, telles que le temps passé au-dessus d'un score RULA donné. La Kinect pourrait aussi être utilisée en feedback visuel interactif, comme il est suggéré dans [Vignais2013].

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Chapitre 5

Étude 2 : *Filtered Pose Graph* pour une correction plus fiable des postures Kinect

L'étude précédente a montré que les données issues de la Kinect sont assez précises pour réaliser une évaluation ergonomique. Cependant, cette étude met également en lumière que certaines conditions induisent des erreurs importantes. En effet, certaines postures ainsi que placements de caméra provoquent une mauvaise mesure des positions articulaires aboutissant à des erreurs importantes au niveau des paramètres utilisés dans les évaluations ergonomiques. Ces postures et placements de caméra conduisant à ces erreurs importantes, induites notamment par des auto-occultations de certaines parties du corps. Dans un contexte d'utilisation du système Kinect sur ligne de production, les conditions non optimales de mesure ainsi que l'environnement encombré, provoquent de nombreuses occultations. Il est donc nécessaire dans le cadre de cette thèse de détecter et de corriger les données mal mesurées provoquées par ces occultations. L'objectif de cette seconde étude est de proposer une méthode de correction des données Kinect augmentant la robustesse du système à ces phénomènes d'occultations, afin de le rendre utilisable sur ligne de production.

Publication associée :

- *Plantard P., Shum H.P.H. and Multon F. Filtered Pose Graph for Efficient Kinect Pose Reconstruction. Multimedia Tools and Applications 2016, In Press.*

Résumé

Sans marqueur ni calibration, la Kinect de Microsoft est aujourd'hui largement utilisée dans de nombreuses applications basées sur le mouvement, telles que la formation de travailleurs pour des tâches industrielles complexes et l'évaluation ergonomique de la posture. Le problème majeur de la Kinect est sa sensibilité de placement pour obtenir des postures précises, ainsi que sa faiblesse lors d'occultations. Pour améliorer la robustesse de la Kinect pour des applications interactives basées sur le mouvement, une correction en temps réel de la posture basée sur des exemples a été proposée. L'idée est d'utiliser une base de données de postures d'exemple préalablement capturées pour corriger celles obtenues par la Kinect, afin de mieux estimer les postures effectuées par l'utilisateur. Le point clé de ce type de correction est l'identification des postures les plus pertinentes dans la base de données d'exemples pour assurer une correction plausible, préservant la continuité dans le mouvement. Dans cette étude, nous proposons une nouvelle méthode de correction des postures Kinect utilisant une base de données d'exemples organisée en une structure appelée *Filtered Pose Graph*. Cette structure de données permet d'encoder les correspondances intrinsèques entre les postures d'exemple. Au-delà du gain de temps de calcul du processus de correction, cette méthode améliore également la pertinence des postures d'exemple sélectionnées permettant une correction de meilleure qualité. Nous appliquons la méthode proposée dans un contexte industriel avec un environnement contraint qui implique un placement sous-optimal de la Kinect et une grande quantité d'occultations. Les résultats expérimentaux montrent que notre système corrige en temps réel la posture Kinect avec une plus grande précision que les méthodes existantes. Une vidéo illustrant les résultats de la correction est disponible avec le lien suivant [1].

Mots clés : Kinect ; correction de posture ; occultation ; analyse du mouvement

1. http ://hubertshum.com/JMTA.wmv

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

5.1 Introduction

Les environnements immersifs avec des mouvements naturels d'interactions sont de plus en plus utilisés dans la formation et l'analyse de la performance humaine, car ils fournissent des environnements de formation standardisés et des évaluations objectives [Bideau2010]. Dans ces applications, il est important de capturer le mouvement avec précision et avec un minimum de gêne pour les utilisateurs. La Kinect de Microsoft peut mesurer le mouvement 3D du corps sans mise en place complexe et capteurs positionnés sur le corps, ce qui en fait un système prometteur pour l'analyse du mouvement dans un tel contexte. De nos jours, ce système à faible coût a été appliqué à l'analyse de la démarche clinique [Auvinet2012, Auvinet2014, Galna2014], à l'analyse de la langue des signes [Gameiro2014, Lee2014], à l'entraînement sportif [Cassola2014, Huang2015] et à l'ergonomie [Diego-Mas2014, Spector2014].

Cependant, l'utilisation de la Kinect dans des environnements complexes, avec des placements de caméras sous-optimaux et des environnements encombrés, n'a pas été testée. La Kinect est conçue pour être utilisée dans des espaces dégagés et doit être placée directement en face de l'utilisateur. La précision des données cinématiques fournies par la Kinect diminue lorsque ces conditions ne sont pas remplies. Cependant, ces contraintes ne peuvent pas être facilement satisfaites dans des contextes de sport ou d' industrie en présence de machines, de matériels et beaucoup d'autres objets ou de personnes qui encombrent l'environnement. De plus, puisque la Kinect détermine les parties du corps sur la base des caractéristiques observées dans l'image de profondeur [Shotton2011], l'occultation partielle ou totale affecte fortement le succès de l'estimation de la posture [Plantard2015], surtout lors de l'utilisation de la Kinect dans un environnement industriel où les utilisateurs ont à gérer de grands équipements induisant de grandes quantités d'occultations.

Pour améliorer la robustesse de la Kinect dans un environnement complexe, une approche consiste à corriger les parties de la posture mal estimées par la Kinect en s'appuyant sur des informations issues de mesure de mouvements précises [Shum2013]. L'idée est d'utiliser une base de données d'exemples composée de postures préalablement capturées pour corriger les données Kinect, afin d'estimer les postures plausibles effectuées par l'utilisateur. Ici, le point clé est d'identifier le sous-ensemble le plus pertinent des postures dans la base de données d'exemples pour reconstruire avec précision et en temps réel les données de posture issues de la Kinect. En particulier, la recherche par force brute dans la base de données d'exemples proposée par Shum et al. [Shum2013] ne peut pas assurer la continuité temporelle d'un instant à l'autre. Par conséquent, elle réduit la pertinence des postures extraites et donc dégrade la qualité de la correction.

Dans cet article, nous présentons une structure de données nommée *Filtered Pose Graph* pour améliorer le processus de correction de la posture introduit par [Shum2013]. L'utilisation du *Filtered Pose Graph* vise à assurer la continuité et la pertinence dans la sélection des postures candidates, et à améliorer par conséquent la performance de la correction. Ainsi, avec une telle structure de données, un ensemble plus pertinent de postures peut être sélectionné avec un temps de calcul plus faible.

Nous avons deux principales contributions dans cette étude :

- Dans une étape hors ligne, nous proposons la structure *Filtered Pose Graph* pour organiser une base de données des postures d'exemples afin d'améliorer les performances du processus de correction en ligne.
- Dans le processus en ligne, nous proposons un algorithme de recherche basé sur le *Filtered*

Pose Graph pour extraire l'ensemble des candidats pertinents en fonction de la posture Kinect courante avant la correction. Ceci assure non seulement la continuité dans les postures extraites, mais améliore aussi grandement le coût de calcul pour atteindre une performance en temps réel lors de la correction pour des applications interactives.

Pour évaluer cette méthode de correction, nous avons effectué une série de tests dans des situations contraignantes, semblables à de véritables environnements industriels : occultations et placement sous-optimal de la caméra. Les résultats montrent que notre méthode a généré des postures corrigées de plus grande qualité que des travaux antérieurs.

Le reste de cette étude est organisée de la manière suivante. La Section 5.2 présente une revue des travaux antérieurs. Ensuite, la section 5.3 décrit la vue d'ensemble de notre approche. La Section 5.4 explique comment la base de données d'exemples est structurée sous forme de graphe pour accélérer le processus et améliorer la qualité de la correction. Les Sections 5.5, 5.6 et 5.7 fournissent les détails de la méthode. Les tests effectués sur des scénarios industriels fortement contraints sont présentés dans la section 5.8. Enfin, nous concluons et discutons notre méthode dans la section 5.9.

5.2 Travaux antérieurs

Tout d'abord, dans cette section, nous passons en revue les travaux précédents sur l'analyse de mouvements basée sur des caméras de profondeur. Ensuite, nous nous concentrons sur la reconstruction du mouvement à partir d'informations d'entrées de faible dimension et la correction de postures basées sur des données incomplètes et bruitées. Enfin, nous examinons et discutons des structures de données utilisées dans l'animation par ordinateur pour organiser les bases de données de clips de mouvements.

5.2.1 Analyse de mouvements basée sur des caméras de profondeur

Les systèmes de capture de mouvements basés sur une caméra de profondeur, tels que la Kinect, utilisent des images de profondeur pour estimer la posture d'un être humain. En particulier, la Kinect détermine les différentes parties du corps en utilisant des forêts de décisions entraînées avec un grand nombre d'images de profondeur synthétisées [Shotton2011]. Les images de profondeur peuvent être considérées comme un nuages de points 2.5D, et en les fusionnant, elles peuvent générer un maillage 3D de l'objet suivi [Newcombe2011]. Des performances en temps réel de capture impliquant à la fois le mouvement et la déformation de surface sont devenues possibles grâce à cette approche [Zollhöfer2014]. Les caméras de profondeur ont introduit une nouvelle direction de la recherche en analyse du mouvement et une nouvelle génération d'applications basées sur le mouvement [Han2013a].

Il existe un grand nombre de recherches visant à estimer la précision des données issues de la Kinect pour divers types d'applications, telles que le sport, la rééducation et l'ergonomie. Des travaux antérieurs ont rapporté une bonne précision de la Kinect lors de l'analyse de mouve-

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

ments simples, tels que la marche [Clark2013b], ou des mouvements d'atteintes [Clark2012]. Elle a également montré une grande précision d'un point de vue temporel et spatial lors de grands mouvements, avec des applications potentielles dans l'évaluation clinique de la maladie de Parkinson [Galna2014] et dans la rééducation [Fernández-Baena2012b]. Dans un contexte d'évaluation ergonomique, [Plantard2015] ont montré que la Kinect obtient des résultats cohérents pour le calcul des scores de risque de la méthode RULA [McAtamney1993]. La Kinect est particulièrement adaptée à la mesure de la posture sur le lieu de travail en raison de sa mise en place facile [Dutta2012]. La Kinect peut être utilisée pour l'analyse ergonomique en temps réel d'un lever de charge effectué par le travailleur de manière à minimiser les blessures [Martin2012]. Cependant, toutes ces méthodes ont été testées dans des conditions de laboratoire, alors que les conditions réelles de travail présentent des contraintes importantes, telles que le placement de la caméra Kinect et des environnements encombrés.

5.2.2 Reconstruction et correction de la posture

Le problème majeur pour l'analyse du mouvement en temps réel est la précision et le nombre important de dimensions des données d'entrée. Les données brutes de la Kinect montrent une imprécision importante principalement dans des situations où la position de la caméra est sous-optimale et en présence d'occultations [Plantard2015]. En utilisant les connaissances fournies par une base de données d'exemples, il est possible de reconstruire une posture de haute dimension avec seulement quelques données d'entrées de faible dimension. Par conséquent, compte tenu d'une partie de la base de données d'exemples où les postures correspondent bien avec les positions articulaires d'un petit nombre de marqueurs réfléchissants en entrée, il est possible d'estimer la position de toutes les autres articulations du corps [Chai2005]. Du fait que le mouvement humain est hautement non-linéaire, l'apprentissage d'un modèle dynamique statistique à partir de données d'exemples peut produire des mouvements qui satisfont mieux les contraintes requises [Chai2007]. Une telle approche basée sur des connaissances du mouvement issues d'exemples est appliquée en temps réel à la reconstruction de la posture en générant des mouvements de meilleure qualité [Liu2011]. En adaptant cette idée à des système basés sur des accéléromètres, un graphe de voisinage en ligne est utilisé pour limiter la sélection de postures d'exemples inappropriées [Tautges2011]. L'application de ces méthodes de reconstruction dans un processus de correction de postures Kinect, revient à prendre comme données d'entrée, les positions articulaires bien estimées de la posture Kinect, pour reconstruire les positions articulaires mal estimées. Cependant, lors de l'application de ces méthodes dans un processus de correction des postures Kinect, le principal problème est qu'elles supposent que les données d'entrée soient précises, alors que les positions articulaires estimées par la Kinect sont bruitées et même incorrectes.

Bien que les mouvements saccadés peuvent être partiellement corrigés par un filtre physique, d'autres types d'erreurs, tel que des articulations mal estimées, ne peuvent être résolues de cette manière [Shum2012]. Les méthodes basées sur l'optimisation d'un ensemble de contraintes spatio-temporelles ont été proposées pour résoudre ce type d'erreur [Shen2012]. Pour cela elles proposent de minimiser la différence entre les postures Kinect et celles de la base de données d'exemples, ainsi qu'entre la posture Kinect courante et celle précédemment corrigée. Pour cela, des informations sur la fiabilité de la posture Kinect courante sont nécessaires. Une telle estimation de la fiabilité peut alors être intégrée dans un processus d'apprentissage pour corriger la posture [Shum2013]. Étant donné que l'apprentissage nécessite une grande quantité de pos-

tures, un processus Gaussien est proposé afin de réduire la taille de la base requise [Zhou2014]. Toutefois, la nature non structurée de la base de données utilisée lors de l'optimisation ne peut pas garantir la continuité des postures et implique de considérer un nombre important de postures candidates, certaines d'entre elles étant inappropriées vis-à-vis de la posture à reconstruire, car trop éloignées. Dans cet article, nous proposons une nouvelle structure de données, nommée *Filtered Pose Graph*, permettant de présélectionner le sous-ensemble le plus pertinent de postures afin d'améliorer la performance globale de la méthode de correction.

5.2.3 Structure de la base de données de mouvements

Les graphes de mouvements ont été introduits en animation par ordinateur pour organiser une base de données comme un ensemble de nœuds (représentant des postures ou de petits clips) et les arêtes (représentant les connexions possibles entre les nœuds sans discontinuité) [Kovar2002]. Le graphe de mouvements a été largement utilisé pour combiner automatiquement des clips afin de produire et de contrôler des animations de personnages [Reitsma2007, Safonova2007, Gleicher2003]. Une grande base de données entraîne généralement un graphe dense avec un grand nombre de nœuds et d'arêtes. En conséquence, plusieurs auteurs ont proposé de diminuer la taille du graphe [Zhao2009a] ou de synthétiser de nouveaux mouvements artificiels et par conséquent d'améliorer la connectivité du graphe [Zhao2009b]. Les graphes paramétriques ont été introduits pour appuyer le re-séquençage et le mélange de mouvements [Heck2007]. Les *Fat graph* combinent des postures similaires dans des *Fat nodes* et la modélisation des connexions entre les *Fat nodes* par des *Fat edges* [Shin2006]. La recherche par motif [Beaudoin2008] peut également être utilisée pour améliorer la performance et la qualité de la recherche de postures similaires dans les grandes bases de données.

Toutes ces précédentes structures ont été conçues pour identifier et représenter des postures similaires dans une base de données afin de contrôler l'animation de personnages. Le point principal dans l'animation de personnages en utilisant cette approche est de trouver une séquence de postures/clips qui minimise la distance à un but, comme suivre une trajectoire imposée tout en préservant la continuité. Dans une perspective de correction de posture, le problème est différent : la structure de données devrait nous permettre de choisir des exemples qui pourraient aider à corriger des postures dans lesquelles une partie de l'information est fiable et l'autre erronée. Par conséquent, la variabilité des exemples mis à la disposition du système de correction doit permettre de tirer le meilleur parti de l'information disponible, alors que les approches d'animation par ordinateur ont généralement tendance à rassembler des exemples similaires dans un nœud unique.

5.3 Présentation du système

Une vue d'ensemble de notre système est illustrée à la figure 5.1. Hors ligne, une base de données de postures d'exemples est construite en utilisant des captures de mouvements précises, obtenues grâce à un système de mesure opto-électronique. Ensuite, la base de données est organisée en *Filtered Pose Graph* afin d'améliorer la performance de la correction qui s'effectue en ligne.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

En ligne, la fiabilité de la posture Kinect courante est évaluée pour chaque articulation. Nous utilisons alors le *Filtered Pose Graph* pour sélectionner des postures candidates préalablement à un processus visant à remplacer les positions articulaires peu fiables par d'autres plus plausibles. Enfin, un modèle physique est utilisé pour filtrer les résultats, en assurant la continuité et la justesse physique du mouvement résultant.

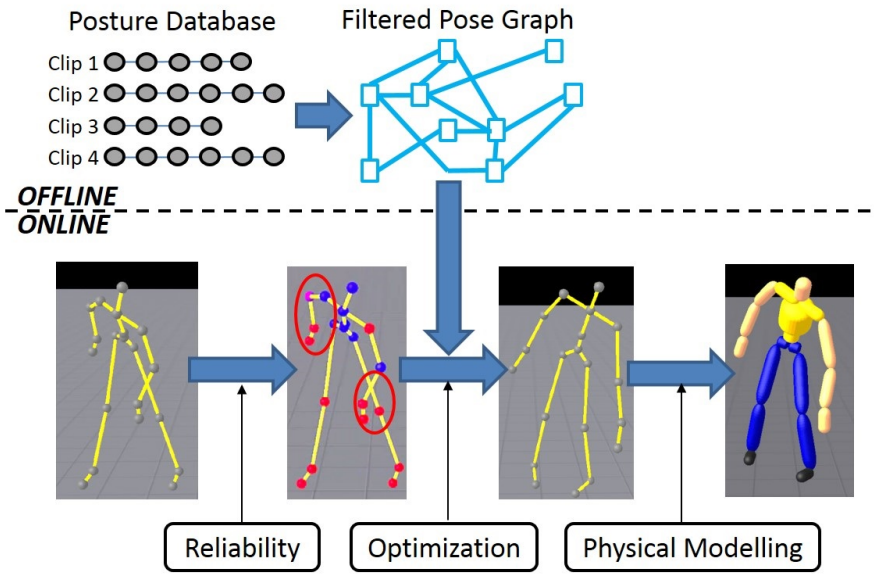

Figure 5.1 - Vue d'ensemble de notre méthode de correction de la posture Kinect.

5.4 Organisation de la base de données avec le Filtered Pose Graph

Dans cette section, nous détaillons la méthode pour créer le *Filtered Pose Graph* ainsi que les conditions expérimentales mises en œuvre pour capturer les exemples qui composent cette structure de données. Notez que, bien que le contenu de notre base de données d'exemples soit centré sur un contexte industriel, notre méthodologie peut être appliquée à tout type de mouvements. Ce contexte industriel nous fournit des contraintes importantes dues à des environnements encombrés.

5.4.1 Collecte de données de mouvements

Dans cette section, nous décrivons le protocole et les méthodes utilisées pour capturer les mouvements qui vont servir d'exemples dans le *Filtered Pose Graph*. Comme ces exemples doivent être exempts d'erreurs, nous avons utilisé un système de capture de mouvements opto-électronique précis (Vicon, produit d'Oxford Metrics). Pour être utile à l'amélioration des données Kinect, ces

mouvements doivent 1) appartenir aux mêmes classes de tâches que celles effectuées en ligne par l'utilisateur, et 2) contenir suffisamment d'exemples pertinents pour fournir une variabilité raisonnable. La première contrainte assure que le système a suffisamment d'informations pour corriger la posture en ligne, tandis que la seconde assure l'obtention d'exemples avec des styles différents pour la même tâche.

Du fait que notre application cible est de mesurer des tâches industrielles, nous avons capturé le mouvement de travailleurs entraînés réalisant une série de tâches de travail de courte durée. La liste de mouvements est conçue selon la *Method Time Measurement* (MTM) [Maynard2012], qui est couramment utilisée dans le milieu industriel pour analyser les tâches effectuées par les travailleurs. En utilisant le système Vicon, nous avons capturé 130 types de tâches, comprenant des saisies, des poses, etc., comme le suggère MTM. Pour chaque type de tâches, l'opérateur effectue 5 essais, avec différentes vitesses et positions cible pour assurer de la variabilité. Des exemples de postures adoptées lors de ces tâches sont disponibles en Annexes pour plus de détails. Le mouvement capturé des différents travailleurs a été ensuite adapté à la structure des postures Kinect en utilisant un logiciel commercial. Nous avons normalisé chaque posture individuelle en supprimant la rotation le long de l'axe vertical et la translation 3D globale, car de telles informations ne sont pas pertinentes avec le contexte de posture. Chaque posture est représentée comme un ensemble de positions articulaires $p = \{j(x_j, y_j, z_j)\}_{j=1..N}$, où N est le nombre d'articulations de la posture, et x_j, y_j, z_j sont les coordonnées cartésiennes 3D de la $j^{\text{ème}}$ articulation.

5.4.2 Construction du graphe

Le *Filtered Pose Graph* est calculé en utilisant un ensemble non organisé de mouvements enregistrés. Nous construisons le *Filtered Pose Graph* à l'aide d'un processus en deux étapes comme décrit ci-dessous.

Dans la première étape, afin de réduire la taille du graphe, et par conséquent de gagner en temps de calcul, nous effectuons une filtration intra-mouvement et inter-mouvement pour éliminer les postures redondantes ou trop semblables. Deux postures sont supposées être similaires si la distance entre les deux est inférieure à un seuil donné. Cette distance $dist(p_a, p_b)$ entre deux postures p_a et p_b est définie comme le maximum des différences de positions articulaires entre p_a et p_b :

$$dist(p_a, p_b) = max_{j=1..N} \parallel p_a(j) - p_b(j) \parallel \tag{5.1}$$

où N est le nombre total des articulations. Contrairement à de nombreuses approches traditionnelles basées sur l'erreur moyenne entre les articulations, l'utilisation de l'erreur maximale permet de détecter des différences locales pour une articulation particulière. En effet, du fait que notre base de données d'exemples est spécifique à des opérations industrielles, de nombreux mouvements sont différents seulement au niveau des bras. Les méthodes traditionnelles basées sur la moyenne des erreurs de toutes les articulations peuvent être inefficaces pour détecter de telles différences dans certains cas.

La filtration intra-mouvement est effectuée par glissement d'une fenêtre du début à la fin de la séquence contenue dans un clip, et ne garde que les postures qui ne sont pas similaires aux précédentes (i.e. $dist$ inférieures à un seuil $thres_1$), comme illustré dans l'algorithme 5.4.1. La partie supérieure gauche de la figure 5.2 représente ce processus de filtrage de postures d'entrée

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

(cercles gris) à un ensemble de Nœuds Filtrés Locaux nommés $\mathcal{P}_{intra}$ (carrés rouges) au sein de chaque clip.

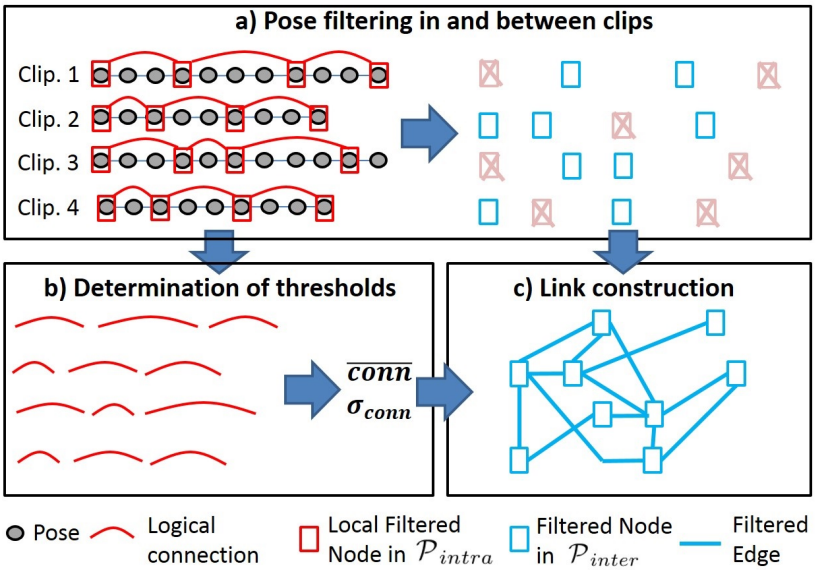

Figure 5.2 - Construction du *Filtered Pose Graph*. (En haut à gauche) Suppression des postures similaires dans chaque clip pour créer des Nœuds Filtrés Locaux dans $\mathcal{P}_{intra}$ (nœuds rouge). (En haut à droite) Suppression des Nœuds Filtrés Locaux similaires dans $\mathcal{P}_{intra}$ pour obtenir $\mathcal{P}_{inter}$ (Nœuds Filtrés bleus). (En bas à gauche) Détermination des informations statistiques sur les liens naturels entre les successeurs dans $\mathcal{P}_{intra}$ au sein de chaque clip. (En bas à droite) Combinaison des connexions logiques entre les nœuds dans $\mathcal{P}_{inter}$ comme des Arêtes Filtrées.

Algorithm 5.4.1: FilterIntraPoses$(clip, thres_1)$

$i = 1$
$j = i + 1$
$\mathcal{P}_{intra} \leftarrow clip_1$
$conn \leftarrow \{\}$
while $j < Size(clip)$
do **if** $dist(clip_i, clip_j) > thres_1$
then $\mathcal{P}_{intra} \leftarrow clip_j$; $conn \leftarrow dist(clip_i, clip_j)$; $i = j$; $j = i + 1$
else $j = j + 1$
return $(\mathcal{P}_{intra}, conn)$

Ensuite, la filtration inter-mouvement est effectuée afin éliminer les Nœuds Filtrés Locaux similaires entre les mouvements, comme indiqué dans l'algorithme 5.4.2. Les carrés rouges avec une croix dans la partie supérieure droite de la figure 5.2 représentent les Nœuds Filtrés Locaux qui ont été éliminés car trop semblables aux précédents. L'ensemble des Nœuds Filtrés résultant (carrés bleues) est noté $\mathcal{P}_{inter}$. Après le filtrage local et global, on obtient un ensemble compact

de nœuds dans lequel les postures sont au moins séparées par la distance $thres_1$ sur au moins l'une des articulations.

Algorithm 5.4.2: FilterInterPoses($\mathcal{P}_{intras}, thres_1$)

$\mathcal{P}_{inter} \leftarrow \mathcal{P}_{intras,1}$
for $i = 1$ **to** $Size(\mathcal{P}_{intras})$
do { **for** $j = i$ **to** $Size(\mathcal{P}_{intras})$
do { **if** $dist(\mathcal{P}_{intras,i}, \mathcal{P}_{intras,j}) > thres_1$
then $\mathcal{P}_{inter} \leftarrow \mathcal{P}_{intras,j}$
return $(\mathcal{P}_{inter})$

Dans la deuxième étape, nous calculons les Arêtes Filtrées pour connecter les Nœuds Filtrés et construire le *Filtered Pose Graph* final. Dans un mouvement, deux Nœuds Filtrés Locaux successifs $\mathcal{P}_{intra}$ sont naturellement connectés car ils correspondent à une séquence existante de postures. Tout d'abord, nous identifions ces connexions logiques dans un clip, qui sont illustrées avec les courbes rouges dans la partie inférieure gauche de la figure 5.2. Pour chaque connexion, l'équation 5.1 est utilisée pour calculer la distance entre les deux nœuds connectés $\mathcal{P}_{intra}$. La distance moyenne $\overline{conn}$, et la déviation standard σ_{conn} sont calculées pour toutes ces connexions existantes au sein de chaque clip. Ces valeurs sont ensuite utilisées pour estimer un seuil raisonnable de distance $thres_2$ en dessous duquel deux nœuds peuvent être connectés logiquement au sein ou entre les deux clips sans discontinuité :

$$thres_2 = \overline{conn} + 2\sigma_{conn} \tag{5.2}$$

Enfin, nous calculons toutes les distances entre tous les Nœuds Filtrés $\mathcal{P}_{inter}$ dans et entre les clips et créons une Arête Filtrée si cette distance est plus petite que $thres_2$. Les Arêtes Filtrées résultantes sont représentées avec des lignes bleues dans la partie inférieure droite de la figure 5.2. L'algorithme 5.4.3 montre comment les Arêtes Filtrées sont calculées. Dans notre système, les Arêtes Filtrées sont considérées comme bidirectionnelles comme nous supposons que le mouvement peut être effectué à la fois dans le sens avant et arrière.

Algorithm 5.4.3: FilteredEdges($\mathcal{P}_{inter}, thres_2$)

$Edges = \{\}$
for $i = 1$ **to** $Size(\mathcal{P}_{inter})$
do { **for** $j = 1$ **to** $Size(\mathcal{P}_{inter})$
do { **if** $dist(\mathcal{P}_{inter,i}, \mathcal{P}_{inter,j}) < thres_2$
then $Edges \leftarrow (\mathcal{P}_{inter,i}, \mathcal{P}_{inter,j})$
return $(Edges)$

Le processus en deux étapes pour construire un *Filtered Pose Graph* est résumé dans l'algo-

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

rithme 5.4.4.

Algorithm 5.4.4: FilteredPoseGraph($Clips, thres_1$)

$\mathcal{P}_{intras} = \{\}$
$conns = \{\}$
for each $clip$
do $\begin{cases} [\mathcal{P}_{intra}, conn] = \text{FilterIntraPose}(clip, thres_1) \\ \mathcal{P}_{intras} \leftarrow \mathcal{P}_{intra} \\ conns \leftarrow conn \end{cases}$
$thres_2 = mean(conns) + 2 \times std(conns)$
$\mathcal{P}_{inter} = \text{FilterInterPose}(\mathcal{P}_{intras}, thres_1)$
$Edges = \text{FilteredEdges}(\mathcal{P}_{inter}, thres_2)$

Lors de la sélection des postures candidates afin de corriger les données Kinect par optimisation (voir section 5.6), il est important de choisir des postures qui ont une chance d'aider à corriger les parties du corps peu fiables. Elles nous aident à estimer la posture réelle de l'utilisateur, tout en tenant compte de ce que l'utilisateur doit effectuer logiquement à ce moment, d'une manière continue.

Dans notre expérimentation, 532 624 postures ont été capturées. Nous avons appliqué le processus de filtration pour obtenir un nombre réduit de Nœuds Filtrés égal à 2048, en utilisant $thres_1$ = 0.2 m. Lors de l'application de la méthode ci-dessus, nous avons trouvé un $\overline{conn}$ = 0.21 m et un σ_{conn} = 0.02 m pour cette base de données, ce qui conduit à fixer $thres_2$ à 0.21+2×0.02 = 0.25 m.

5.5 Estimation de la fiabilité des articulations

Le *Filtered Pose Graph* vise à fournir des exemples pertinents pour corriger des parties non fiables retournées par la Kinect. Ainsi, il est important d'identifier quelle partie de la posture Kinect est fiable et quelle partie a été mal estimée par la Kinect. En effet, la posture fournie par la Kinect peut être constituée d'articulations incorrectes dues à des occultations. Dans cet article, nous avons adapté la méthode proposée dans [Shum2013] pour évaluer la fiabilité de chaque articulation de la posture Kinect. La fiabilité est représentée par un nombre réel compris entre 0 (pas fiable du tout) et 1 (entièrement fiable), et est calculée sur la base de trois termes. Ici, nous examinons brièvement l'algorithme.

Le premier terme est le terme de *comportement* $Rb(j)$, qui calcule la quantité de vibrations d'une articulation, modélisée comme l'angle entre les vecteurs de déplacement formés par l'articulation j dans les dernières f_b images :

$$Rb(j) = 1 - mean_{f=1..f_b}\left[\frac{d_{f-1}(j) \cdot d_f(j)}{|d_{f-1}(j)||d_f(j)|}\right] \tag{5.3}$$

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

où $d_f(j) = p_j(f) - p_j(f-1)$ est le vecteur de déplacement de l'articulation j de l'image $f-1$ à l'image f. Notez que la valeur de l'angle est fixée à 0 si la longueur de $d_f(j)$ et/ou $d_{f-1}(j)$ est inférieure à un seuil, pour éviter de grands changements d'angles lorsque des vibrations imperceptibles se produisent. $Rb(j)$ est tronquée entre 0 et 1 si elle est en dehors de cet intervalle. Le terme de comportement est conçu conformément au fait que le mouvement humain doit être continu. Ce terme est utile pour détecter les erreurs dynamiques, lorsqu'une articulation vibre autour de la position réelle à cause d'une occultation.

Le second terme est le terme de *cohérence de la longueur segmentaire* $Rc(j)$. Nous faisons l'hypothèse que la longueur entre deux articulations adjacentes est fixe et que ce terme mesure l'écart par rapport à cette hypothèse :

$$Rc(j) = 1 - mean_{b=1..b_{total}} \left[\frac{|l_b(f) - l_{b_ref}|}{l_{b_ref}} \right] \tag{5.4}$$

où b_{total} est le nombre total de segments reliant l'articulation j, $l_b(f)$ et l_{b_ref} sont la longueur segmentaire du segment b à l'image f et la longueur segmentaire de référence respectivement. La longueur de référence de tous les segments est calculée sur la base des positions articulaires mesurées en utilisant une posture où toutes les articulations sont censées être parfaitement visibles. $Rc(j)$ est tronquée entre 0 et 1 si elle va au-delà de cet intervalle.

Le troisième terme est le terme de *feedback de la Kinect*, $Rf(j)$, qui est calculé en fonction de l'état de tracking de l'articulation retourné par la Kinect pour chaque articulation j. Il est fixé à 1.0 si l'état de tracking est "tracked", et à 0.0 si l'état de tracking est "inferred" ou "not tracked".

La fiabilité $R(j)$ de l'articulation j est définie comme une combinaison de ces trois termes, tel que :

$$R(j) = \min(Rb(j),\ Rc(j),\ Rf(j)) \tag{5.5}$$

Une pondération est appliquée pour assurer la continuité du terme de fiabilité à travers les dernières images.

Les termes de fiabilité évaluent différents types d'erreurs. En conséquence, en fonction du type d'erreur, un ou plusieurs termes de fiabilité pourraient être sensibles, tandis que les autres ne le seraient pas. L'utilisation de la valeur minimale au lieu de la moyenne assure que le système peut capturer tous les types d'erreurs.

5.6 Correction de la posture

Le but de ce processus est de corriger les parties peu fiables du corps qui sont considérées comme étant mal estimées par la Kinect. À cette fin, nous formulons cette correction comme un problème d'optimisation consistant notamment à minimiser les différences entre la posture optimisée et les postures qui sont les plus pertinentes dans le *Filtered Pose Graph*. Ce processus de correction est composé de deux étapes principales : la sélection des postures candidates qui

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

sont considérées comme pertinentes en fonction de la posture Kinect courante, et l'optimisation de la posture sur la base d'un ensemble de fonctions d'énergie. La principale contribution de cette étude est de concevoir un nouvel algorithme de sélection de la posture afin d'améliorer la performance du processus d'optimisation mis en place dans les travaux précédents [Shum2013].

5.6.1 Evaluation des postures de la base de données

La sélection des candidats potentiels dans le *Filtered Pose Graph* basée sur la posture délivrée par le Kinect s'appuie sur une métrique dédiée. Cette métrique vise à comparer la posture Kinect en entrée avec tous les candidats potentiels (Nœuds Filtrés) pour trouver ceux qui sont les plus pertinents pour la correction. Dans des travaux précédents [Shum2013] cette métrique a été seulement basée sur la similarité (i.e. une distance) entre la posture Kinect et chaque candidat. La similarité ne peut être testée que sur des articulations fiables car les autres peuvent être totalement fausses. Cependant les candidats sélectionnés à l'aide de ce critère peuvent conduire à des discontinuités importantes sur les trajectoires des articulations peu fiables. Par exemple, si l'un des bras de la posture courante de la Kinect a des articulations de faible fiabilité (à cause d'une occultation), l'évaluation des postures candidates à cet instant s'appuiera sur la similarité du reste de la posture Kinect et entraînera la sélection de postures avec des positions du bras pouvant être totalement différentes de celle de la posture précédente. Nous proposons par conséquent d'évaluer un autre critère fondé sur la continuité pour surmonter cette limitation.

Semblable à [Shum2013], le premier critère de sélection renvoie à un score lié à la similarité entre le Nœud Filtré testé et la posture courante de la Kinect. Ce score est faible lorsque les deux postures sont similaires. Les valeurs de fiabilité calculées pour chaque articulation fournies par la Kinect sont utilisées comme des poids, tels que les articulations fiables aient un poids plus élevé lors du calcul de ce score :

$$Ss(p_k, p_d) = mean_{j=1..j_{total}} \left[R(j) \times (p_k(j) - p_d(j)) \right] \tag{5.6}$$

où $p_k(j)$ et $p_d(j)$ sont la position Kinect observée et la position de la base de données de l'articulation j respectivement, $R(j)$ est la valeur de fiabilité de l'articulation j de la posture Kinect.

En utilisant seulement l'équation 5.6 pour sélectionner les candidats, les parties non fiables du corps ne sont pas prises en compte, comme expliqué ci-dessus. Pour surmonter ce problème, un autre critère est introduit pour assurer la continuité des articulations fiables mais également peu fiables. À cette fin, nous calculons une prédiction de la posture courante en fonction de la posture précédemment corrigée p_l et sa dérivée $\dot{p}_l$:

$$Sc(p_k, p_d) = mean_{j=1..j_{total}} \left[(1 - R(j)) \times (p_l(j) + \dot{p}_l(j) \times dt - p_d(j)) \right]$$

où $p_l(j)$ et $\dot{p}_l(j)$ sont la position et la vitesse de la dernière posture corrigée pour l'articulation j respectivement, et dt est le pas de temps. On notera que l'introduction d'un poids $1 - R(j)$ nous permet de donner plus d'importance aux articulations non fiables lors du calcul de ce critère. L'idée principale est de considérer que les articulations fiables devraient être prises en compte principalement en utilisant le critère S_s, alors que la continuité est le seul critère disponible pour les articulations peu fiables.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Le score de sélection final d'une posture p_d est défini comme la somme des deux termes :

$$S(p_k, p_d) = \begin{cases} Ss(p_k, p_d) + Sc(p_k, p_d) & \text{if } f > 1 \\ Ss(p_k, p_d) & \text{otherwise} \end{cases} \tag{5.7}$$

où f est le numéro de l'image, et à l'image 1, $\dot{p}_l(j)$ n'est pas disponible.

Voyons maintenant comment ces critères sont utilisés pour sélectionner efficacement les candidats appropriés dans le *Filtered Pose Graph* avant la correction.

5.6.2 Sélection de la posture dans la base de données

Avant la correction, un ensemble de Nœuds sont choisis dans le *Filtered Pose Graph* en utilisant l'équation 5.7. Des travaux antérieurs [Shum2013] ont effectué une recherche de force brute avec une base de données non organisée, ce qui conduit à un temps de calcul important et la sélection des Nœuds non pertinents. En effet la recherche de force brute va évaluer tout les exemples présents dans la base de données, ce qui est coûteux en temps de calcul lorsque le nombre d'exemples est important. De plus les postures sélectionnées dans une base de données non organisée peuvent être très différentes les unes des autres, notamment quand peu d'informations fiables sont disponibles lors de l'étape de sélection présentée en section 5.6.1. Pour pallier ces limitations, nous profitons du *Filtered Pose Graph* pour évaluer les Nœuds qui ont un fort potentiel à contribuer au processus de correction de posture, améliorant ainsi les performances du système et réduisant le temps de calcul.

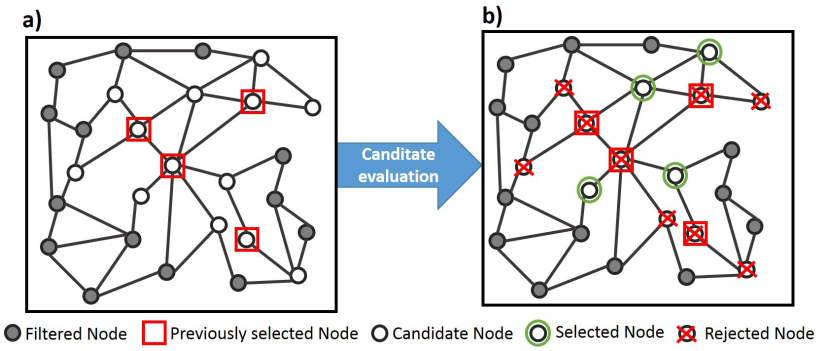

Figure 5.3 - (a) Nous sélectionnons les Nœuds candidats (cercles blancs) qui sont connectés à ceux utilisés dans le pas de temps précédent (carrés rouges) et ignorons le reste (cercles gris). (b) Nous évaluons ensuite ces Nœuds candidats à l'aide de l'équation 5.7 pour sélectionner K Nœuds (Les cercles verts) qui seront utilisés dans le pas de temps courant et rejetons le reste (croix rouges).

Nous nous basons sur le constat que le mouvement humain est continu, et donc que les Nœuds connectés à ceux utilisés dans la correction de la posture au pas de temps précédent, doivent être adaptés pour corriger la posture courante. Nous centrons donc notre sélection sur les Nœuds qui sont connectés à ceux utilisés au pas de temps précédent. Cela nous permet de

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

sélectionner seulement des Nœuds assurant la continuité, même quand peu d'informations fiables sont disponibles.

Comme le montre la figure 5.3a, nous considérons seulement les Nœuds (cercles blancs) qui sont connectés à ceux sélectionnés dans le pas de temps précédent (carrés rouges) et ignorons les autres (cercles gris). Puis, comme le montre la figure 5.3b, nous appliquons l'équation 5.7 pour évaluer ces Nœuds. Les K Nœuds avec les meilleurs scores (cercles verts) sont alors sélectionnés pour corriger la posture courante, et le reste des Nœuds évalués sont rejetés (croix rouge). Dans notre système, K est réglé empiriquement à 30, comme suggéré dans [Shum2013].

En conséquence, par rapport à la recherche en force brute, nous avons seulement besoin d'évaluer une petite partie de la base de données avec l'équation 5.7 ce qui diminue le temps de calcul. Notre algorithme garantit également que seuls les Nœuds pertinents sont sélectionnés, ce qui peut améliorer les performances du processus de correction de la posture. Notez que pour le premier pas de temps, nous avons encore besoin de faire une recherche complète de base de données d'exemples, car les informations de pas de temps précédents ne sont pas disponibles.

Le temps de calcul dans [Shum2013] est de $O(n)$ où n est le nombre de postures dans la base de données d'exemples. Le temps de calcul de notre système est en $O(e)$ où e est le nombre moyen d'arêtes par nœud et $e << n$, comme le montre la figure 5.9. Par conséquent, le temps de calcul est presque indépendant de la taille de la base de données d'exemples, ce qui permet de corriger des postures avec une grande base de données en temps réel.

5.6.3 Optimisation de la posture Kinect

Comme décrit dans [Shum2013] les K Nœuds Filtrés qui ont été sélectionnés lors de la dernière étape, sont représentés dans un espace de faible dimension, afin de réduire le temps de calcul de l'optimisation. À cette fin, nous appliquons une analyse en composantes principales (ACP) sur l'ensemble des Nœuds Filtrés sélectionnés. Dans cet espace, un point est une combinaison linéaire des Nœuds Filtrés sélectionnés. L'optimisation consiste ici à la recherche de la meilleure combinaison pour corriger la posture délivrée par la Kinect et l'amener à être plausible par rapport à ce qu'a effectué l'utilisateur. Ceci est formulé sous la forme d'un processus de minimisation à partir de 4 fonctions d'énergies décrites ci-dessous.

La fonction de *contrôle* $Ec(p_{op})$ vise à minimiser la différence entre la posture optimisée p_{op} et la posture Kinect observée p_k en tenant compte des valeurs de fiabilité des articulations. Cela encourage la posture optimisée à être similaire à celle mesurée au moins pour les articulations fiables :

$$Ec(p_{op}) = mean_{j=1..j_{total}} \left[R(j) \left(p_{op}(j) - p_k(j) \right) \right] \tag{5.8}$$

La fonction de *style* $Es(p_{op})$ s'attache à minimiser la différence entre la posture optimisée p_{op} et les postures d'exemples sélectionnées regroupées en une posture moyenne d'exemple p_{db} pour préserver le style :

$$Es(p_{op}) = mean_{j=1..j_{total}} \left(p_{op}(j) - p_{db}(j) \right) \tag{5.9}$$

La fonction de *longueur segmentaire* $Eb(p_{op})$ cherche à minimiser la variation de longueur du

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

segment $l(p_{op})$ par rapport aux valeurs de référence $l(p_{ref})$. Rappelons q'un segment est défini par la distance entre deux positions articulaires adjacentes :

$$Eb(p_{op}) = mean_{b=1..b_{total}} \left[(l(p_{op}) - l(p_{op}))^2 \right] \tag{5.10}$$

Enfin, la fonction de *continuité temporelle* $Et(p_{op})$ vise à minimiser les variations de mouvements de haute fréquence. Il consiste à calculer la variation entre la posture optimisée courante et les deux dernières postures synthétisées p_1 et p_2 :

$$Et(p_{op}) = mean_{j=1..j_{total}} \left((p_{op}(j) - 2p_1(j) + p_2(j))^2 \right) \tag{5.11}$$

Comme l'espace des postures est non-linéaire, nous appliquons une recherche locale stochastique pour trouver la posture p_{op} qui minimise une somme pondérée des quatres fonctions avec des poids prédéfinis :

$$\min_{p_{op}} \{ w_c Ec(p_{op}) + w_s Es(p_{op}) + w_b Eb(p_{op}) + w_t Et(p_{op}) \} \tag{5.12}$$

où w_c, w_s, w_b, et w_t sont les coefficients de pondération. Dans notre système, ils ont été mis à 1.0, 0.5, 1.5 et 0.25 respectivement, comme suggéré dans [Shum2013]. Le processus d'optimisation s'arrête quand une posture locale optimale est trouvée, ou lorsque le nombre d'itérations atteint une limite prédéfinie. Le résultat optimisé dans l'espace réduit par ACP est re-projeté dans l'espace entier des positions articulaires et forme la posture optimisée.

5.7 Filtrage physique

La posture optimisée obtenue dans la section 5.6 peut encore avoir des artefacts qui pourraient affecter la qualité de la correction, et par conséquent l'animation potentielle de l'avatar de l'utilisateur. Pour faire face à ce problème, la posture optimisée passe par un filtre dynamique fait d'un modèle physique de l'utilisateur, comme suggéré dans [Shum2012]. En conséquence, les mouvements des parties du corps obéissent à la physique de Newton, et les longueurs segmentaires sont maintenues avec précision.

Le personnage est représenté par 19 segments de corps et 20 articulations, conformément à la définition de la posture Kinect. La taille et la masse de chaque segment sont définies selon les tables anthropométriques [Armstrong1988]. Toutes les articulations sont modélisées par des rotules, ce qui indique que chaque segment dispose de 3 degrés de liberté, afin d'éviter involontairement le blocage des membres.

Les variables de contrôle sont composées de trois forces suivant les 3 axes XZY et d'un couple le long de la direction du segment de corps entraînant le personnage vers la posture optimisée cible. Dans chaque pas de temps, les variables de contrôle pour chaque segment sont calculées par un contrôleur Proportionnel-Dérivé avec des gains réglés à la main. Plus d'informations sont disponibles dans [Shum2012].

Pendant la simulation, le moteur de simulation physique Bullet Engine [Bullet Engine2016] maintient la longueur et la connectivité segmentaires tout en appliquant les forces et les couples de

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

contrôle calculés. La posture résultante adoptée par le personnage est celle qui peut satisfaire au plus la posture optimisée.

5.8 Résultats expérimentaux

Pour évaluer la performance de notre système dans des environnements fortement contraints, nous avons réalisé des tests dans un contexte industriel sous différentes conditions. Le *Filtered Pose Graph* sélectionne des postures pertinentes avant l'optimisation, visant à générer des corrections plus plausibles par rapport à [Shum2013]. Considérons maintenant le dispositif expérimental et les résultats.

5.8.1 Dispositif expérimental

Dix scénarios ont été testés pour évaluer la pertinence de la méthode de correction en temps réel. Nous avons mis en place les scénarios en fonction de cas réels en industrie où les travailleurs doivent manipuler de gros objets pendant des tâches industrielles réelles, conduisant à de grandes occultations. Ces scénarios ont été inspirés par des tâches de travail réelles effectuées dans des usines de constructeurs automobiles. Dans une partie de ces scénarios, la caméra n'a pas été placée en face de l'utilisateur en raison des environnements encombrés industriels.

ID	Nombre d'images	Occultation	Position de la Kinect	Illustration
1	1076	Peu	Face	
2	1290			
3	945			
4	2385	Beaucoup	Face	
5	1488			
6	1136			
7	671			
8	1978	Beaucoup	45 ° droite	
9	1968			
10	1316			

Tableau 5.1 - Description des dix scénarios utilisés pour l'évaluation.

Le tableau 5.1 décrit les principales caractéristiques des dix scénarios testés, dans lesquels nous avons mis en place deux positions de caméras avec différents niveaux d'occultation dus à des objets externes. La figure 5.4 montre un exemple de tâche industrielle effectuée par l'utilisateur lorsque la Kinect a été placée 45 ° sur la gauche, avec d'importantes occultations.

Pour chacun de ces scénarios, le mouvement de l'utilisateur a été capturé à la fois par une Kinect et un système opto-électronique composé de 15 caméras Vicon. La synchronisation entre les

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

deux systèmes est assurée en effectuant une corrélation croisée a posteriori entre les trajectoires des centres articulaires estimées dans les deux systèmes.

Dans nos tests, nous avons utilisé un graphe basé sur 130 clips de mouvements de tâches industrielles. Il en a résulté 532 624 postures qui ont été filtrées dans 2048 nœuds avec une moyenne de 7.8 arêtes par nœud.



Figure 5.4 - Exemple d'un environnement industriel où l'utilisateur est en partie occulté par l'équipement.

5.8.2 Analyse de la précision

Nous avons comparé la précision des postures fournies par la Kinect à celles corrigées avec Shum et al. [Shum2013] et notre méthode. Nous avons évalué l'erreur du système en comparant ces postures à celles capturées avec le système Vicon, censé être le système de référence. Les informations sur les tests statistiques utilisés dans la présente étude peuvent être trouvées dans [Field2005].

Tout d'abord, nous avons comparé la posture estimée par Kinect (p_i^{kin}), la posture corrigée en utilisant [Shum2013] (p_i^{shum}) et notre méthode (p_i^{our}), à celle de référence (p_i^{ref}) pour chaque pas de temps i. L'erreur a été donnée par :

$$E^X = \frac{1}{m \times n} \sum_{f=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} \left| (p_i^{ref}(j) - parent(p_i^{ref}(j))) - (p_i^X(j) - parent(p_i^X(j))) \right| \quad (5.13)$$

où X représente la méthode, m est le nombre de pas de temps, n est le nombre d'articulations et $parent(p_i(j))$ renvoie la position de l'articulation parente de $p_i(j)$ dans la hiérarchie de la posture.

Nous avons évalué l'erreur moyenne pour chaque méthode et son écart-type ($\pm$) dans tous

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

les scénarios. Un test de Kolmogorov-Smirnov a été utilisé pour vérifier la normalité de la distribution. Nous avons constaté que l'erreur moyenne suivait une loi normale. Un test ANOVA a été utilisé pour une analyse à mesures répétées unidirectionnelles de la variance. Un test post-hoc de Bonferroni a été effectué pour détecter des différences significatives entre les méthodes. Le niveau de significativité a été fixé à $p < 0.001$, symbolisé par *** dans la figure 5.5a. Les erreurs moyennes de [Shum2013] (0.10 ±0.02 m) et de notre méthode (0.09 ±0.02 m) étaient significativement ($p < 0.001$) inférieures à celles de la Kinect (0.15 ±0.04 m). Notre méthode est légèrement plus précise que [Shum2013].

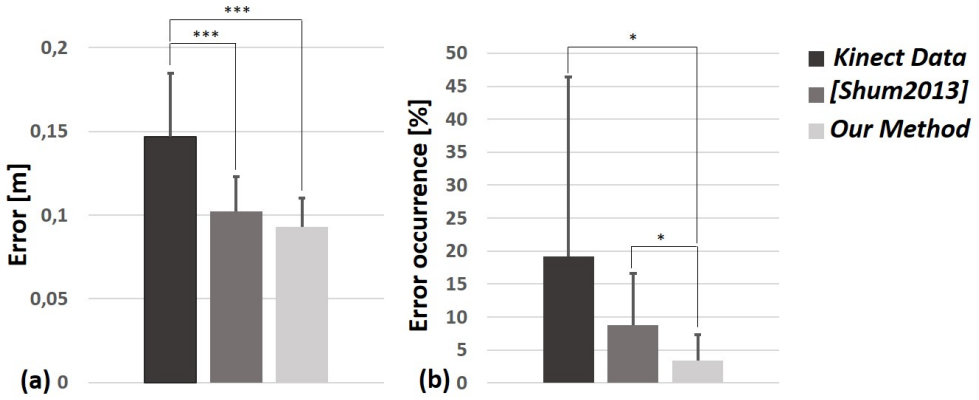

Figure 5.5 - Analyse de la précision pour Kinect (gris foncé), [Shum2013] (gris moyen), et notre méthode (gris clair) avec (a) signifie les erreurs, et (b) le pourcentage d'occurrences avec une erreur supérieure à 0.2 m.

En second lieu, nous avons calculé le pourcentage d'occurrence pour laquelle l'erreur était supérieure ou égale à 0.2 m, $Err0.2^X$. Une telle grandeur d'erreur créée des artefacts visuels notables qui peuvent avoir un impact sur l'expérience de l'utilisateur dans des applications immersives/interactives. L'incohérence entre la posture de l'utilisateur et le feedback visuel peut fortement détourner l'attention de l'utilisateur lors de l'exécution d'une tâche dans de telles applications interactives.

Nous avons évalué les moyennes, les écarts-types (±), min et max de $Err0.2^X$ dans tous les scénarios. Les distributions ne suivaient pas une loi normale. Un test de Friedman a été utilisé pour une analyse à mesures répétées unidirectionnelles de la variance. Un test post-hoc des rangs signés de Wilcoxon a été effectué, pour détecter des différences significatives entre les méthodes. Le niveau de significativité après la correction de Bonferroni a été fixé à $p < 0.01$, symbolisé par * dans la figure 5.5b. Il y avait significativement ($p < 0.01$) moins de cas où l'erreur était supérieure ou égale à 0.2 m entre Kinect $Err0.2^{kin}$ (19.1 ±27.3%, min = 0.3, max = 92.1) et notre méthode $Err0.2^{our}$ (3.3 ±3.9%, min = 0, max = 10.5). Cependant, bien que la valeur de [Shum2013] $Err0.2^{shum}$ (8.8 ±7.9%, min = 0, max = 19.7) était inférieure à celle de la Kinect $Err0.2^{kin}$, aucune différence statistique n'a été trouvée. Il y avait une amélioration significative ($p < 0.01$) entre $Err0.2^{our}$ et $Err0.2^{shum}$ soutenant l'hypothèse que le *Filtered Pose Graph* utilisé pour présélectionner les postures candidates améliore effectivement les performances de la méthode de correction.

En troisième lieu, pour étudier davantage la performance de chaque méthode, nous avons étudié l'histogramme des erreurs représentées par le pourcentage d'occurrence dans des intervalles d'erreurs. Dans la plupart des applications immersives/interactives, l'apparition de grandes erreurs

est plus problématique que les petites, comme l'utilisateur constatera des artefacts visibles.

Dans la figure 5.6, nous avons analysé deux des scénarios les plus difficiles, plus précisément le 8 et le 10, dans lesquels le travailleur manipule des sièges automobile conduisant à de grandes occultations. Le scénario 8 consistait à assembler le carter de protection du siège. Le scénario 10 consistait à visser la poignée de réglage du siège.

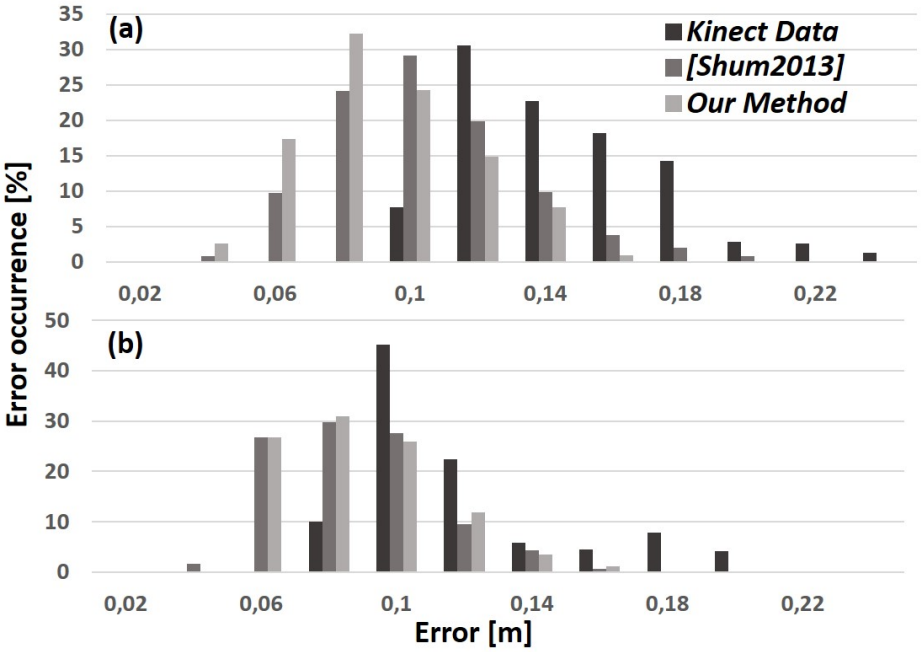

Figure 5.6 - Pourcentage d'occurrences d'erreur (en %) pour chaque niveau d'erreur (en m), entre les données Kinect et Vicon, pour Kinect (gris foncé), [Shum2013] (gris moyen), et notre méthode (gris clair) en (a) le scénario 8 et en (b) le scénario 10.

En conséquence, dans le scénario 8, l'erreur moyenne de notre système E^{our} (0.08 ±0.02 m) et de [Shum2013] E^{shum} (0.09 ±0.03 m) était similaire. Cependant, comme le montre la figure 5.6a, notre système a une distribution de l'erreur bien meilleure, décalée vers un niveau d'erreur inférieur, par rapport à [Shum2013]. Notre système a donné les pires résultats dans le scénario 10, dans lequel la moyenne d'erreur E^{our} (0.078 ±0.02 m) a été légèrement supérieure à celle de [Shum2013] E^{shum} (0.076 ±0.02 m). C'est le seul cas de figure pour lequel notre méthode donne de moins bons résultats. Comme le montre la figure 5.6b, notre méthode a une distribution de l'erreur semblable à [Shum2013], et a décalé l'erreur Kinect d'intervalles de valeur importante pour les abaisser. A part dans le scénario 10, notre méthode a une meilleure distribution de l'erreur par rapport aux travaux antérieurs [Shum2013].

Quatrièmement, pour quantifier la capacité de chaque méthode à éviter les erreurs importantes, nous avons calculé le nombre d'occurrences où l'erreur était supérieure à différents niveaux d'erreurs pour tous les scénarios. Les résultats sont présentés dans la figure 5.7. Notre méthode atteint constamment des valeurs d'erreur plus faibles dans tous les niveaux. Pour les niveaux d'erreurs les plus grands, la différence entre notre méthode et [Shum2013] augmente également au profit de la nôtre. L'apport du *Filtered Pose Graph* dans l'étape de sélection des exemples comparé au travaux précédents pourrait expliquer ces meilleurs résultats.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

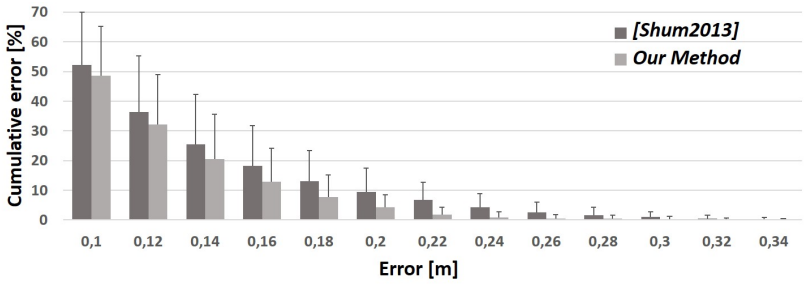

Figure 5.7 - Histogramme des erreurs cumulées pour notre méthode (gris clair) et pour [Shum2013] (gris moyen).

Enfin, nous avons illustré plusieurs postures difficiles dans lesquelles des erreurs élevées se sont produites, comme le montre la figure 5.8. Pour chacune des quatre postures, nous avons illustré la posture Kinect sur la gauche, la correction de la posture par [Shum2013] en bleu, la posture corrigée par notre méthode en vert, et la posture de référence en rouge. Nous avons calculé l'erreur entre chaque posture et celle de référence pour chaque pas de temps en utilisant l'équation 5.13 (en cm), comme illustré sur la figure 5.8 sous les postures.

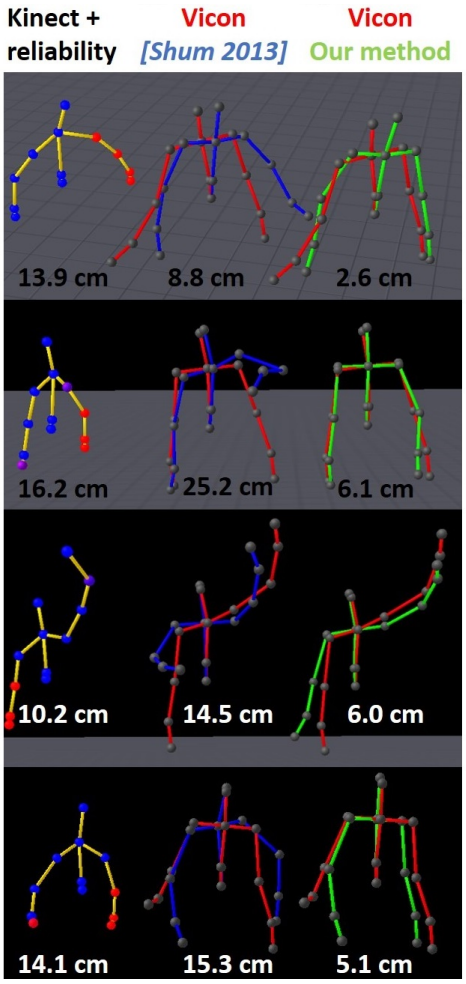

Figure 5.8 - Comparaison des performances de correction pour des postures difficiles.

Notre méthode surpasse toujours les travaux antérieurs [Shum2013]. Comme notre méthode est capable de produire des postures en continu, même avec seulement quelques informations fiables délivrées par la Kinect, elle est bien adaptée à des situations avec de grandes occultations. Ainsi, utiliser une base de données non organisée d'exemples peut conduire à des postures discontinues qui divergent rapidement de la trajectoire réelle, tandis que la continuité assure la correspondance locale avec la trajectoire réelle, rendant la correction plus plausible.

Une vidéo illustrant la qualité de la correction dans ces scénarios est disponible avec le lien suivant [2].

5.8.3 Analyse de la performance

Notre système a effectué ces évaluations plus vite que l'intervalle de temps entre deux images délivrées par la Kinect (i.e. 30 Hz). Le temps de calcul moyen de notre méthode était de 12.28 $\pm$0.7 ms, ce qui est inférieur à celui basé de [Shum2013] 14.53 $\pm$1.0 ms. Ceci est principalement dû à la présélection des successeurs dans le *Filtered Pose Graph* qui limite le nombre de candidats et fournit des exemples plus pertinents. Le temps de calcul hors ligne pour concevoir le *Filtered Pose Graph* utilisé dans ces expérimentations était 115 s pour un total de 532 624 postures.

Nous avons analysé l'effet des paramètres du *Filtered Pose Graph* sur la qualité de la correction et le temps de calcul. Les paramètres évalués sont le nombre de Nœuds Filtrés dans le *Filtered Pose Graph*, le nombre d'Arêtes Filtrées par Nœud Filtré et le nombre de Nœuds Filtrés sélectionnés pour la correction. Les résultats sont présentés dans la figure 5.9. Le score d'optimisation est calculé selon l'équation 5.12.

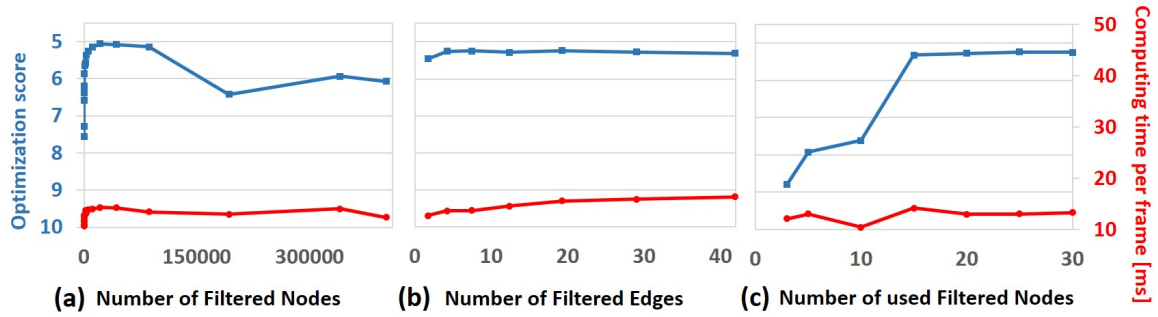

Figure 5.9 - Le score d'optimisation (axe de gauche, ligne bleue) et le temps de calcul en ms (axe de droite, ligne rouge) pour un nombre différent de (a) Nœuds Filtrés dans le *Filtered Pose Graph*, (b) d'Arêtes Filtrées par Nœud Filtré, et (c) Nœuds Filtrés sélectionnés pour la correction.

Comme le montre la figure 5.9a, un *Filtered Pose Graph* fortement filtré à l'aide du seuil $thres_1$ important, conduit à une mauvaise qualité de la correction, en raison du petit nombre de postures pertinentes disponibles pour la présélection. Nous avons trouvé de meilleurs résultats lors de l'utilisation d'au moins 2.000 nœuds dans le *Filtered Pose Graph*. Contrairement à [Shum2013], le nombre de nœuds dans le graphe n'a pas affecté directement le temps de calcul.

2. http ://hubertshum.com/JMTA.wmv

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Ceci est dû au processus de sélection de postures autour du voisinage des candidats précédents sur la base du *Filtered Pose Graph*.

Comme présenté dans la figure 5.9b, le nombre d'Arêtes Filtrées par Nœud Filtré avait un effet minimal sur les performances et le temps de calcul. Il n'y avait qu'une légère augmentation du temps de calcul en raison de l'évaluation d'un plus grand nombre de nœuds connectés.

Comme le montre la figure 5.9c, le nombre de nœuds utilisés pour la correction (la valeur K dans la section 5.6.2) a fortement affecté le score d'optimisation. Avec l'utilisation de 15 Nœuds Filtrés, la qualité de la correction atteint un plateau et le temps de calcul est resté constant.

Dans l'ensemble, les résultats ont montré que le *Filtered Pose Graph* nous a permis d'utiliser une grande base de données d'exemples tout en conservant de bonnes performances. Ainsi, il serait possible d'étendre la base de données avec d'autres exemples, pour traiter une plus grande variété de mouvements, sans impact important sur le temps de calcul.

5.9 Conclusion

La principale contribution de cette étude est l'introduction d'une nouvelle structure de données pour améliorer la performance des algorithmes visant à corriger les parties peu fiables des postures Kinect dans des environnements encombrés. La structure *Filtered Pose Graph* permet de présélectionner un ensemble de postures pertinentes d'une manière très efficace. Nos résultats ont montré une erreur moyenne inférieure par rapport à celle obtenue avec les travaux antérieurs [Shum2013] qui utilisent une base de données non organisée. Dans de nombreux cas, en particulier avec de grandes erreurs, notre méthode a réalisé de meilleures performances grâce au processus de sélection de postures qui tient compte de la continuité.

Si une occultation extrême persiste pendant une longue période, les postures corrigées peuvent diverger de la trajectoire réelle car trop peu d'informations fiables sont disponibles. Dans certaines situations extrêmes, il serait intéressant d'envisager d'utiliser plusieurs Kinects, mais cela implique de calibrer toutes les caméras entre elles, ce qui n'est pas toujours possible dans certaines applications.

Une possible future direction est d'améliorer les termes de fiabilité. Dans un contexte industriel, les tâches sont généralement répétitives et réalisées avec une séquence logique. Il serait donc intéressant de proposer un terme de fiabilité exploitant ces connaissances supplémentaires, spécifiques aux tâches industrielles. Nous nous sommes également intéressés à adapter la méthode à d'autres applications telles que l'analyse du geste sportif et la rééducation en utilisant des environnements immersifs, surtout quand le feedback visuel en temps réel avec des avatars est nécessaire. Comme notre système est plus robuste aux occultations, nous devrions être en mesure de parvenir à une meilleure présence dans les applications de réalité virtuelle, mais d'autres études de perception sont nécessaires pour évaluer l'impact réel.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Chapitre 6

Étude 3 : Validation d'une méthode d'évaluation ergonomique utilisant les données Kinect dans des conditions réelles de travail

La première étude de cette thèse a permis de mettre en lumière le manque de robustesse du système Kinect face aux occultations. De par ce constat, une méthode de correction des données mal mesurées par la Kinect, particulièrement dans des cas d'occultations, a été proposée dans la seconde étude de cette thèse. Cette nouvelle méthode permet de corriger en temps réel les postures par l'utilisation d'une base de données d'exemples organisée. Les résultats ont montré que cette méthode permettait de fournir des positions articulaires 3D plus précises que le système d'origine, notamment lors d'occultations. Cependant, cette correction permet-elle d'obtenir des données suffisamment précises pour réaliser une évaluation ergonomique en condition réelle de travail ? Dans le cadre de cette thèse, l'objectif de cette troisième étude est de répondre à cette question.

Publications associées :

- *Plantard P., Shum H.P.H. and Multon F. Ergonomics Measurements using Kinect with a Pose Correction Framework. Applied Ergonomics. 4th International Digital Human Modeling Symposium (DHM), Canada, Montréal, 15-17 June. pp.8.*
- *Plantard P., Shum H.P.H., Le Pierres A.-S. and Multon F. Validation of an ergonomic assessment tool using Kinect data in real workplace conditions. Applied Ergonomics 2016, Submitted, May 2016.*

Résumé

L'évaluation des risques potentiels de troubles musculo-squelettiques (TMS) sur des postes de travail réels est difficile car l'environnement est encombré, ce qui rend difficile d'évaluer avec précision les postures des travailleurs. Sans marqueur ni calibration, la Kinect de Microsoft est un système prometteur bien qu'elle soit sensible aux occultations. Nous proposons une méthode d'évaluation ergonomique RULA utilisant des données Kinect corrigées résistantes aux occultations, et l'évaluons en conditions réelles de travail. Tout d'abord, nous comparons les postures estimées avec cette méthode à celles issues d'un système de capture de mouvements de référence, dans des conditions de laboratoire normalisées. Ensuite, nous comparons les scores RULA estimés à ceux fournis par deux ergonomes experts, en conditions réelles de travail. Les résultats montrent que les données Kinect corrigées peuvent fournir des scores RULA suffisamment précis, même dans des conditions sous-optimales induites par l'environnement de travail. Cela ouvre de nouvelles perspectives dans l'évaluation des risques musculo-squelettiques car un tel système fournit aux ergonomes des informations continues à 30 Hz qui pourraient être analysées hors ligne ou dans une application en temps réel.

Mots clés : Kinect ; RULA ; Condition réelle de travail

6.1 Introduction

En ergonomie, la posture et le mouvement d'un travailleur sont des informations importantes pour déterminer le risque de blessures musculo-squelettiques en milieu de travail [Vieira2004]. Différentes méthodes ont été développées pour évaluer l'exposition à des facteurs de risques de troubles musculo-squelettiques liés au travail (TMS). Ils peuvent être divisés en trois groupes en fonction de la précision du recueil des données et la technique de mesure qui est utilisée. Ces groupes sont composés des auto-évaluations, des méthodes directes et des méthodes d'observation [Li1999b, David2005].

Les méthodes d'auto-évaluation peuvent prendre de nombreuses formes telles que des échelles, des questionnaires ou des interviews. Cependant, ces méthodes ne sont pas suffisamment fiables et pourraient conduire à des interprétations biaisées [Burdorf1991, Wiktorin1993]. Les méthodes directes recueillent des données directement à partir de capteurs fixés sur le corps du travailleur, mais elles sont difficiles à mettre en œuvre dans une situation de travail réelle [Li1999b]. De plus, le port de ces appareils peut causer de l'inconfort et influencer la posture [David2005]. Les méthodes d'observation consistent en une évaluation du travailleur et de ses tâches directement sur son poste de travail, telles que la méthode RULA [McAtamney1993]. La précision et la validité des résultats obtenus en utilisant des méthodes d'observation dépendent directement des informations recueillies en entrée [Fagarasanu2002]. Toutefois, la collecte de données est généralement obtenue par l'observation subjective ou la simple estimation des angles projetés dans des vidéos / photos conduisant à une faible précision et de forte variabilité inter- et intra-observateur [Burdorf1992]. Néanmoins, elles sont adaptées à de nombreux cas de travail et restent un moyen pratique d'estimer le risque de troubles musculo-squelettiques.

Des travaux récents en ergonomie [Vignais2013, Battini2014] utilisant des méthodes d'observation ont montré que le feedback ergonomique en temps réel basé sur un système de capture de mouvements, influence la manière dont les travailleurs effectuent leurs tâches, en diminuant les valeurs de scores de risque de TMS. Cependant, ces méthodes ont été basées sur des capteurs inertiels portés par l'utilisateur, difficilement utilisables en conditions réelles de travail. D'autres systèmes de capture de mouvements, tels que les systèmes opto-électroniques ou magnétiques, souffrent également de limitations. En effet, ils exigent des positionnements de marqueurs ou de capteurs sur le corps du travailleur et une calibration du système, ce qui n'est pas toujours possible dans des conditions de travail réelles : les capteurs peuvent être incompatibles avec les contraintes de sécurité et peuvent également être perturbés par l'environnement électromagnétique.

Les systèmes de capture de mouvements sans marqueurs, tels que la Kinect de Microsoft sont aujourd'hui largement utilisés pour mesurer la performance d'un utilisateur dans différents domaines d'application. Initialement conçue pour les jeux vidéo, une caméra de capture de mouvements bas coût et facile d'utilisation comme la Kinect a été appliquée à l'analyse clinique de la marche [Auvinet2012, Auvinet2014, Galna2014], à l'interaction homme-machine [Wang2013], à l'analyse du langage des signes [Gameiro2014, Pedersoli2014], à l'entraînement sportif [Cassola2014] et à l'ergonomie [Diego-Mas2014, Patrizi2015]. Des études récentes ont évalué la précision des données cinématiques issues de la Kinect, mais principalement pour des mouvements très simples avec des conditions optimales (caméra placée en face du sujet) [Clark2012, Kurillo2013, Bonnechère2014c]. Il a été démontré que l'erreur dépend des postures réalisées [Xu2015] et que cette erreur augmente rapidement pour des mouvements complexes avec des auto-occultations et lorsque la caméra n'est pas placée dans la position recommandée [Plantard2015].

Plusieurs méthodes ont été proposées pour corriger les positions mal estimées par la Kinect. En utilisant les connaissances fournies par une base de données d'exemples, il est possible de reconstruire une posture de haute dimension avec seulement quelques données d'entrées de faible dimension [Chai2007]. L'application de ces méthodes pour corriger les postures Kinect présente un inconvénient majeur car chaque position articulaire du corps est supposée être mesurée avec précision alors que la Kinect fournit des informations bruitées ou même incorrectes. Pour contourner cette limitation, de récents travaux ont proposé de prendre en compte la fiabilité des données Kinect dans le processus de correction. La fiabilité peut alors être intégrée dans le processus de correction pour obtenir une posture plus fiable [Shum2012, Zhou2014].

Cependant, ces précédentes méthodes ne sont pas adaptées en environnement contraint, avec de nombreuses occultations et un placement de la caméra non recommandé. En effet, lorsque des occultations importantes se produisent, les quelques informations disponibles et fiables ne sont pas suffisantes pour corriger la posture avec précision, pouvant conduire à des résultats irréalistes. Pour surmonter cette limitation [Plantard2016b] ont proposé une nouvelle structure de données nommée *Filtered Pose Graph* pour sélectionner un sous-ensemble pertinent d'exemples pouvant efficacement servir à la correction de données non fiables, même lorsque des occultations importantes se produisent. Cela améliore à la fois le temps de calcul et de la qualité de la correction.

Le but de cette étude est de concevoir et d'évaluer une méthode pour calculer les scores RULA à 30 Hz, basés sur ces postures Kinect corrigées. Le principal défi est d'obtenir des scores de RULA fiables, même dans des conditions de travail très contraignantes, comprenant de nombreuses occultations et un placement non recommandé de la caméra. Avec ces méthodes récentes de correction, est-il possible d'obtenir des évaluations ergonomiques fiables et reproductibles pouvant assister l'ergonome dans son travail ?

Pour évaluer cette méthode, nous avons tout d'abord comparé les angles articulaires et les scores RULA résultant à ceux calculés à partir d'un système de capture de mouvements opto-électronique de référence, dans des conditions de laboratoire, mais en tentant de mimer des situations pouvant intervenir sur un véritable poste de travail. Deuxièmement, nous avons appliqué la méthode dans une véritable usine, avec les travailleurs professionnels, où il n'était pas possible de disposer d'un système de mesure de référence. Les scores RULA résultant ont donc été comparés avec ceux fournis par deux ergonomes experts.

6.1.1 La méthode RULA

En ergonomie, l'une des méthodes d'observation les plus répandues est la méthode RULA (pour "Rapid Upper Limb Assessment") [McAtamney1993]. L'examinateur doit évaluer une posture clé statique du travailleur basée sur une observation directe ou une image 2D. Cette évaluation est basée sur une estimation des principaux angles articulaires du haut du corps, du tronc et du cou. Chaque angle articulaire est associé à un score selon une gamme d'angles prédéfinis. Par exemple, le score du bras varie de 1 à 4 si la flexion de l'épaule est entre [-20° ; 20°], < -20° ou entre [20° ; 45°], entre [45° ; 90°], ou > 90° respectivement. Les mêmes types de seuil sont appliqués aux autres angles articulaires.

Les scores de chaque articulation sont regroupés dans le score de posture A, composé des bras, avant-bras et poignets, et dans le score de posture B, pour le cou, le tronc et les jambes.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

D'autres éléments sont inclus à ces scores A et B pour donner un score C (membre supérieur) et un score D (cou, tronc et jambes). Ces éléments supplémentaires nommés *Muscle use* et *Force/Load score*, évaluent la Répétitivité et les charges externes imposées au travailleur lors de sa tâche. Ces derniers scores sont combinés pour fournir un score final pour les parties gauche et droite du corps, allant de 1 à 7. Ces scores finaux mènent à une recommandation résumée en quatre niveaux d'intervention (de "posture acceptable" à "poste de travail exigeant des changements immédiats"). Une illustration de la feuille de calcul de la méthode RULA est présentée en Annexes.

La méthode RULA souffre des mêmes biais que les autres méthodes d'observation. En effet, une fidélité inter-observateurs (en utilisant l'ICC) du score global RULA inférieur à 0.5 a été trouvée pour les observateurs avec une expérience de débutant en ergonomie [Robertson2009]. Ceci impose que les observateurs doivent être préalablement formés pour remplir correctement la grille d'évaluation de RULA [Dockrell2012].

Comme cette approche est basée sur des postures clés isolées (généralement les pires postures au sens des risques de TMS), elle conduit à une discrétisation du score dans le temps qui peut être moins sensible au bruit que les méthodes basées sur des scores continus. De plus, l'information temporelle n'est pas accessible, comme par exemple, le temps passé au-dessus d'un score donné. Cependant, RULA, comme la plupart des méthodes d'observation utilisées dans l'industrie se concentre principalement sur l'évaluation des postures statiques, principalement en raison de l'absence d'outils appropriés d'analyse de la performance humaine [Chaffin2005]. En effet, une évaluation posturale à chaque instant de la tâche demanderait beaucoup de temps, en dépit de sa pertinence réelle. Ainsi, la conception d'une méthode pour évaluer le mouvement humain de manière continue fournirait de nouvelles informations pertinentes pour évaluer les risques potentiels de TMS.

6.2 Matériels et méthodes

Cette section décrit la méthode développée pour calculer les informations demandées par RULA à partir des données Kinect qui sont basées sur une représentation simplifiée d'une posture. Elle décrit également les deux protocoles expérimentaux conçus pour évaluer cette méthode dans des conditions de travail simulées et réelles. La condition simulée en laboratoire nous a permis d'utiliser un système de capture de mouvements de référence pour quantifier l'imprécision de l'estimation des angles articulaires et des scores RULA correspondants. Cependant, les conditions réelles de travail peuvent être beaucoup plus complexes, comprenant plus d'occultations et de placements non recommandés de caméras. Utiliser un système de capture de mouvements de référence dans cet environnement est presque impossible car cela altérerait la production dans la ligne de production associée. Par conséquent, les scores RULA issus de notre méthode ont été comparés avec ceux estimés par des ergonomes experts.

6.2.1 Calcul des angles articulaires en utilisant les données Kinect

Comme montré dans [Plantard2015], les données fournies par la Kinect sont sensibles aux conditions environnementales. Les occultations induites par la posture réalisée, la position du travailleur par rapport à la caméra et le poste de travail, conduisent à des données imprécises. Pour améliorer la robustesse des données fournies par la Kinect dans de telles conditions, nous utilisons la méthode de correction présentée dans dans le chapitre 5. Les lecteurs peuvent également se référer à [Plantard2016b] pour plus de détails sur la méthode de correction de la posture.

Pour utiliser la méthode RULA, les angles articulaires appropriés doivent être calculés à partir des données Kinect corrigées. La méthode de correction fournit une posture composée de positions articulaires 3D (voir figure 6.1). Une posture est définie comme un vecteur $p = \{x_j, y_j, z_j\}_{j=1..N}$, où N représente le nombre d'articulations dans la posture, et x_j, y_j, z_j sont les coordonnées cartésiennes 3D de la $j^{ème}$ articulation. Les angles articulaires peuvent être calculés à partir des positions articulaires estimées, en utilisant les recommandations de l'ISB [Wu2005]. Cependant, la posture Kinect n'est pas entièrement compatible avec ces recommandations car elle ne fournit pas tous les repères anatomiques nécessaires. Par conséquent nous avons légèrement adapté la définition des angles pour prendre en compte les articulations disponibles de la Kinect (nommées avec des lettres dans la figure 6.1.a).

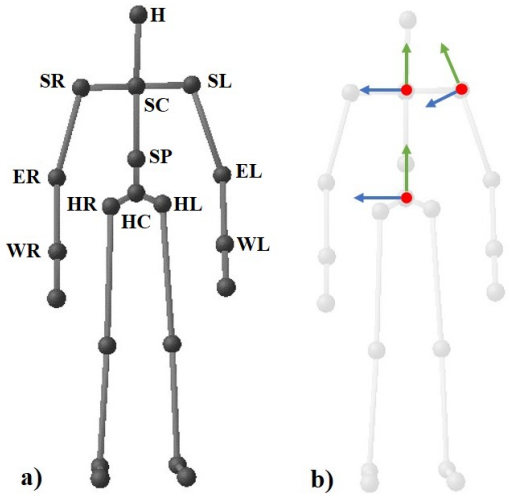

Figure 6.1 - a) Modèle de la posture fourni par la méthode de correction [Plantard2016b]. (HC) centre des hanches, (SP) dos, (SC) centre des épaules, (H) tête, épaules (SL) gauche et (SR) droite, coudes (EL) gauche et (ER) droit, poignet (WL) gauche et (WR) droit, hanches (HL) gauche et (HR) droite. b) Les systèmes de coordonnées des parties du corps (le bassin, le tronc et l'épaule). L'axe X en rouge pointe vers l'avant, l'axe Y en vert pointe vers le haut et l'axe Z en bleu pointe vers la droite.

Le repère global (positionné au bassin) a été défini conformément aux recommandations de l'ISB [Wu1995]. L'axe Y est défini le long de l'axe du tronc représenté par le vecteur allant du centre des hanches (HC sur la figure 6.1) au dos (SP sur la figure 6.1), tel que $v_y^b = p^{SP} - p^{HC}$. L'axe des X est défini comme étant la normale du plan formé par l'axe Y, la hanche gauche (HL dans la figure 1) et la hanche droite (HR dans la figure 6.1), tel que $v_x^b = v_y^b \wedge (p^{HR} - p^{HL})$.

Enfin, l'axe Z est calculé comme la normale de l'axe X et l'axe Y, tel que $v_z^b = v_x^b \wedge v_y^b$.

Pour le repère du tronc, l'axe des Y est représenté par le vecteur allant du dos (SP sur la figure 6.1) à l'articulation centrale du centre des épaules (SC sur la figure 6.1), tel que $v_y^t = p^{SC} - p^{SP}$. L'axe des X est défini comme étant la normale du plan formé par l'axe Y, l'épaule gauche (SL sur la figure 6.1) et l'épaule droite (SR sur la figure 6.1), tel que $v_x^t = v_y^t \wedge (p^{SR} - p^{SL})$. Enfin, l'axe Z est calculé comme la normale de l'axe X et l'axe Y, tel que $v_z^t = v_x^t \wedge v_y^t$.

Pour le repère de l'épaule, l'axe Y est donné par le vecteur allant de l'articulation du coude (EL ou ER dans la figure 6.1) à l'articulation de l'épaule (SL ou SR à la figure 6.1), tel que défini pour l'épaule gauche $v_y^{eg} = p^{SL} - p^{EL}$. L'axe Z est la normale du plan formé par l'axe Y et le l'avant-bras défini par le vecteur allant de l'articulation du poignet (WL ou WR à la figure 6.1) à l'articulation du coude (EL ou ER dans la figure 6.1), tel que $v_z^{eg} = v_y^{eg} \wedge (p^{EL} - p^{WL})$. L'axe X est la normale au plan formé par les deux axes précédents $v_x^{eg} = v_y^{eg} \wedge v_z^{eg}$.

Ces trois repères ont été placés au centre des hanches (HC), au centre des épaules (SC) et à l'articulation de l'épaule (SL ou SR) respectivement, comme représenté sur la figure 6.1.b. Les angles articulaires du tronc et des épaules ont ensuite été calculés en fonction des recommandations de l'ISB. Nous avons changé la séquence de décomposition de la matrice pour le calcul des angles articulaires de l'épaule passant de YXY à ZYX, afin d'isoler l'abduction et de limiter les problèmes de blocage de cardan comme le suggère [Šenk2006].

La posture fournie par la Kinect ne propose pas assez de points pour calculer les repères locaux du cou et des coudes. Nous calculons alors l'angle de flexion du coude selon la convention de vecteur détaillé dans [Bonnechère2014c].

Les angles articulaires de flexion et de flexion latérale du cou ont été calculés par la projection planaire du vecteur du cou (allant de SC à H), exprimée dans le repère local du tronc.

Du fait qu'il n'y a pas suffisamment d'informations disponibles pour calculer les angles du poignet et la rotation du cou, les scores articulaire *wrist*, *wrist twist* et la condition *neck is twisted* sont définis manuellement.

Le calcul des scores articulaires RULA consiste à confronter les angles articulaires à des seuils. Bien que ces seuils aient été définis avec précision pour les angles de flexion/extension, ils n'ont pas été mis en place pour les autres axes de rotation, comme pour les angles d'abduction/adduction de l'épaule, de pronation/supination du coude, de déviation (radiale et ulnaire) du poignet ou encore de flexion latérale et de rotation du dos et du cou [Battini2014]. Les valeurs de seuil manquantes ont été fixées à 20°, en généralisant la choix de [Aptel2000] pour le mouvement d'abduction/adduction de l'épaule. D'autres considérations, tels que les critères *muscle use* et *Force/Load score*, sont réglées manuellement.

6.2.1.1 Procédure expérimentale en condition de laboratoire

Dans cette section, nous présentons le protocole expérimental utilisé pour évaluer la pertinence de la méthode proposée dans des conditions contraignantes simulées. À cette fin, nous avons mis en place un protocole expérimental avec 12 participants de sexe masculin (âge : 30.1 ±7.0 ans, taille : 1.75 ±0.046 m, masse : 62.2 ±7.0 kg). Ils étaient équipés de 47 marqueurs réfléchissants positionnés sur des repères anatomiques standardisés, comme le suggère [Wu2005], pour mesurer les postures considérées "de référence". Les mouvements des participants ont été enregistrés par

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

un système opto-électronique composé de 15 caméras Vicon, ainsi qu'avec une caméra Kinect V2 de Microsoft. Le dispositif expérimental est illustré dans la figure 6.2 à gauche.

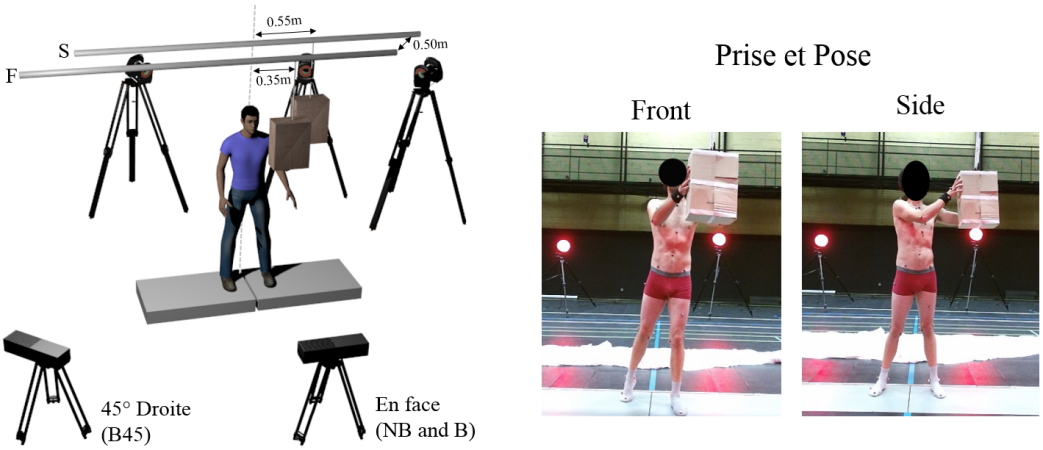

Figure 6.2 - Dispositif expérimental avec deux placements (Front : objet en avant et à gauche ou Side : à gauche), avec deux positions de la Kinect (NB et B : en face ou B45 : 45 ° à droite).

Dans des conditions réelles de travail, l'un des principaux problèmes est la présence d'occultations, principalement car le travailleur manipule des outils et des objets. Pour reproduire cette situation dans des conditions de laboratoire, les sujets devaient effectuer des tâches bi-manuels de *Prise* et de *Pose* d'une boîte de 40 par 30 par 17 cm, comme illustré dans la figure 6.2 à droite. La tâches de *Prise* consistait à transporter la boîte de la position d'origine à l'avant des hanches. La tâches de *Pose* impliquait de la remettre à sa position initiale. La boîte, attachée par un aimant, avait deux placements d'origine ou cible, suivant le mouvement, afin d'apporter de la variabilité dans la tâche. Au premier placement nommé **Front**, la cible était située en face du sujet, à 1.70 m de haut, 0.35 m à gauche et 0.50 m devant. Au second emplacement nommé **Side**, la cible est située sur la gauche du sujet, alignée avec ses deux épaules, à la même hauteur et à 0.55 m à gauche.

La boîte manipulée est censée générer plus ou moins d'occultations en fonction de son placement, relativement à la position de la Kinect. Nous avons donc testé différents scénarios, avec et sans boîte, et avec divers placements de la Kinect, afin d'analyser l'impact des différents types d'occultations :

- **NB** : condition sans boîte. La manipulation a été simulée par le sujet sans utiliser effectivement une boîte, pour éviter les occultations. Dans ces conditions, les sujets devaient simplement atteindre la position où devrait normalement se trouver la boîte. La caméra Kinect a été placée devant les sujets, tel que recommandé par Microsoft. Ce scénario nous a permis de tester la robustesse de la caméra Kinect dans des conditions optimales d'utilisation, tel que recommandé par le constructeur.
- **B** : avec boîte. La manipulation est réalisée avec la boîte, conduisant à des occultations de parties du corps, comme en conditions réelles de travail. La caméra Kinect a été de nouveau placée devant le sujet, tel que recommandé par Microsoft.
- **B45** : avec boîte et placement de la caméra à 45 ° sur la droite. Comme dans la condition B le sujet manipule la boîte mais le Kinect a été placée à 45 ° à droite du sujet, comme cela pourrait se produire dans des environnements encombrés réels. Dans ces conditions, les

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

risques d'occultation étaient plus importants que dans toutes les conditions précédentes.

Les conditions précédentes (**NB**, **B** et **B45**) ont donc été combinées avec les deux placements cibles de la boîte (**Front** et **Side**) pour obtenir un total de 6 conditions expérimentales (**Front-NB**, **Front-B**, **Front-B45**, **Side-NB**, **Side-B** et **Side-B45**). Chaque sujet a répété chaque tâche (*Prise* et *Pose*) 5 fois, dans chaque condition expérimentale. Les mouvements enregistrés ont ensuite été segmentés pour ne garder que le tâches de *Prise* et de *Pose*. Ainsi les postures statiques en début et en fin de chaque mouvement ont été éliminées. Dans certains cas, le signal du tracking de la Kinect a été perdu de façon aléatoire et l'estimation de la posture intégrée dans la Kinect confondait le corps du sujet avec la boîte. Dans cette expérience, ces cas correspondaient à 14.6% des tâches et ont été exclus du reste du processus.

6.2.1.2 Procédure expérimentale en condition réelle de travail

Dans cette section, nous présentons le protocole expérimental utilisé pour évaluer la pertinence de la méthode proposée en milieu de travail réel. À cette fin, nous avons effectué un protocole expérimental avec 7 travailleurs masculins professionnels (âge : 49.7 $\pm$3.9 ans, taille : 1.75 $\pm$0.09 m, masse : 70.0 $\pm$4.9 kg). Cette expérience a été réalisée dans une usine d'assemblage de sièges automobiles du groupe *Faurecia*, comme illustré dans la Figure 6.3. Le mouvement complet de la tâche de travail des travailleurs a été enregistré par une caméra Kinect V2 de Microsoft, placée dans des conditions sous-optimales induites par l'environnement encombré. Au cours de leurs tâches de travail, les travailleurs ont parfois à manipuler de gros objets, conduisant à de grandes occultations.



Figure 6.3 - Exemple de capture de mouvements réalisée avec la Kinect sur un poste de travail en condition réelle.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Dans l'ensemble, 5 postes de travail différents ont été évalués et la tâche de travail a été enregistrée au moins deux fois pour chaque travailleur. Au final, 22 captures de mouvements ont été réalisées dans cette usine d'assemblage de sièges d'automobile. Les travailleurs devaient simplement accomplir leurs tâches de travail, sans aucune sorte de perturbation : pas de capteurs portés, pas de calibrage d'un squelette ni de l'environnement.

Les scores RULA calculés en utilisant les données Kinect corrigées ont été comparés à ceux obtenus par deux ergonomes experts, comme proposé dans [Diego-Mas2014]. Au lieu de sélectionner le cas de la pire posture (au sens des risques de TMS) dans la séquence pour l'évaluation RULA, comme réalisé habituellement, les experts ont effectué l'évaluation RULA sur des séquences d'images couleur enregistrées par la Kinect, échantillonnées à 0.2 Hz. Un total de 300 images différentes ont été évaluées par les deux experts. Ils ont évalué indépendamment chaque partie du corps requise par la méthode RULA. Lorsque les évaluations entre les deux experts étaient différentes (reflétant la variabilité inter-observateur couramment rapportée dans de précédents travaux [Robertson2009, Dockrell2012]), le score retourné par la méthode a été supposé comme correct s'il était situé entre les résultats des deux experts.

6.2.1.3 Statistiques

Pour l'expérience en laboratoire, nous avons pu comparer les angles articulaires calculés avec des données Kinect corrigées à ceux obtenus avec un système de capture de mouvements de référence. Dans l'expérimentation en condition de laboratoire, en raison du mouvement spécifique des tâches de *Prise* et de *Pose*, nous avons concentré notre analyse des angles articulaires sur les angles de flexion des épaules. Un test de Kolmogorov-Smirnov a été utilisé pour vérifier la normalité de la distribution de l'erreur pour ces analyses. Les distributions ne suivent pas une loi normale pour cette expérience. La RMSE et le coefficient de corrélation de Spearman (ρ) ont été calculés pour chacune des conditions. Nous avons ensuite comparé les scores RULA résultant obtenus avec la Kinect et le système de référence avec la RMSE et l'indice d'accord *Po* (aucune différence entre le score basé sur le Vicon et les scores basés sur Kinect).

Pour l'expérience en milieu de travail, nous avons comparé les scores RULA calculés avec des données Kinect à ceux obtenus par les experts. L'indice d'accord (*Po*) et la force de cet accord d'échantillon à échantillon exprimés par le kappa de Cohen (k) ont été calculés (ce dernier tenant compte de l'accord survenant par hasard).

6.3 Résultats

6.3.1 Résultats en condition de laboratoire

Le Tableau 6.1 présente les valeurs de RMSE et de corrélation (ρ) entre les angles de flexion des épaules calculées à partir des données Kinect corrigées et à partir des données de référence. Ces valeurs d'angle sont obtenues pour des tâches de *Prise* et de *Pose* de la boîte, dans toutes les conditions expérimentales.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Les résultats ont montré que les erreurs de flexion de l'épaule sont restées faibles, allant de 5.9° (dans la condition Front-NB) à 16.1° (dans la condition Front-B45). La corrélation entre les valeurs d'angle calculées à partir des données Kinect corrigées et des données de référence est supérieure à 0.90, pour 16 des 24 résultats obtenus.

		RMSE[°]				ρ			
		Prise		*Pose*		*Prise*		*Pose*	
		Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche
Front	NB	12.8 ±4.4	10.7 ±4.2	5.9 ±2.6	7.7 ±3.1	0.97	0.96	0.98	0.98
	B	7.7 ±7.2	9.2 ±8.2	8.3 ±9.0	7.2 ±6.6	0.90	0.84	0.91	0.92
	B45	10.3 ±4.6	16.1 ±5.2	11.0 ±5.2	12.1 ±5.3	0.94	0.79	0.93	0.88
Side	NB	14.6 ±6.9	12.0 ±6.1	6.1 ±2.2	10.6 ±5.5	0.91	0.88	0.98	0.94
	B	9.1 ±4.5	13.6 ±4.5	10.3 ±5.1	11.5 ±4.7	0.94	0.68	0.90	0.79
	B45	8.1 ±6.2	11.7 ±8.1	7.0 ±5.5	9.8 ±7.3	0.92	0.75	0.92	0.82

Tableau 6.1 - RMSE ±SD moyenne exprimée en degrés et coefficient de corrélation de Spearman (ρ) entre les angles de flexion de l'épaule gauche et droite calculés à partir des données Kinect corrigées et des données de référence, pour des tâches de *Prise* et de *Pose*, dans tous les conditions expérimentales.

Le tableau 6.2 rapporte les valeurs de RMSE et d'accord (*Po*) entre les scores RULA finaux calculés à partir des données Kinect corrigées et de référence pour des tâches de *Prise* et de *Pose*, dans toutes les conditions expérimentales.

Les scores RULA finaux calculés à partir des données Kinect corrigées montrent un fort accord avec ceux issus des données de référence. En effet, les scores RULA finaux sont correctement calculés dans plus de 70 % des cas quelques soient les conditions expérimentales.

		RMSE[RULA Score]				*Po*			
		Prise		*Pose*		*Prise*		*Pose*	
		Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche
Front	NB	0.33 ±0.24	0.41 ±0.19	0.32 ±0.21	0.49 ±0.16	0.84	0.80	0.86	0.73
	B	0.25 ±0.26	0.27 ±0.26	0.22 ±0.26	0.27 ±0.24	0.77	0.77	0.82	0.78
	B45	0.51 ±0.23	0.48 ±0.20	0.58 ±0.20	0.58 ±0.21	0.74	0.79	0.74	0.75
Side	NB	0.51 ±0.34	0.42 ±0.22	0.45 ±0.40	0.61 ±0.34	0.78	0.80	0.84	0.71
	B	0.29 ±0.24	0.37 ±0.24	0.34 ±0.19	0.49 ±0.16	0.85	0.79	0.86	0.74
	B45	0.29 ±0.23	0.31 ±0.26	0.27 ±0.21	0.34 ±0.25	0.82	0.77	0.84	0.75

Tableau 6.2 - RMSE ±SD moyenne exprimée en score RULA et indice d'accord (*Po*) entre les scores RULA finaux calculés à partir des données Kinect corrigées et de référence, pour des tâches de *Prise* et de *Pose*, dans toutes les conditions expérimentales.

6.3.2 Résultats en condition de travail réel

Le tableau 6.3 présente les valeurs de RMSE, d'accord (Po) et de force de l'accord (k), entre les scores RULA calculés en utilisant les données Kinect corrigées et les observations des experts, en conditions réelles de travail.

Les valeurs d'accord Po trouvées pour les scores RULA finaux sont légèrement inférieures à celles trouvées dans l'expérimentation en condition de laboratoire, mais restent supérieures à 70%. L'indice kappa k montre une force de l'accord allant de modérée à importante selon l'échelle de [Landis1977].

	RMSE [RULA Score]	Po	kappa(k)
Score Final RULA Droit	0.59	0.73	0.60
Score Final RULA Gauche	0.57	0.74	0.61
Score C Droit (membres supérieurs)	0.67	0.71	0.55
Score C Gauche(membres supérieurs)	0.56	0.77	0.66
Score D (cou, dos et jambes)	0.84	0.62	0.46

Tableau 6.3 - RMSE exprimé en score RULA, indice d'accord (Po) et kappa de Cohen (k) entre les scores de RULA calculés en utilisant les données Kinect corrigées et les observations des experts, en conditions réelles de travail.

6.4 Discussion

Cette étude vise à proposer et à tester une méthode d'estimation des scores RULA en utilisant les données cinématiques fournies par la Kinect. Cette méthode nous permet de calculer les angles articulaires requis par la méthode RULA à partir des données limitées de la posture Kinect. Une correction de la posture Kinect a été appliquée en utilisant une méthode récente [Plantard2016b], afin de limiter l'impact des occultations. Pour évaluer cette méthode, nous avons réalisé deux expérimentations. La première, en condition de laboratoire, nous a permis de quantifier l'imprécision de la méthode proposée par rapport aux données de capture de mouvements de référence. La seconde en condition réelle avait pour but d'évaluer l'accord entre des scores RULA estimés par cette méthode par rapport aux évaluations des deux ergonomes experts.

En condition de laboratoire, on peut remarquer que des corrélations plus faibles ont été trouvées à l'épaule gauche pour les tâches de *Prise*, en particulier lorsque la boîte a été placée à l'opposé de la Kinect (placement Side). Par exemple, dans la condition Side-B, les corrélations étaient plus faible à l'épaule gauche (*Prise* : $\rho = 0.68$ et *Pose* : $\rho = 0.79$) qu'à l'épaule droite (*Prise* : $\rho = 0.94$ et *Pose* : $\rho = 0.90$), du fait que la boîte occulte en partie le bras gauche. Nous avons également remarqué que la tâche de *Pose* conduisait généralement à des résultats plus précis que celle de *Prise*. Par exemple, dans la condition Front-NB la RMSE des tâches de *Pose* était de 5.9 $\pm$4.4 ° et de 7.7 $\pm$3.1 ° pour l'épaule gauche et droite respectivement. Les tâches de *Prise* étaient quant à elles de 12.8 $\pm$4.4 ° et 10.7 $\pm$4.2 ° pour l'épaule gauche et droite respectivement. Cela pourrait être dû à la différence de vitesse entre les deux tâches, en particulier autour de

la position d'attache de la boîte. En effet, lors de la tâche de *Pose*, le sujet devait positionner soigneusement la boîte à l'endroit de fixation, ce qui conduisait à une diminution de la vitesse par rapport à la *Prise* de la boîte à la même position. Il se pose la question de l'influence réelle de la vitesse des mouvements sur les performances d'un tel système. Les différences trouvées pour les angles articulaires étaient moins importantes dans le cas des scores finaux RULA résultant. En effet, du fait que RULA soit basée sur des seuils angulaires tend à minimiser l'effet du bruit lorsque l'angle est loin des seuils.

Ces bons résultats en conditions de laboratoire ne garantissent pas un bon accord entre les résultats estimés par la méthode et les évaluations des ergonomes experts, en particulier dans des conditions réelles. Pour cela, en conditions réelles, le but était d'évaluer notre méthode dans un environnement de travail réel, avec de nombreuses occultations et de placements non-optimaux de la caméra Kinect. Les résultats ont montré un accord important : la méthode a correctement calculé les scores finaux RULA dans 73% et 74% des cas pour la partie droite et gauche du corps respectivement. Toutefois, les données de référence ont été fournies par l'évaluation d'experts, où la posture pouvait être difficile à évaluer correctement avec une unique image 2D. Rappelons que les ergonomes experts utilisent cette information limitée pour effectuer leur évaluation. Une enquête plus poussée avec un système de capture de mouvements de référence plus objectif serait nécessaire pour quantifier avec précision la pertinence du système [Patrizi2015].

Comme dans les travaux précédents [Dockrell2012], nous avons également remarqué une variabilité inter-experts lors de l'évaluation d'une même posture. À l'avenir, il serait intéressant d'impliquer davantage d'experts afin de mieux estimer la gamme des valeurs atteintes par les scores RULA pour une posture unique. Même avec seulement deux ergonomes experts, l'accord (Po) entre eux était de 0.79. Dans ce contexte, les scores RULA estimés par notre méthode étaient dans ou à proximité de l'intervalle des valeurs retournées par les deux ergonomes experts. Si plus d'experts avaient participé à cette étude, nous aurions au moins la même variabilité inter-experts, peut-être plus, améliorant encore le taux de succès de notre méthode. Ces résultats tendent à montrer que la méthode pourrait aider les ergonomes comme un expert supplémentaire aurait pu le faire, complétant leurs observations à 30 Hz.

Les données fournies par la Kinect ne contiennent pas toutes les informations requises pour calculer avec précision tous les angles articulaires, conformément aux recommandations de l'ISB. Une solution possible pourrait être de développer un modèle plus complexe tel que proposé par [Bonnechère2014a]. Cependant l'estimation de nouveaux repères anatomiques basés sur les articulations disponibles devrait reposer sur des articulations reconstruites précisément. Des articles récents [Plantard2015], présentés dans le chapitre 4, ont montré que les articulations fournies par la Kinect pouvaient présenter des erreurs importantes dans des postures spécifiques où lorsque des auto-occultations se produisaient. Les résultats rapportés dans la première expérimentation de cette étude sont conformes à ces résultats : des niveaux d'erreurs similaires que ceux retrouvés dans cette précédente étude, lors de la condition sans boîte, et des erreurs angulaires plus grandes lorsque des occultations se produisent. En raison de ces grandes erreurs potentielles, il semble difficile d'estimer de nouveaux repères anatomiques et d'autres recherches sont nécessaires pour améliorer la qualité des données en premier. Dans cette étude, les résultats ont été obtenus avec des données corrigées en utilisant la méthode proposée dans le chapitre 5, mais quelques erreurs subsistent pour des conditions très occultées.

De plus, la Kinect fournit des informations très bruitées et peu fiables au niveau des articulations des mains. La configuration segmentaire des mains est un point clé en ergonomie, comme indiqué dans l'évaluation des scores RULA. Du fait qu'elles ne soient pas correctement mesurées par le Kinect la plupart du temps, de nouvelles recherches seraient nécessaires pour traiter ce point particulier.

En dépit des limitations rapportées, les résultats de cette étude sont prometteurs pour l'évaluation ergonomique des postes de travail. Kinect a déjà été considérée comme un système prometteur pour une évaluation ergonomique sur site, mais seulement pour des postures simulées [Diego-Mas2014], avec une représentation simple et peu précise des postures, et sans calcul d'angles articulaires [Patrizi2015]. La présente étude montre une capacité pratique à correctement assister les ergonomes dans l'évaluation de la posture pour des tâches de travail, avec un système bas coût et facile à utiliser. La figure 6.4 illustre un exemple d'application possible utilisant la méthode décrite dans ce chapitre, où les angles articulaires et les scores RULA résultant sont fournis aux ergonomes à 30 Hz, alors que les méthodes traditionnelles sont basées sur quelques images clés. En effet, l'application peut fournir la durée passée au-dessus d'un score donné, à titre d'information supplémentaire fournie à l'ergonome. De plus, utiliser une méthode identique, reproductible d'un site de production à l'autre, permet de mener des campagnes très larges d'évaluation du travail posté, ce qui n'est actuellement pas facile vu que les cotations sont effectuées par des personnes différentes dans chaque usine.

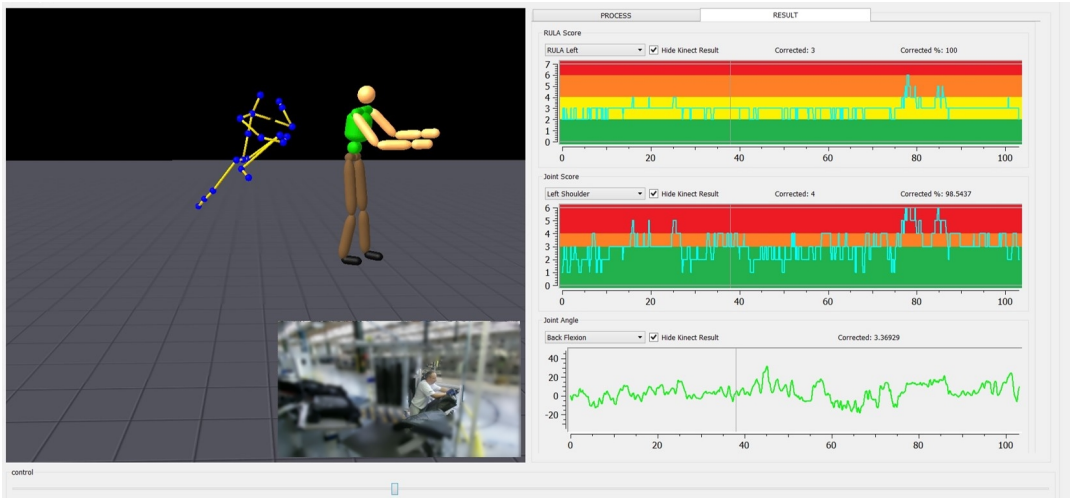

Figure 6.4 - Exemple d'une application d'évaluation ergonomique basée sur les données Kinect. Dans la partie gauche, la posture bleu et jaune représente les données fournies par le Kinect et le personnage 3D montre la posture après correction des données Kinect proposée par [Plantard2016b]). La partie droite représentent des valeurs d'angle d'articulaire (en bas) et les scores finaux RULA résultant (au milieu et en haut).

6.5 Conclusion

Cette étude a proposé et testé une méthode d'évaluation ergonomique RULA basée sur les données cinématiques fournies par la Kinect dans des conditions réelles de travail. Les résultats ont montré que, dans un environnement contrôlé et sur une poste de travail réel, la méthode a évalué avec précision le score RULA, même en présence de nombreuses occultations. Cela ouvre la possibilité d'évaluer la contrainte posturale en continu (à 30 Hz), mais sans apporter de contraintes d'utilisation (c-à-d., complexité, calibration, interruption du travail, capteurs attachés au corps du travailleur). En effet, le système est facile à utiliser et à exploiter, dans

des conditions réelles de travail, sans déranger les travailleurs et sans compétences spécifiques d'ingénieurs spécialisés dans le calibrage et le paramétrage du système. De plus, la méthode pourrait aider les ergonomes et améliorer la standardisation des évaluations réalisées dans différents sites géographiques et à différentes périodes. En fournissant des données reproductibles, plus nombreuses, avec de nouveaux indicateurs impliquant le temps, elle assiste l'ergonome dans sa démarche de compréhension des tâches des travailleurs.

Enfin, il faut remarquer que la correction des postures Kinect mal estimées fonctionne en temps réel et ouvre la possibilité de mettre en œuvre des feedbacks visuels utilisateurs de manière interactive, permettant de prendre en compte les aspects "facteurs humains" dès la phase de prototypage virtuel ou de formation de du travailleur à des postes de travail, comme l'a suggéré [Vignais2013].

Chapitre 7

Étude 4 : Les couples articulaires estimés à partir de données Kinect corrigées sont-ils fiables pour des évaluations ergonomiques ?

Dans le cadre de cette thèse, le chapitre 6 a mis en lumière la possibilité d'utiliser des postures corrigées issues de la Kinect pour réaliser une évaluation ergonomique reproductible, standardisée, et continue sur ligne de production. Les méthodes d'évaluation posturale telles que la méthode RULA sont utiles aux ergonomes pour juger des risques de TMS associés à un poste de travail. Cependant elles ne traitent pas l'ensemble des facteurs de risque et décomposent la posture en parties du corps indépendantes. Les forces internes mobilisées par le travailleur lors de la tâche sont un autre facteur de risque de TMS reflétant plus la répercussion biomécanique des contraintes mécaniques externes du poste de travail. Cependant, elles nécessitent des données cinématiques très précises pour être estimées. Dans cette thèse, nous avons donc explorer la possibilité d'utiliser les travaux présentés dans les chapitres précédents pour estimer ces contraintes biomécaniques internes, en faisant l'hypothèse que la qualité des données corrigées est suffisante.

Publication associée :

- *Plantard P., Muller A., Pontonnier C., Dumont G., Shum H.P.H. and Multon F. Are joint torques estimated from Microsoft Kinect data reliable for ergonomics assessments ? International Journal of Industrial Ergonomics 2016, Submitted, May 2016.*

Résumé

Les couples et les forces articulaires sont des quantités pertinentes pour estimer les contraintes biomécaniques des tâches de travail en ergonomie. Cependant, la dynamique inverse nécessite des systèmes précis de mesure du mouvement, qui ne sont généralement pas utilisables sur ligne de production. Des systèmes de mesure, sans marqueurs ni calibration, basés sur les caméras de profondeur, telle que la Kinect de Microsoft, sont des moyens prometteurs pour mesurer les postures 3D au cours du temps. Des travaux récents ont proposé des méthodes pour obtenir des données fiables et continues dans des environnements encombrés, avec des occultations et des placements inappropriés de la caméra. Dans cette étude, nous évaluons la fiabilité d'une méthode de dynamique inverse basée sur ces données Kinect corrigées et son utilisation potentielle pour estimer les couples et les forces articulaires dans des environnements encombrés apportant des occultations. À cette fin, nous avons comparé les couples articulaires résultants avec ceux obtenus avec une méthode de référence de dynamique inverse, basée sur des données issues d'un système de capture de mouvements opto-électronique. Les résultats montrent que les données fournies par la Kinect permettent au processus de dynamique inverse de délivrer des couples articulaires fiables dans des conditions sans occultations (corrélation croisée de 0.99 pour l'élévation de l'épaule gauche) et également lors d'occultations (corrélation croisée de 0.91). Ces couples articulaires fiables ouvrent des perspectives intéressantes pour l'utilisation de nouveaux indices de fatigue ou de risque basés sur la mesure d'efforts internes sur ligne de production.

Résumé pour l'ergonome : Cette étude démontre que les données Kinect corrigées pourraient être utilisées pour estimer les couples et forces articulaires internes, en utilisant une méthode adaptée de dynamique inverse. La méthode pourrait être appliquée sur ligne de production car elle peut gérer des situations où des occultations apparaissent. La méthode résultante basée sur la Kinect est facile à utiliser en temps réel et pourrait aider les ergonomes dans l'évaluation des risques sur ligne de production avec ou sans retour interactif à l'utilisateur.

Mots clés : Kinect ; Dynamique inverse ; mesure sur site ; couple articulaire ; occultations

7.1 Introduction

La posture et le mouvement des travailleurs sont des informations importantes pour déterminer le risque de traumatismes musculo-squelettiques en milieu de travail [Vieira2004]. Basée sur des données cinématiques précises et des forces externes, la dynamique inverse fournit aux ergonomes les efforts internes, tels que les forces et les couples articulaires [Looze2000], ou même les tensions musculaires [Rasmussen2003, Pontonnier2014b]. La dynamique inverse peut être calculée en isolant chaque segment du corps et en utilisant les méthodes de Newton-Euler pour calculer les forces et les couples articulaires [Featherstone2014]. Une autre approche consiste à guider un modèle dynamique à travers les mesures cinématiques en utilisant l'optimisation [Damsgaard2006]. Dans les deux approches, des imprécisions des données cinématiques influencent fortement les couples et les forces articulaires calculés [Riemer2008].

Par conséquent, des systèmes précis de capture de mouvements, tels que les systèmes opto-électroniques, sont utilisés pour obtenir des mesures précises. Cependant, ces systèmes nécessitent de placer plusieurs caméras infrarouges dans l'environnement, de positionner des marqueurs sur la peau à des repères anatomiques standardisés, de calibrer le dispositif et de traiter les données dans une étape de post-traitement. Sur ligne de production, dans des conditions réelles de travail, ce type de dispositif est impossible à mettre en place et peut interférer avec la tâche du sujet. Le développement récent de systèmes à bas coût, sans marqueurs ni calibration, telle que la Kinect de Microsoft, offrent une alternative à ces systèmes de référence, dans différents domaines d'application : analyse clinique de la marche [Clark2013b, Auvinet2014, Auvinet2015], détection de chutes [Stone2015], évaluation du volume de travail atteignable [Kurillo2013] et infographie [Wei2012]. En ergonomie, des travaux précédents ont évalué la capacité de la Kinect à mesurer des positions 3D fiables [Dutta2012], des données morphologiques individuelles [Bonnechère2014a, Bonnet2015], des postures de travail [Diego-Mas2014, Spector2014, Plantard2016a], et à fournir un feedback visuel en temps réel aux travailleurs [Martin2012].

Cependant, des travaux récents ont montré que les angles articulaires peuvent être mal estimés dans certaines situations, en particulier lors d'occultations ou avec un placement inapproprié de la Kinect [Plantard2015, Plantard2016a]. Ces situations se produisent généralement sur ligne de production en raison de postes de travail encombrés. Les imprécisions résultantes peuvent par conséquent avoir un fort impact sur la dynamique inverse.

Plusieurs méthodes ont été proposées pour améliorer la qualité des données cinématiques fournies par le logiciel de la Kinect [Shotton2011]. Récemment, plusieurs auteurs ont proposé de remplacer les positions articulaires mal estimées par d'autres, plus plausibles, en utilisant une base de données d'exemples [Shum2013]. Pour assurer la continuité de la séquence de postures résultantes, des travaux récents ont proposé d'organiser la base de données d'exemples sous forme de graphe reliant deux postures si on peut les enchaîner sans discontinuité [Plantard2016b].

La pertinence de ces postures corrigées n'a pas encore été testée comme données de base à un calcul de dynamique inverse. Le but de cette étude est donc d'évaluer si la dynamique inverse basée sur ces postures corrigées pourrait fournir des couples articulaires adaptés au contexte ergonomique, même dans de mauvaises conditions de mesure : occultations et placement inadapté de la caméra. Pour répondre à cette question, nous avons comparé les résultats ainsi obtenus, avec ceux calculés par une méthode de référence basée sur les données fournies par un système opto-électronique. La première partie de cette étude porte sur le matériel et les méthodes utilisées pour élaborer le protocole expérimental, le calcul des couples articulaires basé sur ces deux

types de données, et les statistiques utilisées pour comparer les résultats. La deuxième partie de l'étude présente les résultats de l'expérimentation avant la discussion.

7.2 Matériels et méthodes

Pour évaluer la possibilité de calculer correctement les couples articulaires à partir des données Kinect, nous avons effectué une expérimentation visant à comparer ces couples articulaires avec ceux calculés par une méthode de référence basée sur des données précises issues d'un système Vicon. Nous présentons d'abord le protocole expérimental mis en place pour réaliser cette comparaison. Ensuite, nous détaillons comment calculer les couples articulaires à partir des données fournies par ces deux systèmes.

7.2.1 Protocole

Dans cette étude exploratoire, nous reprenons le protocole expérimental proposé dans la troisième étude et présenté dans le chapitre 6, comprenant des tâches de *Prise* et de *Pose* dans différentes conditions de mesure. Nous rappelons ici ce dispositif expérimental.

Nous avons mis en place un protocole expérimental avec 12 participants de sexe masculin (âge : 30.1 ±7.0 ans, taille : 1.75 ±0.046 m, masse : 62.2 ±7.0 kg). Ils étaient équipés de 47 marqueurs réfléchissants positionnés sur des repères anatomiques standardisés, comme le suggère [Wu2005], pour mesurer les postures considérées "de référence". Les mouvements des participants ont été enregistrés par un système opto-électronique composé de 15 caméras Vicon, ainsi qu'avec une caméra Kinect V2 de Microsoft. Le dispositif expérimental est illustré dans la figure 6.2 à gauche.

Dans des conditions réelles de travail, l'un des principaux problèmes est la présence d'occultations, principalement car le travailleur manipule des outils et des objets. Pour reproduire cette situation dans des conditions de laboratoire, les sujets devaient effectuer des tâches bi-manuelles de *Prise* et de *Pose* d'une boîte de 40 par 30 par 17 cm, comme illustré dans la figure 6.2 à droite. La tâche de *Prise* consistait à transporter la boîte de la position d'origine à l'avant des hanches. La tâche de *Pose* impliquait de la remettre à sa position initiale. La boîte, attachée par un aimant, avait deux placements d'origine ou cible, suivant le mouvement, afin d'apporter de la variabilité dans la tâche. Au premier placement nommé **Front**, la cible était située en face du sujet, à 1.70 m de haut, 0.35 m à gauche et 0.50 m devant. Au second emplacement nommé **Side**, la cible est située sur la gauche du sujet, alignée avec ses deux épaules, à la même hauteur et à 0.55 m à gauche.

La boîte manipulée est censée générer plus ou moins d'occultations en fonction de son placement, relativement à la position de la Kinect. Nous avons donc testé différents scénarios, avec et sans boîte, et avec divers placements de la Kinect, afin d'analyser l'impact des différents types d'occultations :

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

- **NB** : condition sans boîte. La manipulation a été simulée par le sujet sans utiliser effectivement une boîte, pour éviter les occultations. Dans ces conditions, les sujets devaient simplement atteindre la position où devrait normalement se trouver la boîte. La caméra Kinect a été placée devant les sujets, tel que recommandé par Microsoft. Ce scénario nous a permis de tester la robustesse de la caméra Kinect dans des conditions optimales d'utilisation, tel que recommandé par le constructeur.
- **B** : avec boîte. La manipulation est réalisée avec la boîte, conduisant à des occultations de parties du corps, comme en conditions réelles de travail. La caméra Kinect a été de nouveau placée devant le sujet, tel que recommandé par Microsoft.
- **B45** : avec boîte et placement de la caméra à 45 ° sur la droite. Comme dans la condition B le sujet manipule la boîte mais le Kinect a été placée à 45 ° à droite du sujet, comme cela pourrait se produire dans des environnements encombrés réels. Dans ces conditions, les risques d'occultation étaient plus importants que dans toutes les conditions précédentes.

Les conditions précédentes (**NB**, **B** et **B45**) ont donc été combinées avec les deux placements cibles de la boîte (**Front** et **Side**) pour obtenir un total de 6 conditions expérimentales (**Front-NB**, **Front-B**, **Front-B45**, **Side-NB**, **Side-B** et **Side-B45**). Chaque sujet a répété chaque tâche (*Prise* et *Pose*) 5 fois, dans chaque condition expérimentale.

Afin de s'assurer que la méthode de référence de dynamique inverse délivre des données précises, nous avons mis en place une étape supplémentaire de validation. Pour cela les sujets était placés sur deux plates-formes de force AMTI de 120 par 60 cm (fréquence de 1000 Hz), calibrées régulièrement tout au long de l'expérimentation. Le sujet positionnait chaque pied sur une plate-forme différente pour mesurer les forces de réaction du sol sous chacun d'entre eux. Le poids de chaque sujet a été mesuré à l'aide des deux plates-formes de force.

7.2.2 Méthode d'estimation des couples articulaires

Dans cette étude, nous proposons de comparer les couples articulaires estimés à partir des données Kinect avec ceux estimés à partir des données de capture de mouvements de référence. Nous focalisons cette étude sur l'épaule et le coude gauche, car ces parties du corps sont fortement occultées lors de la manipulation la boîte, et quand la Kinect est placée de façon non optimale (conditions B et B45). Le procédé global est illustré sur la figure 7.1.

Chaque système de mesure délivre des données cinématiques de nature différente. En effet, le système Vicon mesure les positions 3D, nommées χ_i^{ref}, de chaque marqueur externe i, alors que la Kinect fournit une estimation des positions 3D χ_i^{kin} pour 20 articulations principales i. Ceci nécessite donc de mettre en place deux pipelines de calcul, illustrés en bleu et vert dans la figure 7.1, pour le système Vicon et le système Kinect, respectivement.

Le processus d'estimation des couples articulaires est ensuite divisé en trois étapes : 1) Tout d'abord, nous reconstruisons les trajectoires des données occultées que ce soit avec le Vicon ou la Kinect. 2) Ensuite, nous utilisons un processus de cinématique inverse cherchant à déterminer les angles articulaires, à partir de positions 3D soit des marqueurs externes (Vicon), soit des centres articulaires estimés par la Kinect. Cela nous permet d'obtenir les angles articulaires θ_i^{ref} et θ_i^{kin} autour de l'axe i, à partir des positions 3D p_i^{ref} et p_i^{kin} des données de référence et des données Kinect, respectivement. 3) Enfin, les couples articulaires τ_i^{ref} et τ_i^{kin} autour de l'axe i, sont calculés grâce à la méthode "top-down" de dynamique inverse, à partir des angles

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

articulaires θ_i^{ref} et θ_i^{kin}, respectivement. Il faut noter ici que le calcul de dynamique inverse est rigoureusement le même pour les deux systèmes, seules les données d'entrée changent. Considérons maintenant les détails de chacune de ces étapes.

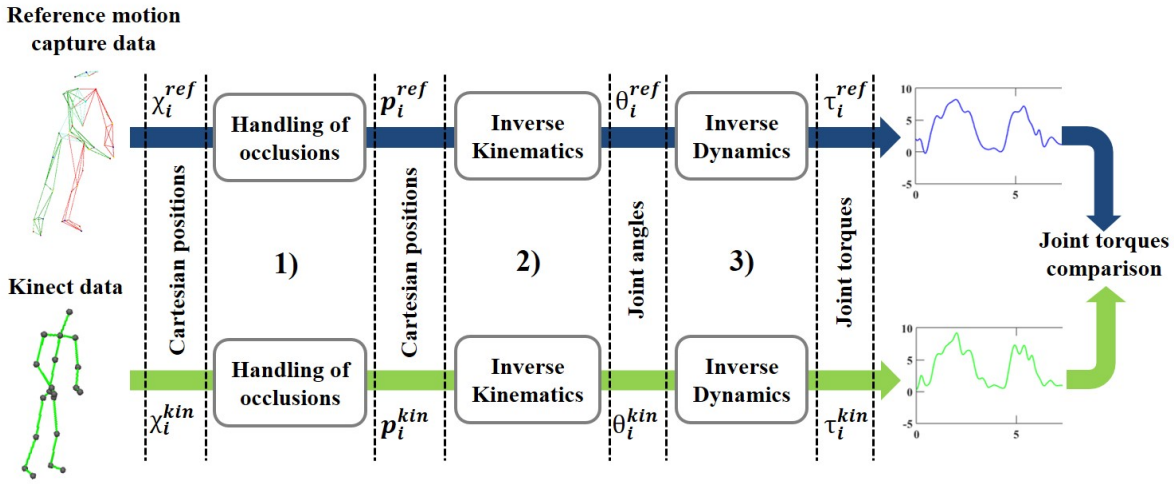

Figure 7.1 - Présentation des deux pipelines de calcul permettant la comparaison des couples articulaires calculés avec des données Kinect (en vert) par rapport aux données de référence (en bleu). Chaque pipeline de calcul permettant d'estimer les couples articulaires est divisé en trois étapes : 1) traitement des occultations, 2) calcul de cinématique inverse et 3) calcul de dynamique inverse.

7.2.2.1 Dynamique inverse basée sur les données Vicon

Les données Vicon ont été traitées grâce au logiciel Nexus [Nexus2016]. Les trajectoires des marqueurs occultés ont été reconstruites en utilisant l'hypothèse de corps rigides.

La figure 7.2 illustre le modèle biomécanique corps complet utilisé dans le pipeline de calcul basé sur les données Vicon. Il comprend le modèle cinématique de squelette associé aux paramètres inertiels de chaque segment. Les marqueurs utilisés dans l'expérimentation ont aussi été modélisés comme des positions relatives exprimées dans le repère local de chaque segment. Les paramètres géométriques du modèle, principalement les longueurs des segments, ont été initialisés par une mise à l'échelle uniforme à partir de la taille du sujet. Ensuite, une calibration géométrique a été réalisée pour adapter les longueurs segmentaires et les positions des marqueurs du modèle à celles spécifiques à chaque sujet. Cette calibration est formulée en un problème d'optimisation cherchant à minimiser les distances entre les longueurs segmentaires et les positions des marqueurs du modèle, avec celles du sujet, obtenues à partir d'une capture de mouvement [Muller2015]. Les paramètres inertiels des segments du corps (BSIP) ont été estimés en utilisant une table anthropométrique basée sur la méthode de régression proposée par [Dumas2007].

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

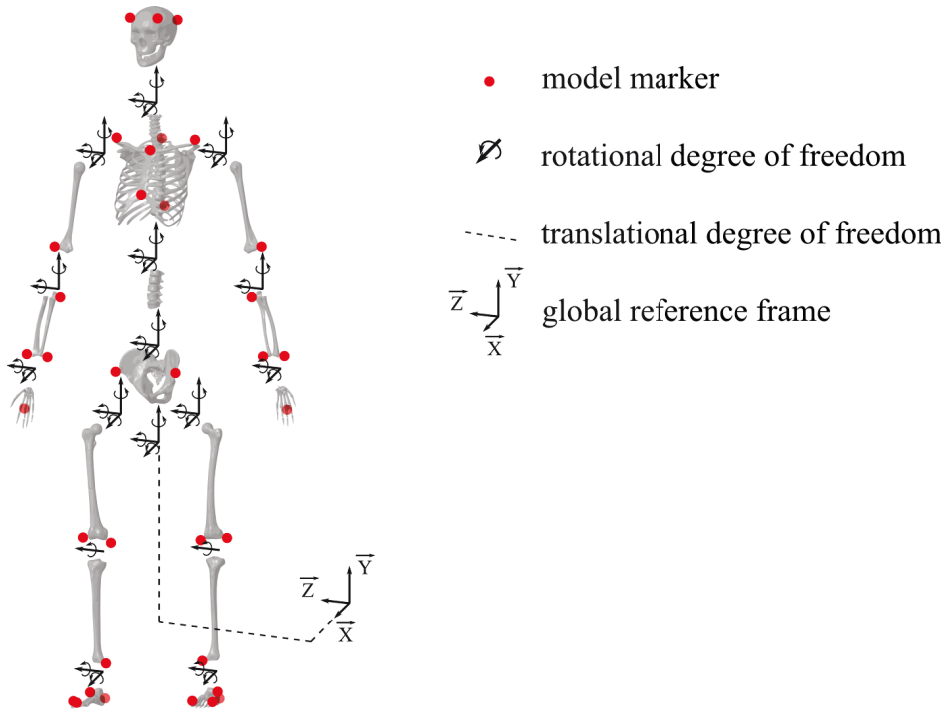

Figure 7.2 - Modèle biomécanique et position des marqueurs pour le pipeline de dynamique inverse de référence (les illustrations des os ont été extraites du modèle d'AnyBody). Une liaison virtuelle a six degrés de liberté relie le pelvis au sol (repère du monde) pour convertir un système flottant dans un système équivalent à base fixe.

Les angles articulaires ont été estimés grâce à une étape de cinématique inverse qui consiste à optimiser l'ensemble des angles articulaires afin de minimiser la distance entre les positions des marqueurs mesurées dans l'expérimentation et celles représentées dans le modèle cinématique de squelette [Lu1999]. Ceci conduit à un processus d'optimisation global sous la forme suivante :

$$\min_{\theta_i^{ref}} \sum_i ||p_i^{ref} - p_i^{model}(\theta_i^{ref})||^2 \tag{7.1}$$

où θ_i^{ref} est le vecteur des angles articulaires, $p_i^{model}(\theta_i^{ref})$ les positions du marqueur i obtenues par cinématique directe, p_i^{ref} les positions expérimentales du marqueur i.

Les angles articulaires résultants ont été filtrés par un filtre passe-bas (5 Hz) Butterworth de 4ème ordre. Les vitesses et accélérations angulaires ont été calculées par différences finies.

Les couples articulaires sont ensuite calculés à partir des positions, vitesses et accélérations angulaires résultantes. Un algorithme récursif Newton-Euler [Featherstone2014] a été utilisé en partant des extrémités et en remontant le calcul vers la racine du squelette (approche "top-down"), en supposant chaque segment comme indépendant. Les forces agissant sur le corps i (figure 7.3) sont liées à son mouvement. La force nette agissant sur le corps i liée à son accélération est représenté dans l'équation 7.2 par f_i^B.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

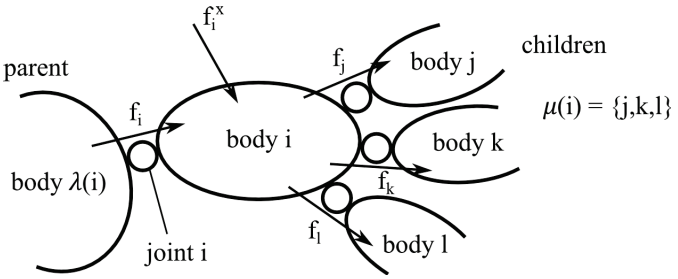

Figure 7.3 - Les forces agissant sur le corps i, issues de [Featherstone2014]. f_i correspond aux forces appliquées sur le corps i par son parent $\lambda(i)$. f_i^x sont les forces externes appliquées sur le corps i correspondant dans ce cas à l'accélération de la pesanteur. $\mu(i)$ correspond au enfants du corps i, dans cette illustration, le corps i possède trois enfants : j, k et l.

$$f_i = f_i^B - f_i^x + \sum_{j \in \mu(i)} f_j \tag{7.2}$$

7.2.2.2 Dynamique inverse basée sur les données Kinect

Comme le montrent des études antérieures, les données Kinect brutes conduisent à des mesures cinématiques imprécises lorsque des occultations se produisent [Plantard2015, Wang2015a]. Des travaux récents ont montré que la correction des données Kinect permet d'obtenir des postures suffisamment précises pour être utilisées lors d'une évaluation ergonomique dans de tels environnements occultés, alors que les données Kinect brutes conduisent à des erreurs importantes [Plantard2016a]. Nous proposons donc d'utiliser cette méthode de correction [Plantard2016b] afin de limiter l'impact des occultations sur la précision de mesure de la Kinect. Cette méthode de correction propose de remplacer les positions articulaires mal estimées par d'autres, plus plausibles, en utilisant une base de données d'exemples. Cette méthode est entièrement automatique et corrige les données Kinect en temps réel. Les données de sortie fournissent des trajectoires cartésiennes articulaires pour un ensemble de 20 articulations, similaires à celles délivrées par la Kinect. Les lecteurs sont invités à se référer au chapitre 5 pour plus de détails sur la méthode de correction de la posture.

La figure 7.4 montre le modèle biomécanique utilisé dans le pipeline de calcul de la dynamique inverse à partir de données Kinect. Le thorax est choisi pour être la racine de la chaîne cinématique. Ses paramètres comprennent donc sa position et son orientation 3D par rapport au repère du monde. Du fait que la position de la main retournée par la Kinect n'était pas assez précise, la rotation du poignet a été considérée comme fixe. Les informations fournies par la Kinect ne permettent pas non plus d'obtenir la pronation/supination de l'avant-bras. L'articulation du coude a donc été modélisée comme un pivot, représentant la flexion/extension. La méthode de correction des données Kinect utilise un modèle physique qui assure de maintenir la distance entre 2 articulations adjacentes fixes au cours du temps. Nous avons donc défini les longueurs des segments du modèle à partir de ces distances. Les paramètres inertiels des segments du corps (BSIP) ont été estimées par la méthode de régression proposée par [Dumas2007], comme pour le processus basé sur les données issues du système Vicon.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

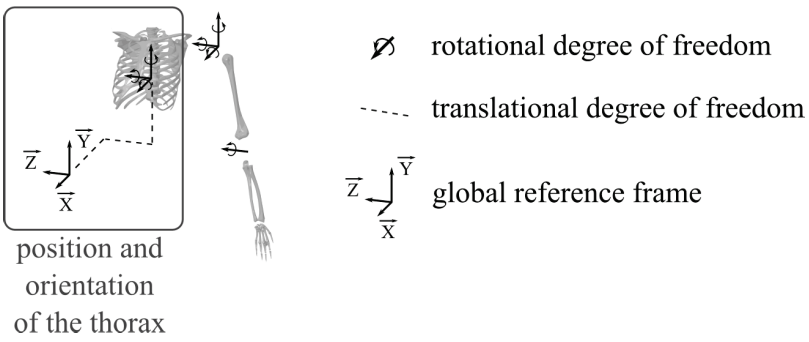

Figure 7.4 - Modèle biomécanique pour le pipeline de dynamique inverse Kinect (les illustrations des os ont été extraites du modèle d'AnyBody).

L'ISB [Wu2005] recommande une méthode particulière de calcul des angles articulaires à partir des positions de point anatomiques, en utilisant des référentiels locaux à chaque segment. Cependant, la posture Kinect n'est pas entièrement compatible avec ces recommandations car elle ne fournit pas tous les points anatomiques nécessaires. Par conséquent nous avons légèrement adapté le calcul des repères associés à chaque segment pour prendre en compte les centres articulaires retournés par la Kinect. La méthode de calcul des repères associés au thorax et à l'épaule est décrite dans l'étude 6. Les angles articulaires de l'épaule sont ensuite obtenus suivant la séquence de décomposition recommandée par l'ISB, à savoir YXY. La première rotation autour de l'axe Y (Y_1) définit le plan d'élévation, la rotation autour de l'axe X correspond à l'élévation et la seconde rotation autour de l'axe Y (Y_2) représente la rotation interne/externe. La posture fournie par la Kinect ne propose pas assez de points pour calculer le repère local de l'avant-bras. Nous calculons alors l'angle de flexion du coude selon la convention de vecteur détaillée dans [Bonnechère2014c]. La flexion est ici définie par la rotation autour de l'axe Z.

Conformément au modèle biomécanique considéré, la dynamique inverse a été calculée de manière identique à ce qui a été décrit pour les données Vicon (cf figure 7.3 et l'équation 7.2).

7.2.3 Statistiques

Avant de comparer les résultats issus du pipeline Kinect et Vicon, nous avons évalué la validité des couples articulaires retournés par le pipeline Vicon, supposés être de référence. Si le calcul de dynamique inverse pour le corps complet fournit des résultats précis, les forces et les couples résultants dans la liaison 6 degré de liberté entre le pelvis et le repère du monde devraient être proche de zéro. C'est valeurs sont définies comme des forces et des couples résiduels. Pour réaliser cette validation, nous avons effectué le calcul de dynamique inverse avec les données Vicon, présentée dans la section 7.2.2.1 sur le modèle de corps complet en appliquant les forces externes fournies par les plateformes de force. Nous avons ensuite analysé les forces et les couples dans la liaison 6 degré de liberté entre le pelvis et le repère du monde.

Ainsi pour chaque condition expérimentale, la RMS de ces forces et couples résiduels a été calculée pour chaque axe, exprimée en moyennes et écarts types pour tous les sujets. Les forces résiduelles ont été normalisées par le poids du corps du sujet (BW) et les couples résiduels par le poids du corps du sujet multiplié par sa taille (BW×H).

Nous avons ensuite évalué les résultats obtenus à partir des données Kinect corrigées autour des axes YXY de l'épaule, et de l'axe Z du coude, d'après les recommandations de l'ISB [Wu2005].

Dans un première temps, nous avons comparé les angles (θ_i) et les couples articulaires (τ_i) autour de l'axe i, obtenus à partir des données Kinect à celles calculées à partir des données Vicon (supposées être les valeurs de référence). Le coefficient de corrélation croisée (r) et le déphasage temporel (τ_{lag}) ont été calculés pour chaque séquence de mouvements (comprenant les 5 répétitions pour chaque condition). Ces résultats sont exprimés en moyennes, pour chaque condition.

Dans un deuxième temps, les mouvements enregistrés ont été segmentés pour ne garder que le tâches de *Prise* et de *Pose*. Ainsi les postures statiques en début et en fin de chaque mouvement ont été éliminées. Nous avons ensuite calculé l'erreur absolue et relative (RMSE et nRMSE) entre les couples articulaires (τ_i) autour de l'axe i, estimés à partir des données Vicon et des données Kinect corrigées. Nous avons normalisé la RMSE par l'amplitude des valeurs de référence (τ_i^{ref}), autour de l'axe de rotation i, comme suit :

$$nRMSE(\tau_i^{ref}, \tau_i^{kin}) = \frac{RMSE(\tau_i^{ref}, \tau_i^{kin})}{max(\tau_i^{ref}) - min(\tau_i^{ref})} \tag{7.3}$$

Les résultats de RMSE et nRMSE sont exprimés en N.m et % respectivement, et présentés en moyennes (et écarts types pour la RMSE).

7.3 Résultats

La première partie des résultats a pour but de vérifier la précision des couples articulaires calculés avec les données de référence. Cette étape de validation permet de s'assurer que les données résultantes peuvent être considérées comme des valeur de références. Pour cela les valeurs normalisées de forces et couples résiduels ont été calculées pour toutes les conditions. Le tableau 7.1 présente les RMS moyennes (et écart type) des forces et couples résiduels dans la liaison six degrés de liberté entre le pelvis et le repère du monde.

		Forces résiduelles F/BW [%]			Couple résiduels $M/(BW \times H)$ [%]		
		F_x	F_y	F_z	M_x	M_y	M_z
Front	NBF	1.8 ±0.4	1.4 ±0.3	2.9 ±0.7	0.4 ±0.2	0.8 ±0.3	2.5 ±0.3
	BF	1.6 ±0.6	1.5 ±0.6	3.3 ±0.8	0.4 ±0.1	0.8 ±0.3	2.4 ±0.4
	B45	1.6 ±0.6	1.4 ±0.7	3.4 ±0.9	0.3 ±0.2	0.8 ±0.3	2.4 ±0.4
Side	NBF	2.5 ±0.9	1.6 ±0.2	2.5 ±0.4	0.8 ±0.2	0.7 ±0.2	2.8 ±0.5
	BF	2.0 ±0.5	1.5 ±0.1	2.7 ±0.5	0.9 ±0.2	0.7 ±0.3	2.6 ±0.5
	B45	1.9 ±0.3	1.4 ±0.2	2.6 ±0.5	0.8 ±0.2	0.7 ±0.3	2.6 ±0.6

Tableau 7.1 - RMS ±SD moyenne exprimée en % des forces et couples résiduels des 6 degrés de liberté de l'articulation sol-bassin dans chaque condition. L'axe z étant placé le long de l'axe vertical.

Les moyennes obtenues pour les forces et les couples résiduels étaient inférieures à 3,5% avec

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

un écart-type inférieur à 1%. Les plus grandes valeurs de forces et couples résiduels ont été obtenues le long de l'axe vertical. De plus, il n'y a aucune influence significative des conditions expérimentales : NBF, BF, B45.

Le tableau 7.2 rapporte les valeurs de corrélation r et de déphasage temporel τ_{lag} entre les angles articulaires calculés à partir des données Kinect et des données de référence. Ces angles articulaires sont obtenus pour les axes YXY de l'articulation de l'épaule gauche et pour l'axe Z du coude gauche, dans toutes les conditions.

		r				τ_{lag} [s]			
		Épaule			Coude	Épaule			Coude
		Y_1	X	Y_2	Z	Y_1	X	Y_2	Z
Front	NBF	0.92	1.0	0.91	0.98	0.04	0.03	0.06	0.01
	BF	0.80	0.90	0.65	0.92	0.04	0.03	0.66	0.13
	B45	0.88	0.98	0.81	0.95	0.05	0.03	0.08	0.0
Side	NBF	0.89	0.99	0.92	0.98	0.01	0.03	0.04	0.0
	BF	0.86	0.96	0.84	0.95	0.02	0.03	0.04	0.01
	B45	0.70	0.92	0.72	0.94	0.37	0.02	0.20	0.15

Tableau 7.2 - Coefficient de corrélation croisée moyen (r) et déphasage temporel (τ_{lag}) moyen (exprimé en secondes) des angles articulaires obtenus par les deux méthodes pour les axes YXY de l'épaule gauche et pour l'axe Z du coude gauche, dans toutes les conditions.

Les angles articulaires obtenus à partir de la Kinect et du système de capture de mouvements de référence sont corrélés dans toutes les conditions et autour de tous les axes de rotation. Cependant, on note que les valeurs de corrélation les plus basses sont obtenues pour la première et la seconde rotation autour de l'axe Y de l'épaule gauche (Y_1 : r = 0.70 et Y_2 : r = 0.65).

Le tableau 7.3 propose les mêmes résultats pour les valeurs de couples articulaires.

		r				τ_{lag} [s]			
		Épaule			Coude	Épaule			Coude
		Y_1	X	Y_2	Z	Y_1	X	Y_2	Z
Front	NBF	0.35	0.99	0.92	0.97	0.60	0.03	0.04	0.03
	BF	0.28	0.87	0.81	0.90	4.0	0.02	0.21	0.06
	B45	0.26	0.97	0.87	0.95	0.30	0.03	0.14	0.04
Side	NBF	0.50	0.98	0.82	0.97	0.18	0.03	0.17	0.03
	BF	0.28	0.96	0.82	0.92	2.65	0.03	0.20	0.04
	B45	0.31	0.91	0.77	0.91	1.82	0.03	0.46	0.09

Tableau 7.3 - Coefficient de corrélation croisée moyen (r) et déphasage temporel (τ_{lag}) moyen (exprimé en secondes) des couples articulaires obtenus par les deux méthodes pour les axes YXY de l'épaule gauche et pour l'axe Z du coude gauche, dans toutes les conditions.

Les valeurs de couples articulaires sont corrélé ($r > 0.77$) dans toutes les conditions et autour de tous les axes articulaires, à l'exception de la première rotation autour de Y. En effet, pour l'axe Y_1 représentant l'orientation du plan d'élévation du bras gauche, les résultats obtenus

sont faiblement corrélés (de r = 0.26 à r = 0.50). Cette faible corrélation explique les valeurs importantes de déphasage temporel autour de ce même axe de rotation.

Le tableau 7.4 présente les valeurs de RMSE absolues et normalisées des couples articulaires autour des axes YXY de l'épaule gauche et autour de l'axe Z du coude gauche, pour les tâches de *Prise* et de *Pose* de boîte, dans toutes les conditions.

		RMSE [N.m] (nRMSE[%]) Épaule			Coude
		Y_1	X	Y_2	Z
	Prise				
Front	NBF	0.66 ±0.26 (13.8)	1.14 ±0.56 (10.6)	0.58 ±0.18 (22.7)	0.46 ±0.19 (12.9)
Front	BF	1.17 ±0.54 (27.1)	2.54 ±1.34 (24.6)	0.74 ±0.35 (28.8)	0.94 ±0.41 (25.0)
Front	B45	0.98 ±0.39 (20.1)	1.87 ±0.93 (18.1)	0.66 ±0.27 (24.8)	0.63 ±0.26 (17.3)
Side	NBF	0.83 ±0.38 (20.2)	1.22 ±0.50 (12.9)	0.66 ±0.32 (24.4)	0.60 ±0.21 (17.7)
Side	BF	1.05 ±0.55 (20.8)	1.74 ±0.94 (17.3)	0.79 ±0.34 (29.7)	0.81 ±0.34 (21.9)
Side	B45	1.25 ±0.65 (28.4)	2.82 ±1.45 (29.5)	0.90 ±0.56 (36.2)	0.91 ±0.41 (25.1)
	Pose				
Front	NBF	0.94 ±0.45 (19.5)	1.13 ±0.53 (10.7)	0.50 ±0.20 (18.9)	0.57 ±0.27 (16.3)
Front	BF	1.07 ±0.84 (23.5)	2.12 ±1.09 (20.2)	0.72 ±0.26 (27.8)	0.93 ±0.47 (24.8)
Front	B45	1.01 ±0.72 (21.3)	1.56 ±0.98 (15.2)	0.64 ±0.24 (23.3)	0.74 ±0.32 (20.5)
Side	NBF	0.68 ±0.29 (16.5)	1.17 ±0.49 (12.3)	0.70 ±0.31 (25.7)	0.60 ±0.24 (17.3)
Side	BF	1.27 ±0.91 (26.3)	1.51 ±0.88 (15.0)	0.64 ±0.29 (23.5)	0.99 ±0.47 (26.4)
Side	B45	1.18 ±0.65 (28.4)	2.12 ±1.05 (22.2)	0.73 ±0.35 (29.8)	0.91 ±0.44 (24.7)

Tableau 7.4 - RMSE ±SD moyenne exprimée en N.m et nRMSE exprimé en (%) des couples articulaires autour des axes YXY pour l'épaule gauche et autour de l'axe Z pour le coude gauche, pour les tâches de *Prise* et de *Pose*, dans toute les conditions.

L'erreur absolue la plus importante a été trouvée autour de l'axe X, représentant l'élévation de l'articulation de l'épaule gauche (RMSE = 2.82 N.m, nRMSE = 29,5%) pour la tâche de *Prise*, dans la condition Side-B45. En valeur relative, l'erreur atteint un maximum de 36,2% pour la rotation autour de l'axe Y_2 (représentant la rotation interne/externe de l'articulation de l'épaule gauche), également pour la tâche de *Prise* dans la condition Side-B45.

Lors de cette expérimentation, les temps de calcul respectif des couples articulaires basés sur les données Vicon et basés sur les données Kinect, ont été mesurés. Rappelons que l'étape de reconstruction des trajectoires occultées se réalise manuellement pour les données de référence, alors que la correction des données Kinect est automatique et en temps réel. Le temps de calcul moyen de la cinématique inverse a été de 250 ms et 0.09 ms pour le calcul basé sur les données Vicon et les données Kinect, respectivement. La dynamique inverse a demandée un temps de calcul moyen 10 ms et 0.67 ms pour le calcul basé sur les données Vicon et les données Kinect, respectivement. Ces valeurs sont donc tout à fait compatibles avec la fréquence d'échantillonage de la Kinect(30 Hz), ouvrant des perspectives de calcul en temps réel.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

7.4 Discussion

Le but de cette étude était d'évaluer la possibilité d'obtenir une estimation correcte des couples articulaires à partir de données Kinect. À cette fin, nous avons mené une expérimentation consistant à réaliser des tâches de travail de *Prise* et de *Pose* d'un objet. Nous avons fait varier les conditions expérimentales, à savoir le niveau d'occultation (avec boîte/sans boîte) et les orientations de la Kinect (de face et orientée 45°). Les couples articulaires résultants ont été comparés à ceux calculés à partir de données issues d'un système de capture de mouvements opto-électroniques.

Les forces et les couples résiduels des 6 degrés de liberté de la liaison virtuelle entre le pelvis et le repère du monde, étaient inférieures à 3,5% avec un écart-type inférieur à 1%. Ces valeurs calculés avec les données Vicon, étaient semblables à celles précédemment publiés [Hansen2014]. De plus, les amplitudes des valeurs de couples de flexion de l'épaule et du coude, étaient conformes à celles rapportées dans la littérature, pour des tâches d'atteinte [Hollerbach1982]. Ces résultats nous permettent de conclure que les couples articulaires ainsi obtenus pouvaient bien être considérés comme référence dans cette étude. L'erreur restante peut être expliquée par la mise à l'échelle du modèle biomécanique, l'estimation des paramètres inertiels et par l'étape de calcul de cinématique inverse.

Pour évaluer la précision des couples articulaires calculés à partir des données Kinect, nous les avons comparé avec ceux obtenus à partir des données Vicon, dans les différentes conditions expérimentales.

Nous avons constaté que les angles articulaires calculés à partir des données Kinect corrigées étaient corrélés à ceux obtenus à partir des données de référence, dans chaque condition. Cependant, les résultats autour de l'axe Y_1 montrent une mauvaise corrélation entre les couples obtenue avec les données Kinect et Vicon (corrélation allant de $r = 0.26$ à $r = 0.50$). Les valeurs de corrélation pour les autres axes étaient répartis entre $r = 0.77$ (pour la rotation interne/externe de l'épaule Y_2, dans la condition Side-B45) et $r = 0.99$ (pour l'élévation de l'épaule X, dans la condition Front-NBF).

Ces mauvais résultats autour de l'axe Y_1 peuvent être expliqués par la faible variation des couples articulaires calculés pour les situations étudiées. En effet, les variations des valeurs de couples articulaires autour de cet axe sont si faibles que le rapport signal/bruit devient très important, conduisant à de mauvais résultats statistiques, en particulier quand on cherche à corréler les signaux bruités entre eux. Ce constat est retrouvé également pour l'axe Y_2, même si les valeurs de corrélation sont restées importantes. Pour illustrer cela, la figure 7.5 montre les couples articulaire calculés à partir des données Kinect (en rouge) et de référence (en bleu), pour les axes YXY de l'épaule gauche et l'axe Z du coude gauche. On note des variations importantes des valeurs de couples articulaires pour l'axe des X, contrairement aux axes Y_1 et Y_2. Dans un contexte ergonomique, l'élévation de l'épaule est une rotation extrêmement importante car liée à plusieurs pathologies bien connues. Nos résultats montrent que c'est aussi la rotation qui est la mieux calculée dans le processus de dynamique inverse, à partir des données Kinect (cf. Figure 7.5).

Ces bons résultats pour l'axe X conduisent à des erreurs maximales de RMSE = 2.82 $\pm$1.45 N.m et RMSE = 2.54 $\pm$1.34 N.m dans les conditions Side-B45 et Front-B, respectivement. Ces erreurs absolues sont à mettre en relation avec les fortes amplitudes de couples articulaires calculées pour cet axe de rotation (10.1 $\pm$1.6 N.m). Au final, l'erreur obtenue à partir des données Kinect représente en moyenne 17.4% de l'amplitude des couples articulaires pris par

cet axe de rotation. A l'inverse, pour l'axe Y_2, bien que les valeurs absolues d'erreur soient plus faibles (inférieures à 1 N.m), relativement à l'amplitude des couples articulaires pour cet axe (2.7 $\pm$0.6 N.m), cela représente une erreur relative moyenne de 26.3%. A nouveau, on peut s'interroger sur le rapport signal/bruit sur des axes pour lesquels les valeurs absolues de couples articulaires restent faibles.

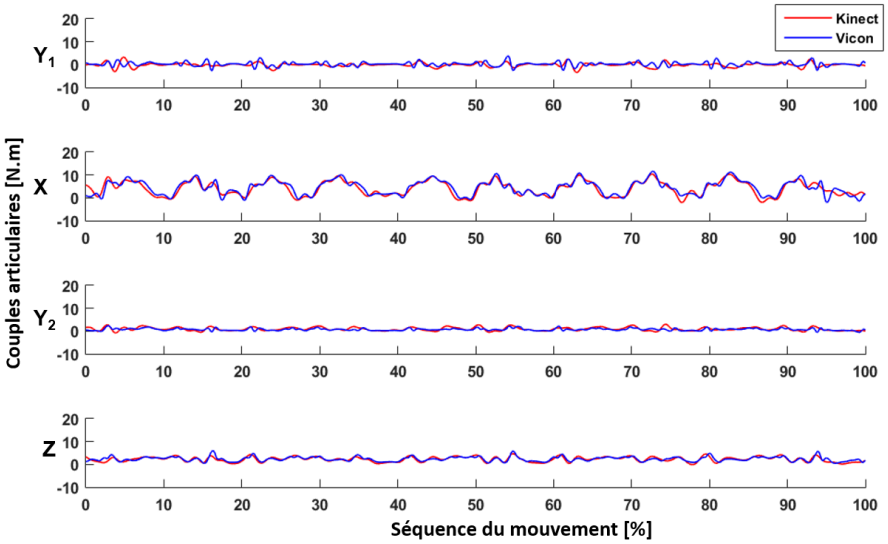

Figure 7.5 - Exemple des couples articulaires (exprimé en N.m), autour des axes YXY de l'épaule gauche et autour de l'axe Z du coude gauche, calculés à partir des données Kinect (en rouge) et des données de référence (en bleu).

La méthode de correction des données Kinect est basée sur des paramètres qui peuvent en affecter sa performance, comme notamment l'étape de filtrage des données corrigées. En effet, le filtre utilisé dans la correction peut conduire à un déphasage temporel. Cependant, les résultats présentés dans le tableau 7.3 ont montré que le déphasage temporel observé entre les résultats issus de la Kinect et du Vicon était compris entre 0.02 s et 0.03 s l'élévation de l'épaule, et de 0.03 s à 0.09 s pour la flexion du coude. Ce déphasage temporel induit par le filtrage ne semble donc avoir aucun impact significatif dans un contexte d'estimation des couples articulaires, comme illustré dans la figure 7.5.

La fréquence d'échantillonnage de la Kinect peut impacter son utilisation pour l'estimation des couples articulaires. En effet, la Kinect reste un système d'acquisition de basse fréquence (30 Hz) alors que le Vicon a été échantillonné à 100 Hz. Cette basse fréquence d'acquisition pourrait avoir un impact lors de l'acquisition de mouvements rapides. En effet, la faible fréquence peut introduire des erreurs lors des dérivations, entraînant une mauvaise estimation de la vitesse et de l'accélération et augmentant les forces et couples résiduels des 6 degrés de liberté de l'articulation virtuelle entre le pelvis et le repère du monde. Cependant, dans un contexte de tâche de travail, la vitesse d'exécution des mouvements reste limitée. Il serait néanmoins important d'évaluer l'impact de la vitesse sur l'estimation des couples articulaires. Pour cela, d'autres études sur un plus grand nombre de tâches sont nécessaires.

7.5 Conclusion

Le but de cette étude était d'évaluer la possibilité d'obtenir une estimation correcte des couples articulaires à partir de données Kinect. Les résultats montrent que de telles données corrigées sont suffisamment précises pour calculer les valeurs de couples articulaires fiables, même dans des conditions expérimentales difficiles (avec de nombreuses occultations et des positions de la Kinect non optimales). Cependant, la fiabilité des valeurs de couples articulaires dépend d'un bon rapport signal/bruit, pour des mouvements impliquant des couples articulaires suffisamment grands pour atténuer l'effet des imprécisions

Les résultats trouvés dans cette étude sont prometteurs. Cependant, certaines limites sont à prendre en compte.

Les données fournies par la Kinect ne contiennent pas toutes les informations requises pour calculer avec précision tous les angles articulaires, conformément aux recommandations de l'ISB. Une solution possible pourrait être de développer un modèle plus complexe tel que proposé par [Bonnechère2014a]. Cependant l'estimation de nouveaux repères anatomiques basés sur les articulations disponibles devrait reposer sur des articulations reconstruites précisément. Des articles récents [Plantard2015], présentés dans le chapitre 4, ont montré que les articulations fournies par la Kinect pouvaient présenter des erreurs importantes dans des postures spécifiques où lorsque des auto-occultations se produisaient. En raison de ces grandes erreurs potentielles, il semble difficile d'estimer de nouveaux repères anatomiques et d'autres recherches sont nécessaires pour améliorer avant tout la qualité des données en premier. Dans cette étude, les résultats ont été obtenus avec des données corrigées en utilisant la méthode proposée dans le chapitre 5, mais quelques erreurs subsistent pour des conditions où les occultations persistent sur une longue durée.

La Kinect a des difficulté pour capturer certaines informations fines sur le mouvement du travailleur, comme la rotation du poignet ou la pronation-supination de l'avant-bras. Ceci implique donc de limiter l'usage de ce type de système à des tâches pour lesquelles ces mouvements ne sont pas importants. Pour des mouvements impliquant de grandes amplitudes angulaires de l'épaule et du coude, le système semble se révéler prometteur en condition réelle de travail. Cependant, il faudrait estimer comment cette erreur évolue en fonction des efforts à produire pour effectuer la tâche. Il serait intéressant de mener une étude de la sensibilité de cette estimation en fonction de la masse de l'objet manipulé et des forces externes. Nous faisons en effet l'hypothèse que l'erreur diminue avec des forces externes plus importantes.

Il faut considérer également que tout calcul de dynamique inverse implique une connaissance précise des efforts externes. Dans cette étude, les forces externes n'ont par été prises en compte. Cela se justifie par le fait que la boîte était vide et pesait moins de 100 g. Pour des tâches impliquant la manipulation d'outils, ces efforts externes sont beaucoup plus complexes à estimer, ce qui implique l'usage de systèmes de mesure. Or, sur site, il est difficile de disposer et d'utiliser ce type de mesure, sans gêner le travailleur. Toutefois, si de telles mesures sont disponibles, elles peuvent directement être utilisées par la dynamique inverse, comme comme entrée de l'algorithme récursif Newton-Euler de dynamique inverse [Featherstone2014].

Au delà de ces limites d'usage, ces résultats sont prometteurs pour l'évaluation ergonomique des postes de travail et des risques de TMS. La Kinect a déjà été considérée comme un système prometteur pour évaluer l'ergonomie sur ligne de production [Diego-Mas2014, Patrizi2015, Plantard2016a], comme le montrent les résultats présentés dans le chapitre 6, mais seulement à un niveau postural. La présente étude montre qu'il est aussi possible d'estimer les efforts in-

ternes dans des conditions expérimentales. De plus, la méthode de correction proposée dans le chapitre 5 permet d'effectuer ces estimations dans des environnements contraints, par exemple des lignes de production avec de nombreuses occultations. Les efforts internes, telles que les forces musculaires et les couples articulaires pourraient être très utiles aux ergonomes afin de mieux comprendre les risques de troubles musculo-squelettiques. Ce résultat ouvre des perspectives prometteuses pour la définition d'un nouvel indice de fatigue ou de risque de TMS basé sur les couples articulaires ou les forces musculaires [Ma2010a, Pontonnier2014a].

Enfin, l'estimation des couples articulaires atteint une performance compatible avec le temps réel (0.09 ms et 0.67 ms pour la cinématique inverse et la dynamique inverse, respectivement). Il serait donc intéressant de tester l'intérêt de produire un feedback temps réel au travailleur sur les efforts internes mobilisés, comme cela a été fait pour les postures à risque [Vignais2013]. En effet, ces précédentes études tendent à montrer qu'un feedback ergonomique en temps réel basé sur un système de capture de mouvements, influence la manière dont les travailleurs effectuent leurs tâches, en diminuant les valeurs de scores de risque de TMS.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Chapitre 8

Conclusion et perspectives

Ce travail s'inscrit dans un projet global de réduction des risques de troubles musculo-squelettiques au sein du groupe *Faurecia*. Les professionnels de l'ergonomie au sein de l'entreprise constatent la nécessité d'améliorer la méthode actuelle d'évaluation ergonomique utilisé sur les lignes de production. En effet, cette méthode, inspirée de RULA, souffre de plusieurs biais qui limitent la précision des évaluations ergonomiques. Les biais principaux se situent en partie au niveau du recueil des données d'entrée de la méthode, car la valeur des angles articulaires demandés est estimée à partir de quelques images clés 2D. Ce type de recueil ne permet pas d'obtenir des valeurs cinématiques suffisamment précises et souffre d'une variabilité inter- et intra- observateurs. Le passage d'une estimation subjective à une mesure objective des descripteurs de la posture est susceptible de résoudre ces biais. Cependant les moyens de capture de mouvements actuel ne sont pas adaptés à une mesure directement sur ligne de production. L'objectif de ce travail de thèse est donc de répondre à cette nécessité de mesure objective et standardisée afin d'améliorer l'intervention ergonomique au sein du groupe *Faurecia*, permettant de réaliser ces évaluations dans différents sites géographiques et à différentes périodes.

Dans cette thèse, nous avons spécifiquement abordé la problématique de la portabilité d'un système de capture de mouvements dans de telles conditions. Pour cela, nous avons choisi la Kinect de Microsoft, permettant de mesurer la posture d'un travailleur de façon peu contraignante. En effet le système Kinect fournit une posture composée de 20 positions articulaires 3D à 30 Hz à partir d'une seule caméra, sans calibration ni pose de capteur ou marqueur sur le corps du travailleur. Ce type de système de mesure, issu de l'industrie du jeu vidéo, ouvre des perspectives dans de nombreux domaines d'application, comme l'étude de la marche, la rééducation ou encore l'ergonomie. De nombreux travaux de recherche se sont attachés à valider la précision des données cinématiques fournies par la Kinect dans ces différents domaines d'application. Cependant, les postures étudiées dans ces travaux sont généralement peu nombreuses, simples et dans un seul plan anatomique, ce qui est difficilement comparable à des postures de travail. De plus, la Kinect est principalement placée de façon optimale (en face du sujet), ce qui ne représente pas les conditions possibles d'utilisation en milieu industriel, ou l'emplacement est fortement contraint.

Dans la première étude, nous avons donc évalué la précision des données cinématiques issues de la Kinect, pour un nombre important de postures complexes, et pour différents placements de

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

caméras. Pour permettre une telle évaluation, nous proposons une nouvelle méthode d'évaluation fondée sur un mannequin virtuel. Dans un objectif d'évaluation ergonomique avec la Kinect, nous appliquons notre évaluation aux positions articulaires, aux angles articulaires et aux scores RULA résultant. Les résultats présentés suggèrent que la Kinect peut être un système de capture de mouvements utile pour l'évaluation ergonomique. Dans la majorité des résultats rapportés, la précision suffit à remplir correctement des méthodes d'évaluation ergonomiques telles que la méthode RULA. Cependant de grandes erreurs peuvent se produire dans certaines postures spécifiques, induites par des auto-occultations. De plus, nous avons également remarqué que le placement de la caméra, loin des recommandations du constructeur, conduit à de mauvaises estimations de la posture.

Plusieurs auteurs ont proposé des méthodes de correction de la posture Kinect pour pallier le manque de précision et de robustesse de ces données fournies par la Kinect. Ces méthodes se fondent sur l'utilisation d'une base de données d'exemples pour corriger les parties de la posture Kinect mal estimées. Cependant, la qualité de la correction dépend fortement du choix des exemples appropriés dans la base de données, notamment quand la posture issue de la Kinect ne fournit que peu d'informations fiables.

Pour cela, dans la seconde étude nous améliorons ce type de méthode de correction en proposant une structure de données plus adaptée à un contexte de mesure en environnement contraint, conduisant à des occultations importantes. Nous proposons donc une structure nommée *Filtered Pose Graph* qui permet à la méthode de sélectionner les exemples candidats les plus pertinents avant la correction. Ces candidats assurent la continuité avec la posture précédente et la similitude avec l'information fiable fournie par la Kinect. Nos résultats ont montré une erreur moyenne inférieure par rapport à celle obtenue avec les travaux antérieurs qui utilisent une base de données d'exemples non organisée [Shum2013]. Dans de nombreux cas, en particulier avec de grandes erreurs induites par des occultations importantes, notre méthode a réalisé de meilleures performances grâce au processus de sélection de postures plus efficaces. De plus, notre méthode permet d'utiliser une grande base de données d'exemples tout en conservant de bonnes performances, contrairement aux méthodes précédentes.

L'utilisation de la Kinect pour l'évaluation ergonomique d'un poste de travail suscite un intérêt important, notamment car elle offre la possibilité de mesurer les risques de TMS au cours du temps. Plusieurs travaux ont évalués la possibilité d'utiliser les données Kinect dans les méthodes d'évaluation ergonomique traditionnelles. Cependant, les tentatives de lier les données issues de la Kinect avec la méthode RULA sont limitées par le manque d'informations disponibles, en particulier pour gérer des postures complexes mobilisant plusieurs axes de rotation. De plus, les méthodes proposées lors de ces recherches souffrent d'un manque de précision induite par des conditions non optimales de mesure, ce qui limite leur application aux conditions de laboratoire.

Ce processus de correction des mesures Kinect permet de rendre le système plus robuste aux occultations, très présentes dans l'environnement contraint qu'est une ligne de production. Cependant, la correction est-elle suffisante pour réaliser une évaluation ergonomique au cours du temps directement sur ligne de production ? La troisième étude s'attache à répondre à cette question. Pour obtenir les angles articulaires nécessaires à la méthode RULA, nous proposons d'adapter les recommandations de l'ISB aux données fournies par la Kinect. Ensuite, nous évaluons notre méthode en condition de laboratoire en confrontant les résultats obtenus par notre méthode avec ceux issus d'un système de capture de mouvements opto-électronique de référence, pour des tâches de travail et avec différents niveaux d'occultation simulée. Enfin nous confrontons les résultats de notre méthode à ceux obtenus par deux ergonomes experts pour une évaluation ergonomique de travailleurs professionnels, directement sur ligne de production d'une usine de *Faurecia*. Les résultats ont montré que, dans un environnement contrôlé et sur

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

un poste de travail réel, la méthode a évalué avec précision le score RULA, même en présence de nombreuses occultations.

Les méthodes d'évaluation posturale telles que la méthode RULA offrent un outil utile aux ergonomes pour évaluer les risques de TMS sur un poste de travail. Cependant elles ne traitent pas l'ensemble des facteurs de risque. Les forces internes mobilisées par le travailleur lors de sa tâche sont un autre facteur de risque de TMS, mais nécessitent des données cinématiques très précises pour être estimées. Dans une dernière étude exploratoire, nous évaluons la possibilité d'estimer les forces et couples articulaires à partir des données corrigées de la Kinect. Pour cela, nous comparons les couples articulaires estimés à partir des données Kinect corrigées avec ceux issus d'une méthode de dynamique inverse de référence. Les premiers résultats sont prometteurs et les données Kinect corrigées semblent suffisantes pour estimer correctement les couples articulaires internes, en situation contrôlée de laboratoire.

Outre les conclusions spécifiques à chaque étude, les travaux menés au cours de cette thèse permettent de tirer plusieurs constats généraux et d'esquisser quelques perspectives à plus ou moins long terme.

La méthode de correction de la posture issue de la Kinect est le point clé de cette thèse. En effet elle permet d'améliorer la robustesse de la mesure, malgré des conditions environnementales contraignantes (occultations, placement de la caméra). Cependant, le système ne corrige pas toutes les erreurs de mesure de la Kinect. Il semble possible d'encore d'améliorer le processus de correction par une évaluation de la fiabilité des articulations plus précise. En effet, comme souligné par Ho et al. [Ho2016], la faiblesse principale des termes d'évaluation actuels, est l'incapacité à distinguer une articulation mesurée correctement mais instable d'une image à l'autre, d'une articulation mal mesurée. L'ajout de termes de fiabilité supplémentaires basés sur des informations issues des flux d'images couleur et de profondeurs fournies par la Kinect pourrait en partie répondre à cet objectif. De plus, de par le contexte industriel, les tâches sont généralement répétitives et réalisées dans une séquence logique. Il semble intéressant d'envisager des termes de fiabilité qui exploitent la connaissance préalable des tâches industrielles à réaliser. Enfin, lors d'occultations importantes ne permettant pas d'obtenir assez d'informations de la part d'une Kinect, il semble pertinent d'imaginer un système composé de deux caméras pour limiter ce phénomène d'occultation. Cependant, cela induit des contraintes d'installation, et de calibration, lors d'une mesure sur ligne de production.

Les travaux de cette thèse ont abouti à une évaluation ergonomique réalisée au cours du temps (à 30 Hz). Ceci permet d'améliorer l'évaluation des risques de TMS aux postes de travail en apportant un paramètre supplémentaire de l'exposition au risque : la durée d'exposition. Ce paramètre peut se traduire par l'apport d'informations supplémentaires fournies à l'ergonome comme le pourcentage de temps de cycle passé à tel ou tel score de risque. Par exemple, le risque de TMS de deux postes cotés à un score de 6 pourrait donc être hiérarchisée par cet indicateur temporel, si l'un passe 50% du temps à ce score contre 25% pour l'autre. Il semble possible, à très court terme, d'imaginer un logiciel permettant de gérer les rotations aux postes basées sur les évaluations issues de notre système. L'évaluation continue permet également d'envisager la définition d'un score non plus discrétisé mais continu afin d'améliorer la précision de cette évaluation du risque, comme proposé par [Andreoni2009].

La méthode de correction des données Kinect en temps réel nous permet d'envisager la mise en œuvre d'un feedback visuel utilisateur interactif. En effet, Vignais et al. [Vignais2013], montrent que ce type de feedback visuel fournissant le score de risque de TMS au travailleur permet de réduire l'occurrence de postures à risque. La mise en place d'un feedback utilisateur en temps réel est une perspective intéressante au-delà de l'évaluation ergonomique. Les méthodes de

reconnaissance gestuelle peuvent aider à la formation des travailleurs à un nouveau poste de travail, en détectant par exemple les erreurs dans la séquence des tâches à effectuer. En effet, des méthodes de reconnaissance gestuelle en temps réel basées sur la Kinect, comme celle présentée par Raptis et al. [Raptis2011] pour des gestes de danse, peuvent être appliquées aux données issues de notre méthode de correction, pour une reconnaissance gestuelle de tâches de travail.

Ce travail de recherche est centré sur l'évaluation ergonomique des postes de travail existants. Cependant, les méthodes proposées peuvent aussi être intégrées lors d'un processus de conception de lignes et de postes de travail. Par exemple, les travaux d'Arroyave et al. [Arroyave-Tobón2015] proposent d'évaluer le risque de TMS lors de la phase de conceptualisation par une application en réalité augmentée, utilisant la Kinect. La réalité virtuelle peut aussi être un moyen d'évaluer le risque de TMS d'une tâche sur un poste encore en phase de conception à partir d'une maquette numérique. Nous pouvons citer par exemple l'application Ergo-Wide de la société Clarté [1]. Bien que l'on note des différences significatives entre la simulation virtuelle et la réalité, l'évaluation ergonomique en environnement virtuel reste prometteuse [Hu2011, Pontonnier2014a]. Une perspective intéressante serait donc d'appliquer les travaux de cette thèse à des applications basées sur la réalité virtuelle, telles que celles proposées par [Ma2010b] ou [Pontonnier2013]. De plus, cette thèse offre la possibilité d'utiliser un système de mesure portable qui pourrait donc être situé en entreprise plutôt que dans un centre de RV délocalisé.

Dans une dernière étude exploratoire de cette thèse, nous avons montré qu'une méthode simple et efficace de dynamique inverse utilisable sur site, pouvait tirer profit de cette correction des données cinématiques pour fournir des efforts internes pertinents. Ceci pourrait ouvrir des perspectives à l'élaboration d'un nouvel indice de risque basé sur les composantes dynamiques. Par exemple Pontonnier [Pontonnier2010] propose la définition d'un critère ergonomique basé sur les efforts musculaires aidant à l'évaluation du mouvement dans une démarche telle que la démarche OREGE [Aptel2000]. Ou encore, Ma et al. [Ma2010a] proposent un modèle pour évaluer la fatigue et le temps de récupération nécessaire basés sur les composantes dynamiques articulaires.

Pour conclure, ces travaux de recherche s'inscrivent dans une perspective d'amélioration de l'évaluation ergonomique, apportant un moyen de mesure standardisé et objectif aux différentes applications disponibles en ergonomie afin de diminuer les risques des trouble musculo-squelettiques.

1. http ://www.clarte.asso.fr/

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Bibliographie

[Aach2014] Aach, M., Cruciger, O., Sczesny-Kaiser, M., Höffken, O., Meindl, R. C., Tegenthoff, M., Schwenkreis, P., Sankai, Y. et Schildhauer, T. A. *Voluntary driven exoskeleton as a new tool for rehabilitation in chronic spinal cord injury : a pilot study*. The Spine Journal, vol. 14, pages 2847 – 2853, 2014.

[Abdel-Malek2004] Abdel-Malek, K., Yang, J., Brand, R. et Tanbour, E. *Towards understanding the workspace of human limbs*. Ergonomics, vol. 47, n° 13, pages 1386–1405, 2004.

[Ahonen1989] Ahonen, M., Launis, M. et Kuorinka, T. Ergonomic workplace analysis. Ergonomics Section, Finnish Institue of Occupational Health, 1989.

[Andreoni2009] Andreoni, G., Mazzola, M., Ciani, O., Zambetti, M., Romero, M., Costa, F. et Preaton, E. *Method for movement and gesture assessment (MMGA) in ergonomics*. In Digital Human Modeling, pages 591–598. Springer, 2009.

[Andrews1996] Andrews, D., Norman, R. et Wells, R. *Accuracy and repeatability of low back spine compression force estimates from self-reports of body posture during load handling*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 18, pages 251–260, 1996.

[Andrews2003] Andrews, D. M. et Callaghan, J. P. *Determining the minimum sampling rate needed to accurately quantify cumulative spine loading from digitized video*. Applied ergonomics, vol. 34, n° 6, pages 589–595, 2003.

[Aptel2000] Aptel, M., Faraudie, S., Tronchet, L. et Atain-Kouadio, J. J. *OREGE Un outil simple d'évaluation des facteurs de risque biomécaniques de TMS du membre supérieur*. Rapport technique 196, INRS, 2000.

[Aptel2002] Aptel, M., Aublet-Cuvelier, A. et Cnockaert, J. C. *Work-related musculoskeletal disorders of the upper limb*. Joint Bone Spine, vol. 69, pages 546–555, 2002.

[Armstrong1988] Armstrong, H. Anthropometry and mass distribution for human analogues. volume 1. military male aviators. US Army, 1988.

[Armstrong1993] Armstrong, T. J., Buckle, P., Fine, L. J., Hagberg, M., Jonsson, B., Kilbom, A., Kuorinka, I. A. A., Silverstein, B. A., Sjogaard, G. et Viikari-Juntura, E. R. A. *A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders*. Scand J Work Environ Health, vol. 19, pages 73–84, 1993.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

[Arroyave-Tobón2015] Arroyave-Tobón, S. et Osorio-Gómez, G. *Ergonomic analysis in conceptual design stage using a gesture-based modelling tool*. International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM), pages 1–8, 2015.

[Auvinet2012] Auvinet, E. *Analyse d'information tridimensionnelle issue de systèmes multi-caméras pour la détection de la chute et l'analyse de la marche*. Thèse, Université Rennes 2, Université de Montréal, 2012.

[Auvinet2014] Auvinet, E., Multon, F., Aubin, C.-E., Meunier, J. et Raison, M. *Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect*. Gait & posture, 2014.

[Auvinet2015] Auvinet, E., Multon, F., Aubin, C.-E., Meunier, J. et Raison, M. *Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect*. Gait & posture, vol. 41, n° 2, pages 722–725, 2015.

[Baak2013] Baak, A., Müller, M., Bharaj, G., Seidel, H.-P. et Theobalt, C. *A data-driven approach for real-time full body pose reconstruction from a depth camera*. In Consumer Depth Cameras for Computer Vision, pages 71–98. Springer, 2013.

[Baillargeon2003] Baillargeon, M. et Patry, L. Les troubles musculo-squelettiques du membre supérieur. Régie régionale de la santé et des services sociaux de Montréal-Centre, 2003.

[Baluyut1995] Baluyut, R., Genaidy, A. M., Davis, L. S., Shell, R. L. et Simmons, R. J. *Use of visual perception in estimating static postural stresses : magnitudes and sources of errors*. Ergonomics, vol. 38, n° 9, pages 1841–1850, 1995.

[Barbier1994] Barbier, F. *Modélisation biomécanique du corps humain et analyse de la marche normale et pathologique : application à la rééducation*. Thèse, Université Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 1994.

[Battini2014] Battini, D., Persona, A. et Sgarbossa, F. *Innovative real-time system to integrate ergonomic evaluations into warehouse design and management*. Computers & Industrial Engineering, vol. 77, pages 1–10, 2014.

[Beaudoin2008] Beaudoin, P., Coros, S., de Panne, M. V. et Poulin, P. *Motion-Motif Graphs*. In Proceedings of Eurographics/ACM SIGGRAPH Symposium on Computer Animation, 2008.

[Beek1992] Beek, A. J. V. D., Gaalen, L. C. V. et Frings-Dresen, M. H. W. *Working postures and activities of lorry drivers : a reliability study of on-site observation and recording on a pocket computer*. Applied Ergonomics, vol. 23, n° 5, pages 331–336, 1992.

[Begon2006] Begon, M. *Analyse et simulation tridimensionnelle de mouvements cycliques sur un ergomètre spécifique au kayak*. Thèse, Université de Poitiers, 2006.

[Benouaich2015] Benouaich, L. *Analyse biomécanique de l'appui sportif : contributions méthodologiques et application au saut en kungfu wushu*. Thèse, Arts et Métiers ParisTech, 2015.

[Berger2011] Berger, K., Ruhl, K., Schroeder, Y., Bruemmer, C., Scholz, A. et Magnor, M. A. *Markerless Motion Capture using multiple Color-Depth Sensors*. In Vision, Modeling, and Visualization, pages 317–324, 2011.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

[Bernard1994] Bernard, B., Sauter, S., Fine, L. J., M, M. P. et Hales, T. *Job task and psychosocial risk factors for work-related musculoskeletal disorders among newspaper employees*. Scand J Work Environ Health, vol. 20, n° 6, page 417–426, 1994.

[Bernmark2002] Bernmark, E. et Wiktorin, C. *A triaxial accelerometer for measuring arm movements*. Applied ergonomics, vol. 33, n° 6, pages 541–547, 2002.

[Bideau2010] Bideau, B., Kulpa, R., Vignais, N., Brault, S., Multon, F. et Craig, C. *Using virtual reality to analyze sports performance*. IEEE Computer graphics and applications, vol. 30, n° 2, pages 14–21, 2010.

[Blender2016] Blender. **http://www.blender.org**, 2016. Accessed : 13 January 2016.

[Bo2011] Bo, A., Hayashibe, M. et Poignet, P. *Joint angle estimation in rehabilitation with inertial sensors and its integration with Kinect*. In EMBC'11 : 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pages 3479–3483, 2011.

[Bongers1993] Bongers, P. M., DeWinter, C. R., Kompier, M. A. et Hildebrandt, V. H. *Psychosocial factors at work and musculoskeletal disease*. Scand J Work Environ Health, vol. 19, n° 5, pages 297–312, 1993.

[Bonnechère2012] Bonnechère, B., Jansen, B., Salvia, P., Bouzahouene, H., Omelina, L., Cornelis, J., Rooze, M. et Jan, S. V. S. *What are the current limits of the Kinect sensor*. In Proc 9th Intl Conf. Disability, Virutal Reality & Associated Technologies, Laval, France, pages 287–294, 2012.

[Bonnechère2014a] Bonnechère, B., Jansen, B., Salvia, P., Bouzahouene, H., Sholukha, V., Cornelis, J., Rooze, M. et Jan, S. V. S. *Determination of the precision and accuracy of morphological measurements using the Kinect™ sensor : Comparison with standard stereophotogrammetry*. Ergonomics, vol. 57, n° 4, pages 622–631, 2014.

[Bonnechère2014b] Bonnechère, B., Jansen, B., Salvia, P., Bouzahouene, H., Omelina, L., Moiseev, F., Sholukha, V., Cornelis, J., Rooze, M. et Jan, S. V. S. *Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities : comparison with standard stereophotogrammetry*. Gait & posture, vol. 39, n° 1, pages 593–598, 2014.

[Bonnechère2014c] Bonnechère, B., Sholukha, V., Jansen, B., Omelina, L., Rooze, M. et Jan, S. V. S. *Determination of repeatability of kinect sensor*. Telemedicine and e-Health, vol. 20, n° 5, pages 451–453, 2014.

[Bonnet2015] Bonnet, V. et Venture, G. *Fast Determination of the Planar Body Segment Inertial Parameters Using Affordable Sensors*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 23, n° 4, pages 628–635, 2015.

[Borg1982] Borg, G. A. V. *Psychological bases of perceived exertion*. Medicine and science in sport and exercice, vol. 4, pages 377–381, 1982.

[Bosch2016] Bosch, T., van Eck, J., Knitel, K. et de Looze, M. *The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work*. Applied Ergonomics, vol. 54, pages 212–217, 2016.

[Buchholz1996] Buchholz, B., Paquet, V., Punnet, L., Lee, D. et Moir, S. *PATH : a work sampling-based approach to ergonomic job analysis for construction and other nonrepetitive work*. Applied Ergonomics, vol. 27, n° 3, pages 177–187, 1996.

[Buckle2000] Buckle, P. et David, G. *Defining the problem*. In Preventing Work-related Musculoskeletal disorders, page 5. European Agency for Safety and Health at Work, 2000.

[Budiu2011] Budiu, M., Shotton, J., Murray, D. G. et Finocchio, M. *Parallelizing the training of the Kinect body parts labeling algorithm*. Big Learning : Algorithms, Systems and Tools for Learning at Scale, pages 1–6, 2011.

[Bullet Engine2016] Bullet Engine. *Bullet Physic Library*. `http://www.bulletphysics.org`, 2016. Accessed : 26 March 2016.

[Burdorf1991] Burdorf, A. et Laan, J. *Comparison of methods for the assessment of postural load on the back*. Scand J Work Environ Health, vol. 17, pages 425–429, 1991.

[Burdorf1992] Burdorf, A., Derksen, J., Naaktgeboren, B. et van Riel, M. *Measurement of trunk bending during work by direct observation and continuous measurement*. Applied Ergonomics, vol. 23, n° 4, pages 263–267, 1992.

[Burdorf1999] Burdorf, A. et van der Beek, A. *Exposure assessment strategies for work-related risk factors for musculoskeletal disorders*. Scand J Work Environ Health, vol. 25, n° 4, pages 25–30, 1999.

[Burgess-Limeric2003] Burgess-Limeric, R. *Issues associated with force and weight limits and associated theshold limit values in the physical handling work environment*. Rapport technique, National Occupational Health & Safety Commission, Queensland, 2003.

[Bystrom1990] Bystrom, S. E. G. et Kilbom, A. *Physiological response in the forearm during and after isometric intermittent handgrip*. Eur J Appl Physiol, vol. 60, pages 457–466, 1990.

[Byström1991] Byström, S. Physiological response and acceptability of isometric intermittent handgrip contractions. National Institute of Occupational Health (Arbetsmiljöinstitutet), 1991.

[Cassola2014] Cassola, F., Morgado, L., de Carvalho, F., Paredes, H., Fonseca, B. et Martins, P. *Online-Gym : A 3D Virtual Gymnasium Using Kinect Interaction*. Procedia Technology, vol. 13, n° 0, pages 130–138, 2014. {SLACTIONS} 2013 : Research conference on virtual worlds – Learning with simulations.

[Chaffin1991] Chaffin, D. B. et Muzaffer, E. *Three-dimensional biomechanical static strength prediction model sensitivity to postural and anthropometric inaccuracies*. IIE Transaction, vol. 23, n° 3, pages 216–227, 1991.

[Chaffin2005] Chaffin, D. B. *Improving digital human modelling for proactive ergonomics in design*. Ergonomics, vol. 48, n° 5, pages 478–491, 2005.

[Chai2005] Chai, J. et Hodgins, J. K. *Performance animation from low-dimensional control signals*. ACM Trans. Graph., vol. 24, n° 3, pages 686–696, 2005.

[Chai2007] Chai, J. et Hodgins, J. K. *Constraint-based Motion Optimization Using a Statistical Dynamic Model*. ACM Trans. Graph., vol. 26, n° 3, 2007.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

[Chang2012] Chang, C.-Y., Lange, B., Zhang, M., Koenig, S., Requejo, P., Somboon, N., Sawchuk, A. A. et Rizzo, A. A. *Towards pervasive physical rehabilitation using Microsoft Kinect*. In 6th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), pages 159–162, 2012.

[Chao1980] Chao, E. Y. *Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation*. Journal of Biomechanics, vol. 13, n° 12, pages 989 – 1006, 1980.

[Chiari2005] Chiari, L., Croce, U. D., Leardini, A. et Cappozzo, A. *Human movement analysis using stereophotogrammetry : Part 2 : Instrumental errors*. Gait & Posture, vol. 21, n° 2, pages 197–211, 2005.

[Choppin2013] Choppin, S. et Wheat, J. *The potential of the Microsoft Kinect in sports analysis and biomechanics*. Sports Technology, vol. 6, n° 2, pages 78–85, 2013.

[Chèze1993] Chèze, L. *Contribution à l'étude cinématique et dynamique in vivo de structures osseuses humaines par l'exploration de données externes*. Thèse, Université Claude Bernard - Lyon 1, 1993.

[Clark2012] Clark, R. A., Pua, Y.-H., Fortin, K., Ritchie, C., Webster, K. E., Denehy, L. et Bryant, A. L. *Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control*. Gait & posture, vol. 36, n° 3, pages 372–377, 2012.

[Clark2013a] Clark, R. A., Bower, K. J., Mentiplay, B. F., Paterson, K. et Pua, Y.-H. *Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables*. Journal of biomechanics, vol. 46, n° 15, pages 2722–2725, 2013.

[Clark2013b] Clark, R. A., Pua, Y.-H., Bryant, A. L. et Hunt, M. A. *Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining*. Gait & posture, vol. 38, n° 4, pages 1064–1066, 2013.

[Clark2015a] Clark, R. A., Pua, Y.-H., Oliveira, C. C., Bower, K. J., Thilarajah, S., McGaw, R., Hasanki, K. et Mentiplay, B. F. *Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control*. Gait & posture, vol. 42, n° 2, pages 210–213, 2015.

[Clark2015b] Clark, R. A., Vernon, S., Mentiplay, B. F., Miller, K. J., McGinley, J. L., Pua, Y.-H., Paterson, K. et Bower, K. J. *Instrumenting gait assessment using the Kinect in people living with stroke : reliability and association with balance tests*. Journal of neuroengineering and rehabilitation, vol. 12, n° 1, pages 12–15, 2015.

[Claudon1994] Claudon, L. et Cnockaert, J. C. *Biomécanique des tissus mous : modèles biomécaniques d'analyse des contraintes au poste de travail dans le contexte des troubles musculosquelettiques*. In Document pour le Médecin du Travail, volume 58, pages 140–148. INRS édition, 1994.

[Colombini2001a] Colombini, D., Occhipinti, E., Delleman, N., Fallentin, N., Kilbom, A. et Grieco, A. Exposure assessment of upper limb repetitive movements : a consensus document. London and New York : Taylor & Francis, 2001.

[Colombini2001b] Colombini, D., Delleman, N., Fallentin, N., Kilbom, A. et Grieco, A. *Exposure Assessment of Upper Limb Repetitive Movements : A Consensus Document*. Rapport technique, IEA, 2001.

[Croce2005] Croce, U. D., Leardini, A., Chiari, L. et Cappozzo, A. *Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4 : assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics*. Gait & Posture, vol. 21, page 226–237, 2005.

[Cuesta-Vargas2015] Cuesta-Vargas, A. I., Galán-Mercant, A. et Williams, J. M. *The use of inertial sensors system for human motion analysis*. Physical Therapy Reviews, vol. 15, n° 6, pages 462–473, 2015.

[Dahlberg2004] Dahlberg, R., Karlqvist, L., Bildt, C. et Nykvist, K. *Do work technique and musculoskeletal symptoms differ between men and women performing the same type of work tasks ?* Applied Ergonomics, vol. 35, page 521–529, 2004.

[Damsgaard2006] Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E. et Zee, M. D. *Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System*. Simulation Modelling Practice and Theory, vol. 14, n° 8, pages 1100–1111, 2006.

[David2005] David, G. C. *Ergonomic methods for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders*. Occupational Medicine, vol. 55, page 190–199, 2005.

[Debarba2015] Debarba, H. G., Molla, E., Herbelin, B. et Boulic, R. *Characterizing embodied interaction in First and Third Person Perspective viewpoints*. In IEEE Symposium on 3D User Interfaces (3DUI), pages 67–72, 2015.

[Delpresto2013] Delpresto, J., Duan, C., Layiktez, L. M., Moju-Igbene, E. G., Wood, M. B. et Beling, P. A. *Safe lifting : An adaptive training system for factory workers using the Microsoft Kinect*. In IEEE Systems and Information Engineering Design Symposium (SIEDS), pages 64–69, 2013.

[Dempsey2005] Dempsey, P. G., McGorry, R. W. et Maynard, W. S. *survey of tools and methods used by certified professional ergonomists*. Applied Ergonomics, vol. 36, page 489–503, 2005.

[Diego-Mas2014] Diego-Mas, J. A. et Alcaide-Marzal, J. *Using Kinect™ sensor in observational methods for assessing postures at work*. Applied ergonomics, vol. 45, n° 4, pages 976–985, 2014.

[Ding2013] Ding, Z., Luo, Z., Causo, A., Chen, I., Yue, K., Yeo, S. et Ling, K. *Inertia sensor-based guidance system for upperlimb posture correction*. Medical Engineering & Physics, vol. 35, n° 2, pages 269–276, 2013.

[Ding2016] Ding, M. et Fan, G. *Articulated and Generalized Gaussian Kernel Correlation for Human Pose Estimation*. IEEE Transactions on Image Processing, vol. 25, n° 2, pages 776–789, 2016.

[Dockrell2012] Dockrell, S., O'Grady, E., Bennett, K., Mullarkey, C., Connell, R. M., Ruddy, R., Twomey, S. et Flannery, C. *An investigation of the reliability of Rapid Upper Limb Assessment (RULA) as a method of assessment of children's computing posture*. Applied Ergonomics, vol. 43, pages 632–636, 2012.

[Douillet2005] Douillet, P. *Froms costs to strategic risks. Economic aspect of musculoskeletal disorders*. Performances, vol. 23, pages 34–41, 2005.

[Dumas2007] Dumas, R., Cheze, L. et Verriest, J.-P. *Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters*. Journal of biomechanics, vol. 40, n° 3, pages 543–553, 2007.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

[Dutta2012] Dutta, T. *Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace*. Applied ergonomics, vol. 43, n° 4, pages 645–649, 2012.

[EMCSIN2012] EMCSIN. *Musculoskeletal Health status in Europe v5*. Rapport technique, The European Musculoskeletal Conditions Surveillance and Information Network, 2012.

[Faber2009] Faber, G. S., Kingma, I., Bruijn, S. M. et Dieen, J. H. *Optimal inertial sensor location for ambulatory measurement of trunk inclination*. Journal of Biomechanics, vol. 42, page 2406–2409, 2009.

[Fagarasanu2002] Fagarasanu, M. et Kumar, S. *Measurement instruments and data collection : a consideration of constructs and biases in ergonomics research*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 30, page 355–369, 2002.

[Featherstone2014] Featherstone, R. Rigid body dynamics algorithms. Springer, 2014.

[Fernàndez-Baena2012a] Fernàndez-Baena, A., Susin, A. et Lligadas, X. *Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments*. In 4th International Conference on Intelligent Networking and Collaborative Systems (INCoS), pages 656–661. IEEE, 2012.

[Fernández-Baena2012b] Fernández-Baena, A., Susin, A. et Lligadas, X. *Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments*. In Intelligent Networking and Collaborative Systems (INCoS), 2012 4th International Conference on, pages 656–661, 2012.

[Field2005] Field, A. Discovering statistics using spss. SAGE Publications, 2005.

[Fransson-Hall1995] Fransson-Hall, C., Gloria, R., Kilbom, A., Winkel, J., Karlqvist, L. et Wiktorin, C. *A portable ergonomic observation method (PEO) for computerized on-line recording of postures and manual handling*. Applied Ergonomics, vol. 26, n° 2, pages 93–100, 1995.

[Freedman2010] Freedman, B., Shpunt, A., Machline, M. et Arieli, Y. *Depth mapping using projected patterns*, Avril 3 2010. US Patent 8,150,142.

[Galna2014] Galna, B., Barry, G., Jackson, D., Mhiripiri, D., Olivier, P. et Rochester, L. *Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease*. Gait & posture, vol. 39, n° 4, pages 1062–1068, 2014.

[Gameiro2014] Gameiro, J., Cardoso, T. et Rybarczyk, Y. *Kinect-Sign, Teaching Sign Language to "Listeners" through a Game*. Procedia Technology, vol. 17, n° 0, pages 384–391, 2014. Conference on Electronics, Telecommunications and Computers – {CETC}.

[Ganapathi2012] Ganapathi, V., Plagemann, C., Koller, D. et Thrun, S. *Real-time human pose tracking from range data*. In Proceedings of the 12th European Conference on Computer Vision - Volume Part VI, pages 738–751, 2012.

[Gao2015] Gao, Z., Yu, Y., Zhou, Y. et Du, S. *Leveraging Two Kinect Sensors for Accurate Full-Body Motion Capture*. Sensors, vol. 15, n° 9, pages 24297–24317, 2015.

[Garg2009] Garg, A. et Kapellusch, J. M. *Applications of biomechanics for prevention of workrelated musculoskeletal disorders*. Ergonomics, vol. 52, n° 1, pages 36–59, 2009.

[Girshick2011] Girshick, R., Shotton, J., Kohli, P., Criminisi, A. et Fitzgibbon, A. *Efficient regression of general-activity human poses from depth images*. In IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV), pages 415–422. IEEE, 2011.

[Gleicher2003] Gleicher, M., Shin, H., Kovar, L. et Jepsen, A. *Snap-together motion : assembling run-time animation*. In Proceedings of Eurographics/ACM SIGGRAPH Symposium on Computer Animation, pages 181–188, 2003.

[Gonzalez-Jorge2015] Gonzalez-Jorge, H., Rodríguez-Gonzálvez, P., Martínez-Sánchez, J., González-Aguilera, D., Arias, P., Gesto, M. et Díaz-Vilariño, L. *Metrological comparison between Kinect I and Kinect II sensors*. Measurement, vol. 70, pages 21–26, 2015.

[González2014a] González, A., Hayashibe, M., Bonnet, V. et Fraisse, P. *Whole body center of mass estimation with portable sensors : Using the statically equivalent serial chain and a kinect*. Sensors, vol. 14, n° 9, pages 16955–16971, 2014.

[González2014b] González, A., Hayashibe, M., Bonnet, V. et Fraisse, P. *Whole body center of mass estimation with portable sensors : Using the statically equivalent serial chain and a kinect*. Sensors, vol. 14, n° 9, pages 16955–16971, 2014.

[Grood1983] Grood, E. S. et Suntay, W. J. *A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions : application to the knee*. Journal of biomechanical engineering, vol. 105, n° 2, pages 136–144, 1983.

[Hagberg1987] Hagberg, M. et Wegman, D. H. *Prevalence rates and odds ratios of shoulder-neck diseases in different occupational groups*. British Journal of Industrial Medicine, vol. 44, pages 602–610, 1987.

[Haggag2013] Haggag, H., Hossny, M., Nahavandi, S. et Creighton, D. *Real time ergonomic assessment for assembly operations using kinect*. In 15th International Conference on Computer Modelling and Simulation (UKSim), pages 495–500, 2013.

[Han2012] Han, S., Lee, S. et Peña-Mora, F. Vision-based motion detection for safety behavior analysis in construction, chapitre 104, pages 1032–1041. American Society of Civil Engineers, 2012.

[Han2013a] Han, J., Shao, L., Xu, D. et Shotton, J. *Enhanced computer vision with microsoft kinect sensor : A review*. IEEE Transactions on Cybernetics, vol. 43, n° 5, pages 1318–1334, 2013.

[Han2013b] Han, S. et Lee, S. *A vision-based motion capture and recognition framework for behavior-based safety management*. Automation in Construction, vol. 35, page 131–141, 2013.

[Han2015] Han, J. J., Kurillo, G., Abresch, R. T., Bie, E. D., Nicorici, A. et Bajcsy, R. *Upper extremity 3-dimensional reachable workspace analysis in dystrophinopathy using Kinect*. Muscle & nerve, vol. 52, n° 3, pages 344–355, 2015.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

[Hansen2014] Hansen, C., Venture, G., Rezzoug, N., Gorce, P. et Isableu, B. *An individual and dynamic Body Segment Inertial Parameter validation method using ground reaction forces*. Journal of biomechanics, vol. 47, n° 7, pages 1577–1581, 2014.

[Hansson2001] Hansson, G., Asterland, P., Holmer, N.-G. et Skerfving, S. *Validity and reliability of triaxial accelerometers for inclinometry in posture analysis*. Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 39, n° 4, pages 405–413, 2001.

[Hassan2007] Hassan, E. A., Jenkyn, T. R. et Dunning, C. E. *Direct comparison of kinematic data collected using an electromagnetic tracking system versus a digital optical system*. Journal of Biomechanics, vol. 40, n° 4, pages 930–935, 2007.

[Heck2007] Heck, R. et Gleicher, M. *Parametric motion graphs*. In Proceedings of ACM Symposium on Interactive 3D Graphics, pages 129–136, 2007.

[Helten2013a] Helten, T., Muller, M., Seidel, H. P. et Theobalt, C. *Real-Time Body Tracking with One Depth Camera and Inertial Sensors*. In IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV), pages 1105–1112, 2013.

[Helten2013b] Helten, T., Baak, A., Müller, M. et Theobalt, C. Time-of-flight and depth imaging. sensors, algorithms, and applications : Dagstuhl 2012 seminar on time-of-flight imaging and gcpr 2013 workshop on imaging new modalities, chapitre Full-Body Human Motion Capture from Monocular Depth Images, pages 188–206. Springer Berlin Heidelberg, 2013.

[Hignett2000] Hignett, S. et McAtamney, L. *Rapid entire body assessment (REBA)*. Applied Ergonomics, vol. 31, pages 201–205, 2000.

[Hindle1990] Hindle, R. J., Pearcy, M. J., Cross, A. T. et Miller, D. H. T. *Three-dimensional kinematics of the human back*. Clinical Biomechanics, vol. 5, n° 4, pages 218–228, 1990.

[Ho2016] Ho, E. S. L., Chan, J. C. P., Chan, D. C. K., Shum, H. P., ming Cheung, Y. et Yuen, P. C. *Improving Posture Classification Accuracy for Depth Sensor-based Human Activity Monitoring in Smart Environments*. Computer Vision and Image Understanding, 2016.

[Hollerbach1982] Hollerbach, J. M. et Flash, T. *Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement*. Biological cybernetics, vol. 44, n° 1, pages 67–77, 1982.

[Holzmann1982] Holzmann, P. *ARBAN - A new method for analysis of ergonomic effort*. Applied Ergonomics, vol. 13, n° 2, pages 82–86, 1982.

[HSE2002] HSE. Ergonomic workplace analysis. HSE Books, 2002.

[Hu2011] Hu, B., Ma, L., Zhang, W., Salvendy, G., Chablat, D. et Bennis, F. *Predicting real-world ergonomic measurements by simulation in a virtual environment*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 41, n° 1, pages 64–71, 2011.

[Huang2015] Huang, S.-Y., Kuo, K.-P. et Lin, Y.-H. *A golf swing analysis system using Wii balance board and kinect sensors for novice players*. Multimedia Tools and Applications, vol. 74, n° 23, 2015.

[Jacobs1998] Jacobs, J. A. *Measuring Time at Work : Are Self-Reports Accurate ?* Monthly Labor Review, vol. 121, n° 12, pages 42–53, 1998.

[James1989] James, B. et Parker, A. W. *Active and passive mobility of lower limb joints in elderly men and women*. Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 68, n° 4, pages 162–167, 1989.

[Janota2015] Janota, A., Simak, V., Nemec, D. et Hrbcek, J. *Improving the Precision and Speed of Euler Angles Computation from Low-Cost Rotation Sensor Data*. Sensors, vol. 15, n° 3, pages 7016–7039, 2015.

[Jasiewicz2007] Jasiewicz, J. M., Treleaven, J., Condie, P. et Jull, G. *Wireless orientation sensors : Their suitability to measure head movement for neck pain assessment*. Manual Therapy, vol. 12, n° 4, pages 380–385, 2007.

[Jin2013] Jin, S.-Y., Choi, H.-J. et Iraqi, Y. *Depth consistency evaluation for error-pose detection*. In Sixth International Conference on Machine Vision (ICMV 13), pages 90671F–90671F. International Society for Optics and Photonics, 2013.

[Johnson1990] Johnson, G. et Anderson, J. *Measurement of three-dimensional shoulder movement by an electromagnetic sensor*. Clinical Biomechanics, vol. 5, n° 3, pages 131–136, 1990.

[Juul-Kristensen1997] Juul-Kristensen, B., Fallentin, N. et Ekdahl, C. *Criteria for classification of posture in repetitive work by observation methods : A review*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 19, pages 397–411, 1997.

[Kao2014] Kao, W.-C., Hsu, S.-C. et Huang, C.-L. *Human upper-body motion capturing using kinect*. In International Conference on Audio, Language and Image Processing (ICALIP), pages 245–250, 2014.

[Karantonis2006] Karantonis, D., Narayanan, M., Mathie, M., Lovell, N. et Celler, B. *Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring*. Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on, vol. 10, n° 1, pages 156–167, 2006.

[Karhu1977] Karhu, O., Kansi, P. et Kuorinka, I. *Correcting working postures in industry : A practical method for analysis*. Applied Ergonomics, vol. 9, n° 4, pages 199–201, 1977.

[Kavanagh2008] Kavanagh, J. J. et Menz, H. B. *Accelerometry : A technique for quantifying movement patterns during walking*. Gait & Posture, vol. 28, n° 1, pages 1 – 15, 2008.

[Kee2001] Kee, D. et Karwowski, W. *LUBA : an assessment technique for postural loading on the upper body based on joint motion discomfort and maximum holding time*. Applied Ergonomics, vol. 32, pages 357–366, 2001.

[Kemmlert1995] Kemmlert, K. *A method assigned for the identification of ergonomic hazards - PLIBEL*. Applied Ergonomics, vol. 26, n° 3, pages 199–211, 1995.

[Keyserling1986] Keyserling, W. M. *A computer-aided system to evaluate postural stress in the workplace*. Am Ind Hyg Assoc J, vol. 40, n° 10, pages 641–649, 1986.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

[Keyserling1993] Keyserling, V. M., Stetson, D. S., Silverstein, B. A. et Brouwer, M. L. *A checklist for evaluating ergonomic risk factors associated with upper extremity cumulative trauma disorders*. Ergonomics, vol. 36, n° 7, page 807–831, 1993.

[Khoshelham2012] Khoshelham, K. et Elberink, S. O. *Accuracy and resolution of kinect depth data for indoor mapping applications*. Sensors, vol. 12, n° 2, pages 1437–1454, 2012.

[Kilbom1986] Kilbom, A., Persson, J. et Jonsson, B. *Risk factor for work-related disorders of the neck and shoulder with special emphasis on working postures and movements*. In Ergonomics Of Working Postures, pages 44–53. Taylor & Francis, 1986.

[Kilbom1994a] Kilbom, A. *Assessment of physical exposure in relation to work-related musculoskeletal disorders - what information can be obtained from systematic observations ?* Scand J Work Environ Health, vol. 20, pages 30–45, 1994.

[Kilbom1994b] Kilbom, A. *Repetitive work of the upper extremity : Part I-Guidelines for the practitioner*. International Journal of Industrial Ergonomic, vol. 14, pages 51–57, 1994.

[Kilbom1994c] Kilbom, A. *Repetitive work of the upper extremity : Part II - The scientific basis (knowledge base) for the guide*. International Journal of Industrial Ergonomic, vol. 14, pages 59–86, 1994.

[Kim2013] Kim, S. et Nussbaum, M. A. *Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks*. Ergonomics, vol. 56, n° 2, pages 314–326, 2013.

[Kinect SDK2012] Kinect SDK. *Kinect for Windows SDK*. `https://msdn.microsoft.com/en-us/library/dn799271.aspx`, 2012. Accessed : 26 March 2016.

[Klein2001] Klein, C. S., Rice, C. L. et Marsh, G. D. *Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscles of young and old men*. Journal of Applied Physiology, vol. 91, n° 3, page 1341–1349, 2001.

[Knudson2007] Knudson, D. Fundamentals of biomechanics. Springer Science & Business Media, 2007.

[Kohli2013] Kohli, P. et Shotton, J. Consumer depth cameras for computer vision : Research topics and applications, chapitre Key Developments in Human Pose Estimation for Kinect, pages 63–70. Springer London, 2013.

[Kolb2010] Kolb, A., Barth, E., Koch, R. et Larsen, R. *Time-of-Flight Cameras in Computer Graphics*. Computer Graphics Forum, vol. 29, n° 1, pages 141–159, 2010.

[Koskimaki2009] Koskimaki, H., Huikari, V., Siirtola, P., Laurinen, P. et Roning, J. *Activity recognition using a wrist-worn inertial measurement unit : A case study for industrial assembly lines*. In 17th Mediterranean Conference on Control and Automation„ pages 401–405, 2009.

[Kovar2002] Kovar, L., Gleicher, M. et Pighin, F. *Motion Graphs*. ACM Trans. Graph., vol. 21, n° 3, pages 473–482, 2002.

[Kulpa2005] Kulpa, R. *Adaptation interactive et performante des mouvements d'humanoïdes synthétiques : aspects cinématique, cinétique et dynamique*. Thèse, INSA de Rennes, 2005.

[Kuorinka1995] Kuorinka, I., Forcier, L., Hagberg, M., Silverstein, B., Wells, R., Smith, M. J., Hendrick, H. W., Carayon, P. et Pérusse, M. Work-related musculoskeletal disorders . a reference book for prevention. Taylor & Francis, 1995.

[Kurillo2013] Kurillo, G., Chen, A., Bajcsy, R. et Han, J. J. *Evaluation of upper extremity reachable workspace using Kinect camera*. Technology and Health Care, vol. 21, n° 6, pages 641–656, 2013.

[Landis1977] Landis, R. J. et Koch, G. G. *The measurement of observer agreement for categorical data*. biometrics, pages 159–174, 1977.

[Larsson1979] Larsson, L., Grimby, G. et Karlsson, J. *Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology*. Journal of Applied Physiology, vol. 46, pages 451–456, 1979.

[LaScalza2003] LaScalza, S., Arico, J. et Hughes, R. *Effect of metal and sampling rate on accuracyof Flock of Birds electromagnetic tracking system*. Journal of Biomechanics, vol. 36, pages 141–144, 2003.

[Leardini2005] Leardini, A., Chiari, L., Croce, U. D. et Cappozzo, A. *Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation*. Gait & Posture, vol. 21, page 212–225, 2005.

[Lee2014] Lee, G. C., Yeh, F.-H. et Hsiao, Y.-H. *Kinect-based Taiwanese sign-language recognition system*. Multimedia Tools and Applications, pages 1–19, 2014.

[Lempereur2006] Lempereur, M. *Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile*. Thèse, Université de Valenciennes, 2006.

[Lepoutre2007] Lepoutre, J. P. *Modélisation biomécanique du mouvement : Vers un outil d'évaluation pour l'instrumentation en orthopédie*. Thèse, Université du Sud Toulon - Var, 2007.

[Li1999a] Li, G. et Buckle, P. *Evaluating change in exposure to risk for musculoskueletal disorders - A practical tool*. Rapport technique, HSE, 1999.

[Li1999b] Li, G. et Buckle, P. *Current techniques for assessing physical exposure to workrelated musculoskeletal risks, with emphasis on posture-based methods*. Ergonomics, vol. 42, n° 5, pages 674–695, 1999.

[Li2012] Li, C. et Lee, S. Computer vision techniques for worker motion analysis to reduce musculoskeletal disorders in construction, chapitre 47, pages 380–387. American Society of Civil Engineers, 2012.

[Lifshitz1986] Lifshitz, Y. et Armstrong, T. J. *A design checklist for control and prediction of cumulative trauma disorder in intensive manual jobs*. In Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting, volume 30, pages 837–841, 1986.

[Liu2009] Liu, T., Inoue, Y. et Shibata, K. *Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis*. Measurement, vol. 42, n° 7, pages 978–988, 2009.

[Liu2011] Liu, H., Wei, X., Chai, J., Ha, I. et Rhee, T. *Realtime Human Motion Control with a Small Number of Inertial Sensors*. In Symposium on Interactive 3D Graphics and Games, pages 133–140, 2011.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

[Liu2015] Liu, Z., Zhou, L., Leung, H. et Shum, H. P. *Kinect Posture Reconstruction based on a Local Mixture of Gaussian Process Models*. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 2015.

[Looze2000] Looze, M. P. D., Greuningen, K. V., Rebel, J., Kingma, I. et Kuijer, P. P. F. M. *Force direction and physical load in dynamic pushing and pulling*. Ergonomics, vol. 43, n° 3, pages 377–390, 2000.

[Lu1999] Lu, T.-W. et O'connor, J. *Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints*. Journal of biomechanics, vol. 32, n° 2, pages 129–134, 1999.

[Luttmann2003] Luttmann, A., Jäger, M. et Griefahn, B. Preventing musculoskeletal disorders in the workplace, volume 5. World Health Organization, Protecting Workers' Health Series, 2003.

[Ma2010a] Ma, L., Chablat, D., Bennis, F., Zhang, W. et Guillaume, F. *A new muscle fatigue and recovery model and its ergonomics application in human simulation*. Virtual and Physical Prototyping, vol. 5, n° 3, pages 123–137, 2010.

[Ma2010b] Ma, L., Zhang, W., Fu, H., Guo, Y., Chablat, D., Bennis, F., Sawanoi, A. et Fugiwara, N. *A framework for interactive work design based on motion tracking, simulation, and analysis*. Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries, vol. 20, n° 4, pages 339–352, 2010.

[Mairiaux1998] Mairiaux, P., Demaret, J. P., Masset, D. et Vandoorne, C. *Guide pour évaluer et prévenir les risques : manutention manuelles, Fiche d'Identification des Facteurs de Risques liés à la Manutention : FIFARIM*. Rapport technique, Direction générale Humanisation du travail, 1998.

[MakeHuman2016] MakeHuman. `http://www.makehuman.org`, 2016. Accessed : 13 January 2016.

[Malchaire1997] Malchaire, J. et Indesteege, B. *Troubles musculosquelettiques - analyse du risque*. Rapport technique, Institut de Recherche sur les Conditions de Travail (INRCT), 1997.

[Malchaire2000] Malchaire, J., Roquelaure, Y., Cock, N., Piette, A., Vergracht, S. et Chiron, H. *Variabilité inter-individuelle du geste professionnel*. Rapport technique, INRS-UCL Hytr, 2000.

[Malchaire2001] Malchaire, J. *Evaluation et prévention des risque lombaires : classification des méthodes*. Médecine du travail & ergonomie, vol. 38, n° 2, pages 53–66, 2001.

[Marey1973] Marey, E. J. *De la locomotion terrestre chez les bipèdes et les quadrupèdes*. Journal d'Anatomie, 1973.

[Marhavilas2011] Marhavilas, P.-K., Koulouriotis, D. et Gemeni, V. *Risk analysis and assessment methodologies in the work sites : On a review, classification and comparative study of the scientific literature of the period 2000-2009*. Journal of Loss Prevention in the Process Industries, vol. 24, n° 5, pages 477–523, 2011.

[Marras1992] Marras, W., Fathallah, F., Miller, R., Davis, S. et Mirka, G. *Accuracy of a three-dimensional lumbar motion monitor for recording dynamic trunk motion characteristics*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 9, n° 1, pages 75 – 87, 1992.

[Martin2012] Martin, C. C., Burkert, D. C., Choi, K. R., Wieczorek, N. B., McGregor, P. M., Herrmann, R. A. et Beling, P. A. *A real-time ergonomic monitoring system using the Microsoft Kinect*. In IEEE Systems and Information Design Symposium (SIEDS), pages 50–55, 2012.

[Maynard2012] Maynard, A. B., Stegemerten, G. J. et Schwab, J. L. Methods time measurement. McGraw Hill Industrial Organization And Management Series, 2012.

[McAtamney1993] McAtamney, L. et Corlett, E. N. *RULA : a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders*. Applied Ergonomics, vol. 24, n° 2, pages 91–99, 1993.

[Medved2001] Medved, V. Measurement of human locomotion. CRC Press, 2001.

[Menache2000] Menache, A. Understanding motion capture for computer animation and video games. Morgan Kaufmann, 2000.

[Microsoft2010] Microsoft. *Kinect for Xbox 360*. `http://www.xbox.com/en-US/xbox-360/accessories/kinect`, 2010. Accessed : 29 February 2016.

[Microsoft2014] Microsoft. *Kinect for Xbox One*. `http://www.xbox.com/en-US/xbox-one/accessories/kinect-for-xbox-one`, 2014. Accessed : 29 February 2016.

[Mills2007] Mills, P. M., Morrison, S., Lloyd, D. G. et Barrett, R. S. *Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion*. Journal of Biomechanics, vol. 40, n° 7, pages 1504–1511, 2007.

[Milne1996] Milne, A., Chess, D., Johnson, J. et King, G. *Accuracy of an electromagnetic tracking device : A study of the optimal operating range and metal interference*. Journal of Biomechanics, vol. 29, n° 6, pages 791–793, 1996.

[Moeslund2001] Moeslund, T. B. et Granum, E. *A Survey of Computer Vision-Based Human Motion Capture*. Computer Vision and Image Understanding, vol. 81, n° 3, pages 231 – 268, 2001.

[Moeslund2006] Moeslund, T. B., Hilton, A. et Krüger, V. *A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis*. Computer Vision and Image Understanding, vol. 104, n° 2–3, pages 90 – 126, 2006.

[Moeslund2013] Moeslund, T. B., Hilton, A., Krger, V. et Sigal, L. Visual analysis of humans : Looking at people. Springer Publishing Company, Incorporated, 2013.

[Monnington2002] Monnington, S. C., Pinder, A. D. J. et Quarrie, C. *Development of an inspection tool for manual handling risk assessment*. Rapport technique, Health & Safety Laboratory, 2002.

[Monzani2000] Monzani, J.-S., Baerlocher, P., Boulic, R. et Thalmann, D. *Using an intermediate skeleton and inverse kinematics for motion retargeting*. In Computer Graphics Forum, volume 19(3), pages 11–19, 2000.

[Moore1995] Moore, J. S. et Garg, A. *The strain index : a proposed method to analyze job for risks of distal upper extremity disorders*. American Industrial Hygiene Association Journal, vol. 56, pages 443–458, 1995.

[Muller2015] Muller, A., Germain, C., Pontonnier, C. et Dumont, G. *A simple method to calibrate kinematical invariants : application to overhead throwing*. In 33rd International Conference on Biomechanics in Sports (ISBS 2015), 2015.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

[Multon1998] Multon, F. *Contrôle du mouvement des humanoïdes de synthèse*. Thèse, Université de Rennes I, 1998.

[Mutto2012] Mutto, C. D., Zanuttigh, P. et Cortelazzo, G. M. Time-of-flight cameras and microsoft kinect™. Springer Science & Business Media, 2012.

[Nakagawa2014] Nakagawa, T. H., Érika Tiemi Uehara Moriya, Maciel, C. D. et Serrão, F. V. *Test–retest reliability of three-dimensional kinematics using an electromagnetic tracking system during single-leg squat and stepping maneuver*. Gait & Posture, vol. 39, n° 1, pages 141 – 146, 2014.

[Newcombe2011] Newcombe, R. A., Izadi, S., Hilliges, O., Molyneaux, D., Kim, D., Davison, A. J., Kohli, P., Shotton, J., Hodges, S. et Fitzgibbon, A. *KinectFusion : Real-Time Dense Surface Mapping and Tracking*. In IEEE ISMAR, 2011.

[Nexus2016] Nexus. **http://www.vicon.com/products/software/nexus**, 2016. Accessed : 15 February 2016.

[NF EN 1005-12001] NF EN 1005-1. *Sécurité des machines Performance physique humaine Partie 1 : Termes et définitions*. Rapport technique, CEN, 2001.

[NF EN 1005-22003] NF EN 1005-2. *Sécurité des machines Performance physique humaine Partie 2 : Manutention manuelle de machines et d'éléments de machines*. Rapport technique, CEN, 2003.

[NF EN 1005-32002] NF EN 1005-3. *Sécurité des machines Performance physique humaine Partie 3 : Limites des forces recommandées pour l'utilisation de machines*. Rapport technique, CEN, 2002.

[NF EN 1005-42005] NF EN 1005-4. *Sécurité des machines Performance physique humaine Partie 4 : Evaluation des postures et mouvements lors du travail en relation avec les machines*. Rapport technique, CEN, 2005.

[NF EN 1005-52007] NF EN 1005-5. *Sécurité des machines Performance physique humaine Partie 5 : Appréciation du risque relatif à la manipulation répétitive à fréquence élevée*. Rapport technique, CEN, 2007.

[NIOSH2007] NIOSH. *Ergonomic Guidelines for Manual Material Handling*. Rapport technique, National Institute For Occupational Safety and Health (NIOSH), 2007.

[Nixon2013] Nixon, M. E., Howard, A. M. et Chen, Y.-P. *Quantitative evaluation of the Microsoft Kinect TM for use in an upper extremity virtual rehabilitation environment*. In International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR), pages 222–228, 2013.

[Nordander1999] Nordander, C., Ohlsson, K., Balogh, I., Rylander, L., Pålsson, B. et Skerfving, S. *Fish processing work : the impact of two sex dependent exposure profiles on musculoskeletal health*. Occup Environ Med, vol. 56, pages 256–264, 1999.

[Obdrzalek2012] Obdrzalek, S., Kurillo, G., Ofli, F., Bajcsy, R., Seto, E., Jimison, H. et Pavel, M. *Accuracy and robustness of Kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population*. In annual international conference of the IEEE Engineering in medicine and biology society (EMBC), pages 1188–1193. IEEE, 2012.

[Occhipinti1998] Occhipinti, E. *OCRA : a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs*. Ergonomics, vol. 41, n° 9, pages 1290–1311, 1998.

[O'Sullivan2015] O'Sullivan, L., Power, V., Virk, G., Masud, N., Haider, U., Christensen, S., Bai, S., Cuypers, L., D'Havé, M. et Vonck, K. *End User Needs Elicitation for a Full-body Exoskeleton to Assist the Elderly*. Procedia Manufacturing, vol. 3, pages 1403–1409, 2015.

[Pascual2008] Pascual, S. A. et Naqvi, S. *An Investigation of Ergonomics Analysis Tools Used in Industry in the Identification of Work-Related Musculoskeletal Disorders*. International Journal of Occupational Safety and Ergonomics, vol. 14, n° 2, page 237–245, 2008.

[Patrizi2015] Patrizi, A., Pennestrì, E. et Valentini, P. P. *Comparison between low-cost marker-less and high-end marker-based motion capture systems for the computer-aided assessment of working ergonomics*. Ergonomics, pages 1–8, 2015.

[Pedersoli2014] Pedersoli, F., Benini, S., Adami, N. et Leonardi, R. *XKin : an open source framework for hand pose and gesture recognition using kinect*. The Visual Computer, vol. 30, n° 10, pages 1107–1122, 2014.

[Penelle2013] Penelle, B. et Debeir, O. *Human motion tracking for rehabilitation using depth images and particle filter optimization*. In Advances in Biomedical Engineering (ICABME), 2013 2nd International Conference on, pages 211–214, 2013.

[Person2001] Person, J. G., Hodgson, A. J. et 2, A. G. N. *Automated high-frequency posture sampling for ergonomic assessment of laparoscopic surgery*. Surg Endosc, vol. 15, pages 997–1003, 2001.

[Pfister2014] Pfister, A., West, A. M., Bronner, S. et Noah, J. A. *Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis*. Journal of medical engineering & technology, vol. 38, n° 5, pages 274–280, 2014.

[Picerno2008] Picerno, P., Cereatti, A. et Cappozzo, A. *Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules*. Gait & Posture, vol. 28, n° 4, pages 588 – 595, 2008.

[Plagemann2010] Plagemann, C., Ganapathi, V., Koller, D. et Thrun, S. *Real-time identification and localization of body parts from depth images*. In IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pages 3108–3113, 2010.

[Plantard2015] Plantard, P., Auvinet, E., Pierres, A.-S. L. et Multon, F. *Pose Estimation with a Kinect for Ergonomic Studies : Evaluation of the Accuracy Using a Virtual Mannequin*. Sensors, vol. 15, pages 1785–1803, 2015.

[Plantard2016a] Plantard, P., Shum, H. P. H. et Multon, F. *Ergonomics Measurements using Kinect with a Pose Correction Framework*. In 4th International Digital Human Modeling Symposium (DHM), Canada, Montréal, 15-17 June, page 8, 2016.

[Plantard2016b] Plantard, P., Shum, H. P. H. et Multon, F. *Filtered Pose Graph for Efficient Kinect Pose Reconstruction*. Multimedia Tools and Applications, 2016. In Press.

[Pontonnier2010] Pontonnier, C. *Mechanical simulation for an ergonomic analysis of the workstations : elbow and forearm case*. Thèse, Université Rennes 1, 2010.

[Pontonnier2013] Pontonnier, C., Dumont, G., Samani, A., Madeleine, P. et Badawi, M. *Designing and evaluating a workstation in real and virtual environment : toward virtual reality based ergonomic design sessions*. Journal on Multimodal User Interfaces, vol. 8, n° 2, pages 199–208, 2013.

[Pontonnier2014a] Pontonnier, C., Samani, A., Badawi, M., Madeleine, P. et Dumont, G. *Assessing the Ability of a VR-Based Assembly Task Simulation to Evaluate PhysicalRisk Factors*. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, vol. 20, n° 5, pages 664–674, 2014.

[Pontonnier2014b] Pontonnier, C., Zee, M. D., Samani, A., Dumont, G. et Madeleine, P. *Strengths and limitations of a musculoskeletal model for an analysis of simulated meat cutting tasks*. Applied ergonomics, vol. 45, n° 3, pages 592–600, 2014.

[Poppe2007] Poppe, R. *Vision-based human motion analysis : An overview*. Computer Vision and Image Understanding, vol. 108, n° 1–2, pages 4–18, 2007.

[Putz-Anderson1997] Putz-Anderson, V., Bernard, B. P., Burt, S. E., Cole, L. L., Fairfield-Estill, C., Fine, L. J., Grant, K. A., Gjessing, C., Jenkins, L., Jr, J. J. H.*et al. Musculoskeletal disorders and workplace factors : a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back*. National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), 1997.

[Radwin1993] Radwin, R. G. et Lin, M. L. *An analytical method for characterizing repetitive motion and postural stress using spectral analysis*. Ergonomics, vol. 36, n° 4, pages 379–389, 1993.

[Radwin1994] Radwin, R. G., Lin, M. L. et Yen, T. Y. *Exposure assessment of biomechanical stress in repetitive manual work using frequency-weighted filters*. Ergonomics, vol. 37, pages 1984–1998, 1994.

[Rafibakhsh2012] Rafibakhsh, N., Gong, J., Siddiqui, M. K., Gordon, C. et Lee, F. H. *Analysis of xbox kinect sensor data for use on construction sites : depth accuracy and sensor interference assessment*. In Constitution research congress, pages 848–857, 2012.

[Raptis2011] Raptis, M., Kirovski, D. et Hoppe, H. *Real-time classification of dance gestures from skeleton animation*. In Proceedings of the 2011 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on computer animation, pages 147–156. ACM, 2011.

[Rasmussen2003] Rasmussen, J., Damsgaard, M., Surma, E., Christensen, S. T., de Zee, M. et Vondrak, V. *Anybody-a software system for ergonomic optimization*. In Fifth World Congress on Structural and Multidisciplinary Optimization, volume 4, 2003.

[Reitsma2007] Reitsma, P. S. A. et Pollard, N. S. *Evaluating motion graphs for character animation*. ACM Transaction on Graphics, vol. 18, 2007.

[Richards1999] Richards, J. G. *The measurement of human motion : A comparison of commercially available systems*. Human Movement Science, vol. 18, n° 5, pages 589–602, 1999.

[Riemer2008] Riemer, R., Hsiao-Wecksler, E. T. et Zhang, X. *Uncertainties in inverse dynamics solutions : a comprehensive analysis and an application to gait*. Gait & posture, vol. 27, n° 4, pages 578–588, 2008.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

[Robertson2009] Robertson, M., Amick, B. C., DeRango, K., Rooney, T., Bazzani, L., Harrist, R. et Moore, A. *The effects of an office ergonomics training and chair intervention on worker knowledge, behavior and musculoskeletal risk*. Applied Ergonomics, vol. 40, n° 1, pages 124–135, 2009.

[Rodgers1992] Rodgers, S. H. *A functional job evaluation technique in ergonomics*. Occupational Medicine : State of the Arts Reviews, vol. 7, n° 4, pages 679–711, 1992.

[Roetenberg2007] Roetenberg, D., Baten, C. T. M. et Veltink, P. H. *Estimating Body Segment Orientation by Applying Inertial and Magnetic Sensing Near Ferromagnetic Materials*. IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, vol. 15, n° 3, pages 469–471, 2007.

[Roetenberg2009] Roetenberg, D., Luinge, H. J. et Per, S. *Xsens MVN : full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors*. Xsens Technologies B. V., pages 1–5, 2009.

[Rohmert1973] Rohmert, W. *Problems in determining rest allowances : part 1 : use of modern methods to evaluate stress and strain in static muscular work*. Applied ergonomics, vol. 4, n° 2, pages 91–95, 1973.

[Roquelaure2001] Roquelaure, Y., Malchaire, I., Martin, N. C. Y. H., Piette, A., Vergracht, S., Chiron, H. et Leboulanger, M. A. *Evaluation d'une méthode de quantification de l'activité gestuelle au cours des tâches répétitives de production de masse*. In Document pour le Médecin du Travail, volume 86. INRS édition, 2001.

[Roquelaure2005] Roquelaure, Y., Ha, C. et Sauteron, M. *Réseau expérimental de surveillance épidémiologique des troubles musculo-squelettiques dans les Pays de la Loire : surveillance en entreprises en 2002*. Rapport technique, Institut de veille sanitaire, 2005.

[Rothman1986] Rothman, K. J. Modern epidemiology. Boston, MA : Little, Brown, and Company, 1986.

[Rothstein1983] Rothstein, J. M., Miller, P. J. et Roettger, R. F. *Goniometric Reliability in a Clinical Setting*. Physical Therapy, vol. 63, n° 10, pages 1611–1615, 1983.

[Safonova2007] Safonova, A. et Hodgins, J. K. *Construction and optimal search of interpolated motion graphs*. ACM Transaction on Graphics, page 106, 2007.

[Schmitz2015] Schmitz, A., Ye, M., Boggess, G., Shapiro, R., Yang, R. et Noehren, B. *The measurement of in vivo joint angles during a squat using a single camera markerless motion capture system as compared to a marker based system*. Gait & posture, vol. 41, n° 2, pages 694–698, 2015.

[Schneider2012] Schneider, E., Irastorza, X. et Copsey, S. Osh in figures : Work-related musculoskeletal disorders in the eu — facts and figures. European Agency for Safety and Health at Work (EU-OSHA), 2012.

[Sell2014] Sell, J. et O'Connor, P. *The xbox one system on a chip and kinect sensor*. IEEE Micro, vol. 34, n° 2, pages 44–53, 2014.

[Šenk2006] Šenk, M. et Cheze, L. *Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics*. Clinical biomechanics, vol. 21, pages S3–S8, 2006.

[Shen2012] Shen, W., Deng, K., Bai, X., Leyvand, T., Guo, B. et Tu, Z. *Exemplar-based human action pose correction and tagging*. In IEEE Conference

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), pages 1784–1791, 2012.

[Shen2014] Shen, W., Deng, K., Bai, X., Leyvand, T., Guo, B. et Tu, Z. *Exemplar-based human action pose correction*. IEEE Transactions on Cybernetics, vol. 44, n° 7, pages 1053–1066, 2014.

[Shin2006] Shin, H. J. et Oh, H. S. *Fat Graphs : Constructing an Interactive Character with Continuous Controls*. In Proceedings of the 2006 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation, pages 291–298, 2006.

[Shotton2011] Shotton, J., Fitzgibbon, A., Cook, M., Sharp, T., Finocchio, M., Moore, R., Kipman, A. et Blake, A. *Real-time Human Pose Recognition in Parts from Single Depth Images*. In Proceedings of the 2011 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR '11, pages 1297–1304, 2011.

[Shpunt2010] Shpunt, A. *Depth mapping using multi-beam illumination*, Janvier 8 2010. US Patent 8,350,847.

[Shum2012] Shum, H. et Ho, E. S. L. *Real-time physical modelling of character movements with microsoft kinect*. In Proceedings of the 18th ACM symposium on Virtual reality software and technology, pages 17–24. ACM, 2012.

[Shum2013] Shum, H. P. H., Ho, E. S. L., Jiang, Y. et Takagi, S. *Real-time posture reconstruction for Microsoft Kinect*. Cybernetics, IEEE Transactions on, vol. 43, n° 5, pages 1357–1369, 2013.

[Sigal2011] Sigal, L. Visual analysis of humans : Looking at people, chapitre Articulated Pose Estimation and Tracking : Introduction, pages 131–137. Springer London, 2011.

[Sigal2014] Sigal, L. Computer vision : A reference guide, chapitre Human Pose Estimation, pages 362–370. Springer US, 2014.

[Silverstein1987] Silverstein, B. A., Fine, J. J. et Armstrong, T. J. *Occupational factors and the carpal tunnel syndrome*. Am J Ind Med, vol. 11, n° 3, pages 343–358, 1987.

[Smisek2011] Smisek, J., Jancosek, M. et Pajdla, T. *3D with Kinect*. In Computer Vision Workshops (ICCV Workshops), 2011 IEEE International Conference on, pages 1154–1160, 2011.

[Smith1989] Smith, G. *Padding point extrapolation techniques for the butterworth digital filter*. Journal of Biomechanics, vol. 22, n° 8, pages 967–971, 1989.

[Smutz1994] Smutz, P., Serina, E. et Rempel, D. *A system for evaluating the effect of keyboard design on force, posture, comfort, and productivity*. Ergonomics, vol. 37, n° 10, pages 1649–1660, 1994.

[Snook1991] Snook, S. H. et Ciriello, V. M. *The design of manual handling tasks : revised tables of maximum acceptable weights and forces*. Ergonomics, vol. 34, n° 9, pages 1197–1213, 1991.

[Sonne2012] Sonne, M., Villalta, D. L. et Andrewsa, D. M. *Development and evaluation of an office ergonomic risk checklist : ROSA - Rapid office strain assessment*. Applied Ergonomics, vol. 43, pages 98–108, 2012.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

[Sorel2012] Sorel, A. *Gestion de la variabilité morphologique pour la reconnaissance de gestes naturels à partir de données 3D*. Thèse, Université de Rennes 2, 2012.

[Spector2014] Spector, J. T., Lieblich, M., Bao, S., McQuade, K. et Hughes, M. *Automation of Workplace Lifting Hazard Assessment for Musculoskeletal Injury Prevention*. Annals of occupational and environmental medicine, vol. 26, n° 1, page 1, 2014.

[Spector2016] Spector, J. T. et Lieblich, M. *Letter regarding 'Comparison between low-cost marker-less and high-end marker-based motion capture systems for the computer-aided assessment of working ergonomics' by Patrizi et al and research reproducibility*. Ergonomics, pages 1–10, 2016.

[Spektor2010] Spektor, E., Mor, Z. et Rais, D. *Integrated processor for 3D mapping*, Juin 4 2010. US Patent 8,456,517.

[St-Vincent1998] St-Vincent, M., Chicoine, D. et Simoneau, S. Les groupes ergo : Un outil pour prévenir les latr. IRSST, 1998.

[Stone2015] Stone, E. E. et Skubic, M. *Fall detection in homes of older adults using the Microsoft Kinect*. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, vol. 19, n° 1, pages 290–301, 2015.

[Stoyanov2013] Stoyanov, T., Mojtahedzadeh, R., Andreasson, H. et Lilienthal, A. J. *Comparative Evaluation of Range Sensor Accuracy for Indoor Mobile Robotics and Automated Logistics Applications*. Robot. Auton. Syst., vol. 61, n° 10, pages 1094–1105, 2013.

[Streit2013] Streit, P., Monat, A., Zamberlan, M., Guimaraes, C., Ribeiro, F. et Oliveira, J. *Comparison and evaluation of biomechanical parameters of motion capture systems*. In 2nd International Conference on digital human modeling symposium, 2013.

[Sylla2014] Sylla, N., Bonnet, V., Colledani, F. et Fraisse, P. *Ergonomic contribution of {ABLE} exoskeleton in automotive industry*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 44, n° 4, pages 475–481, 2014.

[Takala2010] Takala, E.-P., Pehkonen, I., Forsman, M., Åke Hansson, G., Mathiassen, S. E., Neumann, W. P., Sjøgaard, G., Veiersted, K. B., Westgaard, R. H. et Winkel, J. *Systematic evaluation of observational methods assessing biomechanical exposures at work*. Scand J Work Environ Health, vol. 36, n° 1, pages 3–24, 2010.

[Tautges2011] Tautges, J., Zinke, A., Krüger, B., Baumann, J., Weber, A., Helten, T., Müller, M., Seidel, H.-P. et Eberhardt, B. *Motion Reconstruction Using Sparse Accelerometer Data*. ACM Trans. Graph., vol. 30, n° 3, pages 1–12, 2011.

[Teravarunyou2014] Teravarunyou, S. *Development of Computer Aided Posture Analysis for Rapid Upper Limb Assessment with Ranged Camera*. In 3rd South East Asian Network of Ergonomics Societies International Conference, 2014.

[US Dep of Labor1993] US Dep of Labor. *Ergonomics program management guidelines for meatpacking plants*. Rapport technique, Occupational Sefety and Health Administration, 1993.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

[Valero2016] Valero, E., Sivanathan, A., Bosché, F. et Abdel-Wahab, M. *Musculoskeletal disorders in construction : A review and a novel system for activity tracking with body area network*. Applied Ergonomics, vol. 54, pages 120 – 130, 2016.

[van Diest2014] van Diest, M., Stegenga, J., Wörtche, H. J., Postema, K., Verkerke, G. J. et Lamoth, C. J. *Suitability of Kinect for measuring whole body movement patterns during exergaming*. Journal of biomechanics, vol. 47, n° 12, pages 2925–2932, 2014.

[Vanel1996] Vanel, O. *Etude dynamique du contrôle postural*. Thèse, Université Paris Sud-Orsay, 1996.

[Vanveerdeghem2014] Vanveerdeghem, P., Torre, P. V., Stevens, C., Knockaert, J. et Rogier, H. *Synchronous Wearable Wireless Body Sensor Network Composed of Autonomous Textile Nodes*. Sensors, vol. 14, n° 10, pages 18583–18610, 2014.

[Vernon2015] Vernon, S., Paterson, K., Bower, K., McGinley, J., Miller, K., Pua, Y.-H. et Clark, R. A. *Quantifying individual components of the timed up and go using the kinect in people living with stroke*. Neurorehabilitation and neural repair, vol. 29, n° 1, pages 48–53, 2015.

[Verriest1991] Verriest, J. P., Trasbot, J. et Rebiffé, R. *MAN3D - a functional and geometric model of the human operator for computer aided ergonomic design*. In Advances in Industrial Ergonomics and Safety, pages 901–908. Taylor and Francis, 1991.

[Vieira2004] Vieira, E. R. et Kumar, S. *Working postures : a literature review*. Journal of occupational rehabilitation, vol. 14, n° 2, pages 143–159, 2004.

[Vignais2013] Vignais, N., Miezal, M., Bleser, G., Mura, K., Gorecky, D. et Marin, F. *Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing*. Applied Ergonomics, vol. 44, n° 4, pages 566–574, 2013.

[Villa-Parra2015] Villa-Parra, A., Delisle-Rodríguez, D., López-Delis, A., Bastos-Filho, T., Sagaró, R. et Frizera-Neto, A. *Towards a Robotic Knee Exoskeleton Control Based on Human Motion Intention through {EEG} and sEMGsignals*. Procedia Manufacturing, vol. 3, pages 1379–1386, 2015.

[Wang1998a] Wang, X. et Verriest, J. P. *A geometric algorithm to predict the arm posture for computer-aided ergonomic evaluation*. Journal of Visualization and Computer Animation, vol. 9, pages 33–47, 1998.

[Wang1998b] Wang, X., Maurin, M., Mazet, F., Maia, N. D. C., Voinot, K., Verriest, J. P. et Fayet, M. *Three-dimensional modelling of the motion range of axial rotation of the upper arm*. Journal of Biomechanics, vol. 31, n° 10, pages 899 – 908, 1998.

[Wang2013] Wang, Y., Dubey, R., Magnenat-Thalmann, N. et Thalmann, D. *An immersive multi-agent system for interactive applications*. Visual Computer, vol. 29, pages 323–332, 2013.

[Wang2015a] Wang, D., Dai, F. et Ning, X. *Risk Assessment of Work-Related Musculoskeletal Disorders in Construction : State-of-the-Art Review*. Journal of Construction Engineering and Management, vol. 141, n° 6, pages 1943–7862, 2015.

[Wang2015b] Wang, Q., Kurillo, G., Ofli, F. et Bajcsy, R. *Evaluation of pose tracking accuracy in the first and second generations of Microsoft Kinect*. In International Conference on Healthcare Informatics (ICHI), pages 380–389. IEEE, 2015.

[Waters1993] Waters, T. R., Putz-Anderson, V., Garg, A. et Fine, L. J. *Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks*. Ergonomics, vol. 36, n° 7, pages 749–776, 1993.

[Wei2012] Wei, X., Zhang, P. et Chai, J. *Accurate realtime full-body motion capture using a single depth camera*. ACM Transactions on Graphics (TOG), vol. 31, n° 6, page 188, 2012.

[Werner1994] Werner, R. A., Albers, J. W., Franzblau, A. et Armstrong, T. J. *The relationship between body mass index and the diagnosis of carnal tunnel syndrome*. Muscle and Nerve, vol. 17, page 632–636, 1994.

[Westgaard1997] Westgaard, R. et Winkel, J. *Ergonomic intervention research for improved musculoskeletal health : A critical review*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 20, pages 463–500, 1997.

[Wiktorin1993] Wiktorin, C., Karlqvist, L. et Winkel, J. *Validity of self-reported exposures to work postures and manual materials handling*. Scand J Work Environ Health, vol. 19, pages 208–214, 1993.

[Wiktorin1995] Wiktorin, C., Mortimer, M., Ekenvall, L., Kilbom, A. et Hjelm, E. W. *HARBO, a simple computer-aided observation method for recording work postures*. Scand J Work Environ Health, vol. 21, pages 440–449, 1995.

[Winkel1994] Winkel, J. et Mathiassen, S. *Assessment of physical work in epidemiology studies : concepts, issues and operational considerations*. Ergonomics, vol. 37, page 979–988, 1994.

[Winnemuller2004] Winnemuller, L. L., Spielholz, P. O., Daniell, W. E. et Kaufman, J. D. *Comparison of Ergonomist, Supervisor, and Worker Assessments of Work-Related Musculoskeletal Risk Factors*. Journal of Occupational and Environmental Hygiene, vol. 1, page 414–422, 2004.

[Woltring1991] Woltring, H. J. *Representation and calculation of 3-D joint movement*. Human Movement Science, vol. 10, n° 5, pages 603–616, 1991.

[Wong2007] Wong, W. Y., Wong, M. S. et Lo, K. H. *Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis : A review*. Prosthetics and Orthotics International, vol. 31, n° 1, pages 62–75, 2007.

[Wu1995] Wu, G. et Cavanagh, P. R. *{ISB} recommendations for standardization in the reporting of kinematic data*. Journal of Biomechanics, vol. 28, n° 10, pages 1257–1261, 1995.

[Wu2002] Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O. et Stokes, I. *{ISB} recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I : ankle, hip, and spine*. Journal of Biomechanics, vol. 35, n° 4, pages 543–548, 2002.

[Wu2005] Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Roy, P. V., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W. et Buchholz, B. *{ISB} recommendation on definitions of*

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : shoulder, elbow, wrist and hand. Journal of Biomechanics, vol. 38, n° 5, pages 981–992, 2005.

[Xu2015] Xu, X. et McGorry, R. W. *The validity of the first and second generation Microsoft Kinect™ for identifying joint center locations during static postures*. Applied ergonomics, vol. 49, pages 47–54, 2015.

[Yang2014] Yang, Y., Pu, F., Li, Y., Li, S., Fan, Y. et Li, D. *Reliability and validity of Kinect RGB-D sensor for assessing standing balance*. IEEE Sensors Journal, vol. 14, n° 5, pages 1633–1638, 2014.

[Yang2015] Yang, L., Zhang, L., Dong, H., Alelaiwi, A. et Saddik, A. E. *Evaluating and improving the depth accuracy of Kinect for Windows v2*. Sensors Journal, IEEE, vol. 15, n° 8, pages 4275–4285, 2015.

[Ye2011] Ye, M., Wang, X., Yang, R., Ren, L. et Pollefeys, M. *Accurate 3d pose estimation from a single depth image*. In IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV), pages 731–738. IEEE, 2011.

[Ye2012] Ye, G., Liu, Y., Hasler, N., Ji, X., Dai, Q. et Theobalt, C. Computer vision – eccv 2012 : 12th european conference on computer vision, florence, italy, october 7-13, 2012, proceedings, part ii, chapitre Performance Capture of Interacting Characters with Handheld Kinects, pages 828–841. Springer Berlin Heidelberg, 2012.

[Ye2014] Ye, M. et Yang, R. *Real-Time Simultaneous Pose and Shape Estimation for Articulated Objects Using a Single Depth Camera*. In Proceedings of the 2014 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pages 2353–2360, 2014.

[Yeung2014] Yeung, L., Cheng, K. C., Fong, C., Lee, W. C. et Tong, K.-Y. *Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway*. Gait & posture, vol. 40, n° 4, pages 532–538, 2014.

[You2005] You, H. et Kwon, O. *A survey of repetitiveness assessment methodologies for hand-intensive tasks*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 35, pages 353–360, 2005.

[Zappi008] Zappi, P., Lombriser, C., Stiefmeier, T., Farella, E., Roggen, D., Benini, L. et Tröster, G. Wireless sensor networks : 5th european conference, ewsn 2008, bologna, italy, january 30-february 1, 2008. proceedings. Springer Berlin Heidelberg, 2008".

[Zennaro2015] Zennaro, S., Munaro, M., Milani, S., Zanuttigh, P., Bernardi, A., Ghidoni, S. et Menegatti, E. *Performance evaluation of the 1st and 2nd generation Kinect for multimedia applications*. In Multimedia and Expo (ICME), 2015 IEEE International Conference on, pages 1–6, 2015.

[Zhang2014] Zhang, P., Siu, K., Zhang, J., Liu, C. K. et Chai, J. *Leveraging depth cameras and wearable pressure sensors for full-body kinematics and dynamics capture*. ACM Transactions on Graphics (TOG), vol. 33, n° 6, page 221, 2014.

[Zhao2009a] Zhao, L., Normoyle, A., Khanna, S. et Safonova, A. *Automatic construction of a minimum size motion graph*. In Proceedings of Eurographics/ACM SIGGRAPH Symposium on Computer Animation, 2009.

[Zhao2009b] Zhao, L. et Safonova, A. *Achieving good connectivity in motion graphs*. Graphical Models, vol. 71, pages 139–152, 2009.

[Zhou2014] Zhou, L., Liu, Z., Leung, H. et Shum, H. P. *Posture reconstruction using Kinect with a probabilistic model*. In Proceedings of the 20th ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology, pages 117–125. ACM, 2014.

[Zollhöfer2014] Zollhöfer, M., Niessner, M., Izadi, S., Rehmann, C., Zach, C., Fisher, M., Wu, C., Fitzgibbon, A., Loop, C., Theobalt, C. et Stamminger, M. *Real-time Non-rigid Reconstruction Using an RGB-D Camera*. ACM Trans. Graph., vol. 33, n° 4, pages 156–168, 2014.

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Table des figures

2.1 Modélisation du risque de TMS par [Claudon1994], extrait de [Aptel2002]. . . 6

2.2 Illustration du temps de récupération nécessaire après un effort, pour que les tissus musculaires reviennent à un état initial, extrait de [Baillargeon2003]. . . 9

2.3 Chronophotographie d'une course par Etienne-Jules Marey en 1983. 15

2.4 a) Principaux plans anatomiques du mouvement et axes de rotation. b.1) Flexion et extension de l'articulation du coude dans le plan sagittal autour de l'axe médio-latéral. b.2) Adduction/abduction de l'articulation de la hanche dans le plan frontal autour de l'axe antéro-postérieur. b.3) Rotation interne/externe de l'épaule dans le plan transverse autour de l'axe longitudinal. Illustrations issues de [Knudson2007]. 16

2.5 Modélisation de la posture : a) la posture à étudier, b) le modèle simplifié composé d'une structure hiérarchique constitué de solides rigides, c) le système de coordonnées utilisé pour décrire la posture. 17

2.6 Illustration d'une séquence de rotation planaires successives α, β et γ autour des 3 axes z, y et x, issus de [Janota2015]. 18

2.7 Exemple de classification de la posture des méthodes d'observation. a) Classification posturale de la méthode FIFARIM [Mairiaux1998]. b) Classification posturale de la méthode REBA [Hignett2000]. 19

2.8 Goniomètre placé sur le genou (source : www.biometricsltd.com). 20

2.9 Système de capture mécanique Gypsy (source : www.metamotion.com). 21

2.10 Mesure d'un geste de golf avec un système électromagnétique (source : www-.bestperformancegroup.com). 21

2.11 Mesure d'une tâche de travail à l'aide de centrales inertielles (source : www.x-sens.com). 22

2.12 Dispositif de capture de mouvements fondé sur les centrales inertielles [Valero2016]. 22

2.13 Acteur équipé de marqueurs réfléchissants avant une séance de capture de mouvements pour un jeu vidéo (source : heavenlynariko.wordpress.com). 23

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

2.14 a) Kinect version 1, source : [Microsoft2010]. b) Kinect version 2, source : [Microsoft2014]. 28

2.15 Exemple d'une image a) infrarouge, b) de disparité et c) de profondeur fournie par la Kinect V1. Issu de [Mutto2012]. 29

2.16 Pipeline de l'estimation de posture Kinect. Partie hors ligne : a) base d'apprentissage, b) extraction des caractéristiques de profondeur des pixels, c) apprentissage du classifieur (forêt d'arbres décisionnels, avec en bleu les nœuds et en vert les feuilles). Partie en ligne : a) segmentation de fond, b) extraction des caractéristiques de profondeur des pixels, c) classification des pixels par parties de corps, d) d'un groupe de pixels à la position articulaire surfacique. e) ajustement au squelette final. 30

2.17 Ambiguïtés de rotation des données de profondeur. (a) image de profondeur, (b) et (c) présentent des résultats possibles avec une méthode d'estimation de la posture, issue de [Helten2013b]. 32

2.18 Représentation symbolique de la fidélité, la justesse et la précision. 34

2.19 Exemples de différents artefacts affectant le patron lumineux projeté par la Kinect V1 (issu de [Mutto2012]). a) Projection du pattern sur une surface inclinée (on observe que le patron est décalé lorsque la profondeur varie, et comment la distorsion de perspective affecte le patron sur les surfaces inclinées). b) Le pattern est projeté sur un contrôleur de couleur (l'apparition du pattern dépend du niveau d'absorption et de réflexion de la couleur). c) Une forte illumination externe affecte la mesure. d) La zone occultée derrière l'oreille de la peluche est visible de la caméra, mais pas du projecteur (la profondeur de cette région ne peut pas être calculée). 35

2.20 Distribution de la justesse de la Kinect V2 (issue de [Yang2015]). 36

2.21 La posture Kinect fourni par a) la Kinect V1 composé de 20 articulations et par b) la Kinect V2 composé de 25 articulations (issu de [Xu2015]). 37

2.22 Différence entre la posture de référence (en magenta), la Kinect V1 (en bleu) et la Kinect V2 (en noir). Les ellipsoïdes à chaque articulation désignent les déviations standard (SD) dans l'espace 3D, analysées pour chaque axe du système de coordonnées local attaché au segment correspondant (issue de [Wang2015b]). a) mouvements de *jogging* et b) de *coup de poing*. 39

2.23 Exemple d'application en ergonomie basée sur la Kinect. a) Evaluation OWAS issue de [Diego-Mas2014]. b) Évaluation RULA issue de [Teravarunyou2014]. . 40

2.24 Détection de l'erreur de la mesure. a) Évaluation de la cohérence de profondeur issue de [Jin2013]. Première ligne : la mesure incorrecte du bras et de la jambe détectée avec succès (ligne rouge). Seconde ligne : échec de la détection de la mesure incorrecte du bras droit. b) Évaluation de la fiabilité issue de [Shum2013]. Première ligne : articulations mal mesurées détectées avec succès (carré rouge). Seconde ligne : faux positifs au niveau des jambes. c) Termes de la fiabilité supplémentaires proposés par [Ho2016]. Première ligne : évaluation de la fiabilité de l'image couleur. Seconde ligne : évaluation de la fiabilité de l'image de profondeur. 44

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

2.25 Illustration de la méthode de correction des données Kinect proposée par [Shum2013]. 48

4.1 Le pipeline de la méthode. a) Maillages 3D dans des postures spécifiques, les valeurs de position articulaire de référence (x^{ref}, y^{ref}, z^{ref} en mètres), valeurs d'angle articulaire de référence calculées (α^{ref}, β^{ref}, γ^{ref} en degrés), et le score RULA calculé ($Rula^{ref}$). b) Images de profondeur du maillage dans des positions de caméras spécifiques. c) L'analyse des images en profondeur avec le logiciel Kinect pour la localisation articulaire [Shotton2011]. d) Valeurs de position articulaire estimées (x', y', z' en mètres), valeurs des angles articulaires estimés calculés (α', β', γ' en degrés), et score RULA estimé calculé ($Rula'$). e) Erreur de mesure entre les valeurs de référence et des valeurs estimées. . . . 60

4.2 a) Les paramètres de la configuration expérimentale, la main gauche atteignant le volume en bleu (azimut, élévation et la flexion du coude) et les positions et orientations de la caméra en noir (azimut et élévation) ; b) le type de paramètre de prise : prise par le bas à gauche (0 ° d'angle de pivotement), prise par le côté au milieu (90 ° d'angle de pivotement) et la prise par le dessus à droite (135 ° d'angle de pivotement). 62

4.3 Exemple du mouvement réalisé par le sujet avec 0 ° d'élévation. 63

4.4 Dispositif expérimental de comparaison des angles articulaires estimés avec un système opto-électronique de capture de mouvements (MBS), les mesures Kinect réelles correspondantes (RK), et les sorties simulées à l'aide d'un mannequin virtuel (VK). 64

4.5 Précision de la mesure Kinect pour un angle de pivotement de 135 ° par rapport aux paramètres d'azimut et d'élévation de la posture et avec une flexion de coude à zéro. a) Distribution de l'erreur des positions articulaires de l'épaule (à gauche), du coude (centre) et du poignet (à droite) ; b) la distribution de l'erreur des angles articulaires calculés de l'épaule (à gauche) du coude (à droite) ; c) la distribution de l'erreur du score RULA résultant de la partie supérieure du corps. 65

4.6 Précision de la mesure Kinect de l'angle de l'épaule (0 ° d'angle de pivotement) selon trois paramètres : l'azimut, l'élévation et la flexion du coude. 66

4.7 Exemple de postures mal estimées avec une Kinect placée devant le sujet pour l'articulation de l'épaule (colonne de gauche) et l'articulation du coude (colonne de droite). Les carrés pointillés montrent les zones graphiques sélectionnées. a) Angle de pivotement à 0 ° ; b) Angle de pivotement à 90 ° ; c) Angle de pivotement à 135 °. 67

4.8 RMSE de toutes les postures par rapport au placement de la caméra (en azimut et élévation). a) La distribution de la RMSE des positions articulaires estimées de l'épaule (à gauche), du coude (au centre) et du poignet (à droite) ; b) la distribution de la RMSE des angles articulaires calculés de l'épaule (à gauche) et du coude (à droite) ; c) la distribution de la RMSE distribution du score RULA du membre supérieur résultant. 68

5.1 Vue d'ensemble de notre méthode de correction de la posture Kinect. 79

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

5.2 Construction du *Filtered Pose Graph*. (En haut à gauche) Suppression des postures similaires dans chaque clip pour créer des Nœuds Filtrés Locaux dans $\mathcal{P}_{intra}$ (nœuds rouge). (En haut à droite) Suppression des Nœuds Filtrés Locaux similaires dans $\mathcal{P}_{intra}$ pour obtenir $\mathcal{P}_{inter}$ (Nœuds Filtrés bleus). (En bas à gauche) Détermination des informations statistiques sur les liens naturels entre les successeurs dans $\mathcal{P}_{intra}$ au sein de chaque clip. (En bas à droite) Combinaison des connexions logiques entre les nœuds dans $\mathcal{P}_{inter}$ comme des Arêtes Filtrées. . 81

5.3 (a) Nous sélectionnons les Nœuds candidats (cercles blancs) qui sont connectés à ceux utilisés dans le pas de temps précédent (carrés rouges) et ignorons le reste (cercles gris). (b) Nous évaluons ensuite ces Nœuds candidats à l'aide de l'équation 5.7 pour sélectionner K Nœuds (Les cercles verts) qui seront utilisés dans le pas de temps courant et rejetons le reste (croix rouges). 86

5.4 Exemple d'un environnement industriel où l'utilisateur est en partie occulté par l'équipement. 90

5.5 Analyse de la précision pour Kinect (gris foncé), [Shum2013] (gris moyen), et notre méthode (gris clair) avec (a) signifie les erreurs, et (b) le pourcentage d'occurrences avec une erreur supérieure à 0.2 m. 91

5.6 Pourcentage d'occurrences d'erreur (en %) pour chaque niveau d'erreur (en m), entre les données Kinect et Vicon, pour Kinect (gris foncé), [Shum2013] (gris moyen), et notre méthode (gris clair) en (a) le scénario 8 et en (b) le scénario 10. 92

5.7 Histogramme des erreurs cumulées pour notre méthode (gris clair) et pour [Shum2013] (gris moyen). 93

5.8 Comparaison des performances de correction pour des postures difficiles. . . . 93

5.9 Le score d'optimisation (axe de gauche, ligne bleue) et le temps de calcul en ms (axe de droite, ligne rouge) pour un nombre différent de (a) Nœuds Filtrés dans le *Filtered Pose Graph*, (b) d'Arêtes Filtrées par Nœud Filtré, et (c) Nœuds Filtrés sélectionnés pour la correction. 94

6.1 a) Modèle de la posture fourni par la méthode de correction [Plantard2016b]. (HC) centre des hanches, (SP) dos, (SC) centre des épaules, (H) tête, épaules (SL) gauche et (SR) droite, coudes (EL) gauche et (ER) droit, poignet (WL) gauche et (WR) droit, hanches (HL) gauche et (HR) droite. b) Les systèmes de coordonnées des parties du corps (le bassin, le tronc et l'épaule). L'axe X en rouge pointe vers l'avant, l'axe Y en vert pointe vers le haut et l'axe Z en bleu pointe vers la droite. 102

6.2 Dispositif expérimental avec deux placements (Front : objet en avant et à gauche ou Side : à gauche), avec deux positions de la Kinect (NB et B : en face ou B45 : 45° à droite). 104

6.3 Exemple de capture de mouvements réalisée avec la Kinect sur un poste de travail en condition réelle. 105

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

6.4 Exemple d'une application d'évaluation ergonomique basée sur les données Kinect. Dans la partie gauche, la posture bleu et jaune représente les données fournies par le Kinect et le personnage 3D montre la posture après correction des données Kinect proposée par [Plantard2016b]). La partie droite représentent des valeurs d'angle d'articulaire (en bas) et les scores finaux RULA résultant (au milieu et en haut). 110

7.1 Présentation des deux pipelines de calcul permettant la comparaison des couples articulaires calculés avec des données Kinect (en vert) par rapport aux données de référence (en bleu). Chaque pipeline de calcul permettant d'estimer les couples articulaires est divisé en trois étapes : 1) traitement des occultations, 2) calcul de cinématique inverse et 3) calcul de dynamique inverse. 118

7.2 Modèle biomécanique et position des marqueurs pour le pipeline de dynamique inverse de référence (les illustrations des os ont été extraites du modèle d'AnyBody). Une liaison virtuelle a six degrés de liberté relie le pelvis au sol (repère du monde) pour convertir un système flottant dans un système équivalent à base fixe. 119

7.3 Les forces agissant sur le corps i, issues de [Featherstone2014]. f_i correspond aux forces appliquées sur le corps i par son parent $\lambda(i)$. f_i^x sont les forces externes appliquées sur le corps i correspondant dans ce cas à l'accélération de la pesanteur. $\mu(i)$ correspond au enfants du corps i, dans cette illustration, le corps i possède trois enfants : j, k et l. 120

7.4 Modèle biomécanique pour le pipeline de dynamique inverse Kinect (les illustrations des os ont été extraites du modèle d'AnyBody). 121

7.5 Exemple des couples articulaires (exprimé en N.m), autour des axes YXY de l'épaule gauche et autour de l'axe Z du coude gauche, calculés à partir des données Kinect (en rouge) et des données de référence (en bleu). 126

8.1 Exemple de feuille de calcul de la méthode RULA, issue de [Vignais2013] . . . 166

8.2 Exemples de postures de *Prise* 167

8.3 Exemples de postures de *Port de charges* 167

8.4 Exemples de postures de *Spatulage* 168

8.5 Exemples de postures d'*assemblage* 168

8.6 **K**inect **IM**provement for **E**rgonomics **A**ssessment 171

8.7 Module de capture de mouvements avec la Kinect 172

8.8 Module de d'évaluation ergonomique AGREPT-V2 avec des données Kinect corrigées 172

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Liste des tableaux

1.1 Coût moyen et nombre de jours d'arrêt des TMS pour chaque zone anatomique touchée en 2010. 2

2.1 Pertinence de la relation entre les facteurs de risques biomécaniques et les TMS du membre supérieur [Putz-Anderson1997]. 9

2.2 Description des méthodes d'observation par date. Facteurs de risque : la Posture (P), la Force (F), la Durée (D), la Répétitivité (R), les Mouvements (M), les Vibrations (V) et la Récupération (Rp). Zones du corps : Membres supérieurs (Ms), Membres inférieurs (Mi), Dos (D), Cou (C). Mode d'enregistrement : Papier&Crayon (P&C). 13

2.3 Contraintes induites par les différents systèmes de capture de mouvements pour une mesure sur ligne de production : très contraignant (- -), contraignant (-), moyennement contraignant (+/-), peu contraignant (+), très peu contraignant (+ +). La précision est inversement notée, allant de très peu précis (- -) à très précis (+ +). 26

2.4 Caractéristiques de Kinect V1 et V2. Les résolutions sont données pour une fréquence d'acquisition à 30Hz. 28

3.1 Contraintes induites par les différents systèmes de capture pour une mesure sur ligne de production : très contraignant (- -), contraignant (-), moyennement contraignant (+/-), peu contraignant (+), très peu contraignant (+ +). La précision est inversement notée, allant de très peu précis (- -) à très précis (+ +). 52

4.1 La RMSE ±SD exprimée en degré et le coefficient de corrélation de Pearson (p). 69

5.1 Description des dix scénarios utilisés pour l'évaluation. 89

6.1 RMSE ±SD moyenne exprimée en degrés et coefficient de corrélation de Spearman (ρ) entre les angles de flexion de l'épaule gauche et droite calculés à partir des données Kinect corrigées et des données de référence, pour des tâches de *Prise* et de *Pose*, dans tous les conditions expérimentales. 107

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

6.2 RMSE ±SD moyenne exprimée en score RULA et indice d'accord (*Po*) entre les scores RULA finaux calculés à partir des données Kinect corrigées et de référence, pour des tâches de *Prise* et de *Pose*, dans toutes les conditions expérimentales. 107

6.3 RMSE exprimé en score RULA, indice d'accord (*Po*) et kappa de Cohen (*k*) entre les scores de RULA calculés en utilisant les données Kinect corrigées et les observations des experts, en conditions réelles de travail. 108

7.1 RMS ±SD moyenne exprimée en % des forces et couples résiduels des 6 degrés de liberté de l'articulation sol-bassin dans chaque condition. L'axe z étant placé le long de l'axe vertical. 122

7.2 Coefficient de corrélation croisée moyen (*r*) et déphasage temporel (τ_{lag}) moyen (exprimé en secondes) des angles articulaires obtenus par les deux méthodes pour les axes YXY de l'épaule gauche et pour l'axe Z du coude gauche, dans toutes les conditions. 123

7.3 Coefficient de corrélation croisée moyen (*r*) et déphasage temporel (τ_{lag}) moyen (exprimé en secondes) des couples articulaires obtenus par les deux méthodes pour les axes YXY de l'épaule gauche et pour l'axe Z du coude gauche, dans toutes les conditions. 123

7.4 RMSE ±SD moyenne exprimée en N.m et nRMSE exprimé en (%) des couples articulaires autour des axes YXY pour l'épaule gauche et autour de l'axe Z pour le coude gauche, pour les tâches de *Prise* et de *Pose*, dans toute les conditions. 124

Plantard, Pierre. Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect - 2016

Annexes

La feuille de calcul de la méthode RULA

La méthode RULA (pour "Rapid Upper Limb Assessment"), proposée par [McAtamney1993] est une des méthodes d'observation les plus répandue. L'examinateur doit évaluer une posture clé statique du travailleur basée sur une observation directe ou une image. Cette évaluation est basée sur une estimation des principaux angles articulaires du haut du corps, du tronc et du cou. Chaque angle articulaire est associé à un score articulaire selon une gamme d'angles prédéfinis. Par exemple, le score du bras varie de 1 à 4 si la flexion de l'épaule est entre [-20° ; 20°], < -20° ou entre [20° ; 45°], entre [45° ; 90°], ou > 90° respectivement. Les mêmes types de seuil sont appliqués aux autres angles articulaires.

Les scores articulaires sont regroupés dans le scores de posture A, composé des bras, avant-bras et poignets, et dans le scores de posture B, pour le cou, le tronc et les jambes. D'autres éléments sont inclus à ces scores A et B pour donner un score C (membre supérieur) et un score D (cou, tronc et jambes). Ces éléments supplémentaires nommés *muscle use* et *Force/Load score*, évalue la Répétitivité et les charges externes imposées au travailleur lors de sa tâche, respectivement. Ces derniers scores sont combinés pour fournir un score final pour les parties gauche et droite du corps, allant de 1 à 7. Ces scores finaux mènent à une recommandation résumée en quatre niveaux d'intervention (de "posture acceptable" à "poste de travail exigeant des changements immédiats").

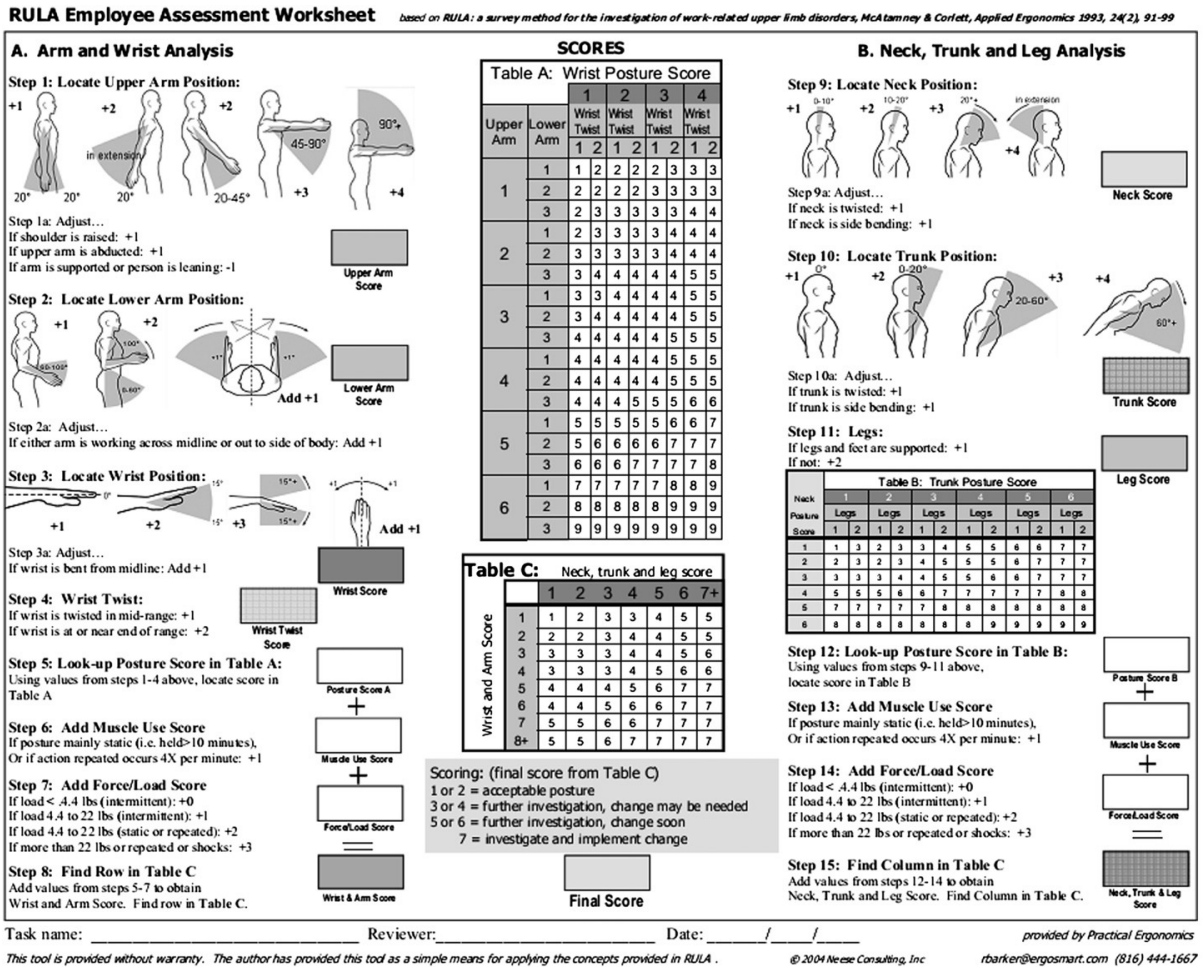

Figure 8.1 - Exemple de feuille de calcul de la méthode RULA, issue de [Vignais2013]

Exemples de la base de données

Dans cette annexe sont présentés des exemples types de postures contenues dans la base de données d'exemples utilisée dans les études de cette thèse. Cette base à été enregistré par un système de capture de mouvements opto-électronique, sur des travailleur professionnel du groupe *Faurecia*. Plus précisément, les postures adoptés par les travailleurs sont induites par des tâches d'assemblages de sièges automobile, qu'ils réalisent habituellement dans leurs usines.



(a) Prise deux mains face en haut



(b) Prise deux mains coté en bas



(c) Prise deux mains coté en haut



(d) Prise une main face en haut



(e) Prise une main coté en haut



(f) Prise une main face en bas

Figure 8.2 - Exemples de postures de *Prise*



(a) Port grand objet face



(b) Port grand objet face



(c) Port grand objet face



(d) Port grand objet coté



(e) Port petit objet face



(f) Retournement grand objet

Figure 8.3 - Exemples de postures de *Port de charges*



(a) Spatulage 1



(b) Spatulage 2



(c) Spatulage 3

Figure 8.4 - Exemples de postures de *Spatulage*



(a) Assemblage accoudoir



(b) Assemblage moquette



(c) Assemblage fond de niche



(d) Assemblage angles



(e) Assemblage pièces de protection sur angles



(f) Assemblage manette de réglages



(g) Assemblage cache



(h) Assemblage cache 2



(i) Vissage accoudoir

Figure 8.5 - Exemples de postures d'*assemblage*

Valorisations scientifiques

Les travaux liés à cette thèse ont donné lieu aux valorisation scientifiques suivantes :

Publications

- Plantard P., Auvinet E., Les Pierres A.-S. and Multon F.*Pose Estimation with a Kinect for Ergonomic Studies : Evaluation of the Accuracy Using a Virtual Mannequin*. Sensors, n° 15, pp. 1785-1803, 2015.
- Plantard P., Shum H. P. H. and Multon F. *Filtered Pose Graph for Efficient Kinect Pose Reconstruction*. Multimedia Tools and Applications, In Press, 2016.
- Plantard P., Shum H. P. H., Le Pierres A. -S. and Multon F. *Validation of an ergonomic assessment tool using Kinect data in real workplace conditions*. Applied Ergonomics, Submitted, May 2016.
- Plantard P., Muller A., Pontonnier C., Dumont G., Shum H. P. H. and Multon F. *Are joint torques estimated from Microsoft Kinect data reliable for ergonomics assessments ?* International Journal of Industrial Ergonomics, Submitted, May 2016.

Congrès Internationaux

- Plantard P., Auvinet E. and Multon F. *Reliability of Kinect measurements for assessing the movement of operators in ergonomic studies*. 13th International Symposium on 3D Analysis of Human Movement (3D-AHM), Suisse, Lausanne, 14-17 July 2014.
- Plantard P., Shum H. P. H. and Multon F. *Ergonomics Measurements using Kinect with a Pose Correction Framework*. 4th International Digital Human Modeling Symposium (DHM), Canada, Montréal, 15-17 June 2016.

Congrès Nationaux

- Plantard P., Auvinet E. and Multon F. *Evaluation of Pose parameter measurement with kinect for ergonomic studies*. 38ème congrès de la Société de Biomécanique (SB), France, Marseille, 04-06 September 2013.
- Plantard P. and Multon F. *Estimer les postures en situation de travail avec une caméra Kinect et des mannequins numériques*. Journée technique de l'INRS : Apports et limites des mannequins virtuels, 18 November 2014.

Autres Valorisations

- Interview : Des postures ultraprécises. Science Ouest Magasine, n° 331, pp 15, Mai 2015.
- Reviewing : Applied Ergonomics, Ergonomics.

Valorisations dans l'entreprise

Ce travail de recherche a également été valorisé au sein de l'entreprise *Faurecia*. En effet cette recherche a abouti au développement d'un outil logiciel, nommé **Kimea**, pour **K**inect **IM**provement for **E**rgonomics **A**ssessment. Ce logiciel développé en C++, a évolué tout au long de la thèse pour aboutir à un outil performant d'évaluation ergonomique basé sur la méthode d'observation interne AGREPT à destination des ergonomes du groupe. Un échange constant avec les futurs utilisateurs a été réalisé au cours du développement pour que l'outil réponde au mieux aux demandes et contraintes de son utilisation. Des tests utilisateur ont été effectués pour aboutir à un outil facile d'utilisation, intuitif et complet. Ce logiciel s'accompagne d'un manuel d'utilisateur spécifiant toutes ses fonctionnalités. Une documentation exhaustive décrivant toutes les méthodes, variables et algorithmes utilisés lors de la programmation du logiciel a également été écrite afin de permettre au service informatique de l'entreprise de corriger les bugs, maintenir et faire évoluer le logiciel ou encore lui permettre de communiquer avec d'autres outils développés en interne.



Figure 8.6 - **K**inect **IM**provement for **E**rgonomics **A**ssessment

Le logiciel Kimea est construit autour de 6 modules permettant d'accomplir différentes tâches :

- **1 :** Réalise et visualise des captures de mouvements à partir d'une caméra Kinect.
- **2 :** Corrige les données Kinect avec la méthode présentée dans le chapitre 5 et publiée dans [Plantard2016b].
- **3 :** Réalise une évaluation AGREPT à partir d'une image ou d'une posture Kinect. Ce module est une alternative quand l'ergonome ne possède pas de caméra Kinect.
- **4 :** Construit et organise la base de données d'exemples en *Filtered Pose Graph*, à partir de mesure de capture de mouvements au format BVH.
- **5 :** Réalise une évaluation AGREPT continue à partir de données Kinect corrigées, inspiré des travaux présentés dans le chapitre 6 et publiés dans [Plantard2016a].

- **6 :** Visualise des fichiers de capture de mouvements au format BVH.

Afin d'illustrer la valorisation logicielle développée durant ce travail de thèse, nous présentons les deux modules clés de Kimea.

Le module de capture de mouvements (illustré dans la figure 8.7) permet d'enregistrer les postures fournies par le système Kinect V1 et V2 à 30 Hz, ainsi que les images couleur correspondantes. Le logiciel est conçu de façon à ce qu'il ne souffre aucune limitation de temps de capture.

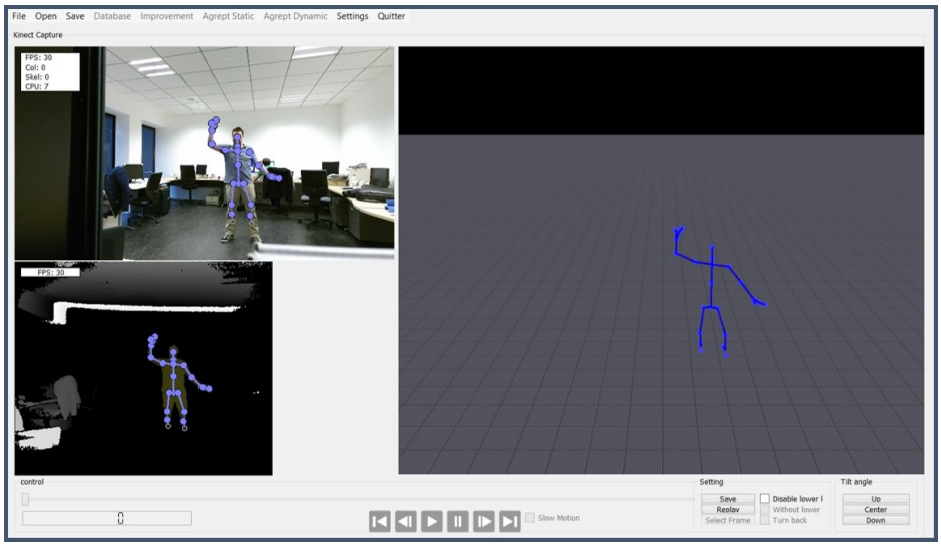

Figure 8.7 - Module de capture de mouvements avec la Kinect

Le module d'évaluation ergonomique permet de calculer les angles articulaires avec la méthode proposée dans le chapitre 6 et de fournir les scores AGREPT au cours du temps, comme illustré dans la figure 8.8.

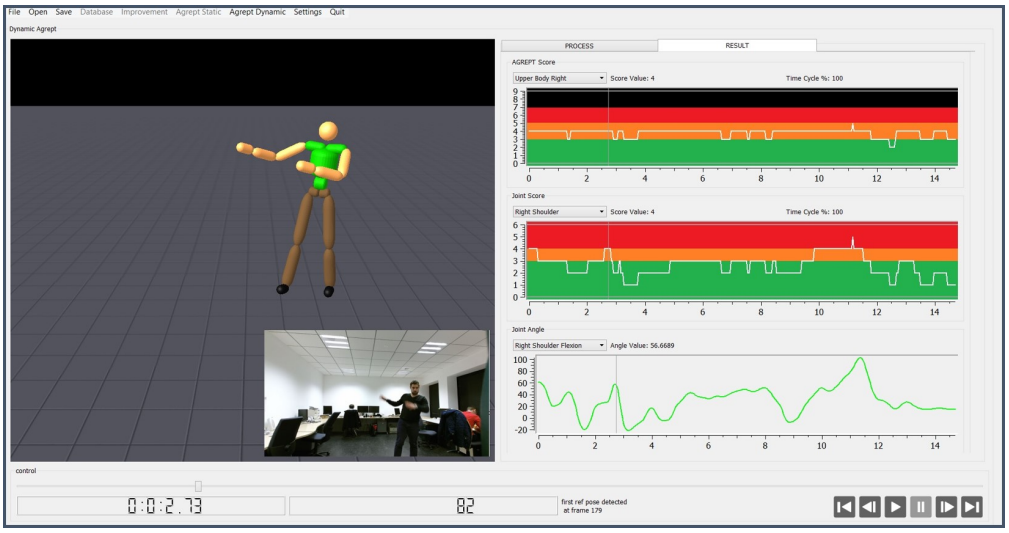

Figure 8.8 - Module de d'évaluation ergonomique AGREPT-V2 avec des données Kinect corrigées

Objectivation et standardisation des évaluations ergonomiques des postes de travail à partir de données Kinect.

L'évaluation des potentiels risques de troubles musculo-squelettiques sur des postes de travail est délicat car l'environnement est encombré, ce qui rend difficile l'évaluation correcte et précise de la posture d'un travailleur. La plupart des systèmes traditionnels de capture de mouvements ne peuvent faire face aux contraintes induites par l'environnement de travail. Sans marqueur ni calibration, la Kinect de Microsoft est un dispositif prometteur pour évaluer ces postures, mais la validité des données cinématiques fournis dans de telles conditions reste encore inconnue. Dans cette thèse, nous proposons premièrement une validation approfondie du système Kinect dans un contexte d'évaluation ergonomique avec des conditions de capture sous-optimales. Constatant que la plupart des grandes imprécisions de mesure proviennent des occultations, nous proposons une nouvelle méthode basée sur une base de données d'exemples pré-enregistrés pour corriger les postures peu fiables fournis par la Kinect dans de telles situations. Nous avons introduit une structure nommé *Filtered Pose Graph* qui permet à la méthode de sélectionner les exemples les plus pertinents pour la correction. Dans un contexte ergonomique, nous avons calculé les scores RULA et les avons comparées à ceux calculées à partir d'un système de capture de mouvements opto-électronique. Nous proposons également de défier notre méthode dans un environnement de travail réel et de comparer ses performances à l'évaluation d'experts de la société Faurecia. Enfin, nous avons évalué sa pertinence à estimer les couples articulaires internes grâce à la dynamique inverse. Notre méthode ouvre de nouvelles perspectives pour définir de nouveaux indices de fatigue ou de sollicitation basés sur la mesure en continu contrairement aux images 2D statiques généralement utilisées en ergonomie. Le temps de calcul très faible nous permet d'obtenir un feedback visuel en temps réel et une interaction avec l'opérateur.

Mots clés : Kinect, Évaluation ergonomique, Correction des données, Occultations.

Objectivation and standardisation of ergonomics assessment on workstations based on Kinect data.

Evaluation of potential risks of musculoskeletal disorders in real workstations is challenging as the environment is cluttered, which makes it difficult to correctly and accurately assess the pose of a worker. Most of the traditional motion capture systems cannot deal with these workplace constraints. Being marker-free and calibration-free, Microsoft Kinect is a promising device to assess these poses, but the validity of the delivered kinematic data under work conditions is still unknown. In this thesis we first propose an extensive validation of the Kinect system in an ergonomic assessment context with sub-optimal capture condition. As most of the large inaccuracies come from occlusions, we propose a new example-based method to correct unreliable poses delivered by the Kinect in such a situation. We introduced the *Filtered Pose Graph* structure to make the method select the most relevant candidates before combination. In an ergonomics context, we computed RULA scores and compared them to those computed from an optoelectronic mocap system. We also propose to challenge our method in real workplace environment and compared its performance to experts' evaluation in the Faurecia company. Finally, we evaluated the relevance of the proposed method to estimate internal joint torques thanks to inverse dynamics, even if occlusions occur. Our method opens new perspectives to define new fatigue or solicitation indexes based on continuous measurement contrary to classical static images generally used in ergonomics. The computation time enables real-time feedback and interaction with the operator.

Keywords : Kinect, Ergonomic assessment, Data correction, Occlusions.