Haptique Biofidèle pour l'Interaction en Réalité Virtuelle

Simon Hilt

▶ **To cite this version:**

Simon Hilt. Haptique Biofidèle pour l'Interaction en Réalité Virtuelle. Biomécanique [physics.med-ph]. École normale supérieure de Rennes, 2020. Français. NNT : 2020ENSR0023 . tel-03118288

HAL Id: tel-03118288
https://theses.hal.science/tel-03118288

Submitted on 22 Jan 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

école
normale
supérieure
rennes

THÈSE / ENS Rennes

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'École normale supérieure de Rennes

Mention : Mécanique

Ecole doctorale MathStic

présentée par

Simon Hilt

préparée dans l'unité de recherche UMR 6074 IRISA

Haptique Biofidèle pour l'Interaction en Réalité Virtuelle

Thèse soutenue à l'ENS Rennes le 4 Décembre 2020

devant le jury composé de :

Bruno Arnaldi
Professeur des universités INSA Rennes / Président du jury

Frédéric Noël
Professeur des universités, Grenoble INP / rapporteur

Laure Leroy
Maître de Conférences-HDR, université Paris 8 / rapporteure

Indira Thouvenin
Enseignante-chercheuse-HDR, Université de technologie de Compiègne/ examinatrice

Georges Dumont
Professeur des Universités, ENS Rennes / Directeur de thèse

Charles Pontonnier
Maître de Conférences-HDR, ENS Rennes / Co-directeur de thèse

Table des matières

Liste des tableaux **i**

Table des figures **iii**

1 Contexte et enjeux de la thèse **1**

2 État de l'art et positionnement scientifique **7**

2.1 La RV au service de l'ergonomie 7

2.1.1 Usages de la RV 7

2.1.2 Problématiques liées à l'usage de la RV pour l'évaluation ergonomique 9

2.2 Les IH à retour d'effort 13

2.2.1 Usages des IH à retour d'effort en RV 14

2.2.2 Architecture des IH à retour d'effort 16

2.2.3 Contrôle des interfaces haptiques à retour d'effort 17

2.3 Fidélité biomécanique de la tâche en RV 20

2.3.1 Fidélité, immersion, présence : un rapide tour d'horizon des notions fondamentales de caractérisations des environnements virtuels 21

2.3.2 Définition de la fidélité biomécanique de la tâche en RV 22

2.4 Positionnement de la thèse 26

3 Fidélité biomécanique de la simulation d'une tâche en environnement virtuel 31

3.1 Introduction . . . 31

3.2 Matériel et méthodes . . . 32

3.2.1 Cohorte . . . 32

3.2.2 Tâche . . . 32

3.2.3 Installation . . . 34

3.2.4 Indicateurs . . . 38

3.2.5 Traitement statistique . . . 39

3.3 Résultats . . . 40

3.3.1 Indicateurs objectifs . . . 40

3.3.2 Résultats subjectifs . . . 43

3.4 Discussion . . . 45

3.5 Conclusion . . . 47

4 Proposition d'une méthode de compensation basée modèle 49

4.1 Introduction . . . 49

4.2 Conception d'un contrôle basé modèle . . . 50

4.2.1 Algorithme de compensation basé sur un modèle . . . 50

4.2.2 Réglage de la compensation du frottement visqueux . . . 56

4.3 Évaluation de l'algorithme de compensation . . . 63

4.3.1 Introduction . . . 63

4.3.2 Matériel et méthodes . . . 63

4.3.3 Résultats . . . 67

4.3.4 Discussion . . . 68

4.4 Conclusion 71

5 Évaluation de l'interaction haptique en environnement immersif à haute fidélité 73

5.1 Introduction 73

5.2 Matériel et méthodes 74

5.2.1 Cohorte 74

5.2.2 Tâche 74

5.2.3 Installation 75

5.2.4 Modèle biomécanique et traitement des données de capture de mouvement 77

5.2.5 Indicateurs 80

5.2.6 Traitement statistique 81

5.3 Résultats 81

5.3.1 Résultats biomécaniques 81

5.3.2 Résultats de l'analyse de la trajectoire et cinématique de la main . . 83

5.3.3 Résultats subjectifs 85

5.3.4 Réponses au questionnaire 85

5.4 Discussion 86

5.5 Conclusion 90

6 Conclusion et perspectives 93

Bibliographie 103

Liste des tableaux

3.1 Facteurs inter-sujets 34

3.2 Résultats de l'analyse de la variance et des moyennes marginales par rapport au mode d'interaction haptique, au mode de retour visuel et au rythme. . . 42

3.3 Extrait des réponses au questionnaire concernant l'interaction haptique et l'immersion virtuelle 44

4.1 Conditions de tâche en virtuel pour l'évaluation subjective de la compensation des frottements. 59

4.2 Résultats de l'analyse de la variance et moyennes marginales du réalisme et de l'effort perçu en fonction des compensations des axes. 59

4.3 Écarts absolus moyens entre la commande de retour d'effort de l'interface haptique et ses composantes. 61

4.4 Conditions de travail en virtuel pour l'évaluation subjective et objective de l'algorithme de compensation. 64

4.5 Résultats de l'analyse de la variance avec ajustement de la sphéricité sur le réalisme, la charge perçue, l'amplitude moyenne des 8 signaux d'électromyographie et les deux niveaux de corrélation et de retard pour l'évaluation subjective et objective de l'algorithme de compensation. 68

5.1 Facteurs inter-sujets 75

5.2 Résultats de l'analyse de la variance avec ajustement de la sphéricité et moyennes marginales des indicateurs biomécaniques. 82

5.3 Résultats de l'analyse de la variance avec ajustement de la sphéricité et moyennes marginales des indicateurs liés à l'étude de la trajectoire de la main. 84

5.4 Résultats de l'analyse de la variance avec ajustement de la sphéricité et moyennes marginales des indicateurs subjectifs. 86

5.5 Réponses au questionnaire 87

Table des figures

1.1 Cas d'utilisation de la réalité virtuelle 2

1.2 Évolution du nombre de troubles musculo-squelettiques déclarés à l'assurance maladie en France de 2000 à 2018 (Source : Assurance Maladie [1] et [NR18]). 2

1.3 Modèle de la dynamique d'apparition des troubles musculo-squelettiques (adapté de : INRS [2]). 3

2.1 Introduction de le réalité virtuelle dans le cycle de conception de produit (selon [DPW14]) 9

2.2 Utilisation de la réalité virtuelle pour la conception assistée par ordinateur (inspirée de [FBC13]) 11

2.3 Cadre idéal pour les sessions de conception ergonomique collaborative en RV [PDD13]. 13

2.4 Modèle classique d'interaction haptique homme-machine [SB97]. 15

2.5 Aperçu de l'interaction entre l'utilisateur, l'interface haptique et l'environnement virtuel pour les interfaces haptiques de type impédance (d'après [HPD17]) 16

2.6 Méthodes classiques d'amélioration de la gamme de stabilité de l'interaction haptique 19

2.7 Classification multi-niveaux de la fidélité biomécanique et suggestion d'évaluation objective et subjective (d'après [Pon19]). 23

2.8 Pipeline de traitement des données d'un tâche pour l'étude musculo-squelettique (selon [MPD17]) 25

2.9 Installation expérimentale de l'étude de la fidélité biomécanique d'une tâche en environnement virtuel. 27

2.10 Dispositif expérimental utilisé pour la conception et évaluation de la méthode de compensation basée sur modèle proposée dans ce chapitre. 28

2.11 Dispositif expérimental utilisé pour l'évaluation de la fidélité biomécanique de l'interaction haptique avec ou sans algorithme de compensation en environnement immersif de haute fidélité. 29

3.1 Installation expérimentale de l'étude de la fidélité biomécanique d'une tâche en environnement virtuel. 31

3.2 Installation expérimentale et environnement virtuel de l'étude de la fidélité biomécanique. Niveaux de virtualité testés 33

3.3 Modèle 3D de l'objet manipulé et poignée de l'interface haptique. 35

3.4 Schéma fonctionnel détaillé de l'interaction haptique. 36

3.5 Position du brassard Myo sur le bras du sujet et disposition des paires d'électrodes autour de la section du bras. 37

3.6 Trajectoire d'un mouvement de prise et dépose. 40

3.7 Courbes moyennes des données d'électromyographie et de la vitesse de la main. 41

4.1 Dispositif expérimental utilisé pour la conception et évaluation de la méthode de compensation basée sur modèle proposée dans ce chapitre. 49

4.2 Schéma détaillé du contrôle de l'interface haptique. 52

4.3 Schéma détaillé du contrôle de l'environnement virtuel. 53

4.4 Maquette numérique et modèle cinématique de l'interface haptique. 54

4.5 Algorithme de compensation de l'interface haptique. 56

4.6 Schéma fonctionnel intégrant le contrôleur de passivité. 57

4.7 Dispositif expérimental du réglage de l'algorithme de compensation. 58

4.8 Effet principal des coefficients de frottement sur l'effort perçu et le réalisme. Résultats du test post hoc. 60

4.9 Courbe de la commande de retour d'effort de l'interface haptique. 61

4.10 Positionnement des différentes paires d'électrode du bracelet Myo et calcul du barycentre de l'activité de l'électromyographie. 65

4.11 Position du barycentre de l'activité musculaire pour une tâche. Résultat du test post hoc. 66

4.12 Exemple de test psychophysique pour la détermination de la compensation de frottement optimale. 70

5.1 Dispositif expérimental utilisé pour l'évaluation de la fidélité biomécanique de l'interaction haptique avec ou sans algorithme de compensation en environnement immersif de haute fidélité. 73

5.2 Dispositif expérimental, séquences de mouvement et exemple de trajectoire de la main durant la tâche. 76

5.3 Emplacement des marqueurs infrarouges pour la capture de mouvement et des électrodes d'électromyographie. 77

5.4 Modèle biomécanique et degrés de liberté. 78

5.5 Pipeline de traitement des données de capture de mouvement par la bibliothèque Custom [MPPD19]. 79

5.6 Moyennes marginales de la hauteur de la main, de la distance entre la prise de l'objet et la dépose et longueur de la trajectoire en fonction du mode d'interaction haptique et du rythme. 85

6.1 Schéma bloc de la méthode du "prédicteur" développée par Forbrigger et Pan [FP18]. 95

Chapitre 1

Contexte et enjeux de la thèse

Le développement des technologies de réalité virtuelle (RV) et des interfaces haptiques (IH) ces deux dernières décennies a permis la création d'applications dans de nombreux domaines en simulant la présence physique d'un utilisateur dans un environnement virtuel reproduisant une expérience sensorielle artificielle et sur lequel il peut agir (figure 1.1). Les IH permettent d'agir sur l'environnement virtuel avec un ressenti tactile et/ou kinesthésique, permettant un enrichissement des modes d'interaction, améliorant ainsi la fidélité de la simulation. En effet, un haut niveau de fidélité, correspondant à un degré d'exactitude avec lequel les expériences et les effets du monde réel sont reproduits par un système informatique [Ger69], est nécessaire pour de nombreuses applications.

L'évaluation ergonomique est un cas d'utilisation qui semble très pertinent. Les troubles musculo-squelettiques, correspondant à des douleurs ou gênes liées à des régions de muscles, nerfs , articulations ou d'autres tissus mous [BPA97], représentent ainsi en France 88% des maladies professionnelles en 2018 et représentent un tiers des arrêts de travail soit un coût estimé de 2 milliards d'euros pour les entreprises selon le rapport annuel de l'Assurance maladie 2018 [NR18]. En France, l'évolution du nombre de TMS au travail a connu une augmentation significative lors des années 2000 à 2010 grâce notamment à un changement de la législation des maladies professionnelles [AAC05], puis connaît depuis une lente baisse (voir figure 1.2). En outre d'être la première cause d'absentéisme au travail, les TMS représentent une baisse importante de la productivité des employés [XKCJ12]. Les facteurs de risque impliqués dans le développement des troubles musculo-squelettiques liés au travail sont généralement divisés en facteurs de risque internes et externes [SSW+95, dCV10]. Les facteurs de risques internes regroupent les facteurs individuels tels que l'âge, le sexe, le niveau de forme physique et la personnalité et les facteurs de risque externes sont exprimés en termes de facteurs physiques et psychosociaux. Une posture debout, des mouvements de bras répétitifs, des charges lourdes, un repos insuffisant, des vibrations ou encore une

1. http ://www.risquesprofessionnels.ameli.fr/fileadmin/user_upload/document_PDF_a_telecharger/faits%20marquants%20et%20chiffres_cles-2010.pdf

FIGURE 1.1 – Cas d'utilisation de la RV. En haut à gauche : Étude d'accessibilité d'une portière d'un véhicule agricole de CNH [BV17]. En haut à droite : Visualisation des résultats d'une analyse de mécanique des fluides d'une éolienne National renewable energy Lab [BV17]. En bas à gauche : Entraînement à la chirurgie laparoscopique [HPH+17]. En bas à droite : Conception d'une machine outil via VRAx [HAA14].

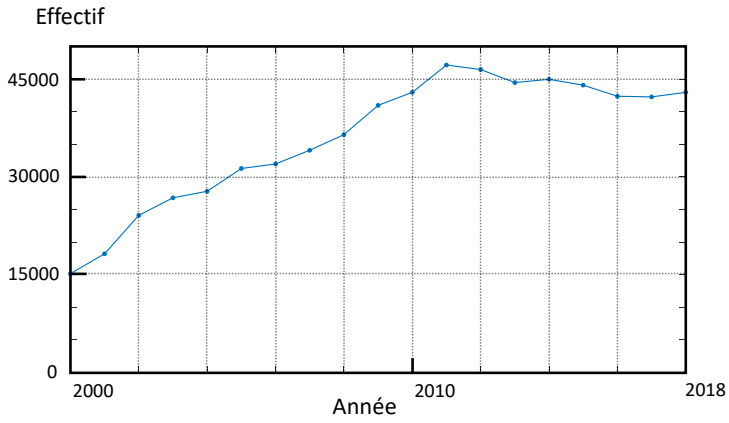

FIGURE 1.2 – Évolution du nombre de troubles musculo-squelettiques déclarés à l'assurance maladie en France de 2000 à 2018 (Source : Assurance Maladie [1] et [NR18]).

posture statique sont reconnus comme des sollicitations biomécaniques contribuant aux TMS [WW92, SSW+95]. La monotonie, le manque de considération et d'autonomie et une cadence trop élevée ont également été identifiés comme des facteurs importants de risques

psychosociaux entraînant du stress au travail. Enfin l'organisation du travail, telle que le nombre de pauses, l'alternance des tâches avec et sans sollicitation physique et la durée de travail ont un impact sur le risque de TMS. La présence de facteurs de risque internes et externes met en évidence l'étiologie complexe et multi-factorielle des TMS (figure 1.3).

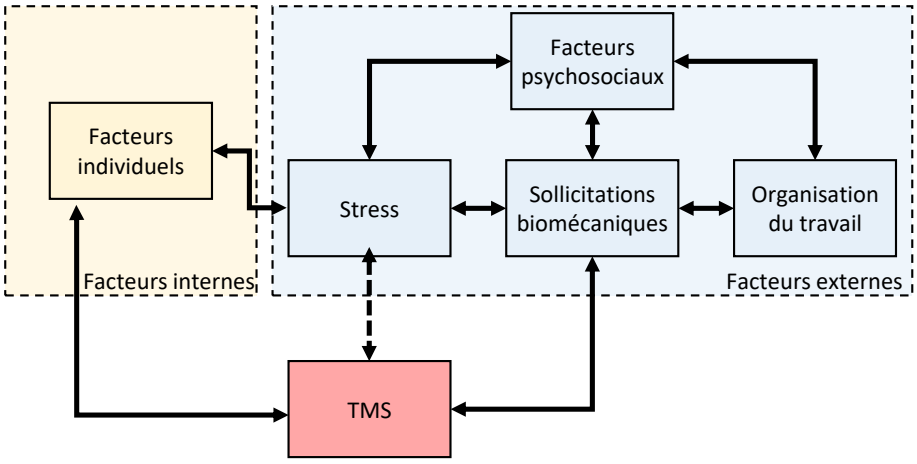

FIGURE 1.3 – Modèle de la dynamique d'apparition des troubles musculo-squelettiques (adapté de : INRS [2]).

Afin de réduire les risques d'apparition de ces troubles lié aux composantes physiques des risques externes, il est nécessaire d'évaluer les mouvements, efforts et variabilités des tâches de l'humain au travail. À cet égard, on peut regrouper les interventions ergonomiques permettant d'évaluer et d'améliorer l'ergonomie de postes de travail en deux approches principales :

— l'ergonomie corrective, évaluant et minimisant les risques sur un poste déjà existant sur site. Cette méthode présente l'avantage d'évaluer directement l'ergonomie de la tâche, cependant les modifications sont limitées et difficilement réalisables dues aux contraintes du process et les arrêts de production sont souvent peu souhaitables ;

— l'ergonomie préventive, évaluant et minimisant les risques sur un modèle de poste de travail en cours de conception. Cette évaluation se base classiquement sur l'usage d'un mannequin virtuel, c'est-à-dire d'un modèle d'humain. Ainsi la simulation de la tâche n'est pas forcément représentative de la tâche réelle.

La RV permet ainsi à un ouvrier de simuler une tâche sur un modèle et de pallier les principaux défauts de l'ergonomie préventive liés à l'utilisation de mannequin virtuel

2. http ://www.inrs.fr/risques/tms-troubles-musculosquelettiques/facteurs-risque.html

et de manque de collaboration entre les différents acteurs - ingénieurs, ergonomes, opérateurs [NPH+17, LSM+18]. Cette technologie permet ainsi de simuler une intervention ergonomique corrective lors de la phase de conception du produit sans la nécessité d'utiliser un prototype physique, améliorant la qualité du produit pour un coût faible. De plus, cette technologie permet l'apprentissage de meilleurs gestes et postures à adopter grâce à l'analyse en temps réel des données biomécaniques de l'ouvrier et l'intervention d'un ergonome tout en améliorant progressivement le modèle du poste de travail par l'intervention d'ingénieurs.

Cette application nécessite cependant un haut niveau de fidélité d'interaction avec l'environnement virtuel pour que les conclusions de l'évaluation ergonomique soient transférables au réel. Traditionnellement, la fidélité d'interaction est évaluée comme le degré d'exactitude de la reproduction de la tâche. Cette définition n'est pas suffisante pour évaluer l'interaction dans le cas de l'évaluation ergonomique, nécessitant l'étude de la biomécanique de l'utilisateur de la tâche. La biomécanique correspond à l'étude des structures, fonctions et mouvements des aspects mécaniques du vivant à tout les niveaux d'organisation, de la cellule à l'organe. En l'occurrence, la fidélité biomécanique de la tâche reprend l'approche de l'évaluation ergonomique des sollicitations biomécaniques, c'est-à-dire qu'elle concerne l'étude objective de la mécanique des mouvements et des efforts, de l'activation musculaire à la dynamique des membres. La fidélité biomécanique de la tâche sera introduite plus en détail au chapitre suivant.

Je propose dans cette thèse de contribuer à l'étude de la fidélité biomécanique de l'interaction haptique en RV pour l'évaluation ergonomique de tâches de prise et dépose répétitives. Cette tâche est un mouvement élémentaire constitutif de nombreuses tâches professionnelles de l'industrie - tâches de triage, de manipulation d'objet, d'assemblage, d'emballage, de déballage [MAC99, CKC+93] - mais aussi dans d'autres domaines - caissiers, postiers, agents d'entretien [MLV+17, HDN+14, GNB+03]. Ces tâches sont généralement répétitives et présentent des postures en position debout et statiques, or plusieurs études ont montré que ces facteurs sont des facteurs de risques pour l'apparition de TMS [dCV10, LJG+03] au niveau des membres supérieurs, et plus particulièrement du coude et du poignet.

Après avoir effectué un état de l'art de l'utilisation de la RV au service de l'ergonomie (section 2.1) et des IH (section 2.2), je définirai une nouvelle approche de l'évaluation de la transférabilité entre le virtuel et le réel (section 2.3), se basant sur l'étude de la fidélité biomécanique de la tâche en RV, comme le degré de similitude entre les mouvements et l'effort réalisés par une personne dans des environnements réels et virtuels à un niveau biomécanique en lien avec leurs ressentis. Enfin j'aborderai les contributions de cette thèse (section 2.4). Elles se décomposent en trois contributions :

— l'étude de l'impact de différents modes d'interaction (visuels et haptiques) sur la fidélité biomécanique de la tâche. J'ai analysé les changements concernant l'effort des fléchisseurs/extenseurs du coude et la trajectoire et cinématique de la main de l'opérateur pour des tâches de prises et déposes avec différents niveaux de virtualité : visuel réel/virtuel, haptique réel/synthétique ;

— la conception d'un algorithme de compensation basée sur modèle pour l'interaction haptique. Au vu de l'étude précédente, l'interaction haptique impacte grandement le réalisme de la tâche de prise et dépose. Afin de réduire l'influence des effets dynamiques et de frottements intrinsèques à l'IH, il y sera proposé un algorithme de rendu ;

— l'évaluation de la tâche de prise et dépose avec un système d'immersion RV de haute fidélité et avec une analyse plus approfondie de la fidélité biomécanique comprenant l'activité des principaux muscles du bras et de l'épaule (fléchisseur/extenseur de la main, fléchisseur/extenseur du coude, déltoïde antérieur, médian et postérieur et trapèze supérieur) et les amplitudes articulaires des articulations du membre supérieur.

Chapitre 2

État de l'art et positionnement scientifique

2.1 La RV au service de l'ergonomie

Dans cette section, j'aborderai les différents cas de l'utilisation professionnelle de la réalité virtuelle (RV) et notamment lors de la conception de nouveaux produits. J'aborderai ensuite les problématiques liées plus spécifiquement à l'usage de la RV pour l'évaluation ergonomique.

2.1.1 Usages de la RV

La RV a été activement étudiée ces 20 dernières années permettant le développement de dispositifs performants et abordables. La RV offre un moyen unique d'interagir avec les environnements virtuels en constante évolution. Un certain nombre de technologies de la RV ont été développées au fil des ans et permettent à une personne d'être en immersion dans un environnement virtuel. Les technologies de RV se regroupent principalement en deux catégories : les CAVE [CNSD93] (Cave Automatic Virtual Environment) présentant plusieurs écrans de projection connectés et un système de son surround et les casques de RV (HMD - Head-Mounted Display) présentant un affichage stéréoscopique et un son stéréo. Ces derniers ont permis l'émergence de la RV grâce à des systèmes abordables et performants permettant de nombreuses applications pour le secteur professionnel pouvant être regroupés en trois catégories : la simulation de tâches, la conception de systèmes et la visualisation ludique [Zha09].

Les applications de RV sont apparues dans le processus de développement de produits dans tous les secteurs d'activité - automobile, aéronautique, militaire, agriculture, construc-

tion [Zim08, BV17]- grâce à l'amélioration des performances et la réduction des coûts des dispositifs immersifs et d'interaction ainsi qu'au développement d'outils, tels que des outils de conception en RV, de représentations de données, de collaboration entre utilisateurs etc. La RV permet alors de concevoir et de tester des prototypes virtuels sans qu'il soit nécessaire de construire des prototypes physiques [CJN15]. De nombreuses études ont montré que le prototypage virtuel est une solution efficace pour surmonter les défauts des méthodes conventionnelles [AV16, BCCP09, LSW16]. Ces études concluent que le prototypage virtuel permet de réduire les coûts et les délais de la conception de nouveaux systèmes. En effet le prototypage virtuel permettrait de mieux repérer les défauts de conception, notamment liés à l'interface homme-machine en permettant une meilleure représentation des dimensions ainsi qu'un échange d'informations et de connaissances entre les différents intervenants avec pour effet de concevoir un produit de meilleure qualité [ALV+12].

La RV peut intervenir dans toutes les phases de la conception d'un produit [CFS17] (voir Figure 2.1). Lors de la phase de recherche d'opportunité pour la rédaction des spécifications du produit, les concepteurs doivent développer de l'"empathie" pour la cible de marché considérée [FJST07] afin de mieux comprendre ses besoins qu'ils soient exprimées ou latents et permettre ainsi que le produit y réponde au mieux. Les concepteurs développent traditionnellement cette "empathie" par leurs expériences personnelles et leurs échanges avec leurs clients. L'immersion en RV permet de développer de nouvelles expériences pour les concepteurs et ainsi développer de l'empathie pour des situations qu'ils ne peuvent vivre, en effet les sentiments d'immersion et de présence, c'est-à-dire la sensation d'être absorbé et d'agir sur l'environnement virtuel, permettent de simuler la situation entraînant le besoin du nouveau produit. Ce domaine de recherche est assez récent, mais on peut imaginer l'utilisation de la RV pour développer de l'empathie pour des situations de handicap pour la conception de produits adaptés. Après la phase de développement d'empathie, l'introduction de la RV dans le processus de recherche d'idées a le potentiel de faciliter l'imagination des designers en leur donnant une expérience immersive dans laquelle ils peuvent examiner et interagir avec une grande variété de produits. En effet la stimulation visuelle seule est suffisante pour fournir une inspiration significative aux concepteurs [SB10]. La RV peut être utilisée en effet dans les premières étapes de la conception pour susciter de fortes réactions émotionnelles chez les designers et faciliter le processus créatif [RBA15]. La conception assistée par ordinateur dans un environnement virtuel peut rendre la modélisation 3D plus efficace et intuitive pour les nouveaux utilisateurs comme pour les utilisateurs expérimentés. La visualisation de modèles 3D en RV les rend considérablement plus faciles à appréhender [Bry93]. La RV permet aussi de faciliter les démonstrations de modèles 3D aux clients et la compréhension des résultats d'analyses, surtout pour les non spécialistes [CT02], en fournissant un environnement 3D interactif et plus naturel pour visualiser ces résultats. La RV permet d'améliorer considérablement la compréhension spatiale des données 3D [WF96]. Entre autres, la représentation de données 3D en RV a montré de meilleurs résultats pour l'identification de sources d'ondes radars pour des applications militaires[CDGC18]. On peut remarquer que la RV s'est inscrite depuis une vingtaine d'années dans toutes les étapes de la conception d'un produit permettant

l'appréhension de cet outil par les concepteurs. Plus récemment, il a été étudié la possibilité d'utiliser la RV pour évaluer l'ergonomie de produits, cependant cette application nécessite de résoudre plusieurs problématiques, détaillées dans la partie suivante.

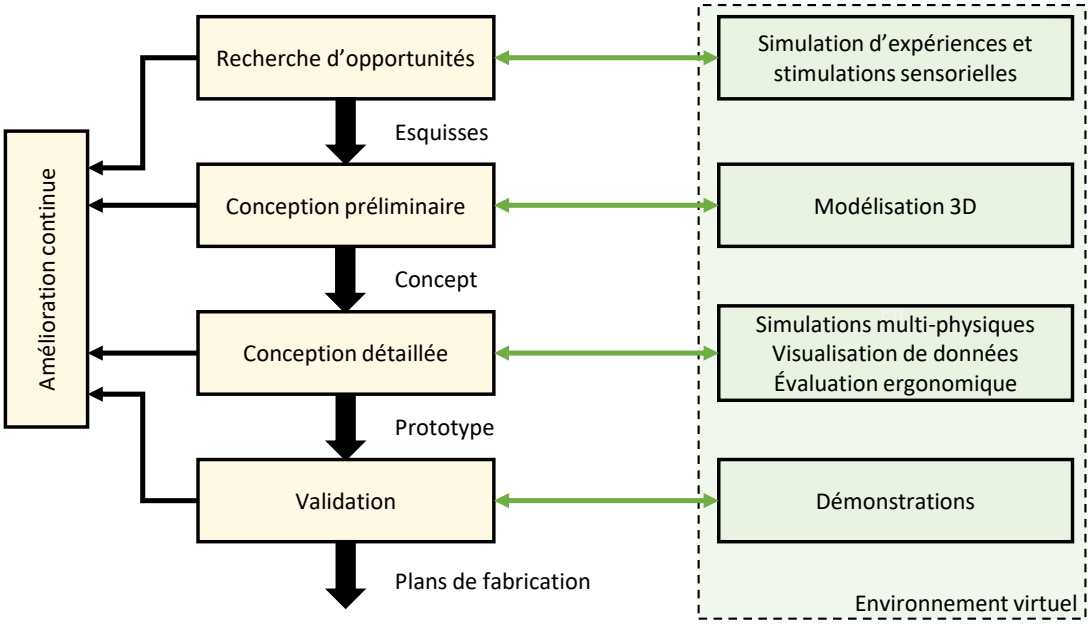

FIGURE 2.1 – Introduction de le RV dans le cycle de conception de produit (selon [DPW14]). CAO : Conception assistée par ordinateur ; FAO : Fabrication assistée par ordinateur.

2.1.2 Problématiques liées à l'usage de la RV pour l'évaluation ergonomique

En particulier, les outils de RV ont été adoptés pour évaluer des facteurs ergonomiques dans le développement de de système en terme d'accessibilité [SVO11, LHM+15] ou pour définir des tâches d'assemblage [PDS+14a]. Plusieurs études de cas basées sur des utilisateurs ont montré que les prototypes virtuels peuvent être utilisés pour simuler des prototypes physiques à un degré de réalisme acceptable [BF13, FBC13]. Dans une telle configuration, l'utilisateur est immergé dans un environnement virtuel (EV) simulant son environnement de travail réel (ER), et il lui est demandé d'effectuer des tâches en interaction en EV correspondant à celles qu'il effectuerait en ER. Ces études ont montré qu'il était nécessaire de résoudre les problématiques suivantes afin de permettre la généralisation de l'utilisation de la RV pour l'évaluation ergonomique :

— Développer des méthodes et des outils pour la conception et l'évaluation ergonomique de systèmes en RV ;

— Permettre la collaboration entre les différents acteurs liés à la conception et utilisation du poste de travail (ingénieur, ergonome et opérateur). Cela nécessite l'utilisation

d'outils permettant l'interaction entre ces différents acteurs et d'outils permettant la représentation d'informations ;

— Assurer la transférabilité des conclusions de l'évaluation ergonomique obtenues en RV, avec notamment l'enrichissement des capacités d'interaction.

Nous allons à présent détailler les deux premiers éléments avant de nous focaliser sur le troisième qui est la problématique centrale de cette thèse.

Les outils de conception assistée par ordinateur (CAO) utilisés pour l'industrie pour développer leurs produits, tel que Catia [1] ou Solidworks [2], sont généralement inadaptés pour la conception d'environnements virtuels [SVO11]. Ces outils ont pour fonction d'aider la conception en vue de la fabrication des différentes pièces ; le rendu graphique des éléments est ainsi secondaire. De plus, la plupart des logiciels de CAO récents se basent sur des arbres de "features" paramétrées qui contrôlent une représentation B-Rep ("Boundary Representation"), consistant à représenter les volumes par un ensemble de surfaces bi-paramétriques. Cette représentation est alors transformée, par tesselation, en polyèdres pour la représentation visuelle. Ainsi la qualité graphique des exports d'objets conçus par cette méthode n'est pas maîtrisée, c'est-à-dire que l'on ne maîtrise pas précisément le nombre de polygones de l'export car le concepteur agit sur l'arbre de "features", et c'est le logiciel de CAO qui décide de la qualité de la représentation visuelle, même s'il est certes possible de paramétrer son niveau de qualité. Ainsi il est souvent nécessaire de modifier la représentation visuelle par un outil de rendu 3D, tel que Blender [3] ou Maya [4], pour être utilisé dans une scène virtuelle. En effet, les moteurs de rendu 3D sont plus efficaces pour la réalisation de la plupart des applications en RV car ils se reposent principalement sur la méthode surfacique B-Rep (pour "Boundary Representation" en anglais), permettant d'agir directement sur les polygones formant la surface du solide virtuel. Or lors de l'évaluation ergonomique, il est utile de pouvoir modifier l'environnement virtuel rapidement pour pouvoir tester différentes configurations. Les systèmes de CAO commerciaux, par exemple AutoCAD, UGS, Dassault Systems, ont tenté à plusieurs reprises dans une certaine mesure d'intégrer des capacités de visualisation stéréo immersive et de bureau dans les logiciels commerciaux disponibles. Des tentatives ont également été faites par le monde universitaire pour fournir une interaction haptique et des visualisations immersives pour des applications de montage/démontage avec des systèmes de CAO commerciaux [JJJ+06, WLG06]. Certaines études ont développé des outils de conception en RV. Spacedesign, un modeleur 3D, a été développé par exemple afin de modéliser des courbes et des surfaces pour la conception industrielle en RV [FdAMS02]. D'autre part une application de CAO en RV se basant sur la méthode B-rep et de règles logiques a été développé afin d'accéder directement au graphe de l'historique de construction autorisant ainsi l'édition implicite du modèle 3D. Cette application a été développée sur le noyau d'openCASCADE [BCP+10]. Enfin, il a été proposé un environnement de conception assistée par ordinateur avec un rendu stéréo-

1. Dassault Systèmes, 1977- : www.3ds.com/products/catia/
2. Dassault Systèmes, 1995- : www.solidworks.com
3. Blender foundation, 1994- : https ://www.blender.org/
4. Autodesk, 1999- : https ://www.autodesk.fr/products/maya/overview

scopique [DACJ12, DACJH13]. Le schéma actuel de l'utilisation de la RV dans la phase de conception est présenté à la figure 2.2.

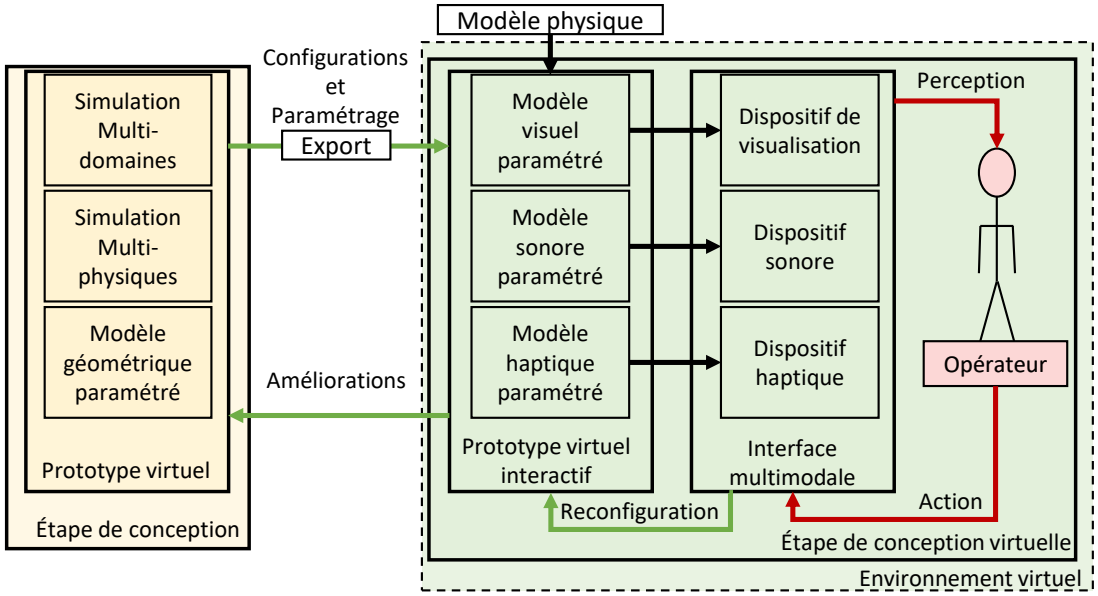

FIGURE 2.2 – Utilisation de la RV pour la conception assistée par ordinateur (inspirée de [FBC13]). L'humain interagit avec le prototype virtuel interactif, développé et configuré à partir d'un prototype virtuel. à l'aide de différents dispositifs. Les résultats obtenus en analysant cette interaction permettent alors d'améliorer le prototype virtuel.

En dehors des outils permettant la conception assistée par ordinateur en RV, il est aussi nécessaire de permettre le suivi en temps réel des performances de l'opérateur lors de la simulation de la tâche pour analyser l'ergonomie du produit conçu. Un grand nombre d'outils d'analyse ergonomique a été développé pour évaluer la posture, la demande physiologique, la demande biomécanique et cognitive, et l'analyse de la productivité homme-machine et ont été intégrés en tant que modules dans des logiciels de conception commerciaux. Des études ont proposé l'intégration de ces outils à des applications en RV pour être utilisés en temps réel durant la tâche [SJJP04, JJS+06]. Les méthodes d'évaluation ergonomique les plus utilisées sont les scores posturaux, qui demandent de calculer les angles formés par chaque articulation à chaque instant. Ces méthodes sont coûteuses en temps de calcul car elles nécessitent une analyse de géométrie inverse de la capture de mouvement. Ray et Teizer [RT12] se sont concentrés sur le développement d'une approche automatisée pour l'estimation et la classification de la posture en utilisant une caméra Kinect pour l'analyse de la posture et en la classant comme ergonomique ou non-ergonomique. Plusieurs études ont proposé d'utiliser des unités de mesures inertielles pour suivre la cinématique de chaque segment [BNÓ09, RLS09, VMB+13]. Il a également été proposé de suivre les angles articulaires et de calculer des scores posturaux à partir d'une capture de mouvement pour la conception ergonomique collaborative en RV [PDD13].

Ces outils de conception et de mesures ergonomiques en RV permettent alors en temps réel à des ingénieurs, ergonomes et opérateurs de collaborer pour l'optimisation du produit. La collaboration est souvent nécessaire pour la conception centrée sur l'utilisateur [ISO19] et les procédures de test d'utilisation, impliquant généralement les utilisateurs, les concepteurs et les autres parties prenantes pour développer un produit qui répond aux besoins de l'utilisateur final [Jas09]. La conception centrée sur l'utilisateur prend en compte les besoins, les désirs et les limites de l'utilisateur final à tous les stades du développement du système afin d'intégrer ces exigences dans le produit [JR17]. La conception ergonomique collaborative en RV présentée en figure 2.3 s'articule autour de trois acteurs principaux : l'opérateur qui effectue la tâche et peut agir sur la conception du produit, l'ergonome qui suit l'activité et conseille l'opérateur et le concepteur qui conçoit le produit en se basant sur les recommandations des deux autres acteurs. D'autres acteurs peuvent collaborer, tel que l'ingénieur process ou méthode, et apporter d'autres recommandations. Une étude s'est portée sur l'établissement de deux modes de conception pour des tâches de prise et dépose [NPH$^+$17]. L'opérateur était immergé dans un environnement immersif de type CAVE et pouvait communiquer à l'aide d'un stylo 3D et le concepteur avait une interface PC. Les modes de conception choisis : *direct*, dans lequel le concepteur a le rôle principal pour la conception du produit, et *supervisé*, dans lequel c'est l'opérateur qui a le rôle principal et qui opère les modifications sur le produit à partir des recommandations et contraintes du concepteur. Ce second mode semble présenter de meilleurs résultats d'un point de vue ergonomique aux dépens du temps nécessaire à la conception. L'utilisation d'un système multi-vues colocalisées en RV collaborative a été étudiée [LSM$^+$18]. Ce système multi-vues permet d'afficher différentes informations aux utilisateurs en RV. Ce système a été testé pour un scénario de conception d'un mug. La méthode Persona [C$^+$04] a été utilisée pour évaluer cet outil, montrant que celui-ci facilite la collaboration entre les différents acteurs.

Enfin, la généralisation de l'utilisation de la RV pour l'évaluation ergonomique dans un processus de conception nécessite que la tâche réalisée soit transférable au réel afin que les recommandations issues d'une étude ergonomique basée sur la RV soient fiables. Pour qu'un simulateur de RV soit utilisable à des fins d'ergonomie, il faut garantir la transférabilité des conclusions ergonomiques du monde virtuel au monde réel. Cette transférabilité ne peut être atteinte qu'au prix d'une évaluation approfondie du réalisme, en termes biomécaniques, du simulateur en ce qui concerne les tâches à simuler. En effet il est nécessaire de s'assurer que tout impact biomécanique évalué lors de l'évaluation ergonomique en RV est similaire à celui qu'on observerait en situation réelle. En d'autres termes, il faut que le simulateur fasse preuve d'une grande fidélité d'interaction et que le mouvement, effort, et ressenti de l'utilisateur du simulateur soient fidèles à la tache réelle. Cette transférabilité est nécessaire pour démocratiser l'ergonomie préventive en tant qu'outil crédible d'aide à la décision pour les ergonomes et les concepteurs. Cette notion étant centrale dans les questions scientifiques levées dans cette thèse, nous allons spécifiquement la détailler dans la partie 2.3.

Dans les cas impliquant un niveau d'effort particulièrement faible, l'interaction peut être assurée par un dispositif d'interaction sans fil avec suivi [PSB$^+$13, NPH$^+$17]. Toutefois, les tâches nécessitant un niveau de force modéré ou élevé ne peuvent être correctement

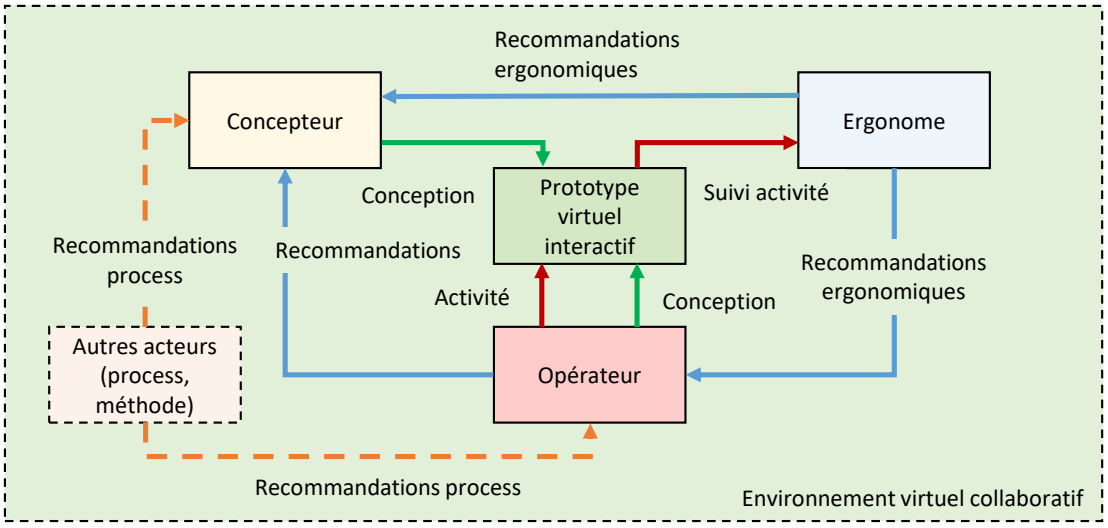

FIGURE 2.3 – Cadre idéal pour les sessions de conception ergonomique collaborative en RV [PDD13].

exécutées avec un tel dispositif. En effet, pour assurer un niveau de fidélité d'interaction élevé dans de tels cas, il est nécessaire de proposer une interaction permettant l'exercice de forces entre l'utilisateur et l'environnement virtuel [PDS+14b, SH17a]. Les interfaces haptiques (IH) ont la capacité d'assurer cette interaction réaliste puisqu'elles fournissent un retour de force à l'utilisateur lorsque celui-ci interagit avec un environnement virtuel. Pour garantir la fidélité de l'interaction, l'interface doit être stable et présenter une bonne transparence, c'est-à-dire que le retour d'effort doit rester borné et que le mouvement et le calcul du retour d'effort doivent être transmis avec précision et sans délai entre l'environnement virtuel et l'IH. Ces problématiques sont évoquées dans la section suivante du manuscrit.

2.2 Les IH à retour d'effort

Dans cette section, j'aborderai en premier lieu l'utilisation des IH et plus particulièrement à retour d'effort pour des applications en RV. Ensuite, j'introduirai l'architecture de celles-ci en exposant notamment les causes de la distorsion qu'elles entraînent entre l'environnement et l'opérateur, dégradant ainsi la fidélité de l'interaction haptique, c'est-à-dire leur capacité à transmettre l'information de mouvement et d'effort entre l'opérateur et l'objet virtuel manipulé. Enfin je traiterai des méthodes de contrôle permettant l'amélioration du rendu haptique.

2.2.1 Usages des IH à retour d'effort en RV

Habituellement, les applications en RV utilisent des contrôleurs sans-fils tenus à la main [BCF+08], tel que le flystick [5] (ART), le HTC Vive controller [6] (HTC), les contrôleurs Touch d'Oculus rift, localisés dans l'environnement virtuel comme outils de navigation et d'interaction. Ces contrôleurs comportent des boutons permettant d'interagir l'environnement virtuel. Ces outils permettent à l'utilisateur de se déplacer dans la scène virtuelle et de manipuler avec les objets environnants. Cependant ces systèmes ne permettent de simuler ni le contact ni l'effort nécessaire lors de la manipulation d'objets. Or certaines applications nécessitent un rendu des efforts d'interaction avec l'objet virtuel réaliste pour assurer leur transférabilité entre l'environnement réel et virtuel. Pour cela, des IH sont donc nécessaires.

Les IH sont des systèmes robotiques permettant à un humain d'interagir avec son environnement à l'aide du sens du toucher ou kinesthésique. Le mouvement de l'utilisateur est alors transmis à l'interface par l'intermédiaire de l'effecteur, puis à l'environnement virtuel. Les efforts résultants sont alors calculés par le simulateur et retransmis à l'utilisateur (Figure 2.4). Ces dispositifs sont notamment étudiés et utilisés pour des applications en RV demandant un rendu réaliste des efforts d'interaction. Les IH sont regroupées en deux catégories : les interfaces tactiles et à retour d'effort. Les IH tactiles regroupent les systèmes simulant les sensations liées au contact avec l'objet virtuel tel que le frottement, la texture ou la conduction thermiques [PSS+17, HCTR19, BGLC20]. Les interfaces à retour d'effort, qui sont étudiées dans la présente thèse, permettent de simuler la force nécessaire pour déplacer un objet ou un mécanisme.

De nombreuses applications concernant la formation profitent de l'usage des IH afin de simuler avec une haute fidélité des tâches dangereuses. Leur usage a été notamment étudié pour la simulation d'actes de chirurgies pour la formation et l'entraînement de chirurgien afin de réduire les risques de complications. Un simulateur d'entraînement a été par exemple proposé afin de simuler des opérations de remplacement de hanches [KWZ+18]. En effet ce type d'acte médical est délicat et sensible aux erreurs du chirurgien [BVHT07] et nécessite actuellement de s'entraîner sur des cadavres. De plus lors de ce type d'actes le chirurgien ne voit pas directement l'endroit où il opère à cause de l'obstruction visuelle due à ses instruments et doit donc se fier principalement au sens haptique. Ce simulateur permet ainsi de faciliter l'entraînement du chirurgien. L'environnement virtuel a été réalisé sur Unity3D et est projeté à l'aide d'un casque de RV HTC Vive [7] (HTC). Un bras robotique à 6 degrés de liberté KUKA LBR permet le retour d'effort haptique. Ce système n'a pas originellement été conçu comme une interface, il a été équipé de capteurs et d'un algorithme développé par les auteurs de l'étude afin d'être utilisé comme IH. D'autres actes médicaux nécessitent un entraînement psychomoteur et dont l'information est principalement haptique. Par exemple

5. ART 1999- : https ://ar-tracking.com/
6. HTC, Valve 2016- : https ://vive.com/
7. HTC, Valve 2016- : https ://vive.com/

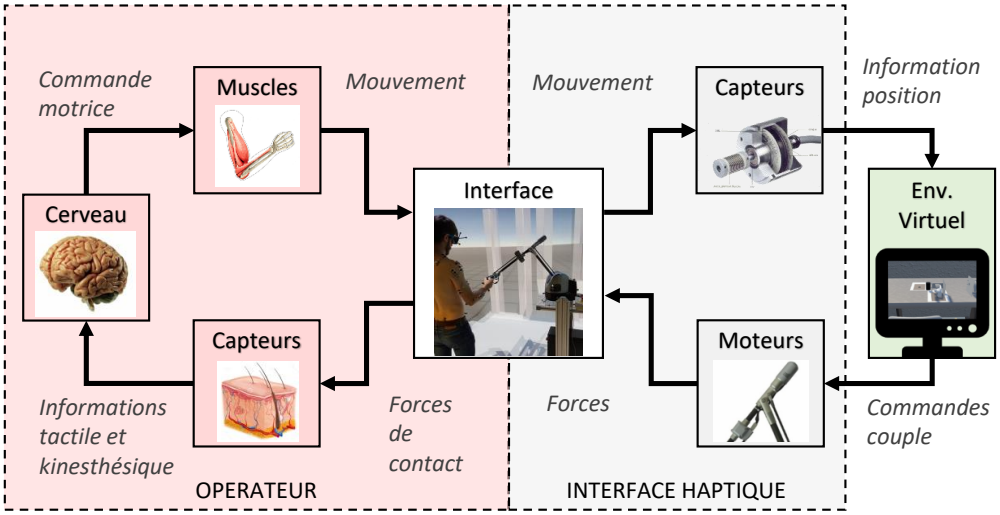

FIGURE 2.4 – Modèle classique d'interaction haptique homme-machine [SB97].

des simulateurs pour l'entraînement en dentisterie ont été étudiés [RBG17].

La rééducation est aussi un domaine étudié pour l'utilisation d'IH en RV. Cela permet de proposer des moyens ludiques et adaptés permettant la rééducation ciblée de certaines mobilités. De tels systèmes permettent d'augmenter l'engagement des patients et ont de meilleurs résultats que les méthodes classiques de rééducation, notamment pour les enfants [BLM+18, RNC18].

Enfin l'évaluation ergonomique en RV est un domaine nécessitant l'usage d'IH. En effet, comme évoqué précédemment, ce domaine nécessite que les conclusions de l'évaluation soient transférables au cas réel, pour cela il est nécessaire d'assurer une fidélité importante du simulateur. Dans [PDS+14a] on trouve une ébauche de méthode de conception pour l'évaluation ergonomique en RV avec une évaluation des écarts entre le réel, le virtuel et le virtuel avec retour haptique pour une tâche d'assemblage. Les auteurs ont montré que la familiarité de la scène virtuelle est un facteur important concernant l'altération cognitive entre la scène virtuelle et réelle. D'autre part ils ont montré que la tâche virtuelle avec retour haptique était plus difficile que les tâches virtuelles et réelles. Un simulateur pour l'étude d'accessibilité et l'évaluation ergonomique a été proposé pour des tâches de maintenance dans le domaine du nucléaire [LFKM17] . L'usage d'une IH vibrotactile a montré de meilleurs performances et a permis une plus fidèle proprioception par l'utilisateur.

2.2.2 Architecture des IH à retour d'effort

Les IH à retour d'effort se divisent en deux catégories : les IH en impédance et les IH en admittance. Dans le cas d'une IH par admittance l'effort de l'utilisateur sur l'organe terminal est capté et envoyé au simulateur, le mouvement correspondant de l'élément manipulé est alors calculé et sa nouvelle position est renvoyée à l'interface, qui est asservi à cette position. Dans le cas d'une IH par impédance, c'est la position de l'organe terminal qui commande le simulateur, qui calcule alors le retour d'effort et le retransmet à l'interface (Fig. 2.5).

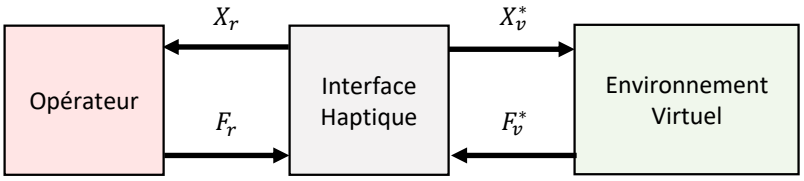

FIGURE 2.5 – Aperçu de l'interaction entre l'utilisateur, l'IH et l'environnement virtuel pour les IH de type impédance (d'après [HPD17]). F_r : force appliquée par l'utilisateur sur l'organe terminal de l'interface ; X_r : mouvement de l'organe terminal ; X_v^* : position cartésienne du manche calculée à partir des mesures du codeur du moteur ; F_v^* : effort de réponse dû à l'interaction avec l'objet virtuel.

Le rendu haptique peut alors être caractérisé par deux composantes principales :

— la stabilité du système (en termes de Lyapunov [Lya92]), c'est-à-dire que le retour de force doit être borné pour tout mouvement borné. Ce critère est essentiel pour éviter tout dommage au matériel et pour assurer la sécurité des opérateurs ;

— la transparence du système, c'est-à-dire sa capacité à transmettre avec précision et sans délai le mouvement de l'utilisateur vers l'environnement virtuel et le retour d'effort calculé par le simulateur à l'utilisateur. Cela nécessite un mouvement non contraint en environnement libre, c'est-à-dire pas de frottement ni d'inertie, et une raideur élevée lors du contact.

En 1999, Brooks [Bro99] a présenté entre autres que le calcul et le rendu d'une interaction haptique riche était un défi de recherche active. Lors de cette étude, de nombreuses industries interrogées étaient intéressées par l'intégration de dispositifs haptiques dans leurs processus de fabrication ; cependant, une seule installation de RV avait déclaré utiliser un dispositif haptique de façon régulière. En 2017, Berg et Vance [BV17] ont déclaré qu'un des challenges de recherche soit le fait de disposer d'appareils haptiques haute fidélité permettant d'obtenir une simulation transférable.

Le rendu haptique est affecté par plusieurs facteurs, comme il a été exposé dans [Dan13] :

— l'inertie et les frottements de l'interface. En effet, l'effort de l'utilisateur correspond à la fois au retour d'effort et à l'effort pour déplacer l'IH du fait de son inertie et de son frottement interne. Le retour d'effort ressenti par l'utilisateur est donc modifié par ce dernier ;
— le contrôle des actionneurs, ajoutant un délai entre la commande et le couple de sortie ;
— la conversion analogique (interaction humaine) - numérique (environnement virtuel), ajoutant un retard et des erreurs de quantification ;
— les capteurs de courant et de position, ajoutant des incertitudes aux variables mesurées.

Plusieurs études ont proposé des méthodes pour limiter l'influence de ces facteurs à la fois sur la stabilité et la transparence, comme présenté dans la section suivante.

2.2.3 Contrôle des interfaces haptiques à retour d'effort

Les études dans la littérature se sont concentrées soit sur l'augmentation de la gamme de stabilité, soit sur l'amélioration de la transparence. Afin d'assurer la stabilité, la plupart des méthodes proposées pour assurer la passivité de l'interaction, c'est-à-dire l'énergie transmise par l'utilisateur à l'IH, correspondant à l'effort appliqué sur l'organe terminal $\mathbf{F_r}$ et la vitesse de celui-ci $\dot{\mathbf{X}}_\mathbf{r}$ pendant la durée t doit toujours être supérieure à l'énergie initiale stockée E_0 [CS94] :

$$\int_0^t \mathbf{F_r}(\tau)\dot{\mathbf{X}}_\mathbf{r}(\tau)\,\mathrm{d}\tau > -E_0,\ \forall\ t > 0,\ \text{admissible}\ F_r(t) \tag{2.1}$$

Un système qui ne satisfait pas (2.1) est dit "actif" et peut devenir instable.

En supposant que les délais de transmission et la constante de temps électrique sont négligeables et ne tenant compte que des frottements visqueux et de l'inertie du système, [CS94] a établi une condition de passivité pour un IH à 1 degré de liberté :

$$b > \frac{T}{2}\frac{1}{1-\cos(\omega t)}\,\mathrm{Re}[(1-e^{-j\omega T})H(e^{j\omega T})]\ \textit{pour}\ 0 \leq \omega \leq \frac{\pi}{T} \tag{2.2}$$

Avec b le frottement visqueux équivalent dû aux guidages des liaisons mécaniques de l'IH, T le pas de temps d'échantillonnage, $H(e^{j\omega T})$ l'impédance de la scène virtuelle, c'est-à-dire le rapport entre le retour de force calculée par le moteur physique et lié à la mani-

pulation de l'objet dans la scène virtuelle et la consigne de vitesse lié au mouvement de l'organe terminal de l'interface et transmis à l'environnement virtuel et j l'imaginaire pur.

Si la scène représente le contact, classiquement représenté par un modèle visco-élastique, de raideur K et d'amortissement B, l'impédance $H(z)$ peut être écrite en transformée en Z :

$$H(z) = K + \frac{B(z-1)}{Tz} \tag{2.3}$$

En introduisant (2.3) dans l'équation (2.2) :

$$b > \frac{KT}{2} - B\cos(\omega t) \; pour \; 0 \leq \omega \leq \frac{\pi}{T} \tag{2.4}$$

L'équation (2.4) peut alors être réduite :

$$b > \frac{KT}{2} + |B| \tag{2.5}$$

Selon les équations (2.2) et (2.5), des instabilités apparaissent pour une impédance élevée de la simulation, c'est-à-dire lorsque le contact avec un mur rigide est simulé. En raison de limitations de la puissance de calcul, le temps d'échantillonnage ne peut pas être réduit indéfiniment. Par conséquent, pour étendre la plage stable d'impédance pouvant être simulée, c'est-à-dire d'étendre l'intervalle de couple raideur/viscosité pouvant être ressenti avec une interaction stable, l'amortissement de l'IH doit être augmenté, au détriment de la transparence. Par conséquent, la transparence pour une basse impédance et la stabilité pour une haute impédance ne peuvent pas être obtenues simultanément sans un algorithme de contrôle.

Différentes techniques pour assurer la passivité ont été proposées, s'appuyant pour la plupart sur la dissipation de l'énergie soit dans l'IH, soit dans la simulation.

Des études ont proposé plusieurs méthodes pour augmenter artificiellement l'amortissement des IH, permettant ainsi d'élargir la plage d'impédance pouvant être simulée comme présenté à l'équation 2.5. Une des premières méthodes consistait à ajouter un amortissement physique actif au rotor du moteur [CB94, MCP05] permettant d'augmenter les frottements visqueux directement en sortie des moteurs. Un amortissement électrique actif a également été proposé [WCP08]. Cette méthode permet d'adapter la dissipation d'énergie en amont du moteur en fonction de l'interaction avec l'environnement virtuel, réduisant ainsi l'impact sur la transparence. Ce système consiste à réduire la commande en couple des moteurs avec l'ajout d'une valeur proportionnelle à la vitesse du moteur, estimée à partir de mesures analogiques (voir figure 2.6.a). Le réglage du coefficient de proportionnalité permet alors d'adapter la dissipation d'énergie.

Cependant ces méthodes ont comme principal défaut de devoir accéder aux signaux électriques, ce qui est compliqué pour les IH commerciales. D'autres études ont alors proposé des méthodes basées sur la modification des signaux entre l'IH et la simulation pour augmenter la plage de stabilité. Des études ont proposé un algorithme de passivité dans le domaine temporel [HR02, RKH04, RPHH05]. Dans cette approche, un observateur de la passivité vérifie que la condition de passivité est assurée, sinon, le contrôleur de passivité modifie le signal de contrôle de l'IH afin de dissiper l'excès d'énergie. La passivité de l'interaction est ainsi assurée, mais le signal est modifié entre la simulation et l'IH, au détriment de la transparence (voir figure 2.6.b). De plus, une fréquence d'échantillonnage élevée est nécessaire afin d'adapter au mieux la consigne de retour de force. De nombreuses améliorations de cette méthode ont été proposées. Un façonneur d'entrée analogique a été proposé par [LAR09]. Il fonctionne comme un filtre passe-bas non linéaire qui dissipe l'énergie excédentaire entre le contrôleur et le moteur, en ajout de l'algorithme de passivité, afin de réduire les non linéarités dues au contact et à cet algorithme. Lee et Lee [LL09] ont proposé de l'améliorer grâce à un algorithme d'ajustement de la limite de sortie. Dans ce cas, la force maximale transmise par l'IH est réglée pour éviter les instabilités en prenant en compte l'énergie due à l'échantillonnage et l'énergie dissipée par les frottements de l'IH, mais cette méthode ne peut pas être utilisée pour transmettre le contact avec une paroi rigide.

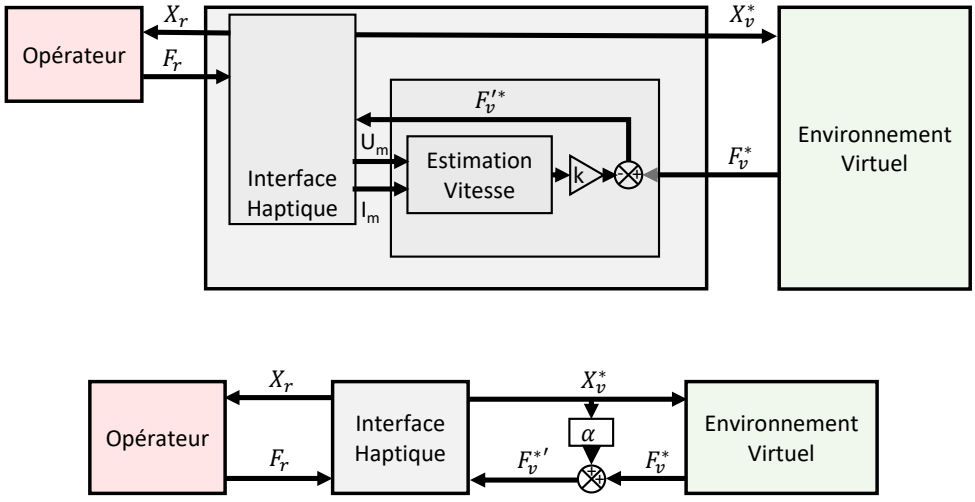

FIGURE 2.6 – Méthodes classiques d'amélioration de la gamme de stabilité de l'interaction haptique. (a) Méthode de dissipation interne (amortissement électrique actif [WCP08]). (b) Méthode de dissipation externe (Algorithme de passivité dans le domaine temporel [RPHH05]).

L'étude de la passivité est plus restrictive que l'étude de la stabilité, cependant dans

ces études, l'action de l'opérateur humain ou de l'IH n'a pas à être modélisée. Certaines études ont été menées sur la stabilité de l'IH, en particulier pour le contrôle en impédance [TFK+07, DG08] et pour le contrôle en admittance [ATPB17].

Toutes ces études améliorent la gamme de stabilité, mais la transparence n'est pas prise en compte dans ces lois de commande. Certaines méthodes complétant un algorithme de stabilité ont été proposées pour améliorer la transparence de l'interaction. Plusieurs méthodes ont été proposées en premier lieu pour améliorer l'interaction dans le cas de la téléopération. Un algorithme de contrôle à deux couches a été proposé, la première couche garantissant la stabilité de l'interaction en contrôlant les flux de puissance à l'interface et la deuxième couche améliorant la transparence, initialement conçu pour de la téléopération [FSR+09, FSM+11]. Ce système nécessite cependant une IH spécialement conçue car il est nécessaire de mesurer la force et la vitesse de l'opérateur. Un algorithme à décalage linéaire a été proposé [McJ07] afin de réduire l'influence du délai lié à la dynamique de l'IH, de l'échantillonnage et de la transmission des données grâce à la prédiction du mouvement à partir d'un modèle de l'IH et de l'environnement virtuel. [LSC97] ont proposé une compensation adaptative pour améliorer la transparence à partir d'un modèle de l'IH et de l'état de celui-ci. Une double compensation a été avancée composée d'une boucle fermée basée sur la comparaison de l'effort provenant de l'environnement virtuel et l'effort effectif transmis à l'utilisateur et d'une compensation basée sur un modèle en vue de compenser les effets dynamiques de l'IH [CC00]. La compensation basée sur un modèle, qui nécessite d'identifier parfaitement le comportement mécanique, est développée en détail dans le Chapitre 4. Récemment, [BK12, BKG12, BGK13] ont proposé deux méthodes, la première - un Compensateur de Couple Basé sur le Courant Moteur (CCBCM), consiste à adapter le couple de commande de l'IH en fonction du couple de l'effecteur. La seconde, qui prolonge la méthode CCBCM, est un algorithme de contrôle hybride ajoutant un actionneur actif, qui génère un couple sur l'arbre du moteur.

La plupart de ces techniques, dont l'objectif est de réduire les erreurs introduites par les imperfections intrinsèques de l'IH entre l'utilisateur et la scène virtuelle, ont été validées d'un point de vue système et pour des systèmes ad hoc, peu exploitables en environnement virtuel. Il y a une nécessité de mise en œuvre de ces méthodes dans des situations d'évaluation de tâches de travail en RV pour évaluer leur impact sur le réalisme de l'interaction.

2.3 Fidélité biomécanique de la tâche en RV

Quoique des évaluations ergonomiques de postes de travail aient été réalisées en RV avec ou non des IH comme présenté dans les sections précédentes, elles présentent une faible garantie de transférabilité, pouvant être définie comme le niveau de validité des conclusions de l'évaluation ergonomique en environnement virtuel pour un environnement réel. Cette transférabilité est foncièrement liée à la fidélité du simulateur, c'est-à-dire au réalisme du rendu graphique, de la simulation et des interactions mais aussi de la qualité de l'immersion

et du sentiment de présence dans l'environnement virtuel rendant indissociable l'interaction avec celui-ci par rapport à un environnement réel. La fidélité de l'environnement virtuel a été décrite dans la littérature [MBZB12, ABSW05] comme composé de trois composantes :

— le niveau d'immersion et de présence, soit le degré auquel un individu se sent absorbé dans un environnement et le pouvoir d'agir sur celui-ci ;
— la fidélité des interactions, c'est-à-dire le degré d'exactitude avec lequel les interactions avec le monde réel sont reproduits ;
— la fidélité des rendus, à savoir le degré d'exactitude avec lequel les stimuli sensoriels du monde réel sont reproduits.

Cependant cette définition n'est pas suffisante pour certaines applications en RV telles que l'évaluation ergonomique, en effet pour cette dernière il est nécessaire de comprendre comment le contrôle moteur humain et et la perception de l'utilisateur sont affectés par le rendu graphique et d'interaction, ce qui nous amène à définir dans la suite de cette section plus en détail la fidélité de l'environnement et la notion qui nous intéresse ici : la fidélité biomécanique de la tâche en RV.

2.3.1 Fidélité, immersion, présence : un rapide tour d'horizon des notions fondamentales de caractérisations des environnements virtuels

L'immersion, appelée aussi immersion diégétique [Tay02], est définie [ABSW05] comme le degré auquel un individu se sent absorbé par une expérience particulière [WS98]. Le niveau d'immersion d'une application RV affecte à la fois le comportement de l'utilisateur mais aussi la quantité d'informations acquise et le transfert de connaissances vers l'environnement réel. Un haut niveau d'immersion est donc primordial pour assurer que la réalisation de la tâche en RV soit fidèle à son équivalent réel et que les conclusions de l'évaluation ergonomique soient transférables. Slater et Wilbur [SW97] proposent de mesurer le niveau d'immersion suivant quatre dimensions de l'illusion de réalité :

— l'inclusivité, soit la mesure de l'exclusion de la réalité ;
— l'étendue, c'est-à-dire la gamme des modalités d'interaction et sensorielles ;
— l'environnement, à savoir la taille du champ de vision ;
— la vivacité, soit les qualités techniques de l'affichage.

Sadowski et Stanney [SS02] ont proposé de compléter ces facteurs en incluant les niveaux de contrôle et la facilité d'utilisation, en effet le niveau d'immersion est liée principalement à la qualité du contrôle de l'environnement, qui est surtout liée synchronisation action-réaction [She92].

La présence fait référence au sentiment d'exister réellement dans l'environnement virtuel même si l'on se trouve physiquement dans un autre [WS98, SS00, Tay02]. Witmer et Singer [WS98] proposent de classer les facteurs affectant le niveau de présence en quatre domaines :

— le contrôle, c'est-à-dire les modes la qualité du contrôle de l'environnement virtuel ;
— le facteur sensoriel, c'est-à-dire les modes et la qualité des stimuli sensoriels ;
— la distraction, c'est-à-dire la qualité du dispositif à occulter le monde réel ;
— le réalisme, c'est-à-dire la qualité des stimuli et leur consistance.

Lee [Lee04] et Heeter [Hee92] proposent de regrouper la présence en trois types :

— environnementale, correspond au fait que l'environnement soit réactif aux actions de l'utilisateur ;
— sociale, correspond au fait de partager une expérience immersive avec d'autres utilisateurs ;
— personnelle, qui est un type de présence plus global et regroupe les raisons du sentiment d'une personne de se trouver "dans" un environnement virtuel.

L'influence de la présence sur la transférabilité entre le virtuel et le réel n'est pas prouvée, néanmoins elle permet d'augmenter la motivation et l'engagement des utilisateurs [LD97]. Grassini et Laumann [GL20] mettent en lumière qu'il n'existe pas de mesure standard de la présence et qu'elle se base principalement sur des questionnaires. En effet, aucune mesure physique n'est suffisamment fiable pour caractériser le niveau de présence ressenti par l'utilisateur.

Plusieurs études ont montré par le passé que des systèmes de RV haute fidélité présentaient de meilleurs résultats pour les métriques de la performance - précision, vitesse d'exécution etc.- que des systèmes de bureau de basse fidélité [Gru04, ACCN99, RPJ99]. La stéréoscopie et le suivi de la tête, respectivement une composante de la fidélité de rendu et d'interaction, ont été évalués ensemble dans plusieurs études, avec des résultats indiquant que les deux effets significatifs bénéfiques sur la compréhension spatiale [ABW93, WF96] mais pas nécessairement sur les tâches de manipulation d'objets [NWZ$^+$05, BHB97].L'influence de la fidélité de rendu et d'interaction ont été étudiée indépendamment pour un jeu de tir à la première personne [MBZB12]. Ils ont montré que la fidélité de rendu a généralement un impact positif sur l'expérience utilisateur et qu'une combinaison de hautes fidélités de rendu et d'interaction permet d'améliorer la familiarité de l'utilisateur avec le système RV, améliorant ainsi leurs performances globales. En résumé, on voit que la performance d'un environnement virtuel pour une évaluation ergonomique nécessite une définition plus appliquée de la fidélité/réalisme de l'environnement, incluant les notions de présence et d'immersion pour l'engagement des sujets. C'est ce qui est évoqué dans la partie suivante de cette section.

2.3.2 Définition de la fidélité biomécanique de la tâche en RV

La fidélité biomécanique peut être définie comme le degré de similitude entre les mouvements, les forces et les tâches réalisés dans des environnements réels et virtuels à un niveau biomécanique, c'est-à-dire le niveau utilisé pour évaluer les facteurs de risque physiques en

ergonomie [Pon19] . Ainsi une fidélité biomécanique élevée garantirait que les conclusions et les changements appliqués au poste de travail virtuel sont transférables au monde réel.

Cette définition, adaptée pour l'évaluation ergonomique, est similaire à celle proposée par Alexander *et al.* [ABSW05] qui caractérise la fidélité en trois catégories :

— la fidélité physique, mesure dans laquelle la simulation ressemble, sonne et est ressentie comme l'environnement réel en termes d'affichages visuels, de commandes, de son et de physique ;

— la fidélité fonctionnelle, mesure dans laquelle la simulation agit comme l'environnement réel en réagissant aux actions de l'utilisateur ;

— la fidélité psychologique, mesure dans laquelle la simulation reproduit les facteurs psychologiques vécus dans l'environnement réel.

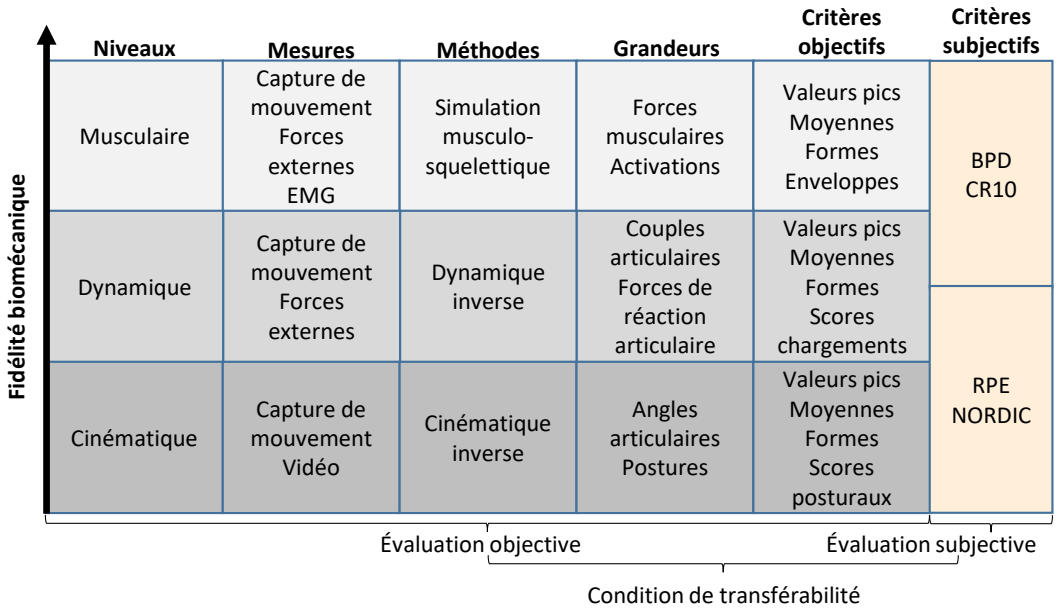

FIGURE 2.7 – Classification multi-niveaux de la fidélité biomécanique et suggestion d'évaluation objective et subjective (d'après [Pon19]).

L'évaluation de la fidélité biomécanique peut être définie comme une évaluation de la similitude biomécanique à différents niveaux descriptifs du mouvement humain : postural, dynamique et musculaire. En effet la fidélité biomécanique exprime l'idée que les grandeurs biomécaniques d'un opérateur lors d'une tâche virtuelle soient cohérent à celles obtenues lors de la même tâche en réel. La biomécanique en général couvre des domaines variés tel que :

— l'étude musculo-squelettique ;

— l'étude des fluides biologiques (sang, lymphe etc.) ;

— l'étude de la déformation des tissus.

Dans la suite de ce manuscrit, nous nous limiterons à l'étude de la biomécanique du mouvement humain, qui regroupe les méthodes permettant l'analyse objective des facteurs de risque. Composée de l'étude musculaire incluant le calcul des forces et activations musculaires, de l'étude dynamique, comprenant l'étude des couples articulaires et des forces de réaction, et de l'étude cinématique, incluant l'étude des angles articulaires et des postures. Ces critères sont en lien avec ceux déjà utilisés lors de l'évaluation ergonomique tel que les scores posturaux - tel que RULA (Rapid Upper Limb Assesment, évaluation rapide des membres supérieurs [MC93]) ou REBA (Rapid Entire Body Assesment, évaluation rapide du corps entier [HM00]) permettant de donner un score objectif d'une posture par rapport aux angles articulaires, ou les scores de chargement, tel que l'équation révisée de NIOSH (National Insitute for Occupational Safety and Health) permettant d'estimer la charge maximale admissible pour une tâche de levage. Cette étude objective est alors mis en lien avec l'étude subjective de l'interaction, établie à partir de critères ergonomiques basées soit sur l'effort tels que les échelles BPD ("Body Part Discomfort" [CB76]) et CR-10 [Bor98], visant à évaluer respectivement la gêne de chaque partie du corps et la douleur lors de la tâche. soit sur la fatigue, tels que les échelles RPE [Bor98] et NORDIC [KJK$^+$87], visant à évaluer respectivement la fatigue ressenti et à déceler des TMS. Une méthode a été proposée dans [MPD17, MGPD15, MPPD19] pour l'étude musculo-squelettique, présentée à la figure 2.8. Les trois niveaux principaux sont :

— l'étude cinématique, consistant à analyser les angles articulaires et les postures calculés à partir d'une étude de la cinématique inverse et de l'étude du mouvement ;
— l'étude dynamique, c'est à dire l'analyse des couples articulaires et des forces de réaction articulaires associés à un modèle du corps humain à partir de l'étude du mouvement et des forces externes à travers l'étude de la dynamique inverse ;
— l'étude musculaire, c'est-a-dire l'analyse de l'activation et des forces des muscles mesurées ou estimées à partir de l'étude du mouvement, de forces externes et d'EMG à travers une simulation musculo-squelettique.

Certains travaux de la littérature ont comparé des tâches virtuelles aux mêmes tâches réelles en évaluant des grandeurs biomécaniques. [MHT01] ont étudié la démarche humaine lors de la présence de pente. Ils ont comparé les résultats des 6 sujets pour la marche sur un tapis de course incliné et un tapis de course à plat avec retour haptique et visuel pour simuler la pente. Les résultats de l'analyse cinématique ont montré qu'il n'y a pas de différence significative entre le simulateur et le réel, concordant avec les résultats d'une expérience précédente portant sur l'aspect psychologique [THC00]. Une évaluation de tâches de perçage a été proposé se basant sur la comparaison de la durée d'exécution de la tâche, les efforts maximaux, le niveau d'inconfort, la fatigue et la difficulté, entre une tâche virtuelle avec différents stimuli - visuel, visuel et auditif, visuel et tactile et visuel, auditif et tactile - et réelle [HMZ$^+$11a, HZS12]. Il a été montré que ces indicateurs étaient significativement plus importants en virtuel, mais de façon moindre en augmentant le nombre de mode de stimuli. Un casque de RV a été évalué comme outil pour l'évaluation de la posture durant une tâche de pointage [RSVK19]. Trois environnements furent testés : environnement réel, virtuel avec stimulus auditif et virtuel avec stimulus visuel. Comme précédemment, la précision et la vitesse d'exécution étaient meilleures dans les tâches de pointage réelles,

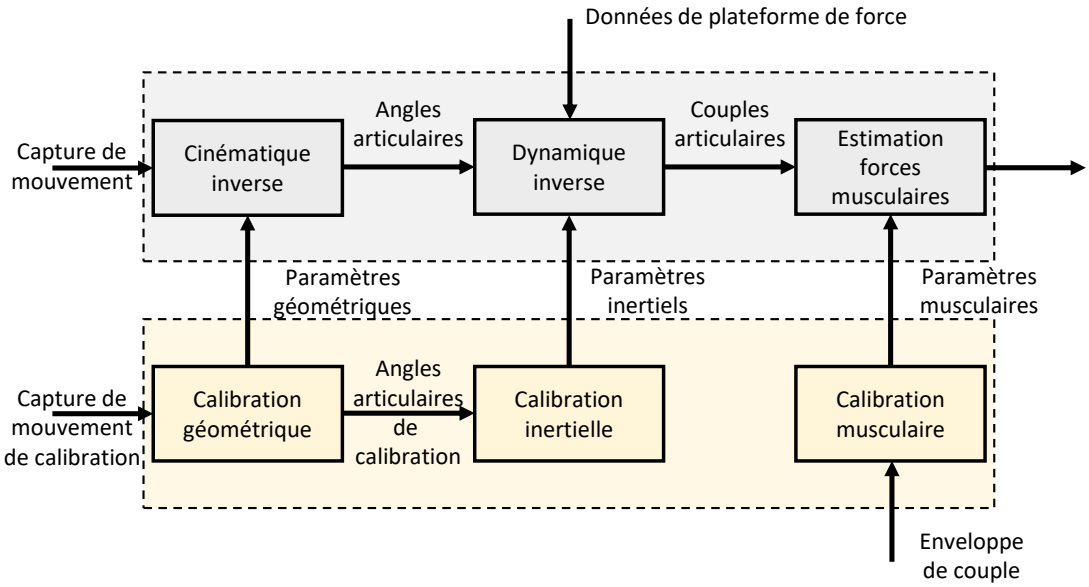

FIGURE 2.8 – Pipeline de traitement des données d'un tâche pour l'étude musculo-squelettique (selon [MPD17])

pouvant s'expliquer par la familiarité de la tâche réelle, permettant une réalisation plus aisée de celle-ci. Cependant les angles articulaires étaient similaires donnant une piste pour une application basée sur l'évaluation de la posture pour des problèmes d'accessibilité. La fatigue gestuelle de tâches de triage en environnement réel et virtuel a été évaluée objectivement et subjectivement [ALB17]. La fatigue et la durée des opérations étaient plus importantes en virtuel qu'en réel. De plus il ne semble pas y avoir de corrélation entre les résultats de fatigue objective obtenues en réel et virtuel, contrairement aux résultats de fatigue subjective, montrant que la transférabilité des résultats n'est pas acquise. Ces études se focalisent sur le premier niveau descriptif de la fidélité biomécanique, c'est-à-dire les informations cinématiques. Elles permettent ainsi d'évaluer les trajectoires angulaires et les postures mais ne permettent pas d'estimer en profondeur la biomécanique du mouvement réalisé. D'autres études ont analysé des tâches d'un point de vue biomécanique et d'évaluation ergonomique. L'influence de trois facteurs : RV ou réel, retour haptique synthétique ou réel, présence ou non d'un algorithme de rendu haptique, pour diverses tâches d'assemblage sur la réalisation de tâches d'assemblage a été étudiée d'un point de vue biomécanique [SH17b], avec notamment l'utilisation de mesures EMG. Les résultats ont montré des efforts et un temps d'exécution plus important en virtuel et notamment en interaction haptique. Les ressentis suivent les mêmes tendances. Une étude [PSB+13] a été réalisé sur l'analyse d'une tâche d'assemblage simulée en RV et en réel avec une analyse de mouvement, avec l'analyse de l'évolution du score RULA durant la tâche, l'analyse de l'activation moyenne des muscles et l'analyse du niveau d'inconfort subjectif via l'échelle RPE. Ces études ont montré que globalement la tâche en virtuel semble plus difficile et que

la transférabilité n'est pas assurée. Il y a alors une distorsion entre le ressenti utilisateur - qui trouve la tâche plus difficile - et la mesure - indiquant plutôt le contraire. Une partie de l'explication provient des ajustements posturaux nécessaires aux utilisateurs pour maintenir leur équilibre dans l'environnement virtuel tout en réalisant la tâche [SPDM15a]. Par conséquent les utilisateurs trouvent cela plus dur parce qu'en plus de devoir effectuer la tâche, ils doivent fournir un effort à cause du manque de repères sensoriels etc. En conclusion on voit d'une part que les protocoles expérimentaux sont différents d'une étude à l'autre (mesures, indicateurs, analyses) et d'autre part que les tâches évaluées sont simples et ne représentent pas l'ensemble des tâches industrielles. Enfin, il y a de grandes différences concernant les moyens d'interactions (avec ou sans retour haptique, IH de 1 à 6 degrés de liberté permettant de générer des retours d'effort faibles à élevés) et de rendu visuel (casque de RV, CAVE etc.), par conséquent il est nécessaire de définir des protocoles d'analyse de la fidélité biomécanique pour des taches réalisées en environnement virtuel orientés vers les objectifs de transférabilité évoqués ci-dessus. De surcroît il est nécessaire d'améliorer la fidélité biomécanique des moyens d'interaction. Enfin, la plupart des études réalisées afin d'évaluer la fidélité biomécanique de tâche en RV est conduite sur de petites cohortes et non représentative de la population qui est directement concernée par ces applications car les sujets sont souvent des étudiants et personnels des laboratoires.

2.4 Positionnement de la thèse

Comme évoqué dans les parties précédentes, la RV et les IH sont des outils efficaces pour permettre l'évaluation ergonomique durant la conception de poste industriel. Cependant la transférabilité des résultats de telles évaluations n'est pas encore assurée. Cette thèse se porte sur l'étude de la fidélité biomécanique de la tâche en RV, notamment de l'effet de l'interaction haptique, pour des tâches de prise et dépose d'objet de "faibles masses", c'est-à-dire de l'ordre de quelques centaines de grammes à quelques kilogrammes, qui correspond au niveau de charge courant pour des manipulations sur poste industriel [MAC99, CKC+93]. Cela représente par ailleurs l'ordre de grandeur de l'inertie des IH à retour d'effort.

Dans un premier temps, la littérature semble montrer que les modes d'interactions visuel et haptique ont des effets différents sur la fidélité biomécanique de la tâche. Or ces effets ont principalement été étudiés soit individuellement soit conjointement, cependant la grande variabilité dans les protocoles expérimentaux ne permet pas d'identifier les effets de chacun des ces deux facteurs lors d'une tâche en RV avec interaction haptique. J'ai décidé d'effectuer une évaluation multimodale de tâche de prise et dépose en RV et avec retour haptique dans le but d'étudier l'influence de ces modes d'interaction (voir figure 2.9). Les quatorze sujets (douze hommes et deux femmes) étaient amenés à effectuer des opérations de prise et dépose d'un objet entre deux cibles avec quatre différentes combinaisons de modes d'immersion et d'interaction :

— Retour visuel réel et interaction haptique réelle ;

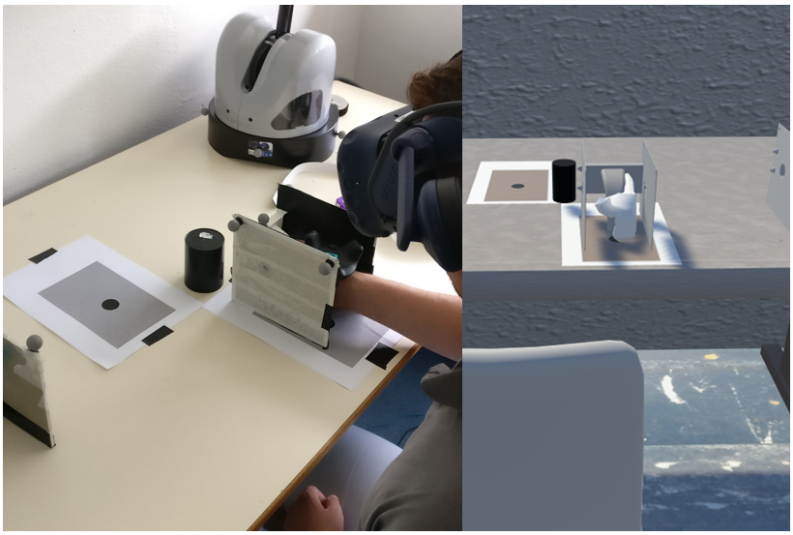

FIGURE 2.9 – Installation expérimentale de l'étude de la fidélité biomécanique d'une tâche en environnement virtuel.

— Retour visuel réel et interaction haptique synthétique ;

— Retour visuel virtuel et interaction haptique réelle ;

— Retour visuel virtuel et interaction haptique synthétique.

L'immersion en RV a été effectué grâce à un casque HTC Vive pro [8] (HTC) alors que l'interaction haptique synthétique a été obtenu par une IH Virtuose6D de Haption, une interface à six degrés de liberté permettant la génération d'un retour d'effort et un espace de travail importants (30 N en continu ; espace de travail permettant le déplacement d'objets sur plus de 1 m). Les sujets étaient équipés d'un traqueur sur la main, afin de récupérer sa trajectoire et de calculer sa vitesse, et d'un bracelet de capteurs électromyographiques sur le bras, afin d'enregistrer l'activité musculaire du biceps brachial et du triceps brachial, en fonction du niveau de virtualité. En accord avec la littérature présentée précédemment, l'interaction haptique synthétique dégrade la fidélité biomécanique de la tâche, notamment à cause de l'augmentation significative de l'effort nécessaire pour la réalisation de celle-ci, qui est un frein pour l'utilisation de ce type d'interaction pour l'évaluation ergonomique.

Par ailleurs, les méthodes de rendu haptiques sont un domaine activement étudié, cependant elles sont principalement conçues et analysées sur des systèmes ad hoc et pour des interactions à haut niveau de retour d'effort. Elles sont donc difficilement exploitables pour de l'ergonomie préventive comme présenté en introduction. Ainsi je propose une méthode de compensation basée sur modèle visant à compenser l'effet d'inertie et de frottement de l'IH afin d'en réduire les effets, car ils sont majeurs lors du déplacement de faibles masses. Un module de compensation est alors ajouté au simulateur afin d'adapter la commande de

8. HTC, Valve 2016- : https ://vive.com/

FIGURE 2.10 – Dispositif expérimental utilisé pour la conception et évaluation de la méthode de compensation basée sur modèle proposée dans ce chapitre.

retour de force de l'interface pour prendre en compte l'inertie et les frottements de celui-ci. Ce module est configuré à partir d'un modèle dynamique de l'interface, créé à partir de son modèle 3D et d'une expérience subjective. En effet comme le modèle n'a pas d'éléments concernant le frottement, je propose donc de l'ajuster grâce à une expérience où dix sujets (trois femmes et sept hommes) sont amenés à juger le réalisme et l'effort perçu de tâches de prise et dépose entre deux cibles à l'aide de l'IH par rapport à la tâche réelle pour trois différents niveaux de compensations de frottements, choisis à partir d'essais effectués en amont (voir figure 2.10). L'effort résultant des frottements dépend principalement de la vitesse, les frottements étant principalement visqueux au vu du choix de l'utilisation de roulements pour le guidage en rotation. Ainsi la tâche a dû être contrainte géométriquement, les sujets devaient réaliser des tâches de prise et dépose d'un objet entre deux cibles séparées par un obstacle, et temporellement, les sujets devaient suivre le rythme imposé par des signaux sonores indiquant l'instant de départ et d'arrivée. J'ai étudié l'interaction haptique avec ou sans l'algorithme de compensation. La compensation des frottements au niveau des deux premiers axes de rotation de l'IH (rotation de la tourelle et du bras proximal, voir figure 2.10) permet d'améliorer significativement le réalisme et l'effort perçu de la tâche. J'ai alors effectué une étude préliminaire pour évaluer l'intérêt de l'algorithme de compensation. Dix sujets (trois femmes et sept hommes) ont effectué des tâches de prise et dépose d'un objet dans les mêmes conditions que l'étude précédente. Cependant contrairement à celle-ci, différents niveaux de compensation de l'inertie et des frottements ont été testés :

— la compensation de l'inertie comprenait deux niveaux : actif ou inactif,

— la compensation des frotttements comprenait trois niveaux : inactif, actif à 50% et

actif à 100% par rapport à la valeur testée à l'expérience précédente.

De plus, afin d'approfondir l'analyse de la fidélité biomécanique de la tâche, des mesures d'électromyographie du bras à l'aide d'un bracelet muni de huit capteurs électromyographiques ont été ajoutées à l'évaluation subjective, comprenant l'évaluation du réalisme et de l'effort perçu en comparaison avec la tâche réelle équivalente. Les résultats ont cependant montré peu de différences significatives, que ce soit pour les mesures subjectives et objectives, pouvant s'expliquer par le nombre faible de sujets participant à l'expérience et par le choix de tester des niveaux de compensation insuffisamment différents.

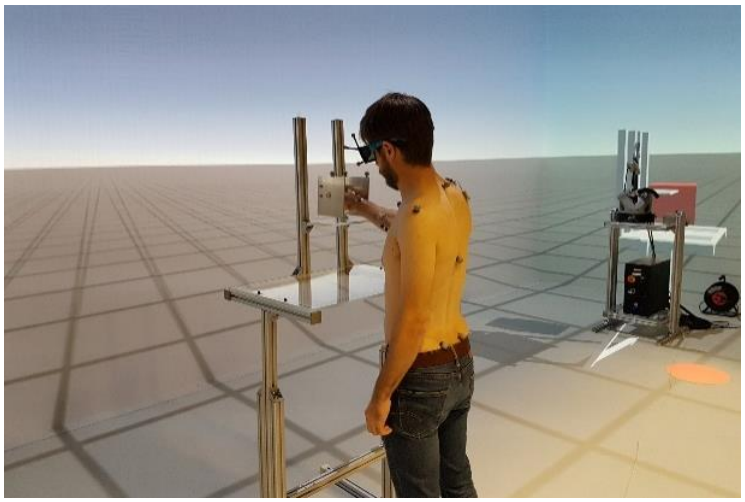

FIGURE 2.11 – Dispositif expérimental utilisé pour l'évaluation de la fidélité biomécanique de l'interaction haptique avec ou sans algorithme de compensation en environnement immersif de haute fidélité.

Enfin, je propose une évaluation plus complète de la fidélité biomécanique de l'interaction haptique synthétique - avec ou sans l'algorithme de compensation - en CAVE, un système RV de haute fidélité, par rapport à l'interaction haptique réelle (voir figure 2.11). Contrairement aux études portant sur la fidélité biomécanique de la tâche en fonction des modes d'immersion et d'interaction haptique et sur l'évaluation de l'intérêt de l'algorithme de compensation, cette expérience vise à évaluer plus finement le comportement biomécanique du sujet. Neuf sujets, deux femmes et sept hommes, ont participé à cette étude. La tâche consistait à effectuer des séries de mouvements de prises et de déposes d'objets sur trois cibles différentes pour différentes difficultés, correspondant à deux vitesses et deux masses différentes. La posture et la cinématique du sujet étaient analysées à partir de la capture de mouvement et l'activité musculaire à partir de mesures d'électromyographie. Enfin un questionnaire permettait d'évaluer le ressenti de l'utilisateur durant la tâche. Les résultats ont montré que l'amplitude des mouvements et l'activité des muscles non nécessaires à la réalisation de la tâche (amplitudes du plan d'élévation de l'épaule, de la

pronation de l'avant bras, de l'abduction du poignet et l'activité des deltoïdes antérieur et médian) étaient significativement plus faibles lors de l'interaction haptique synthétique, conjointement à l'augmentation significative de l'activité du fléchisseur de la main lorsque l'algorithme de compensation était inactif. Cependant la mesure subjective de la fatigue, mesurée à l'aide de l'échelle de l'effort perçu (RPE - Rating of Perceived Effort), n'a pas montré de différence significative durant l'étude.

Chapitre 3

Fidélité biomécanique de la simulation d'une tâche en environnement virtuel

3.1 Introduction

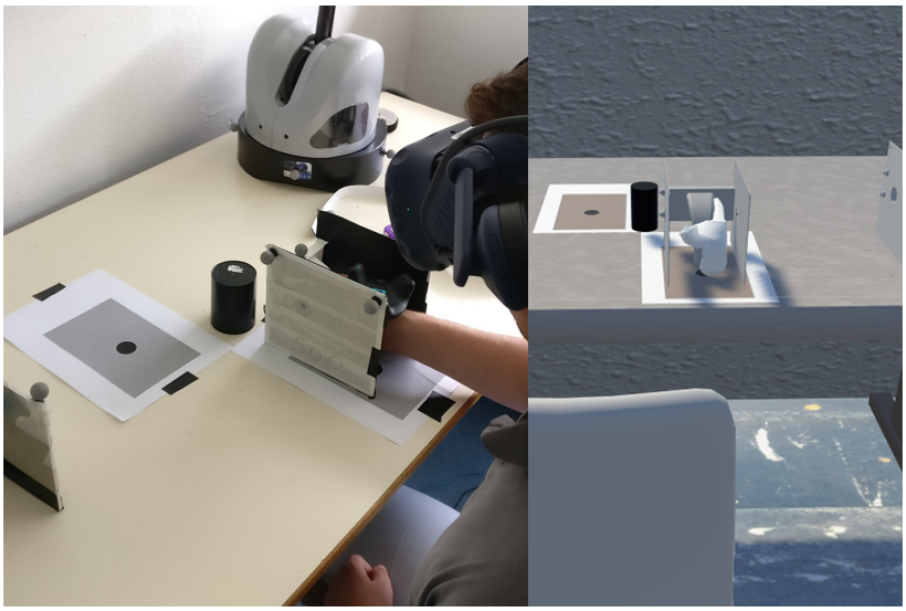

FIGURE 3.1 – Installation expérimentale de l'étude de la fidélité biomécanique d'une tâche en environnement virtuel.

Dans ce chapitre, j'aborderai l'étude de la fidélité biomécanique d'une tâche de prise et dépose d'objet en réalité virtuelle (RV) avec retour haptique comme abordé au chapitre précédent. En effet, la littérature montre que ces différents modes d'interaction et d'immersion dégradent la fidélité de l'interaction, c'est-à-dire que le visuel ainsi que l'interaction haptique n'est pas identique à la même tâche en réel. L'hypothèse est que cette altération de la tâche entraîne une altération du contrôle de mouvement de l'utilisateur, dégradant ainsi la fidélité biomécanique de la tâche. Or dans le cadre d'une utilisation pour l'évaluation ergonomique de poste de travail, la transférabilité des conclusions de cette évaluation ne seraient pas assurées. Cette étude a pour but d'effectuer une évaluation en terme biomécanique pour différents niveaux de virtualité :

— tâche réelle, servant de témoin ;
— tâche avec retour haptique synthétique ;
— tâche en RV avec un objet réel ;
— tâche en RV avec retour haptique synthétique.

L'activité musculaire du bras, principalement du biceps brachial et triceps brachial, et la trajectoire de la main ont été mesurés pour différentes difficultés de tâche afin d'évaluer les effets de l'immersion en RV et de l'interaction haptique, ainsi que le couplage de ces deux altérations, sur la fidélité biomécanique de la tâche.

3.2 Matériel et méthodes

3.2.1 Cohorte

Quatorze sujets, douze hommes et deux femmes, ont participé à cette étude après avoir donné leur consentement éclairé. Ils étaient relativement expérimentés concernant l'usage de la RV même si on note une grande disparité entre les sujets avec expérience moyenne de $3,6 \pm 2,0$ sur une échelle de Likert à sept niveaux [Lik32] (1 : n'a jamais expérimenté la RV, 7 : utilise régulièrement un dispositif de RV) et novices concernant l'utilisation d'une interface haptique (IH), avec une expérience moyenne de $2,0 \pm 1,1$ sur une échelle à 7 niveaux de Likert de sept niveaux [Lik32] (1 : n'a jamais utilisé d'IH, 7 : utilise régulièrement une IH). L'âge moyen des sujets était de $25,6 \pm 9,3$. Ils étaient tous droitiers et aucun d'entre eux n'a déclaré de troubles musculo-squelettiques au cours des six derniers mois. L'étude a été approuvée par le comité national d'éthique de l'Inria (COERLE 2017-13)

3.2.2 Tâche

La tâche choisie est une tâche simplifiée de prise et dépose d'objet (voir figure 3.2) qu'on peut trouver dans des situations industrielles. Elle consiste en dix mouvements de

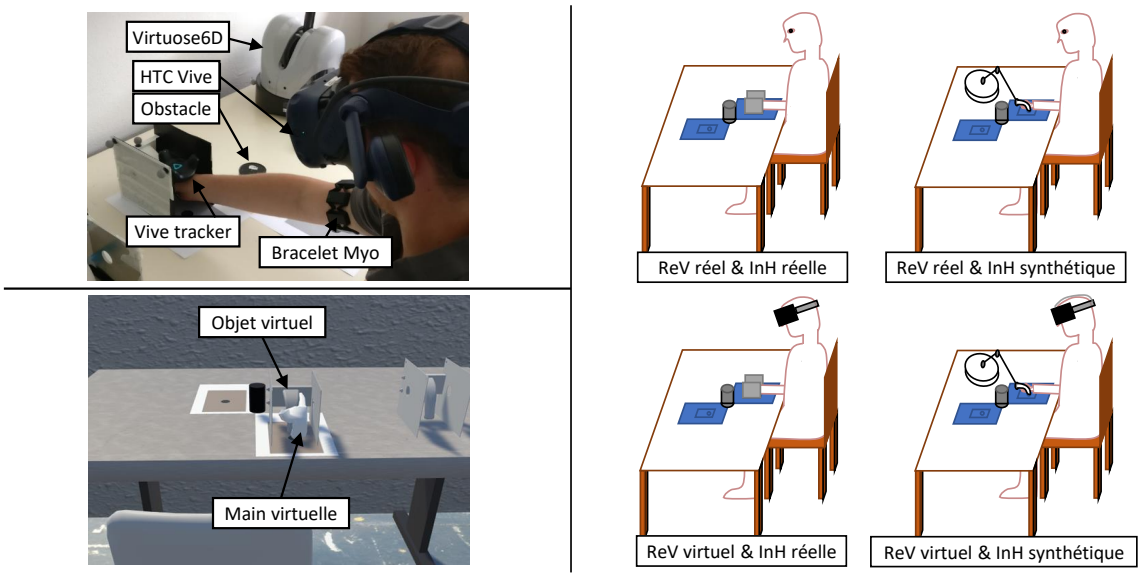

FIGURE 3.2 – En haut à gauche : Installation expérimentale avec deux cibles permettant de délimiter la zone de dépose de l'objet. Un obstacle cylindrique de 8 cm de diamètre et 10 cm de hauteur a été placé entre elles. L'IH (Virtuose6D) était placé à proximité de manière à ce que le mouvement soit dans sa zone d'accessibilité. Le sujet était équipé d'un tracker Vive pour récupérer la position et l'orientation de sa main et d'un bracelet Myo pour récupérer l'activité électromyographique des muscles fléchisseurs et extenseurs du coude. Enfin, le sujet était équipé d'un casque HTC Vive Pro pendant l'immersion virtuelle permettant la projection de la scène virtuelle. Cette scène virtuelle comprenait les mêmes éléments que la scène réelle à l'exception de l'IH avec l'ajout d'une main virtuelle co-localisée grâce au Vive Tracker (en bas à gauche). À droite : Différents niveaux de virtualité testés durant l'expérience (ReV : Retour visuel, InH : Interaction haptique).

va-et-vient d'un objet de 470 g entre deux zones cibles placées sur une table et espacées de 36,4 cm avec un obstacle cylindrique de 8 cm de diamètre et de 10 cm de hauteur placé au milieu. Chaque cible comprenait une zone rectangulaire et une zone circulaire de la taille de la base de l'objet et de la poignée. Les sujets étaient assis sur une chaise devant la table et placés de manière à avoir leur bras le long de leur corps et le coude fléchi à 90 degrés lorsque l'objet était sur la cible la plus proche.

La tâche était effectuée à trois rythmes successivement : lent, moyen et rapide (respectivement $1,5$, 1 et $0,7$ secondes pour réaliser le mouvement de prise et dépose) dans le but de varier la difficulté de la tâche. Afin d'imposer le rythme au sujet, un signal sonore était émis pour la prise et la dépose de l'objet. Une pause de 1 seconde était effectuée entre chaque mouvement et une pause de 5 secondes entre chaque changement de vitesse, soit une durée de 69 secondes par série de 30 va-et-vient.

Avant le début de l'expérience, les sujets disposaient de deux essais d'entraînement, un essai avec un retour visuel/objet réel et un essai avec un retour visuel/objet virtuel pour s'habituer aux différents rythmes à suivre et à l'utilisation du casque de RV et de l'IH. Les essais ont été effectués deux fois par combinaison de modes de retour visuel (ReV) et d'interaction haptique (InH) : interaction avec un objet réel sans casque de RV, interaction avec un objet réel avec un casque de RV, interaction avec une IH sans casque de RV et interaction avec une IH avec un casque de RV. La figure 2 montre les quatre différentes combinaisons de VF et HIn. En résumé, le sujet doit effectuer des séquences à hauteur de quinze mouvements de va-et-vient (30 répétitions de prise dépose) pour un total de 240 répétitions de prise dépose.

Au cours de l'expérience, l'ordre des différents niveaux de virtualité a été randomisé. Cependant, les conditions de vitesse ont été systématiquement réalisées du plus lent au plus rapide pour toutes les conditions. Les facteurs inter-sujets sont résumés dans le tableau 3.1.

Enfin les sujets avaient quelques minutes avant le début de l'expérience pour pouvoir tester l'immersion virtuelle et l'interaction haptique.

Facteurs	**Niveaux**
Interaction haptique (InH)	Réelle Synthétique
Retour visuel (ReV)	Réel Virtuel
Rythme (R)	Lent Moyen Rapide

TABLE 3.1 – Facteurs inter-sujets

3.2.3 Installation

Objet manipulé

L'objet manipulé a été conçu sur le logiciel de CAO Solidworks2018 [1] (Dassault Systèmes). Il est composé d'une poignée réalisée en impression 3D et de deux plaques d'acier boulonnées à celle-ci. Afin de réduire les biais liés à la prise en main de l'objet, la poignée est une reproduction de la poignée de l'IH réalisé par impression 3D (voir figure 3.3). L'objet a été conçu afin d'avoir son centre de masse au centre de la poignée et d'avoir une inertie en rotation quasiment uniforme tout en limitant les produits d'inertie permettant

1. Dassault Systèmes 1995- : https ://www.solidworks.com/

d'obtenir un objet se comportant comme une sphère centrée sur le centre de la poignée, dans le but de simplifier les sensations des effets d'inertie.

Matrice d'inertie de l'objet manipulé :

$$I_{objet} = \begin{bmatrix} 2,8.10^{-3} & -3,1.10^{-4} & 0 \\ -3,1.10^{-4} & 2,3.10^{-3} & 0 \\ 0 & 0 & 2,0.10^{-3} \end{bmatrix} \text{ en kg m}^{-2}$$

FIGURE 3.3 – À gauche : Modèle 3D de l'objet réalisé avec le logiciel de CAO Solidworks, le centre de masse est représenté par le repère violet. À droite : Poignée de l'IH.

Environnement Virtuel

L'environnement virtuel a été conçu et mis en œuvre dans Unity3D 5.6.1 [2] (Unity technologies), plateforme de développement en 3D temps réel mettant à disposition de nombreux outils pour la réalisation et l'exécution d'environnement virtuel, avec notamment la présence d'un moteur physique gérant les calculs de dynamique et la gestion des collisions. L'environnement virtuel a été conçu afin d'imiter l'environnement réel - à l'exception de la représentation de l'IH. Les représentations 3D de l'objet manipulé ont été importées à partir de la maquette numérique utilisée pour fabriquer l'objet réel. L'environnement virtuel a été utilisé à la fois pour le retour visuel virtuel et pour les calculs liés à la manipulation de l'objet via interaction haptique synthétique. Notamment, les frottements entre l'objet

2. Unity Technologies 2015- : https ://unity.com/

et la table ont étés implémentés comme des frottements de Coulomb avec les coefficients habituels de friction bois/acier : 0,5 de frottements statiques et 0,5 de frottements dynamiques. La scène virtuelle avait une fréquence d'exécution de 250Hz. L'immersion dans l'environnement virtuel a été réalisé grâce à un casque de RV HTC Vive pro [3] (HTC) et au plugin SteamVR, permettant d'assurer la compatibilité entre Unity3D et l'HTC Vive Pro. Ce casque de RV est muni de deux écrans AMOLED de 3,5 pouces à 90Hz, une résolution de 1440x1600 et un champ de vision de 110 °, permettant de couvrir une grande majorité des 114 ° du champ visuel humain [HR+95]. Deux caméras infrarouges permettent le suivi du casque et de la main du sujet grâce au Vive Tracker (Vive) et assure ainsi leur colocalisation dans l'environnement virtuel, permettant de même la représentation de l'objet réel dans la scène virtuelle.

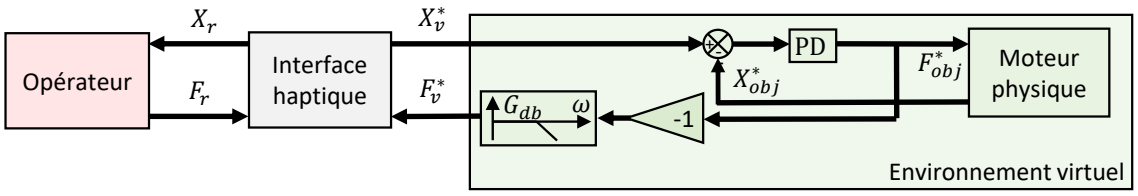

FIGURE 3.4 – Schéma fonctionnel détaillé de l'interaction haptique. L'utilisateur final interagit avec l'IH en déplaçant l'organe terminal de position X_r. La position X_v^* est alors calculée à partir de la mesure de l'angle de chaque articulation de l'IH puis envoyée à l'environnement virtuel. Cette position est alors couplée à la position de l'objet manipulé dans la scène par un ressort-amortisseur virtuel (couplage proportionnel dérivé), permettant le calcul de l'effort F_{obj}^*, appliqué à l'objet virtuel via le moteur physique. Cet effort est alors filtré par un filtre passe-bas et envoyée à l'IH. Enfin, la force est transmise à l'utilisateur via la motorisation de l'IH.

Interface haptique

L'interaction haptique synthétique a été obtenue grâce à un Virtuose 6D 35-45 High Force [4] (Haption), une IH en impédance à six degrés de liberté pouvant fournir une force continue de 30 N et un couple continu de 1,4 N m avec une fréquence d'échantillonnage de 1kHz. Un couplage entre l'IH et le moteur physique a été réalisé car ce dernier fonctionnait en admittance. Ce couplage a été assuré par un ressort-amortisseur virtuel (proportionnel dérivé) (voir figure 3.4) de 250 $\mathrm{N\,m^{-1}}$ et 25 $\mathrm{N\,m\,rad^{-1}}$ de raideur et de 15 $\mathrm{N\,s\,m^{-1}}$

3. HTC, Valve 2016- : https ://vive.com/
3. Vive Tracker, Vive 2018 : https ://www.vive.com/fr/vive-tracker/
4. Haption 2001- : https ://www.haption.com/

et 1 $\mathrm{N\,m\,s\,rad^{-1}}$ d'amortissement. Ce réglage a été obtenu à partir d'essais préliminaires et d'une expérience pilote, permettant d'assurer une interaction stable sans trop dégrader la transparence. Ce couplage était actualisé à la fréquence d'échantillonnage de l'environnement virtuel soit à 250 Hz, fréquence de calcul de la scène virtuelle, en raison de la limitation de puissance de calcul.

Enregistrements

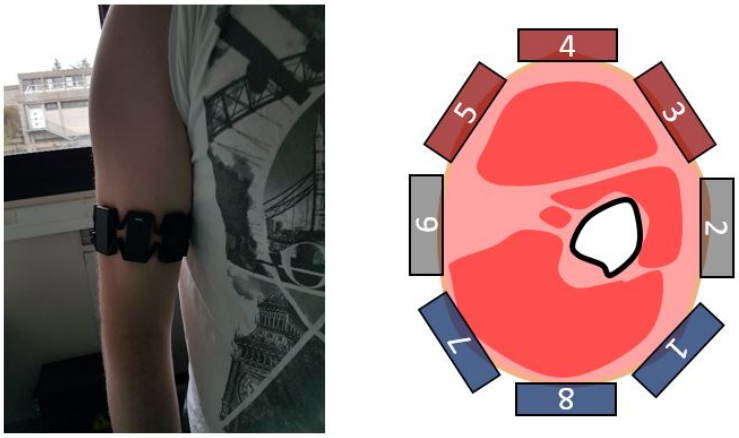

FIGURE 3.5 – Position du brassard Myo sur le bras du sujet (à gauche) et disposition des paires d'électrodes autour de la section du bras (à droite). Le brassard Myo, composé de 8 paires d'électrodes EMG, a été placé sur le bras du sujet à un tiers de la distance entre l'epicondyle latéral et l'acromion. La paire d'électrodes 4, munie d'une diode électromuniscente, servait de référence et était toujours placée sur le biceps brachial. L'activation musculaire moyenne du biceps brachial (AMAb) a été obtenue en faisant la moyenne des mesures des paires d'électrodes 3-4-5 (paires d'électrodes rouges), ainsi que l'activation musculaire moyenne du triceps brachial (AMAt) avec les paires d'électrodes 7-8-1 (paires d'électrodes bleues).

L'activité musculaire du haut du bras, notamment l'activité du biceps brachial et du triceps brachial, a été enregistrée durant la tâche avec un brassard Myo (Thalmic Labs). Initialement prévu pour contrôler des applications d'ordinateur à l'aide de mouvements et contractions musculaires, le kit de développement proposé par le constructeur permet d'utiliser le brassard élastique Myo comme un système de capteurs électromyographiques (EMG) à faible coût composé de 8 capteurs EMG échantillonnés à 200Hz et dont la tension électrique est codée sur un octet signé (valeurs compris en -128 et 127). Ce brassard était placé à un tiers de la distance entre l'épicondyle latéral et l'acromion (voir Fig. 3.5).

4. Brassard Myo, Thalmic Labs 2014-2018 : https ://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/203398347-Getting-started-with-your-Myo-armband

Le mouvement de la main a été capturé avec un Vive Tracker placé sur le dos entre les deux premiers métacarpiens, permettant également de colocaliser l'objet réel dans l'environnement virtuel. La position et l'orientation Vive Tracker sont repérées dans l'espace grâce aux deux caméras infrarouges du système RV. La position de la main enregistrée par le tracker est échantillonnée à 60 Hz avec une précision de 5mm [NLL17].

À la fin de l'expérience, les sujets ont répondu à un questionnaire comprenant des éléments sur l'interaction haptique et des éléments du questionnaire de présence Witmer-Singer [WS98], sur une échelle de Likert à 7 points [Lik32].

3.2.4 Indicateurs

L'objectif de cette étude est d'évaluer la fidélité biomécanique de tâche à différents niveaux de virtualité. Les indicateurs choisis permettent d'en évaluer deux niveaux :

— le niveau musculaire, grâce à la mesure EMG du bracelet Myo permettant d'estimer l'activité musculaire des muscles fléchisseur et extenseur du coude durant la tâche ;

— et le niveau cinématique, grâce à la mesure de la position de la main par le Vive Tracker permettant l'étude des trajectoires et des vitesses de celle-ci.

Musculaire : Activations Musculaires Moyennes

Les activations musculaires moyennes (AMM) permet d'estimer l'effort moyen des muscles considérés durant la tâche [Bur10]. L'effort musculaire est un indicateur souvent utilisé lors de l'évaluation ergonomique [LJL00]. Ainsi il est donc important que l'activité musculaire soit comparable entre la tâche en environnement virtuel et en environnement réel pour assurer le transfert des conclusions de l'évaluation ergonomique réalisée en RV à la situation réelle. Les activations musculaires moyennes du biceps brachial (AMMb) et du triceps brachial (AMMt) ont été évaluées en moyennant la mesure des 3 paires d'électrodes du brassard Myo placées sur le biceps brachial et des 3 placées sur le triceps brachial (voir Fig. 3.5). Les activations musculaires du biceps brachial et du triceps brachial donnent une image relativement fidèle de l'activité des muscles fléchisseurs et extenseurs du coude, principale mobilité lors du mouvement de prise et dépose d'objet, pour comparer l'effort nécessaire pour la réalisation de la tâche dans différentes conditions. Pour calculer ces indicateurs, la composante affine des signaux des électrodes a été supprimée, puis les signaux traités ont été filtrés avec un filtre de moyenne quadratique avec une fenêtre fixée à 200 ms selon les recommandations de ABC of EMG [Kon05]. Enfin les moyennes des signaux filtrés des trois électrodes placées sur le biceps brachial et respectivement des trois électrodes placées sur le triceps brachial ont été réalisées pour les dix mouvements de prise et dépose de chaque essai afin d'obtenir les activations musculaires moyennes du biceps brachial et du triceps brachial.

Cinématique : Trajectoire et vitesse de la main

Les trajectoires de la main ont été étudiées dans leur plan moyen suivant quatre indicateurs, comme le montre la figure 3.6. Le plan moyen a été obtenu par la méthode des moindres carrés.

Dans un premier temps, pour estimer la variabilité spatiale des trajectoires de prise et de dépose de chaque essai, la distance moyenne de chaque relevé de la position de la main par rapport à leur plan moyen (DMP) a été étudiée. La variabilité spatiale est la composante de la variabilité du contrôle moteur observable dans l'espace de la tâche, et il est pertinent de comparer cette variabilité pour les différentes conditions pour comprendre comment l'interaction haptique et l'immersion RV impactent le contrôle du mouvement. En effet, cette variabilité sera influencée par les principaux processus du contrôle pour la réalisation de la tâche - planification, correction par exemple, ainsi que par la familiarité du sujet avec la tâche et l'environnement [LSS02, SPDM15c, SPDM15a, RSVK19]. Dans cette étude, la distance des trajectoires par rapport à leur plan moyen est supposée être une mesure pertinente de cette variabilité.

Dans un deuxième temps, la longueur totale (LTT) de la trajectoire de la main au cours de chaque essai a été calculée à partir d'une interpolation linéaire entre les enregistrements de la position du Vive Tracker projetés dans le plan moyen. La longueur totale de la trajectoire est censée être représentative de la dépense énergétique associée à la tâche, un trajet plus court signifiant une dépense énergétique plus faible, et est à mettre en lien avec la distance de dépose de l'objet, à la hauteur d'évitement de l'obstacle et du choix de stratégie d'évitement de l'obstacle. Ainsi la distance moyenne de prise et dépose (DM), c'est-à-dire la distance moyenne entre les positions de départ et d'arrivée de l'objet sur le plan de travail des dix mouvements de prise et dépose, et la hauteur moyenne d'évitement (HME) ont été calculées pour chaque essai. Ces indicateurs sont particulièrement intéressants pour évaluer les différences de perception des distances entre l'environnement réel et virtuel.

Enfin, la vitesse maximale moyenne (VMM) a été calculée. Les composantes de la position de la main ont été filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas avec une fréquence de coupure de 10Hz pour supprimer notamment le bruit dû aux erreurs de mesure et à l'échantillonnage du Tracker. La vitesse de la main pendant la tâche est alors obtenue par une différentiation numérique de sa position filtrée. La vitesse maximale moyenne est censée être une mesure pertinente de l'efficacité avec laquelle la tâche est effectuée (plus la vitesse est élevée, plus la tâche est efficace).

3.2.5 Traitement statistique

Le mode de retour visuel (réel ou virtuel), le mode d'interaction haptique (réel ou synthétique) et la vitesse (lente, moyenne ou rapide) ont été introduits comme facteurs dans

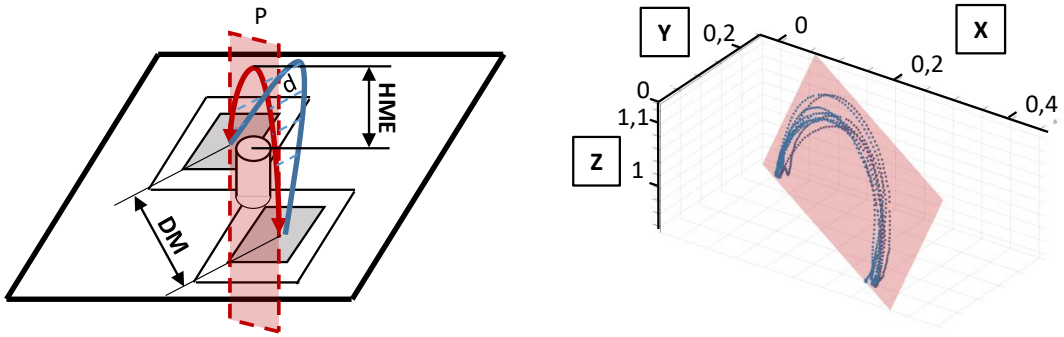

FIGURE 3.6 – Trajectoire d'un mouvement de prise et dépose (ligne bleue) projetée sur le plan moyen P obtenu à partir des 10 répétitions d'un essai donné (ligne rouge). La distance moyenne sur le plan (DMP) a été calculée à partir de la moyenne de chaque distance (d). La distance moyenne (DM) et la hauteur moyenne d'évitement (HME) sont également représentées.

une analyse de la variance des variables dépendantes présentées précédemment (AMMb, AMMt, DMP, LT, DM, HME et AMS). Le niveau de confiance a été ajustée par une correction de la sphéricité de Greenhouse-Geisser [GG59]. Le niveau de confiance a été fixé à $p < 0{,}05$. Cette analyse de la variance a été réalisée en supposant que les données suivaient une distribution normale. Cette condition n'a pas été entièrement remplie et a entraîné une erreur de type II, c'est-à-dire que de possibles effets significatifs n'ont pas pu être détectés. Pour éviter cette limitation, seules les différences significatives signalées ont été discutées et étudiées suivant un test post hoc de DSH (différence significative honnête) de Tukey [Tuk53].

3.3 Résultats

3.3.1 Indicateurs objectifs

Activations musculaires

Selon le tableau récapitulatif des résultats de l'analyse de la variance (Tableau 3.2), l'activation musculaire moyenne du biceps brachial, correspondant au muscle impliqué principalement dans la réalisation de la tâche (lever de l'objet et au déplacement de retour), augmente avec le rythme (+17% de faible à moyen ; +14% de moyen à élevé). De plus, l'activation musculaire moyenne est plus élevée lors des tâches avec le retour visuel virtuel (+6%) et avec l'interaction haptique synthétique (+5%), par rapport aux conditions réelles. Ces différences diminuent avec l'augmentation du rythme. En effet, l'augmentation de l'activation musculaire moyenne entre le retour visuel réel et virtuel est de 10,3%

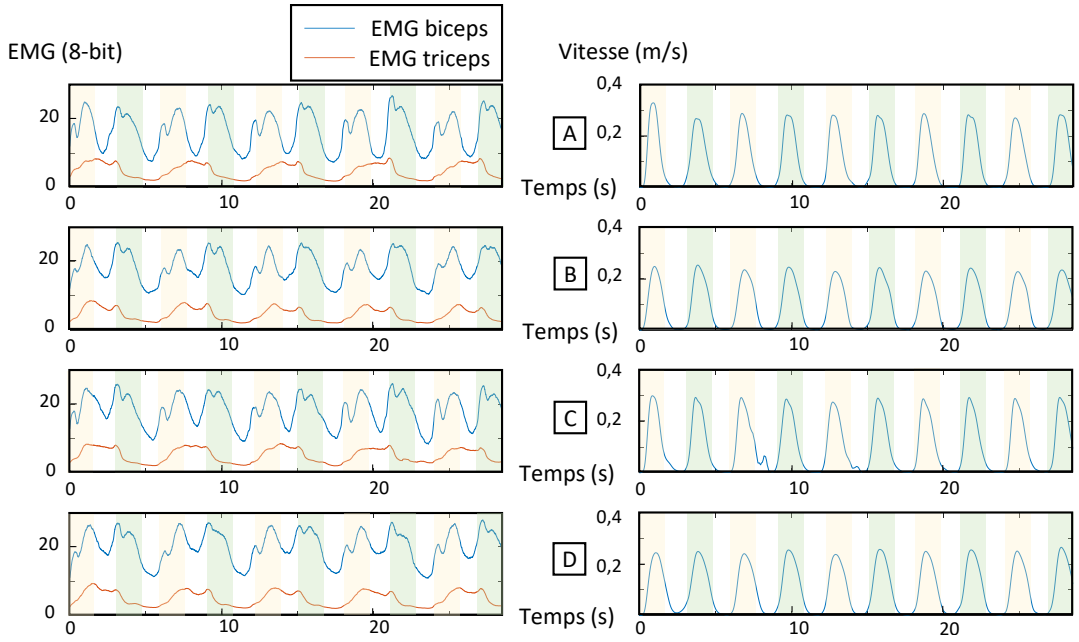

FIGURE 3.7 – Courbes moyennes des données EMG (à gauche) et de la vitesse de la main (à droite) pour les différents niveaux de virtualité au rythme lent (A : tâches avec retour visuel réel et interaction haptique réelle, B : tâches avec retour visuel réel et interaction haptique synthétique, C : tâches avec retour visuel virtuel et interaction haptique réelle et D : tâche avec retour visuel virtuel et interaction haptique synthétique). Zone jaune : phase d'aller, zone verte : phase de retour, zone blanche : phase de repos.

(valeur-p de $4,8.10^{-4}$) pour le rythme lent, 5,5% (valeur-p de $9,5.10^{-3}$) pour le rythme moyen et de 2,7% (valeur-p de $7,5.10^{-2}$) pour le rythme rapide. Concernant la différence entre l'interaction haptique réelle et synthétique, l'augmentation est de 11,2% (valeur-p de $7,2.10^{-4}$) pour le rythme lent, 5,2% (valeur-p de $6,5.10^{-2}$) pour le rythme moyen et de 4,5% (valeur-p de $1,1.10^{-1}$) pour le rythme rapide.

Comme l'activation musculaire moyenne du biceps brachial, celle du triceps brachial est plus importante lors de la tâche avec le retour visuel virtuel (+36%) et avec un rythme plus élevé (+11% de faible à moyen ; +24% de moyen à élevé), ce qui correspond à une co-contraction musculaire plus importante pendant la tâche.

La figure 3.7 montre l'évolution moyenne pour chaque niveau de virtualité des activations musculaires du biceps brachial et du triceps brachial durant la tâche. Même si les amplitudes des activations musculaires présentent des différences significatives entre les différentes conditions, leur évolution est très similaire. En effet la corrélation moyenne entre les tâches virtuelles et réelles est de 99,0%. De plus, la corrélation ne varie pas significativement en fonction du niveau de virtualité, étant de 99,2% avec le retour visuel virtuel ou avec l'interaction haptique synthétique et de 98,7% avec la tâche entièrement virtuelle. De

Facteurs	**Indicateurs**						
	AMMb 8-bit	**AMMt** 8-bit	**DMP** mm	**LT** cm	**DM** mm	**HME** mm	**VMM** $m\,s^{-1}$
InH							
p	**2,6e-2***	1,8e-1	8,9e-1	**6,8e-3***	6,6e-1	**3,5e-3***	**3,8e-5***
Réelle	$19,2 \pm 2,3$	$6,5 \pm 0,7$	$6,3 \pm 1,0$	665 ± 28	338 ± 4	107 ± 9	$0,39 \pm 0,01$
Synthétique	$20,2 \pm 2,3$	$6,6 \pm 0,3$	$5,4 \pm 0,2$	595 ± 13	339 ± 5	82 ± 6	$0,33 \pm 0,01$
ReV							
p	**1,2e-3***	**1,6e-2***	3,9e-1	**5,4e-4***	4,8e-1	**3,9e-5***	1,5e-1
Réel	$19,1 \pm 2,2$	$5,0 \pm 0,6$	$6,3 \pm 0,3$	615 ± 19	337 ± 5	88 ± 7	$0,35 \pm 0,01$
Virtuel	$20,3 \pm 2,3$	$6,8 \pm 0,6$	$6,1 \pm 0,9$	645 ± 20	339 ± 5	101 ± 7	$0,36 \pm 0,01$
Rythme							
p	**3,2e-7***	**6,1e-5***	3,7e-1	**7,2e-5***	**3,2e-4***	**1,8e-6***	**1,2e-3***
Lente	$16,9 \pm 2,1$	$4,5 \pm 0,6$	$7,0 \pm 0,9$	661 ± 24	358 ± 2	106 ± 8	$0,34 \pm 0,02$
Moyen	$19,7 \pm 2,3$	$5,0 \pm 0,6$	$6,1 \pm 0,3$	628 ± 20	347 ± 4	98 ± 7	$0,35 \pm 0,01$
Rapide	$22,4 \pm 2,5$	$6,2 \pm 0,7$	$6,5 \pm 0,3$	601 ± 15	310 ± 10	80 ± 6	$0,38 \pm 0,01$
InH.ReV							
p	1,0e-1	2,6e-1	1,5e-1	5,8e-1	9,1e-1	1,0e-1	5,2e-1
InH.R							
p	1,4e-1	8,6e-2	2,3e-1	8,4e-1	3,4e-1	1,5e-1	2,3e-1
ReV.R							
p	**1,6e-2***	3,0e-1	1,7e-1	**7,1e-3***	3,1e-1	**3,4e-2***	5,5e-1

TABLE 3.2 – Résultats de l'analyse de la variance et des moyennes marginales par rapport au mode d'interaction haptique (InH), au mode de retour visuel (ReV) et au rythme (R). Les différences significatives ($p < 0,05$, ajusté par une correction de sphéricité de Greenhouse-Geisser) sont soulignées en gras et marquées d'un astérisque (*)

plus on vérifie bien que l'activation musculaire du biceps brachial est plus élevée durant les phases de mouvement. Enfin l'activation musculaire du triceps brachial est élevée principalement lorsque l'objet est proche de la cible la plus éloignée (fin du mouvement aller, phase de repos et début du mouvement retour).

Trajectoire et cinématique de la main

La distance moyenne au plan moyen de la trajectoire ne dépend pas des différents facteurs, d'une valeur moyenne entre les différentes conditions de 6 ±6 mm.

La longueur totale de la trajectoire dépend de manière significative du niveau d'immersion, de l'interaction et du rythme. En effet, la longueur totale diminue avec le rythme (-5% de lent à moyen ; -4% de moyen à rapide) et l'interaction haptique synthétique (-11%), mais elle augmente avec le retour visuel virtuel (+5%). Enfin la différence de longueur totale tend à diminuer avec l'augmentation du rythme, étant de +6,5% (valeur-p de $1,1.10^{-4}$)

au rythme lent, de +4,3% (valeur-p de $1,8.10^{-3}$) au rythme moyen et de +3,0% (valeur-p de $2,9.10^{-2}$) au rythme rapide.

La distance moyenne de dépose de l'objet ne dépend que du rythme, diminuant avec l'augmentation de celui-ci (-3% de lent à moyen ; -11% de moyen à rapide). Au rythme lent, la distance moyenne est proche de la distance entre les cibles quelque soit le niveau de virtualité (35,8 cm pour la distance moyenne des poses contre 36,4 cm pour la distance entre les cibles, soit une erreur de 1,6%). L'erreur de la précision de dépose de l'objet est de 4,7% au rythme moyen et de 14,8% au rythme rapide.

La hauteur d'évitement moyen dépend de manière significative du type d'interaction et surtout du type d'immersion et du rythme. Elle est plus faible lors d'une interaction haptique (-23%) et d'un rythme plus élevé (-8% de lent à moyen ; -22% de moyen à rapide), mais elle est plus élevée lors des tâches avec retour visuel virtuel (+15%). Cependant, cette différence diminue avec l'augmentation du rythme, étant de 15,9% (valeur-p de $4,6.10^{-5}$) au rythme lent, de 14,3% (valeur-p de $1,9.10^{-4}$) au rythme moyen et de 12,5% (valeur-p de $1,0.10^{-3}$) au rythme rapide.

La vitesse maximale moyenne de la main dépend de manière significative du type d'interaction, de l'immersion et du rythme. Elle augmente avec le rythme (+3% de faible à moyen ; +9% de moyen à élevé) et lors des tâches avec retour visuel virtuel (+3%), mais diminue lors des tâches avec interaction haptique synthétique (-9%). La figure 3.7 présente montre l'évolution moyenne pour chaque niveau de virtualité de la vitesse de la main durant la tâche. Même si les vitesses maximales différent significativement en fonction des niveaux de virtualité, la forme des courbes de vitesse est similaire, avec une corrélation moyenne de 98,9% entre les tâches présentant au moins un mode virtuel et la tâche réelle. En effet, on remarque la forme en cloche des courbes de vitesses, similaire à celles retrouvées lors des tâches de pointage [TMSB07].

3.3.2 Résultats subjectifs

Seuls les résultats subjectifs les plus pertinents ont été rapportés dans le tableau 3.3, parmi le questionnaire complet proposé aux sujets. Les résultats ont montré que l'amplitude de la tâche était adaptée à l'IH utilisée, en effet ses butées mécanique ne perturbait pas les sujets dans leur mouvement ($1,79 \pm 1,72$). De plus, le retour de force semblait réaliste ($4,07 \pm 1,00$) et le rendu de sensation du contact entre l'objet virtuel manipulé et son environnement ne perturbait pas les sujets ($1,71 \pm 1,59$). Cependant, la manipulation de l'objet par l'IH semblait être plus difficile que la manipulation réelle ($4,00 \pm 0,68$). La co-localisation des éléments sur la scène semblait être assez bonne (main : $5,00 \pm 1,47$ objet réel : $4,64 \pm 1,65$ et objet virtuel (dispositif haptique) : $5,93 \pm 1,07$) et les sujets ont trouvé que le rendu de la scène virtuelle était très bon ($5,79 \pm 1,12$) sans aucun retard perceptible ($1,43 \pm 0,65$). Dans l'ensemble, les sujets ont évalué l'immersion virtuelle à un niveau de présence et de fidélité satisfaisant. En effet leurs interactions en RV leur paraissaient

Questions	Moyenne	Écart type
Le retour d'effort vous paraissait-il réaliste (0 : pas du tout réaliste, 6 : très réaliste) ?	4,07	1,00
Avez-vous été gêné par les butées de l'interface au cours de la manipulation ? (0 : pas du tout gêné, 6 : très gêné)	1,79	1,72
Avez-vous été gêné par le rendu haptique du contact ? (0 : pas du tout gêné, 6 : très gêné)	1,71	1,59
Comment quantifierez-vous la difficulté de déplacer l'objet par l'interface haptique par rapport à l'objet réel (0 : beaucoup plus facile, 6 : beaucoup plus difficile)	4,00	0,68
Le niveau de rendu de la scène virtuelle est-il de bonne qualité ? (cohérence) (0 : très mauvais, 6 : excellent)	4,79	1,12
Avez-vous senti du délai entre vos mouvements effectués et ceux dans l'environnement virtuel ? (0 : aucun, 6 : beaucoup)	0,43	0,65
À quel point votre expérience dans l'environnement virtuel semblait compatible avec l'environnement réel ? (0 : pas du tout compatible, 6 : très compatible)	3,79	1,19
À quel point vos interactions avec l'environnement paraissaient naturelles ? (0 : pas du tout naturelles, 6 : très naturelles)	4,50	1,02
Vous êtes-vous rapidement accommodé à l'environnement virtuel ? (0 : lentement, 6 : rapidement)	5,64	0,63
Votre main semble-t-elle bien localisée dans la scène virtuelle ? (0 : très mauvais, 6 : excellent)	4,00	1,47
L'objet réel semble-t-il bien localisé dans la scène virtuelle ? (0 : très mauvais, 6 : excellent)	3,64	1,65
L'objet virtuel semble-t-il bien localisé dans la scène virtuelle par rapport à l'interface haptique ? (0 : très mauvais, 6 : excellent)	4,93	1,07
Avez vous préférez interagir avec l'interface haptique avec retour visuel réel (6) ou virtuel (0) ?	1,93	1,73
Avez vous préférez déplacer l'objet réel avec retour visuel réel (6) ou virtuel (0) ?	4,79	1,63

TABLE 3.3 – Extrait des réponses au questionnaire concernant l'interaction haptique et l'immersion virtuelle

naturelles ($4,50 \pm 1,02$), ils se sont accommodés rapidement à l'environnement virtuel ($5,64 \pm 0,63$), et leur expérience dans l'environnement virtuel leur semblait modérément compatible avec l'environnement réel ($3,79 \pm 1,19$). Enfin, ils ont préféré avoir un retour visuel virtuel lors de l'interaction avec le retour haptique ($2,93 \pm 1,73$; 1 : retour visuel réel, 6 : retour visuel virtuel) et ont préféré avoir un retour visuel réel lors de l'interaction avec l'objet réel ($5,79 \pm 1,63$).

3.4 Discussion

Dans l'ensemble, les résultats montrent des différences significatives entre les niveaux de virtualité en termes d'activations musculaires, de trajectoire et de cinématique. Comme prévu, l'interaction haptique synthétique et le retour visuel virtuel ont modifié de manière significative la tâche de prise et de dépose de l'objet.

L'augmentation du rythme a conduit à une augmentation des effets d'inertie, donc la force nécessaire pour déplacer l'objet était plus importante. De plus, selon [SSGO01, LJS98], pour effectuer une tâche précise à un rythme plus élevé, il est nécessaire d'augmenter la rigidité des articulations en augmentant la co-contraction musculaire. Ces observations expliquent l'augmentation de l'activation des deux groupes musculaires (fléchisseur et extenseur du coude) concernant la vitesse de mouvement. D'autre part, l'augmentation du rythme a diminué la précision du mouvement réduisant la distance moyenne entre les positions de départ et d'arrivée du déplacement de l'objet et la hauteur d'évitement de l'obstacle [WM83], entraînant une diminution de la longueur totale du mouvement. Par ailleurs, les sujets ont eu parfois des difficultés à effectuer la tâche au rythme rapide, ce qui entraîne des trajectoires plus courtes.

L'utilisation d'une IH a entraîné une augmentation de l'activité musculaire du biceps brachial, qui est le muscle principalement impliqué dans la réalisation de la tâche. Cela peut s'expliquer par le fait que le sujet doit fournir un effort pour déplacer à la fois l'objet virtuel et l'IH [SH17b], concordant avec les réponses au questionnaire. Ainsi les effets d'inertie et du frottement de la poignée IH s'ajoutent aux effets d'inertie de l'objet. De plus, la sensation d'effort pendant la tâche est plus importante lors de l'utilisation du IH, concordant avec la littérature [HPD17]. D'autre part, l'interaction haptique synthétique a conduit à une diminution de la hauteur d'évitement, entraînant ainsi une diminution de la longueur totale de la trajectoire TL. Cela pourrait s'expliquer d'une part par le fait que la poignée de l'IH a une dimension verticale plus faible que l'objet, entraînant la possibilité d'avoir une trajectoire plus proche de l'objet. Cependant, il n'y a pas de différence significative entre l'interaction haptique synthétique avec un retour visuel réel et virtuel, ce qui déprécie cette hypothèse. D'autre part, l'inexpérience du sujet avec l'IH peut avoir conduit à entraver l'utilisation de tout l'espace accessible par cette dernière. En outre, l'augmentation de l'effort induit par l'utilisation d'une IH peut avoir provoqué les changements observés dans la trajectoire du mouvement, modifiant la stratégie de contrôle de mouvement pour permettre la diminution de la longueur de la trajectoire en diminuant les marges de sécurité, expliquant de même la vitesse maximale plus faible avec l'IH.

Enfin, le retour visuel virtuel a entraîné une augmentation de la longueur de la trajectoire, avec une augmentation significative de la hauteur d'évitement des obstacles. Ceci est notamment dû à l'erreur de perception de l'espace en RV et aux erreurs de co-localisation entre l'environnement réel et virtuel, concordant avec les réponses au questionnaire. Selon [LDSFF92, GNP+10, IRA06], la perception de la distance en environnement virtuel est

comprimée de sorte que les sujets ont tendance à augmenter la marge de sécurité avec l'obstacle. L'augmentation de l'activité du triceps brachial par rapport à celle du biceps brachial est plus importante. Il y a donc une augmentation principalement de la co-contraction de ces muscles lors du retour visuel virtuel, qui peut probablement s'expliquer par une méconnaissance de l'environnement et donc une augmentation du contrôle de la trajectoire en raidissant le bras [PSB+13]. Enfin la difficulté de la tâche, ici la modification du rythme de mouvement de prise et dépose, a tendance à diminuer les variabilités de contrôle de mouvement entre l'immersion réelle et virtuelle, pouvant s'expliquer par l'augmentation nécessaire de la concentration du sujet pour suivre le rythme demandé, entraînant la diminution de l'attention portée par le sujet sur l'environnement virtuel, notamment sur les défauts de co-localisation.

De manière surprenante, aucune interaction statistique significative n'a été trouvée entre l'immersion et les rendus d'interaction pour tous les indicateurs. Ceci est intéressant et ouvre la porte à l'étude de l'effet de l'interaction visuelle et haptique séparément pour de telles tâches. Cependant, les sujets ont déclaré préférer effectuer la tâche soit entièrement en virtuel, soit entièrement en réel, ce qui signifie que les configurations hybrides peuvent être trop peu familières pour être correctement gérées par l'utilisateur pour effectuer ce genre de tâche.

Un autre résultat intéressant est celui de la distance moyenne de la trajectoire au plan moyen, qui ne montre aucun changement significatif. De plus il y a un haut niveau de corrélation de la vitesse de la main et de l'activité musculaire entre les différents niveaux de virtualité. Ainsi la variabilité du contrôle de mouvement pour la réalisation de la tâche entre les différents niveaux de virtualité est faible. En effet, cette métrique pouvait être influencée par les modes d'interaction et d'immersion, en particulier par l'interaction haptique par rapport à l'objet réel. La méconnaissance des sujets avec les IH aurait dû conduire à une augmentation de la variabilité spatiale lors de l'exécution de la tâche. Les sujets ont apparemment préféré adopter des stratégies conservatrices pour exécuter la tâche au lieu de conserver une vitesse et une trajectoire similaires entre les deux conditions. En d'autres termes, ils ont modifié leur façon d'exécuter la tâche pour s'adapter à l'IH, ce qui constitue également un fort biais dans l'évaluation des quantités biomécaniques dans de telles conditions. L'adaptation du sujet à l'interface d'interaction modifie radicalement le contrôle macro (tâche) et micro (muscles) moteur pour des conditions similaires. Par conséquent, la transférabilité des résultats ne peut pas être assurée. En outre, seule la trajectoire de la main a été enregistrée. Il serait nécessaire d'obtenir des informations plus précises sur la trajectoire du bras du sujet afin d'étudier plus en détail la fidélité biomécanique de cette tâche et donc sa transférabilité dans le monde réel.

Cette étude présente d'autres limites. Tout d'abord, le nombre de sujets est assez limité et la population n'est pas représentative des personnes concernées par une telle demande, puisque la majorité des sujets ont été recrutés dans notre laboratoire. Deuxièmement, le choix de contraindre le temps par des signaux sonores a probablement conduit à un effet d'apprentissage du rythme pendant l'expérience, même si chaque sujet a eu deux

essais d'entraînement au préalable. Le nombre de répétitions étant assez important (240 mouvements de prise dépose), l'effet d'apprentissage est supposé être limité. Enfin, comme mentionné plus haut, cette étude n'a observé que l'activité musculaire des fléchisseurs et des extenseurs du coude ainsi que la cinématique de la main sans tenir compte de la posture et de l'activité globale du sujet, ce qui aurait pu révéler des stratégies compensatoires. D'autre part, l'étude s'est portée sur une tâche simplifiée de prise et dépose d'un objet qui n'est pas représentative de la diversité de types de mouvements réalisés pour ce genre de tâche, ainsi ces conclusions ne peuvent être valables de fait que pour des tâches similaires.

En résumé, pour les applications nécessitant un haut niveau de fidélité biomécanique, telles que l'évaluation de l'ergonomie des postes de travail industriels, la RV et l'IH ne sont pas utilisables sans amélioration du rendu. En effet, en plus de dégrader l'expérience de l'utilisateur final, ces modes d'interaction haptique et d'immersion apportent un biais de l'ordre de 10 à 15 % concernant l'activité musculaire, la trajectoire et la cinématique. Peu d'études ont considéré l'amélioration du rendu haptique d'un point de vue biomécanique pour la manipulation d'objets [HPD17, OL06, FLF07],contrairement au cas des méthodes d'amélioration du rendu des contacts et des chocs. Le principal défaut de IH dans le cas de la manipulation d'objets est l'augmentation de l'effort nécessaire pour déplacer l'objet en introduisant un frottement et une inertie supplémentaire. Cependant, les algorithmes de rendu pour l'interaction haptique ont été étudiés d'un point de vue système. La plupart de ces méthodes sont basées sur l'ajout d'une ou plusieurs boucles de rétroaction dans la structure de contrôle de l'IH. Ces boucles de rétroaction sont pour la plupart basées sur des capteurs [BKG12] ou sur des modèles [BLP05], compliquant leur utilisation sur des IH commerciales. Il serait donc nécessaire de proposer une méthode de rendu permettant d'améliorer la fidélité biomécanique de l'interaction haptique adaptée à l'utilisation d'une IH commerciale.

Enfin, de nombreuses études ont été réalisées sur les effets du retour visuel virtuel pour la manipulation d'objets et des méthodes d'amélioration ont été proposées [FOP16, FOP17]. Ces méthodes ont pour principe de déformer le retour visuel virtuel pour compenser les erreurs liées à la différence de perception des distances en RV.

3.5 Conclusion

La RV avec l'utilisation d'IH a montré de nombreuses applications avec des performances variables. Certaines applications nécessitent cependant d'assurer une haute fidélité entre la tâche réelle et virtuelle. C'est notamment le cas pour l'évaluation ergonomique pour assurer la transférabilité des conclusions obtenus en RV au réel. Pour cette application, il est en effet nécessaire de quantifier et limiter les différences de mouvement et activités musculaires entre la tâche virtuelle et réelles, car ils font parti des critères d'évaluation ergonomique classiquement utilisés.

L'objectif de cette étude est d'évaluer les effets de l'interaction haptique synthétique et du retour visuel virtuel ainsi que leurs effets croisés sur la fidélité biomécanique des tâches de prise et dépose simulées effectuées à différentes vitesses. Les signaux EMG et les mouvements de la main ont été utilisés comme indicateurs objectifs, et un questionnaire a été utilisé pour recueillir les résultats subjectifs. Les différentes conditions ont entraîné des différences significatives dans les variables. Notamment, l'interaction haptique synthétique a montré une plus grande activation des muscles moteurs sans augmentation de la co-contraction, la diminution de la longueur de la trajectoire et la diminution de la vitesse maximale de la main. D'autre part, le retour visuel virtuel a entraîné une augmentation de la co-contraction et une modification de la trajectoire qui serait principalement due à la compression de la perception de la distance. Un résultat important est qu'il n'y a pas d'effet croisé de l'interaction haptique et de l'immersion, rendant valide les observations des études réalisées indépendamment sur l'immersion virtuelle et l'interaction haptique et les études visant à proposer des méthodes d'amélioration des rendus haptiques et visuelles pour ce type de tâche. L'accent mis sur les tâches simples comme les tâches de type prise et dépose d'objets rend les résultats de cette étude facilement reproductibles et utiles dans de nombreuses situations industrielles. Les travaux futurs pourraient se concentrer sur des tâches plus difficiles, impliquant des niveaux d'effort plus élevés, et plus complexes, permettant de quantifier plus particulièrement les biais liés à l'utilisation de la RV et d'IH pour des tâches industrielles.

Enfin, cette étude met en évidence la nécessité d'améliorer le contrôle des IH commerciales, afin d'atteindre des niveaux acceptables de fidélité biomécanique pour des applications industrielles d'évaluation ergonomique. Ainsi, je propose dans le chapitre suivant une méthode d'amélioration du rendu adaptée au déplacement d'objets de masse faible, visant à réduire les effets d'inertie et de frottement en ajustant la commande du retour de force.

Chapitre 4

Proposition d'une méthode de compensation basée modèle

4.1 Introduction

FIGURE 4.1 – Dispositif expérimental utilisé pour la conception et évaluation de la méthode de compensation basée sur modèle proposée dans ce chapitre.

L'étude présentée au chapitre précédent a mis en lumière l'impact de l'interaction haptique synthétique sur la fidélité biomécanique de la tâche de prise et dépose d'objet. Ce

mode d'interaction entraîne notamment une augmentation de l'effort lors du mouvement, pouvant s'expliquer par l'inertie et les frottements de l'interface haptique (IH). En effet, l'utilisateur déplace à la fois l'objet virtuel et cette dernière. J'aborde dans ce chapitre la conception et l'évaluation d'une méthode de compensation de l'inertie et des frottements visqueux d'une IH commerciale, le Virtuose 6D 35-45 High Force [1] (Haption) présenté au chapitre précédent, en se basant sur un modèle numérique de celle ci.

4.2 Conception d'un contrôle basé modèle d'une interface haptique commerciale

4.2.1 Algorithme de compensation basé sur un modèle

Cette section présente la conception de l'algorithme de compensation basé sur un modèle développé dans le cadre de cette étude. L'algorithme a été mis en œuvre dans un dispositif expérimental développé avec Unity3D 5.5.2 [2] (Unity technologies) et l'API du Virtuose 6D.

Contrôle de l'interface haptique

Comme présenté au chapitre précédent, le Virtuose 6D est une IH fonctionnant en impédance et permettant un retour de force et de couple élevé dans un volume de travail proche de celui du bras humain. Son contrôle interne - comme le montre la figure 4.2 - peut être résumé comme suit : l'opérateur applique un effort sur l'organe terminal de l'IH, se répartissant alors sur chacune des articulations de cette dernière. L'effort de l'opérateur s'oppose au retour de force produit par les moteurs asservis en couple dont la commande provient de l'environnement virtuel, projeté de l'espace cartésien à l'espace articulaire grâce à la mesure de la position de l'IH et à la matrice jacobienne de cette dernière. L'effort résultant permet la mise en mouvement de l'IH à partir de son comportement dynamique, dont la fonction de transfert $H_{dynamique}$ correspond surtout aux effets d'inerties et aux frottements, principalement visqueux au regard du choix de technologie de guidage des articulations (roulements à bille). C'est cet effet qui entraîne principalement l'augmentation de l'effort durant la tâche et que je vise à compenser dans ce chapitre. En effet, le vecteur des couples résultants de chaque articulation τ_{ih} suit l'équation :

$$\tau_{ih} = H_{dynamique}(q_{ih}, \dot{q}_{ih}, \ddot{q}_{ih}) \tag{4.1}$$

1. Haption 2001- : https ://www.haption.com/
2. Unity Technologies 2015- : https ://unity.com/

Avec $(q_{ih}, \dot{q}_{ih}, \ddot{q}_{ih})$, les vecteurs des positions, vitesses et accélérations angulaires de chaque articulation de l'IH,. Or le vecteur des couples résultants peut aussi s'exprimer en fonction de l'effort appliqué par l'utilisateur F_r et le vecteur des couples moteurs τ^*_{mot} :

$$\tau_{ih} = J^t(q_{ih})F_r + \tau^*_{mot} \tag{4.2}$$

Avec $J(q_{ih})$ la matrice jacobienne de l'IH.

En supposant négligeable la fonction de transfert des servomoteurs par rapport à la fonction de transfert dynamique, car la constante de temps de cette première est nettement inférieure (de l'ordre de 10^4) à cette dernière, le vecteur de couples moteurs peut alors s'écrire :

$$\tau^*_{mot} = J^t(q_{ih})\ F^*_v \tag{4.3}$$

En combinant les deux équations précédentes (4.1 et 4.2), l'effort de l'opérateur vaut :

$$F_r = -F^*_v + JH_{dynamique}(q_{ih}, \dot{q}_{ih}, \ddot{q}_{ih}) \tag{4.4}$$

Ainsi les effets dynamiques s'ajoutent au retour d'effort calculé par le simulateur, dégradant ainsi la transparence de l'interaction haptique.

Enfin l'angle de chaque articulation est mesuré et numérisé par des capteurs de position. La position dans l'espace cartésien est ainsi reconstruite grâce au modèle géométrique directe de l'IH puis transmise à l'environnement virtuel. Le contrôleur de l'IH a une fréquence d'échantillonnage de 1 kHz, permettant le rendu d'une grande plage d'impédance d'environnement virtuel.

Méthode de compensation basée modèle

La figure 4.3 présente le schéma d'interfaçage entre l'IH et le moteur physique de l'environnement virtuel. Ce schéma est similaire à celui de l'étude précédente. Le moteur physique étant contrôlé en admittance, la position de l'IH est couplée à la position de l'objet manipulé par un ressort-amortisseur (équivalent à un proportionnel dérivé), avec une raideur de 160 $\mathrm{N\,m^{-1}}$ et un amortissement de 25 $\mathrm{N\,s\,m^{-1}}$. La raideur a légèrement été baissé par rapport à l'étude précédente à cause de la possibilité d'apparition de vibrations lors de la dépose de l'objet. L'effort résultant est alors appliqué à l'objet manipulé et sert de commande du retour de force, après avoir été filtré. Le filtre utilisé était un filtre passe bas d'une fréquence de coupure de 5 Hz, soit cinq fois supérieure à la fréquence des mouvements étudiés. Ce filtre permet notamment d'atténuer les hautes fréquences de la

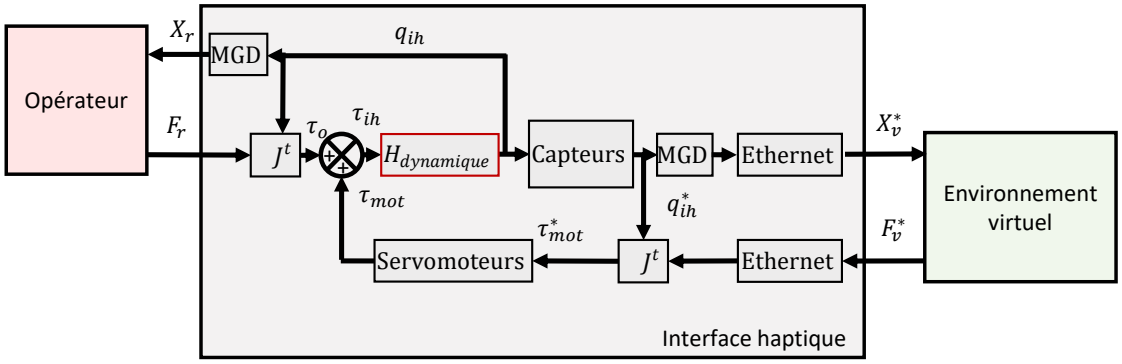

FIGURE 4.2 – Schéma détaillé du contrôle de l'IH. (q_{ih} : angle de position de chaque axe ; $\mathbf{q}_{ih}^*$: angle de position de chaque axe mesuré par les capteurs de position ; $\boldsymbol{\tau}_{mot}^*$: contrôle du couple des servomoteurs sur chaque articulation ; $\boldsymbol{\tau}_{mot}$: couple sur chaque articulation généré par les servomoteurs ; $\boldsymbol{\tau}_h$: couple sur chaque articulation dû à l'effort de l'opérateur ; $\boldsymbol{\tau}_{ih}$: couple résultant générant le mouvement de l'IH ; $H_{dynamique}$: comportement dynamique de l'IH)

commande de retour d'effort. Ces hautes fréquences sont engendrées par l'échantillonnage de la mesure de la position de l'organe terminal de l'IH et l'obtention de sa vitesse par dérivation numérique, mais aussi par le couplage. L'environnement virtuel, comme pour l'étude précédente, était actualisé à une fréquence de 250Hz en raison de la limitation de puissance de calcul.

L'algorithme de compensation, permettant d'atténuer les effets d'inertie et de frottement visqueux de l'IH, est alors placé en parallèle du couplage (voir figure 4.3) pour générer une force de compensation F_{comp}^*. Cette force de compensation correspond à l'effort nécessaire pour effectuer le mouvement du IH, soulageant l'utilisateur de celui-ci afin de ne ressentir que l'effort appliqué à l'objet virtuel. En intégrant cet algorithme de compensation, l'expression du retour d'effort compensé F_{cv}^* est :

$$F_{cv}^* = F_v^* + F_{comp}^* \tag{4.5}$$

En combinant les équations 4.4 et 4.5, F_{cv}^* remplaçant F_v^* de l'équation 4.4 , on obtient :

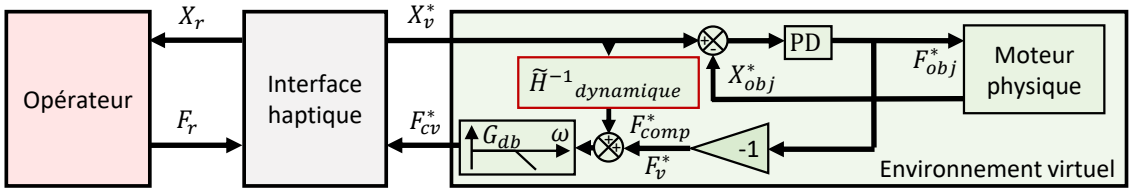

FIGURE 4.3 – Schéma détaillé du contrôle de l'environnement virtuel. ($\tilde{H}^{-1}_{dynamique}$: fonction de transfert de la compensation basée sur le modèle ; X^*_{obj} : position de l'objet virtuel ; F^*_{obj} : force appliquée sur l'objet virtuel).

$$F_r^* = -F_v^* - F_{comp}^* + JH_{dynamique}(q_{ih}, \dot{q}_{ih}, \ddot{q}_{ih}) \tag{4.6}$$

Ainsi pour obtenir la transparence de l'IH, c'est à dire que l'opérateur subisse uniquement l'effort appliqué sur l'objet manipulé, il faut que :

$$F_{comp}^* = JH_{dynamique}(q_{ih}, \dot{q}_{ih}, \ddot{q}_{ih}) \tag{4.7}$$

Il est alors nécessaire d'établir le modèle dynamique et cinématique de l'IH afin de calculer l'effort de compensation.

Modèle dynamique de l'IH Virtuose 6D 35-45 High force

L'organe terminal de l'IH Virtuose 6D 35-45 High force possède six degrés de liberté. L'étude de la cinématique de cette dernière montre six liaisons (voir figure 4.4) :

- Rotation d'axe $\vec{Z}_0$ de la tourelle par rapport à la base ;
- Rotation d'axe $\vec{X}_1$ du bras proximal par rapport à la tourelle ;
- Rotation d'axe $\vec{X}_2$ du bras distal par rapport au bras proximal ;
- Rotation interne d'axe $\vec{Y}_3$ du bras distal ;
- Rotation d'axe $\vec{X}_4$ de l'organe terminal par rapport au bras distal ;
- Rotation interne d'axe $\vec{Z}_5$ de l'organe terminal.

Dans cette première version de l'algorithme de compensation, seulement les trois premiers axes de l'IH ont été compensés en modélisant l'organe terminal comme une masse ponctuelle (voir figure 4.4) afin de simplifier le modèle dynamique. Ces trois axes compensés permettent la translation du centre de la poignée, tandis que les trois derniers axes

permettent sa rotation. Ces trois derniers axes intervenant en fin de la chaîne cinématique, l'effet de leurs inerties et frottements internes est négligeable par rapport aux trois premiers axes pour des tâches de prise et dépose d'objets présentant des amplitudes de translation importantes. Nous avons donc décidé de simplifier l'algorithme en ne compensant que trois axes, afin d'analyser son intérêt, avant de l'étendre aux six axes.

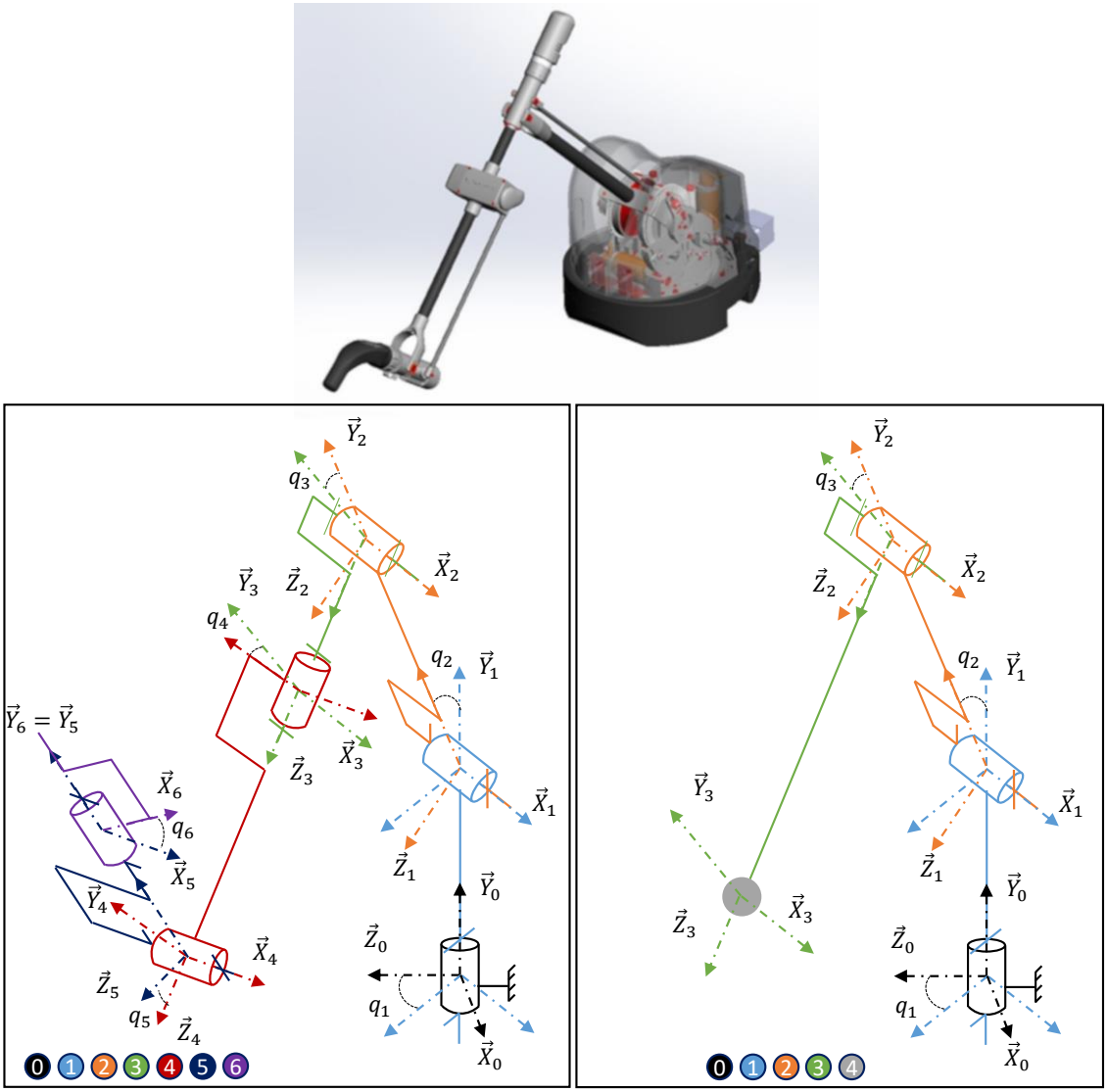

FIGURE 4.4 – En haut : Maquette numérique utilisée pour l'obtention des paramètres de masse des différents ensembles cinématiques. En bas à gauche : Modèle cinématique complet de l'IH avec les six degré de liberté. En bas à droite : Modèle cinématique simplifié de l'IH en modélisant l'organe terminal comme une masse ponctuelle. $((\vec{X}_i,\vec{Y}_i;\vec{Z}_i)$: repère de l'ensemble i de l'IH ; q_i : position angulaire de l'axe i.)

Les équations de mouvement de la chaîne cinématique simplifiée ont été obtenues via le formalisme de Lagrange du principe de puissance virtuelle. Connaissant l'expression de l'énergie cinétique $T(E/R_0)$, les couples $\tau^*_{comp_i}$ à développer par les actionneurs pour réaliser le mouvement IH peuvent être exprimés comme suit :

$$\tau^*_{comp_i} = \frac{d}{dt}\frac{\partial T(E/R_0)}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial T(E/R_0)}{\partial q_i} + \mu \dot{q}_i \ , \quad i = [1,2,3] \tag{4.8}$$

Avec $\boldsymbol{\tau}^*_{\mathbf{comp}} = [\tau^*_{comp_1}\ \tau^*_{comp_2}\ \tau^*_{comp_3}]^t$ le vecteur des couples de compensation, $\boldsymbol{\mu} = [\mu_1\ \mu_2\ \mu_3]^t$ le vecteur des coefficients de frottements visqueux ramenés sur les axes de l'IH, $\dot{\mathbf{q}}_v = [\dot{q}_1\ \dot{q}_2\ \dot{q}_3]^t$ les vitesses articulaires et $\mathbf{q}_v = [q_1\ q_2\ q_3]^t$ les positions articulaires.

$T(E/R_0)$ s'exprime en fonction de la masse m_i, matrice d'inertie exprimée à leur centre d'inertie I_{gi}, de la vitesse de leur centre de gravité $\vec{v}_{gi}$ et la vitesse de rotation $\vec{\Omega}_i$ de chaque ensemble cinématique (1 : tourelle, 2 : bras proximal, 3 : bras distal, 4 : organe terminal) :

$$T(E/R_0) = \sum_{n=1}^{4} \frac{1}{2}(m_i \vec{v}^2_{gi/0} + I_{gi}\vec{\Omega}^2_{i/0}) \tag{4.9}$$

Avec :

$$\begin{cases} \vec{v}_{g1/0} = \vec{0} \\ \vec{v}_{g2/0} = \frac{1}{2}L_1(\sin(q_2)\dot{q}_1\vec{X}_2 - \dot{q}_2\vec{Y}_2) \\ \vec{v}_{g3/0} = (L_1\sin(q_2) + \frac{1}{2}L_2\sin(q_2+q_3))\dot{q}_1\vec{X}_3 - (L_1\vec{Y}_2 + \frac{1}{2}L_2\vec{Y}_3)\dot{q}_2 - \frac{1}{2}L_2\dot{q}_3\vec{Y}_3 \\ \vec{v}_{g4/0} = (L_1\sin(q_2) + L_2\sin(q_2+q_3))\dot{q}_1\vec{X}_3 - (L_1\vec{Y}_2 + L_2\vec{Y}_3)\dot{q}_2 - L_2\dot{q}_3\vec{Y}_3 \\ \vec{\Omega}_{1/0} = \dot{q}_1\vec{Y}_0 \\ \vec{\Omega}_{2/0} = \dot{q}_2\vec{X}_1 + \dot{q}_1\vec{Y}_0 \\ \vec{\Omega}_{3/0} = \dot{q}_3\vec{X}_2 + \dot{q}_2\vec{X}_1 + \dot{q}_1\vec{Y}_0 \\ \vec{\Omega}_{4/0} = \vec{\Omega}_{3/0} \end{cases} \tag{4.10}$$

Avec L_1 et L_2 les longueurs des bras proximal et distal.

Les paramètres de masse (m_{gi}, I_{gi}) de chaque ensemble cinématique sont obtenus via l'outil "Paramètre de masse" du logiciel de conception assistée par ordinateur Solidworks à partir de la maquette volumique de l'IH. Cependant, aucune donnée n'est disponible pour déterminer les coefficients de frottement visqueux associés à chaque axe. Nous avons donc développé un protocole expérimental pour évaluer le réglage des paramètres μ_i des couples de compensation. Cette étude est abordé à la section suivante. L'algorithme de compensation est résumé à la figure 4.5.

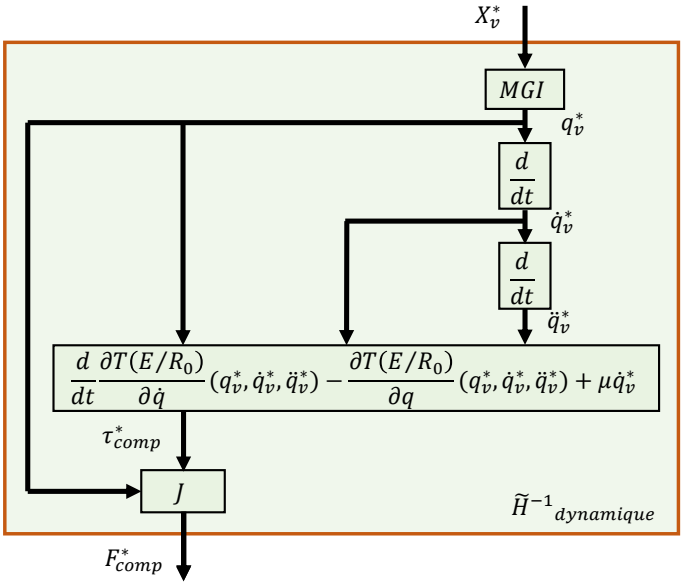

FIGURE 4.5 – Algorithme de compensation de l'IH. (MGI : Modèle géométrique inverse).

Contrôleur de passivité

En plus du schéma de contrôle présenté ci-dessus, nous avons mis en œuvre un contrôleur de passivité (Figure 4.6) tel que présenté dans ([HR02, RKH04, RPHH05]) afin de garantir la stabilité de l'IH. En effet, l'algorithme de compensation entraîne virtuellement une diminution des frottements visqueux de l'IH, diminuant ainsi la gamme d'impédance simulable de manière stable, comme présenté à l'équation (2.2) de la section 2.2. Le contrôleur de passivité assure la passivité de l'interaction entre l'environnement virtuel et l'IH en saturant l'énergie entrante de ce dernier lorsque la condition de passivité n'est pas remplie, présentée à la section 2.2 (équation (2.1)). Cette saturation a été obtenue en injectant une énergie négative $\alpha {X^*}_v$, avec α négatif. Cependant, les tâches de prise et dépose d'objet sont des tâches à faible impédance et ne sont donc pas problématiques pour la passivité de l'interaction. Ainsi cet algorithme est un garde-fou, généralement actif pour les interactions à haute impédance (par exemple lors de chocs, contacts,...).

4.2.2 Réglage de la compensation du frottement visqueux

Comme aucune donnée n'était disponible pour les coefficients des frottements visqueux $\boldsymbol{\mu}$, nous avons proposé d'évaluer l'effet des compensations arbitraires $\boldsymbol{\mu}$ pour les 3 premiers axes du IH par une évaluation subjective de la fidélité de l'interaction par un groupe de sujets pour des tâche de prise et dépose d'objets. Le but n'était pas d'obtenir la valeur

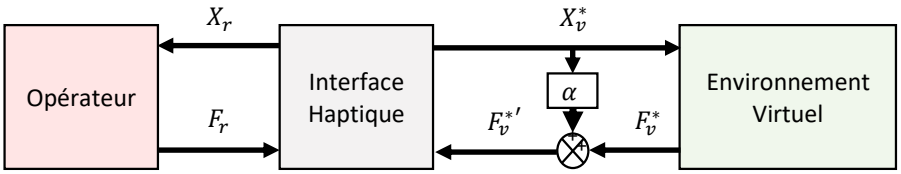

FIGURE 4.6 – Un contrôleur de passivité a été ajouté au schéma de contrôle principal. Le contrôleur a été développé comme un garde-fou, et n'a pas été déclenché par des manipulations d'objets de faible masse étudiées dans ce chapitre (α : coefficient de saturation, $\alpha = 0$ lorsque le contrôleur est inactif ; ${F^*}'_v$: contrôle de rétroaction de force saturée).

de compensation optimale par axe mais d'évaluer une valeur discriminante pour mettre en évidence l'effet de la compensation des frottements visqueux.

Matériel et méthodes

Dix sujets (trois femmes et sept hommes) ont participé à l'expérimentation. Ils étaient novices en matière d'IH, sur une échelle de 1 à 7 ils ont estimé avoir une expérience de $2,9 \pm 1,7$ concernant l'utilisation de ce type d'interface, et ils ont déclaré n'avoir aucune pathologie musculosquelettique au cours des 6 derniers mois précédant l'expérience.

Après avoir signé un formulaire de consentement et avoir testé l'interaction haptique, il a été demandé à chaque sujet d'effectuer des tâches réelles et virtuelles, comme l'illustre la figure 4.7. La tâche, similaire à celle de l'étude précédente, consistait à effectuer six mouvements en position assise de prise et dépose d'un objet de 470g sur une table, entre deux cibles espacées de 36,4 cm tout en évitant un obstacle cylindrique de 10 cm de hauteur et 8 cm de diamètre. De même, les cibles étaient représentées par un carré de la taille de la base de l'objet et un cercle blanc de la taille de la base de la poignée de l'IH. Le dispositif expérimental était composé de deux zones de travail, une pour l'interaction haptique réelle et une autre pour l'interaction haptique synthétique. Le sujet était placé en face de la table au début de chaque essai de telle sorte qu'il ait le bras le long du corps et l'avant bras à l'horizontal lorsqu'ils avaient l'objet en main sur la cible la plus proche. Comme pour l'étude précédente, un signal sonore indiquait le rythme à suivre afin de contraindre la durée du mouvement. Cependant contrairement à l'étude précédente, le rythme à suivre était unique (fixé à 1,5 seconde par mouvement) et aucune pause n'était effectuée entre chaque mouvement.

L'étude comportait huit conditions expérimentales distinctes répétés deux fois, corres-

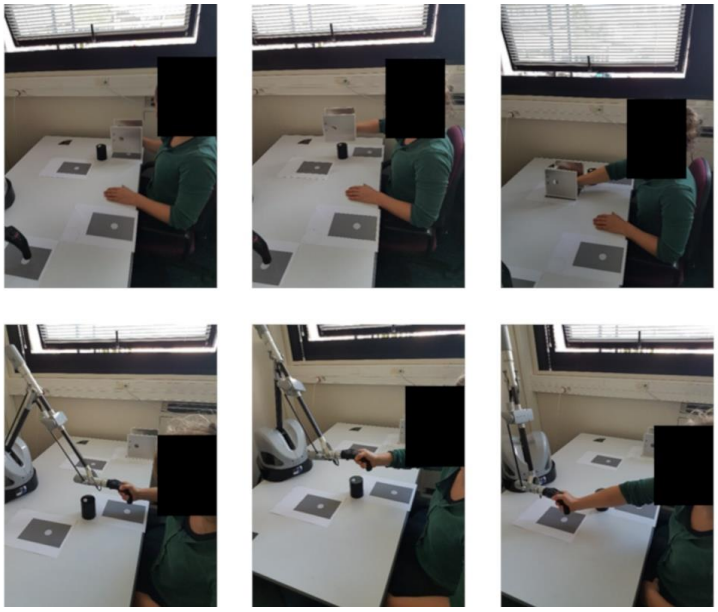

FIGURE 4.7 – Dispositif expérimental du réglage de l'algorithme de compensation. Configurations réelle (en haut, décomposition du mouvement de gauche à droite) et virtuelle (en bas, décomposition du mouvement de gauche à droite) utilisées pour évaluer les compensations de frottement appliquées à l'IH. Le sujet devait déplacer un objet d'une cible à une autre avec un passage au-dessus d'un petit cylindre (hauteur de 10 cm et diamètre de 8 cm).

pondant à la combinaison de deux états (actif et inactif) de la compensation du frottement des trois axes. La valeur de la compensation de fiction a été déduite d'une expérience pilote et a été fixée à une valeur unique par axe pour simplifier le protocole. Ces valeurs ont été fixées à $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = 3\,kg.s^{-1}$. L'ordre des conditions a été randomisé au début de chaque nouvel essai. De plus l'expérience a été réalisée en double aveugle : ni l'expérimentateur ni le sujet n'avaient connaissance du type de compensation était présent pour chaque essai. Les huit conditions sont résumées dans le tableau 4.1.

Chaque essai était composé des six mouvements de prise et dépose de l'objet en situation d'interaction réelle puis en situation d'interaction synthétique. Enfin, le sujet a été invité après chaque essai en situation d'interaction virtuelle à évaluer l'interaction haptique en répondant à deux questions sur une échelle de Likert :

— **Réalisme :** Avez-vous trouvé la tâche proche de la réalité (1 pas du tout, 7 absolument) ?
— **Charge perçue :** Comment jugez-vous la quantité d'efforts à déployer en virtuel par rapport au réel (1 beaucoup moins d'efforts, 4 mêmes efforts, 7 beaucoup plus d'efforts) ?

Conditions	**Compensation de frottement par axe**		
	μ_1	μ_2	μ_3
Condition 1	inactif	inactif	inactif
Condition 2	**actif**	inactif	inactif
Condition 3	inactif	**actif**	inactif
Condition 4	inactif	inactif	**actif**
Condition 5	**actif**	**actif**	inactif
Condition 6	**actif**	inactif	**actif**
Condition 7	inactif	**actif**	**actif**
Condition 8	**actif**	**actif**	**actif**

TABLE 4.1 – Conditions de tâche en virtuel pour l'évaluation subjective de la compensation des frottements.

Les résultats du questionnaire ont été traités statistiquement par une analyse de la variance, en utilisant un ajustement de Greenhouse-Geisser [GG59] comme correction de sphéricité, avec les coefficients de frottement comme variables indépendantes, la charge perçue et le réalisme comme variables dépendantes (niveau de confiance $p < 0{,}05$). Un test post hoc de DSH (différence significative honnête) de Tukey [Tuk53] a été réalisé pour comparé les différences dues aux effets à plusieurs niveaux. Cette analyse de la variance réalisée dans le cadre de l'étude est basée sur des données suivant une distribution normale. Cette condition n'a pas été entièrement remplie et a entraîné une erreur de type II, c'est-à-dire que de possibles effets significatifs n'ont pas pu être détectés. Pour éviter cette limitation, seules les différences significatives signalées ont été discutées et étudiées au moyen de graphiques d'interaction et de diagrammes à barres. Nous avons également fait l'hypothèse que les intervalles des échelles de Likert sont répartis de manière égale dans les réponses données par les sujets.

Résultat

Variables dépendantes		**Facteurs**						
		μ_1	μ_2	μ_3	$\mu_1 \cdot \mu_2$	$\mu_1 \cdot \mu_3$	$\mu_2 \cdot \mu_3$	$\mu_1 \cdot \mu_2 \cdot \mu_3$
Réalisme	val-p	$0,31$	$\mathbf{0,048*}$	$0,11$	$\mathbf{0,046*}$	$0,90$	$0,082$	$0,72$
	inactif	$4,7 \pm 0,3$	$4,5 \pm 0,2$	$4,9 \pm 0,3$				
	actif	$4,9 \pm 0,2$	$5,0 \pm 0,2$	$4,7 \pm 0,2$				
Effort perçu	val-p	$\mathbf{0,016*}$	$0,94$	$0,28$	$0,82$	$0,83$	$0,59$	$0,19$
	inactif	$5,1 \pm 0,3$	$4,9 \pm 0,2$	$5,0 \pm 0,3$				
	actif	$4,6 \pm 0,2$	$4,8 \pm 0,2$	$4,7 \pm 0,2$				

TABLE 4.2 – Résultats de l'analyse de la variance et moyennes marginales du réalisme et de l'effort perçu en fonction des compensations des axes. Les effets significatifs (niveau de confiance $p < 0{,}05$) sont en gras et suivis d'un astérisque *.

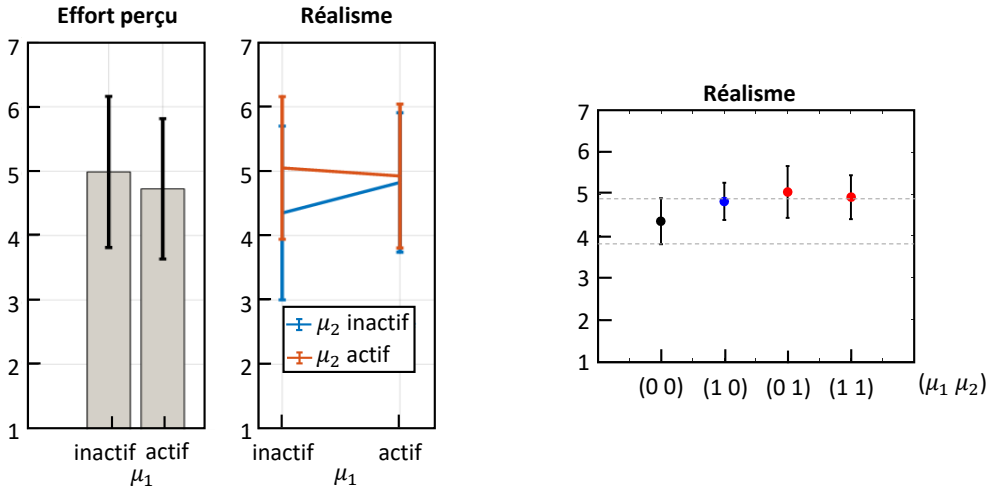

FIGURE 4.8 – À gauche : Effet principal du coefficient de frottement μ_1 sur l'effort perçu et effet d'interaction des coefficients de frottement μ_1 et μ_2 sur le réalisme. À droite : Résultats du test post hoc de différence significative honnête concernant μ_1 et μ_2 sur le réalisme avec un intervalle de confiance simultanée de 95%. Les cas représentés par des points rouges sont significativement différents par rapport au cas sans compensation (point noir)

.

Le tableau 4.2 montre les résultats de l'analyse de la variance des réponses aux questions de réalisme et d'effort perçu par rapport aux compensations de frottement. Comme la distribution des données n'a pas été vérifiée, seuls les effets significatifs ont été étudiés. Les résultats ont révélé un effet significatif de la compensation du premier axe sur la charge perçue, et une interaction significative entre la compensation du premier et du second axe pour le réalisme. Ces résultats ont été étudiés à travers les graphiques présentés dans la figure 4.8. Le niveau de réalisme est significativement meilleur par rapport au cas où il n'y a pas de compensation quand le second axe est compensé quelque soit le niveau de compensation du premier, avec une augmentation de 16% lorsque seulement le deuxième axe est compensé et 13% lorsque les deux premiers axes sont compensés. La compensation du premier et troisième axe n'a pas d'effet significatif sur le réalisme. De plus, la compensation du premier axe augmente significativement le niveau d'effort perçu ($5,1 \pm 0,3$ sans la compensation du premier axe ; $4,6 \pm 0,2$ avec la compensation du deuxième axe). Or la valeur optimale étant de 4, cela représente une amélioration de l'effort perçu de 45%. La compensation du deuxième axe et troisième axe n'ont pas d'effet significatif sur l'effort perçu.

La figure 4.9 montre l'évolution de l'effort de contrôle de IH $F_c^* v$ et de ses compo-

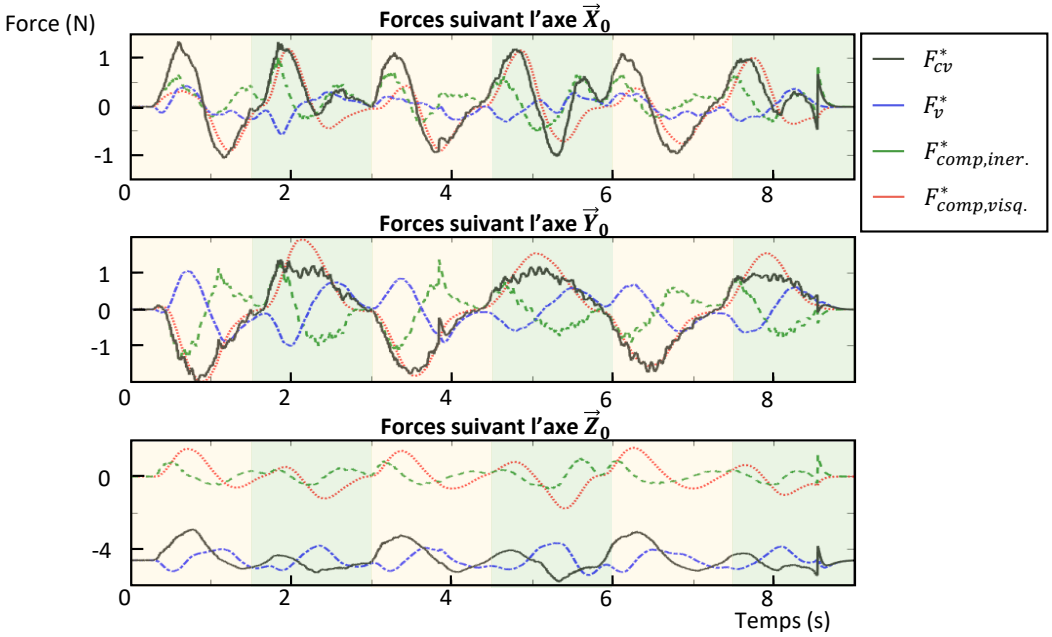

FIGURE 4.9 – Courbes de la commande de retour d'effort de l'IH et ses différentes composantes pour un essai avec les trois compensations actives et pour le premier sujet (commande de retour d'effort F^*_{cv}(en noir), effort appliqué sur l'objet virtuel F^*_{obj} (en bleu), efforts de compensation F^*_{comp} (en vert : effort de compensation inertielle, en rouge : effort de compensation visqueuse) suivant les trois axes de translation (en haut : efforts suivant $\vec{X}_0$, au centre : efforts suivant $\vec{Y}_0$, en bas : efforts suivant $\vec{Z}_0$).

	$\vec{X}_0$	$\vec{Y}_0$	$\vec{Z}_0$
Compensation frottement	**0,267** N	**0,197** N	4,536 N
Compensation inertielle	0,356 N	0,696 N	4,598 N
Force virtuelle appliquée à l'objet	0,443 N	0,731 N	**0,632** N

TABLE 4.3 – Écarts absolus moyens entre la commande de retour d'effort de l'IH et ses composantes. Les effets prédominants sont en gras. Plus l'écart absolu moyen est proche de zéro, plus la composante est importante dans le retour d'effort de l'IH.

santes pendant une tâche avec la condition 8 (compensation active sur les trois axes, voir tableau 4.4). La force de compensation est divisée en deux parties : la compensation des frottements et la compensation des effets d'inertie. Le tableau 4.3 indique les écarts moyens entre l'effort de contrôle de l'IH et ses composantes pour l'ensemble des essais pour la condition 8. Sauf sur l'axe Z, la compensation de la compensation des frottements est la composante la plus importante de l'effort de commande IH et la compensation de l'inertie est la seconde. La force appliquée sur l'objet virtuel n'est prédominante que sur l'axe $\vec{Z}_0$ en raison du poids de l'objet.

Discussion

Dans un premier temps, on peut noter que le réalisme de l'interaction haptique et l'effort perçu sans compensation sont similaires à ceux de l'étude présentée au chapitre précédent (réalisme de $4,1 \pm 1,0$ et effort perçu de $5,0 \pm 0,7$ pour la première étude ; réalisme de $4,6 \pm 0,3$ et effort perçu de $5,2 \pm 0,3$ pour cette étude), montrant que les résultats sont cohérents entre ces deux études.

D'autre part, la figure 4.8 démontre l'intérêt de la compensation de frottement pour le premier axe sur l'effort perçu. En outre, la présence de la compensation de frottement sur le deuxième axe améliore le réalisme de l'interaction haptique synthétique, car les seules conditions présentant des différences significatives sont lorsque la compensation du deuxième axe est active, quel que soit la compensation du premier, par rapport au cas sans compensation. En d'autres termes, la compensation des frottements sur les deux premiers axes a participé à améliorer la transparence de l'IH, puisqu'elle a aidé l'utilisateur à mieux percevoir la charge et qu'elle a renforcé le sentiment de réalisme de la tâche. La compensation des frottements du troisième axe n'a pas d'effet significatif sur ces deux métriques car cet axe est principalement utile pour le déplacement suivant l'axe $\vec{Z}_0$, or c'est le seul axe où la compensation n'a pas une composante prédominante sur le retour d'effort.

Cependant, le nombre de sujets était assez limité et ces résultats devront être validés sur une population plus large. De plus, l'intérêt de la compensation elle-même (avec ou sans l'algorithme de compensation) n'a pas été évalué et c'est un travail supplémentaire qu'il nous faut poursuivre.

Ces résultats mettent en évidence un réel intérêt d'un tel processus de compensation afin d'augmenter la fidélité biomécanique d'une telle tâche réalisée dans un environnement virtuel. En effet, dans une configuration ergonomique, l'utilisateur doit sentir la tâche comme étant réelle, et il doit l'exécuter naturellement (de manière comparative comme il l'aurait fait dans la réalité) [PSB$^+$14, SPDM15b]. Dans le travail actuel, nous avons démontré qu'il ressentirait la tâche de manière plus réaliste avec une compensation, mais nous n'avons pas évalué si la tâche était biomécaniquement exécutée de la même manière que dans la réalité. Pour ce faire, il est nécessaire d'évaluer objectivement des quantités biomécaniques telles que les postures, les angles articulaires ou les forces et de les comparer avec la tâche réelle. De plus, la comparaison entre ce que l'utilisateur ressent et ce qu'il fait réellement est importante car elle permet de définir dans quelle mesure les résultats de la configuration virtuelle sont transférables au monde réel [SPDM15d, PDS$^+$14b].

De plus, seul l'effet de la compensation des frottements a été évalué lors de cette étude. L'intérêt de la compensation inertielle reste à être examinée.

Par conséquent, j'ai souhaité amorcer l'évaluation de l'intérêt d'une telle méthode de compensation (des frottements et de l'inertie), en mesurant des quantités biomécaniques,

notamment l'activité musculaire du bras durant la tâche. De plus il serait nécessaire d'évaluer son intérêt dans un environnement immersif par rapport à une installation réelle, en mesurant des quantités biomécaniques plus complètes (posture, geste, activités musculaires de plus de muscles etc..) dans des environnements virtuels et réels. De tels développements peuvent être réalisés pour plusieurs tâches différentes et peuvent aboutir au développement de stratégies de contrôle alternatives et pertinentes pour les IH pour les applications ergonomiques de la réalité virtuelle.

4.3 Évaluation de l'algorithme de compensation

4.3.1 Introduction

L'étude précédente a permis le réglage d'un algorithme de compensation des frottements visqueux et des effets d'inertie d'une IH. Les résultats ont mis en évidence un intérêt d'un tel algorithme sur la perception de la tâche avec l'interaction haptique synthétique. Cependant la compensation des effets d'inertie n'a pas été considérée, de plus seul l'aspect subjectif a été évalué. Cette section présente une première étude concernant l'évaluation de l'ajout de cet algorithme de compensation, d'un point de vue à la fois subjectif et objectif sur la fidélité biomécanique de la tâche avec une interaction haptique synthétique.

4.3.2 Matériel et méthodes

La compensation du frottement visqueux ayant été réglée, nous avons proposé d'évaluer la loi de commande, c'est-à-dire la compensation des effets d'inertie et la compensation du frottement visqueux, par une évaluation subjective et objective de la fidélité de l'interaction. L'évaluation subjective a consisté à comparer l'expérience de l'opérateur entre la tâche en interaction haptique réelle et synthétique. L'évaluation objective consiste à comparer l'activité des muscles des membres supérieurs entre ces deux types de tâches. Quatorze sujets ont participé à l'expérimentation, onze hommes et trois femmes. Ils n'avaient pas d'expérience particulière des dispositifs haptiques, sur une échelle de 1 à 7, ils ont estimé avoir une expérience de $3,2 \pm 2,0$ et ils ont déclaré n'avoir aucune pathologie au bras et aucun trouble musculosquelettique du membre supérieur au cours des 6 derniers mois précédant l'expérience.

Après avoir signé un formulaire de consentement, chaque sujet a été invité à effectuer des tâches réelles et virtuelles. La tâche et l'objet manipulé étaient exactement les mêmes que lors de l'expérience précédente. Le déroulement de l'essai était par contre légèrement différent. En effet, le rythme à suivre lors de l'expérience précédente était difficilement respecté par certains sujets, la durée allouée au mouvement a été augmentée à deux secondes. De plus, une pause de une seconde était réalisée entre chaque mouvement de prise

et dépose afin d'éviter d'accumuler du retard si le rythme n'était pas suivi.

Comme lors de l'expérience précédente, après chaque essai avec l'interaction réelle, le sujet a effectué la tâche avec l'interaction synthétique puis a été invité à répondre à deux questions sur une échelle de Likert :

— **Réalisme :** Avez-vous trouvé la tâche proche de la réalité (1 pas du tout, 7 absolument) ?
— **Charge perçue :** Comment jugez-vous la quantité d'efforts à déployer en virtuel par rapport à la configuration réelle (1 beaucoup moins d'efforts, 7 beaucoup plus d'efforts, 4 mêmes efforts) ?

L'expérience a été décomposé en 6 conditions en virtuel correspondant à la combinaison de trois niveaux de compensation de frottements visqueux et de deux niveaux de compensation des effets d'inertie, répétée deux fois. Comme présenté dans la section précédente, la compensation de la frottement du premier et du deuxième axe a amélioré la fidélité de l'interaction et la compensation du frottement du troisième axe n'a pas eu d'influence significative, nous avons donc décidé d'utiliser les mêmes niveaux de compensation pour les trois axes : $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu$. Les niveaux de compensation des frottements correspondaient à inactif, $\mu = 1,5\ \mathrm{N\,s\,m^{-1}}$ et $\mu = 3\ \mathrm{N\,s\,m^{-1}}$ et les niveaux de compensation des effets d'inertie correspondaient à inactif et actif. Comme pour la première expérience, l'ordre des conditions a été randomisé au début de chaque nouvel essai. L'expérience a été réalisée en double aveugle, en effet ni le sujet ni l'expérimentateur ne connaissaient cet ordre. Les 6 conditions répétées 2 fois sont résumées dans le tableau 4.4.

Condition	**Compensation de l'inertie**	**Compensations des frottements**
Condition 1	inactif	inactif
Condition 2	**actif**	inactif
Condition 3	inactif	$\mu = 1,5\ \mathrm{N\,s\,m^{-1}}$
Condition 4	**actif**	$\mu = 1,5\ \mathrm{N\,s\,m^{-1}}$
Condition 5	inactif	$\mu = 3\ \mathrm{N\,s\,m^{-1}}$
Condition 6	**actif**	$\mu = 3\ \mathrm{N\,s\,m^{-1}}$

TABLE 4.4 – Conditions de travail en virtuel pour l'évaluation subjective et objective de l'algorithme de compensation.

Pendant la tâche, l'activité des muscles du bras du sujet a été enregistrée à l'aide d'un Myo comme lors de l'étude présentée dans la section 3.2.3. Comme pour la première étude, le bracelet a été placé sur chaque sujet à un tiers de la distance entre l'épicondyle latéral huméral et l'acromion scapulaire, comme le montre la figure 4.10. La même électrode, le numéro 4 comme le montre la figure 4.10, a été placée sur le dessus du biceps brachial pour tous les sujets. Les signaux EMG ont été traités selon les recommandations issus de "ABC of EMG" [Kon05]. Après une rectification des signaux, ils ont été lissés en utilisant une

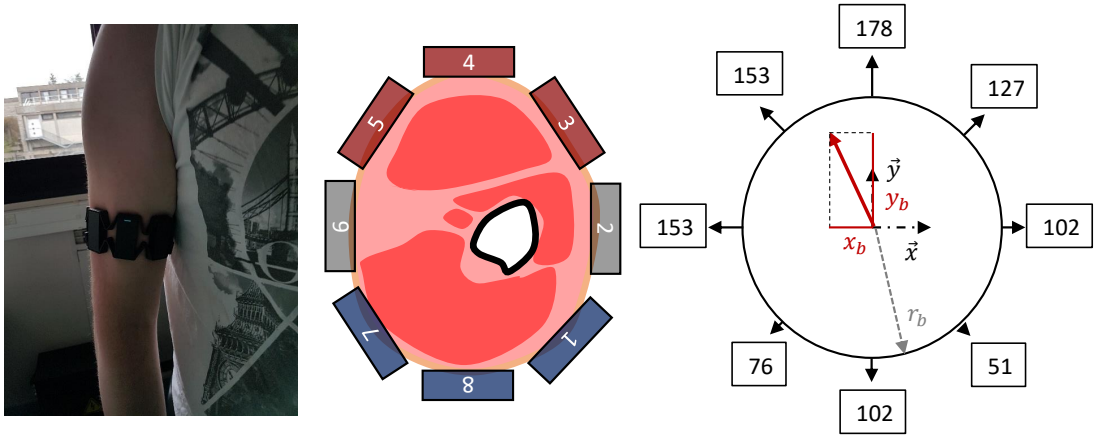

FIGURE 4.10 – À gauche : Positionnement du bracelet Myo sur le bras des sujets. Au centre : Vue en coupe du bras au niveau du brassard (vue du coude), l'électrode 4 sert de référence et est toujours placée sur le dessus du biceps brachial. À droite : Exemple de calcul du barycentre de l'activité EMG à partir de l'estimation du rayon du bras et des données EMG traitées.

méthode de moyenne quadratique avec une fenêtre de temps de 350 ms. Les valeurs des signaux traités étaient alors comprises entre 0 et 128. Ces signaux EMG ont permis le calcul de deux métriques d'intérêt. La première était les amplitudes moyennes des 8 électrodes, des 3 électrodes placées sur le biceps brachial - numérotées 3-4-5 sur la figure 4.10 - et des 3 électrodes placées sur le triceps brachial - numérotées 7-8-1 sur la figure 4.10. La seconde était la position du barycentre de l'activité musculaire (Figure 4.11), c'est-à-dire le barycentre des signaux EMG des 8 électrodes. Dans une première approche, la forme de la section du bras a été approchée à un cercle et les électrodes ont été supposées uniformément réparties sur le périmètre. La mesure de la circonférence du bras a donc été suffisante pour positionner les 8 électrodes. Connaissant les positions (xe_i, ye_i) et les valeurs EMG v_i des différentes électrodes, la position du barycentre (xb, yb) a été obtenue à partir de (4.11).

$$\begin{pmatrix} xb \\ yb \end{pmatrix} = \frac{1}{\sum_{i=1}^{8} v_i} \sum_{i=1}^{8} v_i \begin{pmatrix} xe_i \\ ye_i \end{pmatrix} \tag{4.11}$$

Une étude de corrélation croisée a été réalisée entre la position du barycentre de l'activité musculaire $(xb; yb)$ (Figure 4.11) pour chaque tâche successive réelle et virtuelle le

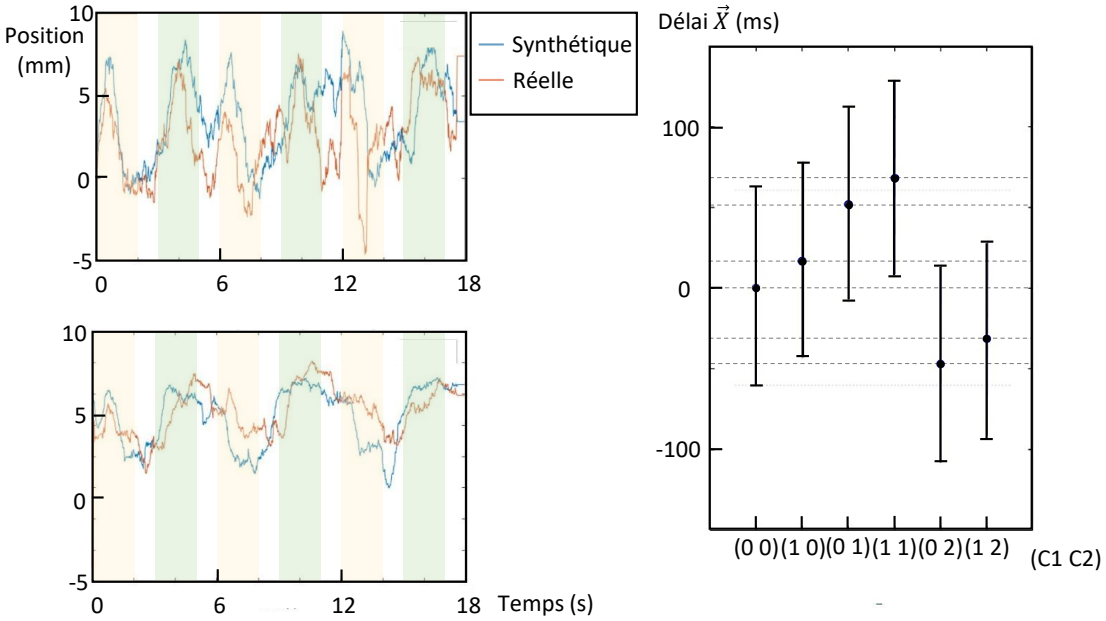

FIGURE 4.11 – À gauche : Position du barycentre de l'activité musculaire pour chaque axe ($\vec{x}$ en haut ;$\vec{y}$ en bas) pour la condition 1 (compensation inactive) pour le premier sujet. À droite : Résultat de test DSH de Tukey concernant le délai de l'évolution du barycentre suivant l'axe $\vec{x}$. Les différences sont significatives lorsque les intervalles des groupes comparées sont disjoints.

long des deux axes, donnant un niveau de corrélation et un retard pour chacun des axes. La corrélation croisée de deux séquences en temps discret, c'est-à-dire la position du barycentre le long d'un axe lors de la tâche avec interaction haptique réelle et synthétique, a permis de mesurer la similarité entre la première séquence et la seconde en fonction du retard. Ensuite, le retard a été obtenu pour le niveau de corrélation maximum. Cette étude peut être interprétée comme une mesure des différences de temps de réponse entre les tâches réelles et virtuelles et une mesure des différences de recrutement musculaire entre le fléchisseur et l'extenseur du coude en fonction du temps.

Un test de rang signé de Wilcoxon [WKW70] a été effectué sur les amplitudes moyennes des 8 électrodes, les 3 sur le biceps brachial et les 3 sur le triceps brachial pour évaluer s'il y avait une différence globale entre les tâches réelles et virtuelles.

Enfin, une analyse de la variance à deux mesures répétées a été réalisée, en utilisant un ajustement de Greenhouse-Geisser [GG59] comme correction de la sphéricité, en supposant que les intervalles des échelles de Likert étaient égaux dans les réponses proposées aux sujets. La compensation du frottement visqueux et la compensation des effets d'inertie étaient des variables indépendantes et la charge perçue, le réalisme, l'amplitude moyenne de l'EMG, les deux niveaux de corrélation et les deux retards de l'étude de corrélation

croisée étaient des variables dépendantes (niveau de confiance $p < 0{,}05$). Cette analyse de la variance a été réalisée en supposant que les données suivaient une distribution normale. Cette condition n'a pas été entièrement remplie et a entraîné une erreur de type II, c'est-à-dire que de possibles effets significatifs n'ont pas pu être détectés. Pour éviter cette limitation, seules les différences significatives signalées ont été discutées et étudiées selon le test post hoc de DSH (différence significative honnête) de Tukey [Tuk53].

4.3.3 Résultats

Le test de rang signé Wilcoxon effectué sur les amplitudes moyennes des 8 électrodes, des 3 sur le biceps brachial et des 3 sur le triceps brachial entre les tâches avec interaction haptique réelle et synthétique a révélé une différence significative dans l'amplitude moyenne des 8 électrodes et des 3 placées sur le biceps brachial entre les tâches réelles et virtuelles. L'amplitude moyenne des 8 signaux EMG et des 3 signaux EMG était de $9,1 \pm 2,8$ et $16,9 \pm 6,6$ pour la tâche avec l'objet réel et de $10,0 \pm 2,7$ et $18,8 \pm 5,9$ pour la tâche effectuée avec l'IH, soit une augmentation de $9,8\%$ et $11,3\%$ de l'activité musculaire pour l'interaction haptique. Le test de rang signé Wilcoxon n'a révélé aucune différence significative dans l'amplitude moyenne des 3 signaux EMG pour les 3 électrodes placées sur le triceps brachial.

Le tableau 4.5 montre les résultats de l'analyse de la variance à deux mesures répétées. Comme la distribution des données n'a pas été vérifiée, seuls les effets significatifs ont été étudiés.

Contrairement à la première expérience, les résultats de l'évaluation subjective n'ont révélé aucun effet significatif des compensations des effets de frottement visqueux et d'inertie sur la charge perçue et le réalisme. De plus, ces deux compensations n'ont pas eu d'effets significatifs sur l'amplitude moyenne des 8 signaux EMG. Deux sujets ont même déclaré ne pas sentir de différence entre les différents essais.

Enfin, le tableau 4.5 montre que seul le frottement visqueux a un effet significatif sur les études de corrélations croisées de la position du barycentre de l'activité musculaire, précisément pour le retard de position le long de l'axe des x. Le test DSH de Tukey (Figure 4.11) révèle des différences significatives dans la comparaison des 6 ensembles de données pour le retard le long de l'axe $\vec{x}$ concernant les deux groupes où la compensation des frottements est maximale par rapport aux deux groupes où la compensation des frottements est moyenne. Il y a une chute du délai d'activation musculaire sur l'axe $\vec{x}$ au passage du niveau de compensation moyen à élevé, devenant négatif lorsque toute les compensations sont actives au maximum. La position du barycentre de l'activité musculaire entre la tâche avec l'objet réel et celle effectuée avec l'IH avait une corrélation moyenne de 77,8% avec un retard moyen de 35 ms sur l'axe $\vec{x}$ et une corrélation moyenne de $92,9\%$ avec un retard moyen de 41 ms sur l'axe $\vec{y}$.

Facteurs		**Variables dépendantes**						
		R. 1-7	E.P. 1-7	A.M. Octet	C.$\vec{x}$ %	D.$\vec{x}$ ms	C.$\vec{y}$ %	D.$\vec{y}$ ms
Ci	p-val	0,11	0,67	0,84	0,39	0,42	0,26	0,27
	inactif	0,11	0,67	$10 \pm 0,8$	77 ± 4	2 ± 27	93 ± 2	-9 ± 5
	actif	0,11	0,67	$10 \pm 0,7$	79 ± 4	18 ± 23	93 ± 2	-7 ± 5
Cf	p-val	0,52	0,19	0,53	0,62	**0,050***	0,30	0,47
	inactif	0,11	0,67	$10 \pm 0,7$	79 ± 4	9 ± 22	93 ± 2	-6 ± 5
	50%	0,11	0,67	$10 \pm 0,7$	78 ± 4	60 ± 37	93 ± 2	-8 ± 4
	100%	0,11	0,67	$10 \pm 0,7$	77 ± 4	-40 ± 33	92 ± 2	-10 ± 6
Ci.Cf	p-val	0,059	0,91	0,67	0,19	0,28	0,82	0,44

TABLE 4.5 – Résultats de l'analyse de la variance avec ajustement de Greenhouse-Geisser sur le réalisme, la charge perçue, l'amplitude moyenne des 8 EMG et les deux niveaux de corrélation (sur l'axe des $\vec{x}$ et l'axe des $\vec{y}$) et les deux retards (sur l'axe des $\vec{x}$ et l'axe des $\vec{y}$) de l'étude de corrélation croisée pour l'évaluation subjective et objective de l'algorithme de compensation. Les effets significatifs sont en gras et suivis d'un astérisque (*). (Ci : niveaux de compensation de l'inertie, Cf : niveaux de compensation des frottements, R. : Réalisme, E.P. : Effort perçu, A.M. : amplitude moyenne de l'activité EMG, C.$\vec{x}$ et D.$\vec{x}$: Corrélation et délai de l'évolution du barycentre suivant l'axe $\vec{x}$ et C.$\vec{y}$ et D.$\vec{y}$: Corrélation et délai de l'évolution du barycentre suivant l'axe $\vec{y}$)

4.3.4 Discussion

Les résultats de l'expérience permettant le réglage subjectif de la compensation de frottement montrent que cette compensation de frottement sur le premier axe a aidé les utilisateurs à mieux percevoir la charge à porter, la compensation sur le deuxième axe a amélioré la sensation de l'utilisateur de manipuler un objet réel pendant la tâche et la compensation sur le troisième axe n'a pas eu d'influence significative ni sur le réalisme ni sur la charge perçue, mais cette expérience a été réalisée avec un nombre limité de sujets. De plus, ces résultats sont en contradiction avec les résultats subjectifs de l'évaluation de la compensation basée sur le modèle, montrant que ni la compensation du frottement visqueux ni la compensation des effets d'inertie n'ont d'effets significatifs sur le réalisme et la charge perçue pendant la tâche avec l'IH. Cette contradiction peut être due aux effets non significatifs qui n'ont pas été étudiés lors de la première expérience. Contrairement à la première expérience, les trois axes ont été compensés de manière similaire dans la deuxième expérience. Enfin les variations du niveau de compensation étaient différentes entre les deux expériences, en effet un niveau intermédiaire de compensation de frottements visqueux a été ajouté lors de la deuxième expérience, or cette composante est prédominante concernant la commande de retour d'effort. Enfin les conditions expérimentales ont été modifiées, en effet la tâche à été moins exigeante grâce aux temps de pause entre les mouvements et l'augmentation de la durée allouée à ceux-ci.

De plus, l'étude des mesures objectives n'a pas permis de déterminer la contribution de cet algorithme de compensation à la fidélité de l'interaction. En effet, aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les données recueillies par le brassard Myo pour les différents niveaux de compensation. Plusieurs problèmes peuvent être évoqués : (i) sous-estimation des effets de frottement visqueux et d'inertie à compenser (ii) niveaux de compensation trop similaires pour être discriminés par l'utilisateur (iii) pas assez de charge pour discriminer les niveaux de compensation, ou enfin (iv) inexactitude des mesures du bracelet Myo.

Cependant, l'analyse de l'amplitude moyenne des signaux EMG a montré que la tâche en virtuel demandait un niveau d'activation musculaire plus élevé que la tâche en réel. La différence était également significative pour les électrodes placées sur les fléchisseurs du coude, et non pour les extenseurs du coude. En effet, le déplacement de l'IH demandait un recrutement plus important du biceps brachial qui reflète un niveau d'effort plus élevé requis pour déplacer l'IH, ce qui montre l'intérêt d'un algorithme de compensation afin d'améliorer la transparence de l'interaction haptique.

L'analyse de corrélation croisée du déplacement du barycentre des signaux EMG montre un niveau élevé de corrélation - $77,8\%$ avec un retard moyen de 35 ms sur l'axe des $\vec{x}$ et $92,9\%$ avec un retard moyen de 41 ms sur l'axe des $\vec{y}$ - entre la tâche avec l'objet réel et celle effectuée avec l'IH. Les retards s'expliquent par le temps de réponse de 20 ms du couplage proportionnel dérivé (couplage ressort-amortisseur virtuel) entre la position de l'IH et l'objet virtuel et par un effort plus important requis pour le réel, ce qui a été confirmé par le test de Wilcoxon. Cela peut également être dû à un retard du contrôle de l'IH dû au filtre passe bas. Cependant on note une baisse significative du délai de la position du barycentre de l'activité musculaire au passage du niveau de compensation des frottement de moyen à élevé, montrant un changement de la stratégie de recrutement musculaire. Cela peut s'expliquer que la valeur haute de compensation de frottement rend l'interaction active, risque si la compensation est réglée de façon trop importante, changeant ainsi le comportement de l'interface. Pour obtenir une meilleur estimation du niveau de compensation optimal, une perspective consiste à effectuer des tests psychophysiques [JT13]. Une des méthodes permettant de régler ce niveau est la méthode de l'escalier. Dans un premier temps une valeur arbitraire est choisie pour le niveau de compensation. S'ensuit alors une série d'essais, où le niveau de compensation est adapté en fonction de l'estimation de la difficulté de la tâche de l'essai précédent par le sujet (voir figure 4.12). Si le sujet estime que la tâche virtuelle est plus difficile que la tâche réelle, le niveau de compensation est augmenté et vis-versa. Un poids peut être affecté à ces variations en effectuant une estimation sur une échelle de Likert par exemple. Cependant ce type de méthodes nécessite un grand nombre d'essais, surtout au vu du nombre de variables considérées dans cette étude. Or les fatigues physique et cognitive induites, ainsi que l'apprentissage durant la succession de tâches, altèrent la perception de l'effort. Ainsi un protocole plus simple a été opté pour prospecter l'intérêt d'une telle méthode de compensation.

Par conséquent, il semble nécessaire d'évaluer l'intérêt concernant la fidélité bioméca-

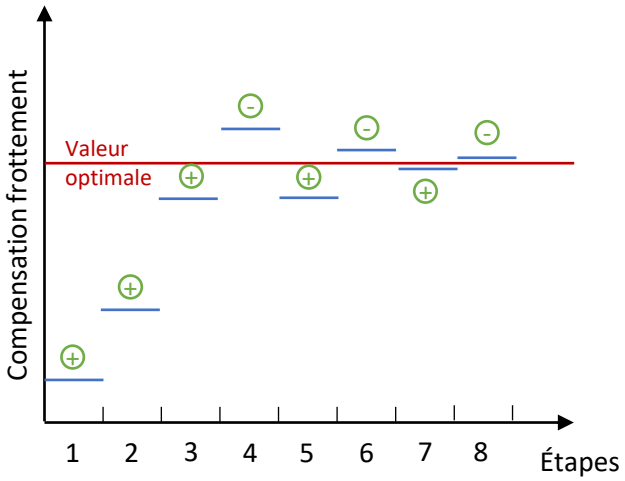

FIGURE 4.12 – Exemple de test psychophysique pour la détermination de la compensation de frottement optimale (en rouge). Le test est constitué d'une succession d'étapes, où le niveau de compensation est adapté par rapport à l'estimation de l'indicateur, par exemple le niveau de réalisme ou d'effort perçu (symbole "+" et "-" en vert), à l'étape précédente.

nique de la tâche d'une telle méthode de compensation dans un environnement immersif par rapport à une installation réelle et avec des métriques biomécaniques plus complètes. Cette méthode sera encore testée sur des manipulations d'objets de faible masse, car il s'agit d'un cas illustratif de l'intérêt de telles méthodes de compensation et il s'agit d'une situation de travail classique rencontrée dans de nombreuses tâches industrielles [Eur16]. Toutefois, cette expérience sera plus discriminante que les deux présentées dans ce chapitre. Un mouvement plus rapide sera surtout évalué pour montrer plus d'effort dû à l'inertie et au frottement visqueux du IH afin de mettre en évidence l'intérêt des deux compensations. En outre, des mesures plus objectives telles qu'un suivi des gestes et un système de capture de signaux EMG plus précis seront utilisés.

Cependant, ces résultats mettent en évidence l'intérêt d'utiliser un processus de compensation lors de l'exécution de tâches en environnement virtuel avec retour haptique synthétique afin d'augmenter la fidélité de l'interaction. En effet, dans une configuration ergonomique, l'utilisateur doit sentir que la tâche est réelle, et il doit l'exécuter naturellement (de manière comparative comme il l'aurait fait dans la réalité [PSB+14, SPDM15b]). En outre, la comparaison entre ce que l'utilisateur ressent et ce qu'il fait réellement est importante car elle définit la transférabilité des résultats de la configuration virtuelle au monde réel [SPDM15d, PDS+14b]. En effet, la corrélation entre les évaluations subjectives de l'inconfort et les mesures objectives telles que l'évaluation de la posture et de la capacité de charge a été étudiée dans le passé. Par exemple, dans [KL12], les auteurs ont montré une forte corrélation entre les indicateurs subjectifs et objectifs de la gêne posturale. Cela signifie qu'un niveau élevé d'inconfort subjectif est généralement associé à des scores élevés dans les mesures objectives. Une installation virtuelle dédiée à

l'ergonomie doit présenter le même comportement. Cependant, en raison de différences cognitives et de stratégies de contrôle moteur altérées, cette propriété n'est pas toujours vérifiée [HMZ+11b, PSB+14, SPDM15d].

4.4 Conclusion

Le présent chapitre visait à présenter un algorithme de compensation des frottements et effets d'inertie qui vise à améliorer la transparence et la stabilité d'une IH à six degré de liberté pour simuler des manipulations d'objets de faible masse. Une approche expérimentale a été proposée pour évaluer les effets de la compensation des coefficients de frottement visqueux sur les 3 premiers axes du bras haptique. Les résultats ont montré que la compensation des frottements sur le premier axe aidait les utilisateurs à mieux percevoir la charge à porter. La compensation des frottements sur le deuxième axe a amélioré la sensation de l'utilisateur de manipuler un objet réel pendant la tâche. La compensation des frottements sur le troisième axe n'a eu aucune influence sur les résultats. L'algorithme de compensation a donc été complété avec ces résultats. Une deuxième expérimentation a été proposée pour évaluer subjectivement et objectivement l'intérêt des deux compensations. Les résultats n'ont pas permis de déterminer la contribution d'un tel processus de compensation pour améliorer la fidélité de l'interaction en termes biomécaniques. Cependant, nous avons montré une différence significative dans le niveau de recrutement musculaire nécessaire pour réaliser la tâche, ce qui signifie que la fidélité d'interaction doit encore être améliorée afin d'obtenir une transparence suffisante de l'IH.

La contribution de ce chapitre réside dans le fait que ces méthodes de compensation basées sur un modèle n'ont pas été étendues aux IH à six degré de liberté comme proposé ici, dans l'approche expérimentale utilisée pour évaluer l'effet de la compensation des frottements et dans la proposition d'une évaluation subjective et objective de l'algorithme de compensation avec un dispositif expérimental léger.

Ces résultats montrent l'intérêt de développer des configurations virtuelles biomécaniquement réalistes, utilisables pour des évaluations ergonomiques de postes de travail industriels pour des tâches de manipulation. Pour cela, il sera nécessaire d'évaluer plus précisément l'influence de la méthode de compensation sur la fidélité d'interaction des environnements virtuels.

Le chapitre suivant abordera l'évaluation biomécanique complète de l'interaction haptique synthétique en environnement immersif à haute fidélité par rapport à une même tâche en environnement réel.

Chapitre 5

Évaluation de l'interaction haptique en environnement immersif à haute fidélité

5.1 Introduction

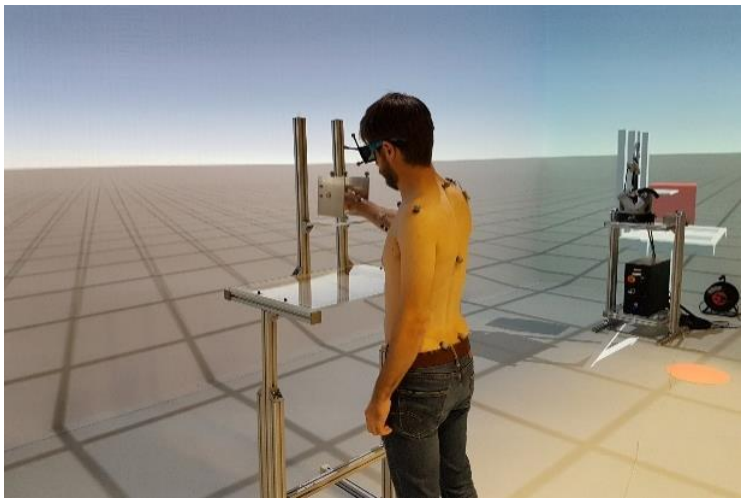

FIGURE 5.1 – Dispositif expérimental utilisé pour l'évaluation de la fidélité biomécanique de l'interaction haptique avec ou sans algorithme de compensation en environnement immersif de haute fidélité.

La première étude, portant sur l'évaluation des modes d'immersion et d'interaction haptique, a montré que ces derniers impactaient négativement la fidélité biomécanique en augmentant l'effort des muscles du bras et en modifiant le mouvement de l'utilisateur par rapport à la tâche réelle similaire. D'autre part l'étude portant sur l'évaluation de l'algorithme de compensation a été réalisée avec peu d'indicateurs biomécaniques et sans retour visuel. Ainsi, je propose dans ce chapitre une étude de l'interaction haptique synthétique dans un environnement immersif à haute fidélité pour étudier plus précisément l'influence de l'utilisation d'une interface haptique (IH), avec ou sans algorithme de compensation, sur la fidélité biomécanique de la tâche.

5.2 Matériel et méthodes

5.2.1 Cohorte

Neuf sujets, deux femmes et sept hommes, ont participé à cette étude, en donnant leur consentement éclairé après une présentation du protocole (validé par le comité national d'éthique de l'INRIA). L'âge moyen des sujets de 26 ± 3 ans, mesurant en moyenne $1,77 \pm 0,11$ m pour un poids moyen de 73 ± 13 kg. Ils étaient tous droitiers et aucun d'entre eux n'a déclaré avoir eu de troubles musculo-squelettiques au cours des six mois précédant l'expérience. Les sujets ont été recrutés au sein du laboratoire et des écoles d'enseignement supérieur du campus de Ker Lann (Bruz, périphérie de Rennes).

5.2.2 Tâche

La tâche consistait en des mouvements de prise et de dépose d'objets réels ou virtuels en position debout entre trois cibles disposées sur une table. La figure 5.2 présente le dispositif expérimental et la disposition des trois cibles permettant trois types de mouvement : élévation, abaissement et translation latérale d'un objet. Les objets réels et virtuels sont de deux masses différentes : 470 grammes et 1 kilogramme. L'objet réel de 470 grammes est le même objet que celui utilisé aux chapitres 3 et 4. Les objets virtuels sont des reproductions à l'identique des objets réels et sont manipulés à grâce à une IH. Lors de l'interaction haptique synthétique, l'objet virtuel manipulé était co-localisé avec la poignée de l'IH. Les poignées des objets réels sont des reproductions en impression 3D de celle de l'IH afin de limiter les différences de prise en main entre ces modes d'interaction. Deux types d'interaction haptique synthétique ont alors été évalués par rapport à l'interaction haptique réelle servant de témoin : une interaction haptique synthétique utilisant le rendu proposé par le fabricant de l'IH et une utilisant l'algorithme de compensation présenté au chapitre précédent en complément de celui-ci. Une table réelle et une table virtuelle ont été utilisées en fonction du mode d'interaction et d'immersion. La table réelle est composée de deux plateaux, un premier comprenant deux cibles (cibles 1 et 3), ajustée en hauteur

avant le début de l'expérience afin que le sujet ait le bras le long du corps et l'avant bras à l'horizontale lorsque l'objet manipulé se trouve sur la cible 1, et un second, de dimension plus petite, se situe 20 cm en hauteur du premier plateau et comprenant la cible 2 (voir Figure 5.2). La table virtuelle est une reproduction à l'identique de la table réelle. Son ajustement en hauteur était réalisé par une translation d'axe vertical de la table dans la scène. Cette opération était réalisée avant le début de l'expérience à partir de mesures effectuées sur la table réelle après que sa hauteur soit ajustée. La tâche a été réalisée suivant deux rythmes différents : 1,5 secondes par mouvement et 2,5 secondes par mouvement. Entre chaque mouvement, une pause de 1 seconde était opérée. Deux signaux sonores distincts signalaient le départ et l'arrivée du mouvement, permettant ainsi d'indiquer le rythme à suivre. Enfin la tâche suivait deux séquences différentes, composées de six mouvements différents (voir figure 5.2) :

— une séquence horaire, composée des mouvements de prise et dépose de l'objet de la cible 1 à la cible 3, puis de la cible 3 à la cible 2 et enfin de la cible 2 à la cible 1 ;

— une séquence antihoraire, composée des mouvements de prise et dépose de l'objet de la cible 1 à la cible 2, puis de la cible 2 à la cible 3 et enfin de la cible 3 à la cible 1.

Le tableau 5.1 résume les différentes conditions expérimentales de l'étude, qui ont été effectuées deux fois. Ainsi les sujets ont effectué un total de 48 essais composés d'une répétition de deux séquences chacun, soit 6 mouvements de prise et dépose d'objet. Pour permettre l'évaluation subjective de la tâche avec l'interaction haptique synthétique, les essais nécessitant l'interaction haptique réelle ont été réalisés en premier. L'ordre d'essai des autres conditions a été tiré aléatoirement. Cette expérience avait une durée de deux heures, comprenant une heure de préparation du sujet et une heure d'expérience effective.

Conditions	Niveaux
Interaction haptique	Réelle Synthétique Synthétique avec compensation
Masse	470g 1kg
Rythme	1,5s par mouvement 2.5s par mouvement
Séquence	Horaire (3 mouvements : 1-3,3-2,2-1) Antihoraire (3 mouvements : 1-2,2-3,3-1)

TABLE 5.1 – Facteurs inter-sujets

5.2.3 Installation

L'IH utilisé est un Virtuose6D 35-45 High Force [1] (Haption) (voir figure 5.2), présenté aux chapitres précédents. Les rendus de l'environnement virtuel et de l'IH ont été réalisés

1. Haption 2001- : https ://www.haption.com/

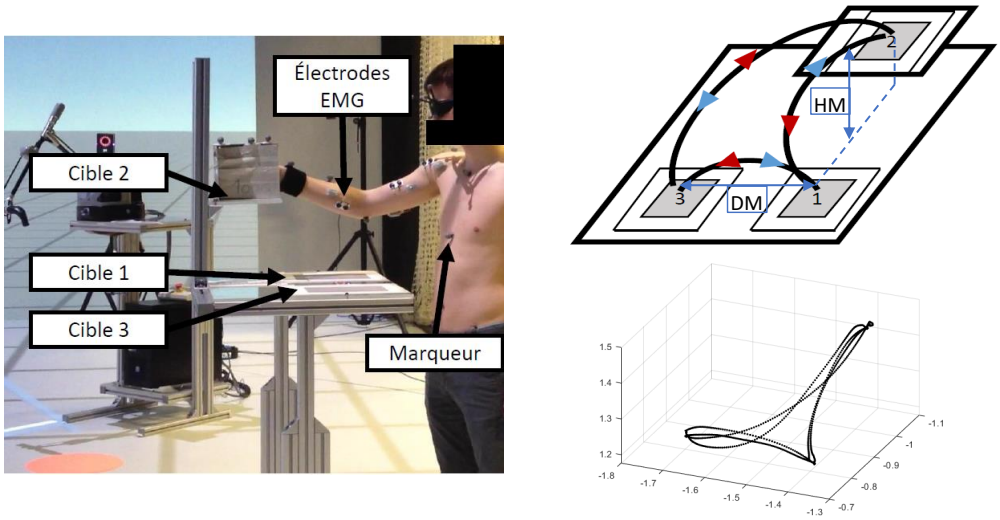

FIGURE 5.2 – À gauche : Dispositif expérimental. En haut à droite : Séquences de mouvement (flèches bleues : séquence antihoraire 1-2-3 ; flèches rouges : séquence horaire 1-3-2). En bas à droite : Exemple de trajectoire de la main durant la tâche.

sous Unity3D 5.6.1 [2] (Unity technologies). Le moteur physique utilisé est le module Rigidbody et le rendu immersif a été obtenu à l'aide de la bibliothèque MiddleVR [3]. Le schéma de commande de l'IH est le même que celui utilisé dans le chapitre précédent, comprenant l'algorithme de compensation désactivable et le contrôleur de passivité présenté précédemment pour assurer la stabilité de l'interface. Les mouvements de la tête, du tronc et du bras droit du sujet ont été enregistrés grâce à un système optoélectronique VICON, composé de vingt-quatre caméras infrarouges [4] (quatre MX T40-S d'une résolution de 2336 par 1728, douze Bonita 10 d'une résolution de 1024 par 1024, sept Vantage 5 d'une résolution de 2432 par 2048 et d'une Vantage 8 d'une résolution de 3328 par 2432) échantillonnés à une fréquence de 100 Hz, et à un ensemble de dix-huit marqueurs dérivés des recommandations de l'ISB [WSA+02, WvD+05] et huit autres marqueurs (quatre placés sur l'objet réel et quatre provenant des lunettes 3D). Le traitement de la capture de mouvement est détaillé à la section suivante. Huit paires d'électrodes EMG placées sur le bras droit (trapèze supérieur, deltoïde antérieur, médian et postérieur, biceps brachial, triceps brachial, extenseur et fléchisseur carpi ulnaris) ont été utilisées. La figure 5.3 présente la position des différents marqueurs et électrodes EMG. Le modèle biomécanique et le traitement des données de capture de mouvement, détaillés dans la partie suivante, ont été développés avec la bibliothèque CusToM [MPPD19] sur Matlab. Un questionnaire a été utilisé pour évaluer subjectivement chaque condition.

2. Unity Technologies 2015- : https ://unity.com/
3. MiddleVR : https ://www.middlevr.com
4. Caméras série MX T, série Bonita et série Vantage, Vicon : https ://www.vicon.com/

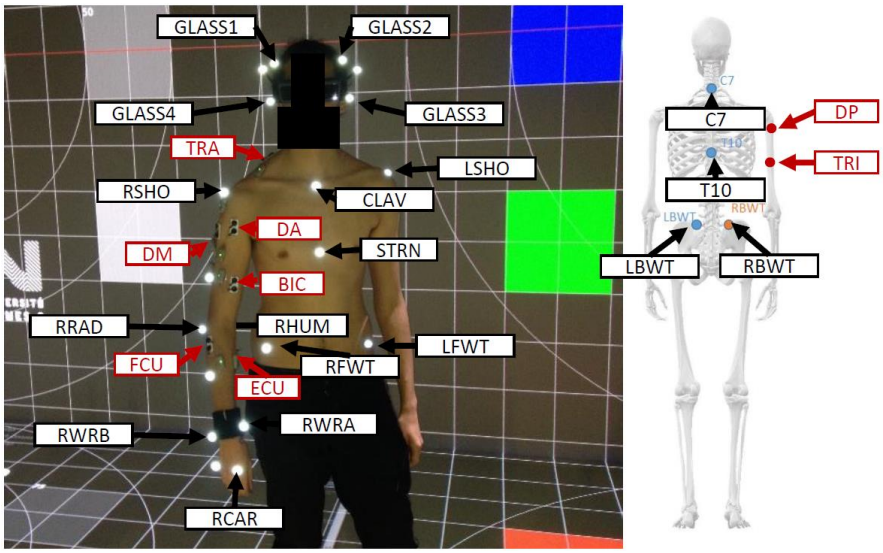

FIGURE 5.3 – Emplacement des marqueurs infrarouges pour la capture de mouvement (en noir) et des électrodes EMG (en rouge) sur la vue ventrale (à gauche) et dorsale (à droite).

5.2.4 Modèle biomécanique et traitement des données de capture de mouvement

Modèle biomécanique

Les tâches de prise et dépose d'objets en position debout sollicitent principalement le bras, l'épaule et le dos de l'opérateur. Nous avons alors décidé de ne représenter que le bras, le tronc et la tête. Ainsi, le modèle biomécanique est composé (voir figure 5.4) :

— du pelvis, positionné grâce aux deux marqueurs placés sur les épines iliaques antéro-supérieures ("RFWT" à droite et "LFWT" à gauche) et aux deux marqueurs placées sur les épines iliaques postéro-supérieures ("RBWT" à droite et "LBWT" à gauche). Le pelvis est la base mobile du modèle et présente six degrés de liberté avec l'environnement ;

— du thorax, positionné grâce aux deux marqueurs placées sur la colonne vertébrale ("T10" sur la dixième vertèbre thoracique et "C7" sur la septième vertèbre cervicale) et aux marqueurs placées sur l'incisure jugulaire ("CLAV") et sur le processus xiphoïde ("STRN") ainsi que les marqueurs placés sur les acromions ("RSHO" et "LSHO"). Le thorax présente six degrés de liberté avec le pelvis ;

— la tête, positionnée grâce aux quatre marqueurs des six marqueurs placées sur les lunettes stéréoscopiques ("GLASS1", "GLASS2", "GLASS3" et "GLASS4"). La tête possède trois degrés de liberté par rapport au thorax ;

— le bras droit, positionné grâce aux marqueurs situés sur les épicondyles latéral et

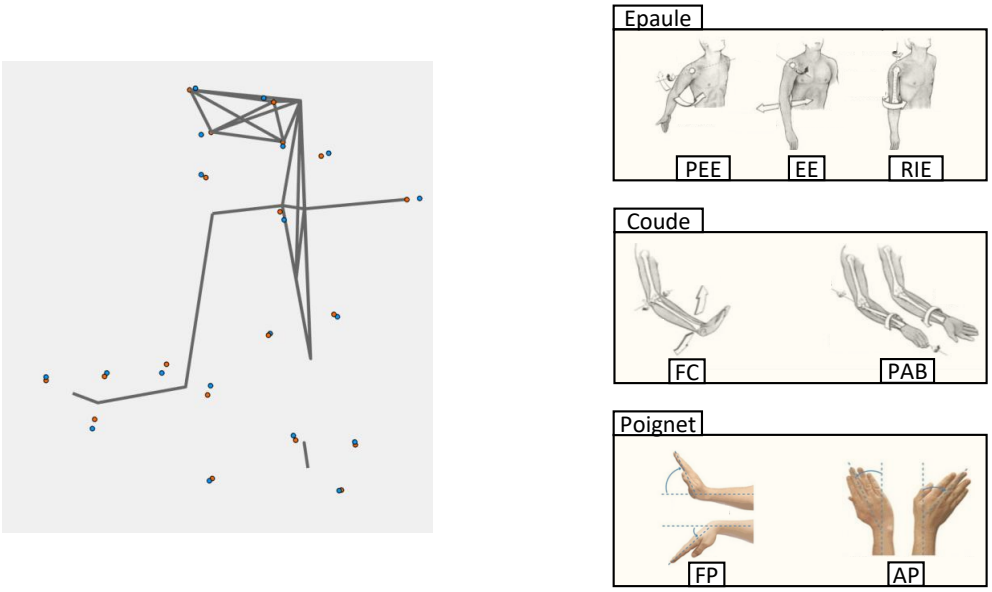

FIGURE 5.4 – À gauche : Modèle biomécanique utilisé pour le traitement des données de capture de mouvement (En bleu : positions réelles des marqueurs, en orange : positions théoriques des marqueurs). À droite : Degrés de liberté de l'épaule (en haut), du coude (au milieu) et du poignet (en bas, illustration issu de [Dev17]) utilisés comme indicateurs (PEE : Plan d'élévation de l'épaule, EE : élévation de l'épaule, RIE : rotation interne de l'épaule, FC : flexion du coude, PAB : pronation de l'avant-bras, FP : flexion du poignet, AP : abduction du poignet).

médial ("RRAD" et "RHUM"). Un marqueur supplémentaire est placé sur le bras pour reconstruire éventuellement un marqueur manquant, notamment le cas pour le marqueur RHUM lorsque le bras est le long du corps. L'humérus possède trois degré de liberté avec le tronc via la modélisation de la liaison gleno-humerale de l'épaule ;

— l'avant-bras droit, positionné grâce aux marqueurs situés sur les styloïdes radial ("RWRA") et ulnaire ("RWRB"). Un marqueur supplémentaire est placé sur l'avant bras pour reconstruire éventuellement un marqueur manquant. l'avant-bras possède deux degrés de liberté avec l'humérus ;

— la main droite, positionnée grâce aux marqueurs situés sur l'os capitatum ("RCAR") lors des interactions avec l'IH, et ceux situés sur les objets ("R1000G1", "R1000G2", "R1000G3" et "R1000G4" pour l'objet à 1 kg ; "R500G1", "R500G2", "R500G3" et "R500G4" pour l'objet à 470 g) lors des interactions avec ceux-ci. La main possède deux degrés de liberté avec l'avant-bras.

La géométrie du modèle a été mise à l'échelle par rapport à la taille et au poids des sujets, suivant [MPD17].

Traitement des données de capture de mouvement

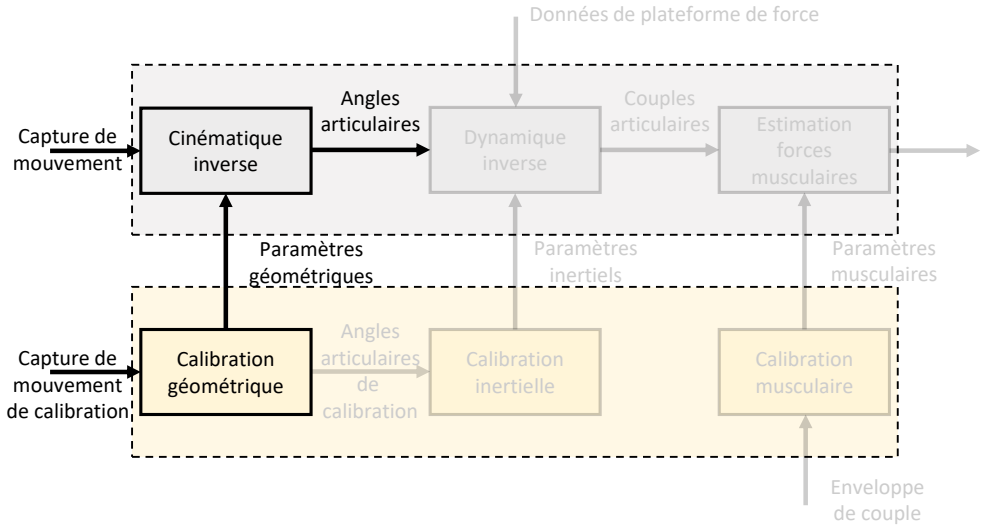

FIGURE 5.5 – Pipeline de traitement des données de capture de mouvement par la bibliothèque Custom [MPPD19].

Un pré-traitement a été opéré avec le logiciel Qualisys Track Manager [5] afin de reconstruire l'ensemble des marqueurs à partir de la mesure de chaque caméra. La position des marqueurs manquants lors de cette étape est alors estimée suivant deux méthodes :

— si le marqueur est absent pendant moins de 100ms (10 images), le marqueur est reconstruit par une interpolation polynomiale d'ordre trois ;

— et si le marqueur est absent plus de 100ms, le marqueur est reconstruit par une interpolation par solide rigide grâce aux marqueurs supplémentaires.

L'analyse de charge musculaire étant réalisée par EMG, la capture de mouvement a été utilisée pour évaluer l'impact des postures sur les risques de troubles musculo-squelettiques. Ainsi j'ai décidé de faire une analyse cinématique du mouvement lors de la tâche. Cette analyse est composée de trois étapes (voir figure 5.5) :

— un modèle biomécanique générique est créé en fonction de la taille, servant de facteur homothétique à l'estimation des dimensions de chaque membre. Ainsi on obtient la position théorique de chaque marqueur ;

— le modèle biomécanique est calibré, en autorisant des degrés de liberté aux positions des marqueurs mesurés par rapport à leur position théorique, à partir d'une capture de calibration où le sujet était amené à utiliser les amplitudes articulaires maximales de l'ensemble des articulations sélectionnées dans le modèle biomécanique ;

5. Qualisys Track Manager, Qualisys : www.qualisys.com/software/qualisys-track-manager/

— l'analyse de cinématique inverse est effectuée en utilisant l'algorithme de Levenberg-Marquardt [Mor78, Lev44, Mar63], consistant à placer les ensembles cinématiques - pelvis, thorax, épaules, tête, bras droit, avant-bras droit et main droite - les uns par rapport aux autres en respectant leurs liaisons cinématiques et leurs degrés de liberté afin de minimiser l'écart entre la position théorique des marqueurs du modèle calibrée et la position réelle des marqueurs mesurée lors de la capture de mouvement (voir figure 5.4) . Les amplitudes articulaires sont ensuite filtrées par un filtre passe-bas avec une fréquence de coupure de 5Hz.

5.2.5 Indicateurs

Afin d'évaluer l'impact de l'interaction haptique synthétique avec et sans algorithme de compensation sur la stratégie de contrôle du mouvement durant la tâche, l'amplitude des mouvements des articulations de chaque tâche a été calculée à partir de l'analyse cinématique inverse. Les risques de TMS étant principalement présents pour l'épaule, le coude et le poignet, seules ces articulations ont été considérées. Ainsi, les amplitudes des sept mobilités ont été évaluées (voir figure 5.4) : plan d'élévation de l'épaule (PEE), élévation de l'épaule (EE), rotation interne de l'épaule (RIE), flexion du coude (FC), pronation de l'avant-bras (PAB), flexion du poignet (FP) et abduction du poignet (AP).

De plus, afin de comparer la cinématique du sujet aux activations musculaires durant la tâche, les moyennes des EMG ont été calculés. Le traitement suit le même processus que pour les études précédentes. Les signaux EMG ont été pré-traités avec un algorithme de suppression de tendance affine afin de supprimer la valeur moyenne et une possible dérive puis ont été filtrés par la méthode de la moyenne quadratique (fenêtre temporelle : 50 ms (50 échantillons)). Enfin les signaux filtrés ont été moyennés pour chaque tâche afin d'obtenir les activations moyennes du : trapèze supérieur (TRA), deltoïde antérieur (DA), deltoïde médian (DM), deltoïde postérieur (DP), biceps brachial (BIC), triceps brachial (TRI), extenseur carpi ulnaris (ECU) et fléchisseur carpi ulnaris (FCU).

En plus de ces indicateurs liés à la biomécanique du sujet, la trajectoire de l'objet a été étudiée à travers la trajectoire de la main. Pour cela, quatre indicateurs ont été retenus : la hauteur maximale de la main du sujet durant la tâche par rapport à la hauteur de la table, la distance entre les positions de départ et d'arrivée du mouvement de celle-ci, la longueur de la trajectoire de la main et la vitesse maximale atteinte.

Après chaque séquence, le sujet était amené à estimer l'effort perçu (RPE, [Bor98]) . En plus de cela, après chaque séquence en interaction haptique synthétique, le sujet devait évaluer le niveau de réalisme sur une échelle de likert (1-Bas à 7-Haut) (R) et la charge perçue (-3-léger à +3-plus lourd) (PL) par rapport à l'interaction avec l'objet réel de masse équivalente. Un questionnaire permettant d'évaluer subjectivement l'interaction haptique synthétique, sans distinction de l'interaction avec et sans algorithme de compensation, la qualité de l'immersion et les conditions expérimentales était posé aux sujets à la fin de

l'expérience.

5.2.6 Traitement statistique

Enfin, l'étude de la significativité des différences d'amplitudes articulaires, d'activations musculaires et d'effort perçu entre les différentes conditions expérimentales a été testée par une analyse de la variance avec une correction de la sphéricité grâce à l'algorithme de Greenhouse-Geisser [GG59]. Le seuil de significativité est fixé à $p < 0,05$. Cette analyse de la variance a été réalisée en supposant que les données suivaient une distribution normale. Cette condition n'a pas été entièrement remplie et a entraîné une erreur de type II, c'est-à-dire que de possibles effets significatifs n'ont pas pu être détectés. Pour éviter cette limitation, seules les différences significatives signalées ont été discutées et étudiées suivant un test post hoc de DSH (différence significative honnête) de Tukey [Tuk53].

5.3 Résultats

5.3.1 Résultats biomécaniques

Le tableau 5.2 recense les résultats de l'analyse de la variance et les moyennes marginales concernant les amplitudes articulaires (tableau 5.2a) et les activations musculaires moyennes (tableau 5.2b), la moyenne marginale d'un niveau d'un facteur étant la moyenne de tous les essais présentant celui-ci.

Dans un premier temps, on peut remarquer que le type de mouvement a une grande influence sur quasiment l'ensemble des amplitudes de mouvement, excepté pour l'amplitude du plan d'élévation de l'épaule (PEE) et de la flexion du coude (FC)) et sur l'activation musculaire de nombreux muscles, excepté pour le deltoïde médian (DM), le biceps brachial (BIC), le triceps brachial (TRI) et le fléchisseur de la main (FCU).

Dans un deuxième temps, on observe une augmentation de toutes les amplitudes articulaires lors de l'augmentation du rythme, excepté pour l'amplitude de la rotation interne (DM), soit une augmentation de l'amplitude de de +16% pour le plan d'élévation de l'épaule (PEE), de +10% pour l'élévation de l'épaule, de +19% pour la flexion du coude (FC), de +6% de la pronation de l'avant-bras (PAB), de +26% de la flexion du poignet (FP) et de +15% de l'abduction du poignet (AP). De même, on observe une augmentation de l'activation de la plupart des muscles, excepté du trapèze supérieur (TRA) et du deltoïde antérieur (DA), soit une augmentation de l'activation musculaire de +7% pour le deltoïde médian (DM), de +17% pour la deltoïde postérieur (DP), de +21% pour le biceps brachial (BIC), de +16% pour le triceps brachial (TRI), de +24% pour l'extenseur carpi ulnaris (ECU) et de +26% pour le fléchisseur carpi ulnaris(FCU).

Facteurs	Variables indépendantes						
	PEE (°)	EE (°)	RIE (°)	FC (°)	PAB (°)	FP (°)	AP (°)
Int.							
val-p	**5,3e-3**	7,4e-1	8,5e-2	3,0e-1	**7,0e-3**	2,2e-1	**1,1e-2**
Réelle	19 ± 1	16 ± 0	16 ± 1	33 ± 2	18 ± 1	16 ± 1	14 ± 1
IH	16 ± 1	15 ± 1	18 ± 1	34 ± 1	15 ± 1	17 ± 2	11 ± 1
IH-C	16 ± 1	15 ± 1	18 ± 1	34 ± 1	14 ± 1	17 ± 1	11 ± 1
Masse							
val-p	**4,0e-2**	9,7e-2	2,0e-1	6,9e-2	1,6e-1	8,2e-1	1,9e-1
470g	17 ± 1	16 ± 1	18 ± 1	34 ± 2	16 ± 1	17 ± 1	12 ± 1
1kg	17 ± 1	15 ± 1	17 ± 1	33 ± 2	16 ± 1	17 ± 1	12 ± 1
Rythme							
val-p	**1,2e-3**	**1,4e-3**	5,4e-2	**2,5e-5**	**1,5e-2**	**6,4e-4**	**3,9e-3**
Lent	16 ± 1	15 ± 1	17 ± 1	31 ± 1	15 ± 1	15 ± 1	11 ± 1
Rapide	18 ± 1	16 ± 1	18 ± 1	37 ± 1	16 ± 1	19 ± 1	13 ± 1
Mvt							
val-p	1,6e-1	**2,1e-4**	**7,6e-3**	1,3e-1	**1,7e-6**	**7,2e-6**	**1,3e-4**

(a) Résultats de l'analyse de la variance et moyennes marginales des indicateurs cinématiques

Facteurs	Variables indépendantes							
	TRA (mV)	DA (mV)	DM (mV)	DP (mV)	BIC (mV)	TRI (mV)	ECU (mV)	FCU (mV)
Int.								
val-p	3,1e-1	**1,2e-2**	**1,1e-2**	2,0e-1	2,4e-1	1,1e-1	5,1e-1	**1,5e-2**
Réelle	75 ± 16	110 ± 18	113 ± 16	54 ± 7	170 ± 26	52 ± 5	279 ± 62	87 ± 14
IH	73 ± 14	98 ± 14	95 ± 15	47 ± 6	183 ± 27	45 ± 4	246 ± 45	123 ± 20
IH-C	72 ± 15	98 ± 16	95 ± 16	44 ± 5	184 ± 28	44 ± 4	235 ± 44	137 ± 27
Masse								
val-p	**4,4e-2**	**1,5e-3**	**1,2e-2**	3,6e-1	**3,6e-3**	9,5e-1	**7,4e-4**	**9,1e-3**
470g	67 ± 13	97 ± 15	93 ± 14	47 ± 6	162 ± 24	47 ± 4	221 ± 38	97 ± 16
1kg	79 ± 17	109 ± 17	109 ± 17	50 ± 5	196 ± 29	47 ± 4	286 ± 48	134 ± 24
Rythme								
val-p	6,1e-2	6,5e-1	**4,5e-2**	**3,0e-2**	**8,3e-4**	**2,8e-2**	**5,8e-3**	**2,9e-2**
Lent	75 ± 16	102 ± 16	98 ± 15	45 ± 5	162 ± 25	43 ± 4	226 ± 37	102 ± 19
Rapide	72 ± 14	103 ± 16	104 ± 16	52 ± 6	196 ± 28	50 ± 5	281 ± 50	129 ± 22
Mvt								
val-p	**4,9e-2**	**1,2e-5**	**7,9e-4**	1,7e-1	1,8e-1	9,7e-2	**5,6e-5**	3,2e-1

(b) Résultats de l'analyse de la variance et moyennes marginales des indicateurs musculaires

TABLE 5.2 – Résultats de l'analyse de la variance avec ajustement de la sphéricité et moyennes marginales des indicateurs biomécaniques. Les effets significatifs sont en gras (seuil de significativité : $p < 0{,}05$). (Int. : type d'interaction haptique, Mvt : type de mouvement (1-2, 2-3, 3-1, 1-3, 3-2 et 2-1), IH-C : interaction haptique synthétique avec l'algorithme de compensation actif)

De même, l'augmentation de la masse de l'objet manipulé cause une augmentation de l'activation de la plupart des muscles, excepté du deltoïde postérieur (DP) et du triceps brachial (TRI), soit une augmentation de l'amplitude articulaire de +18% pour le trapèze supérieur (TRA), de +13% pour le deltoïde antérieur (DA), de +18% pour le deltoïde médian (DM), de +21% pour le biceps brachial (BIC), de +29% pour l'extenseur carpi ulnaris (ECU) et de +38% pour le fléchisseur carpi ulnaris (FCU). Cependant, l'augmentation de la masse a un effet négligeable sur la plupart des amplitudes articulaires, sauf pour le plan d'élévation de l'épaule (PEE) (-3%).

D'autre part, l'utilisation d'une IH tend à diminuer les amplitudes articulaires (-17% ($p = 0,02$) et -19% ($p = 0,02$) pour le plan d'élévation de l'épaule (PEE), -16% ($p = 0,04$) et -21% ($p = 0,01$) pour la pronation de l'avant bras (PAB), -20% ($p = 0,04$) et -21% ($p = 0,02$) pour l'abduction du poignet (AP) avec l'IH, respectivement sans et avec la compensation). D'autre part, on note une baisse de l'activité des deltoïdes antérieur (DA) et médian (DM) et une augmentation de l'activité du fléchisseur carpi ulnaris (FCU) lors de l'utilisation de l'IH (-13% ($p = 0,05$) et -13% ($p = 0,05$) pour le deltoïde antérieur (DA), -16% ($p = 0,02$) et -16% ($p = 0,04$) pour le deltoïde médian (DM) et +41% ($p = 0,04$) et +50% ($p = 0,05$) pour le fléchisseur carpi ulnaris (FCU) avec l'IH, respectivement sans et avec la compensation). Cependant presque aucun écart significatif a été obtenu entre l'utilisation de l'IH avec ou sans l'algorithme de compensation concernant les amplitudes articulaires et l'activation musculaire, excepté pour la pronation de l'avant-bras (PAB) (-5% ($p = 0,004$)).

On note une interaction significative entre facteurs. Elle concerne la pronation de l'avant-bras (PAB) (p=0,001). En effet, lors de l'augmentation de la masse, l'amplitude de cette articulation a tendance à diminuer en interaction haptique réelle (-6,5%) et à augmenter en interaction haptique synthétique (+9,4% et +5,1%, respectivement lorsque la compensation est inactive et active).

Enfin, les capteurs EMG étant connectés à une base réceptrice en Bluetooth, il y a eu de brèves pertes de connexion lors de certaines tâches. Ces pertes de données représentent 2% de l'ensemble des données.

5.3.2 Résultats de l'analyse de la trajectoire et cinématique de la main

Le tableau 5.3 présente les résultats de l'analyse de la variance ainsi que les moyennes marginales des différents indicateurs liés à l'étude de la trajectoire de la main.

Comme pour les résultats des indicateurs biomécaniques, le type de mouvement a une influence très significative sur la trajectoire et cinématique de la main.

De plus, l'augmentation du rythme entraîne une augmentation significative de la hauteur maximale de la main par rapport à la table (+10%), de la distance moyenne entre le

Facteurs	Variables indépendantes			
	Hauteur maximale mm	Distance mm	Longueur trajectoire mm	Vitesse maximale $m\,s^{-1}$
Interaction				
val-p	**2,8e-2**	2,8e-1	1,6e-1	**2,5e-7**
Réelle	188 ± 3	331 ± 2	408 ± 4	$0,62 \pm 0,02$
IH	199 ± 3	335 ± 3	419 ± 7	$0,50 \pm 0,01$
IH-C	196 ± 3	332 ± 3	418 ± 8	$0,50 \pm 0,02$
Masse				
val-p	1,7e-1	**1,8e-3**	**2,4e-2**	6,4e-2
470 g	193 ± 2	330 ± 3	411 ± 6	$0,55 \pm 0,02$
1 kg	196 ± 3	336 ± 2	419 ± 5	$0,53 \pm 0,01$
Rythme				
val-p	**6,6e-3**	**1,7e-4**	**1,2e-4**	**1,8e-5**
Lent	185 ± 4	317 ± 4	386 ± 7	$0,44 \pm 0,01$
Rapide	204 ± 2	348 ± 3	444 ± 7	$0,64 \pm 0,02$
Mvt				
val-p	**1,5e-16**	**1,4e-12**	**3,6e-16**	**7,4e-10**

TABLE 5.3 – Résultats de l'analyse de la variance et moyennes marginales des indicateurs liés à l'étude de la trajectoire de la main. Les écarts significatifs sont en gras (seuil de significativité : $p < 0,05$).(IH-C : interaction haptique synthétique avec l'algorithme de compensation actif)

départ et l'arrivée du mouvement (+10%), de la longueur de la trajectoire (+15%) et la vitesse maximale atteinte (+45%).

En revanche, l'augmentation de la masse a une influence moindre sur la trajectoire et cinématique de la main. En effet, l'augmentation du poids de l'objet entraîne uniquement une faible augmentation de la distance entre les pose de l'objet (+2%) et donc une faible augmentation de la longueur de la trajectoire (+2%).

En outre, l'interaction haptique synthétique entraîne une diminution significative de la vitesse maximale (-20%, compensation active ou non). De plus l'interaction haptique synthétique sans l'algorithme de compensation cause une augmentation significative de la hauteur d'élévation de la main (+6% (p=0,03)), l'interaction haptique synthétique avec compensation n'entraînant pas de différence significative sur la trajectoire.

Finalement, on trouve une interaction entre le type d'interaction haptique et le rythme concernant la trajectoire de la main durant la tâche. En effet, l'augmentation des dimensions de la trajectoire - hauteur maximale, distance de prise et dépose et longueur de la trajectoire - dû à l'augmentation du rythme est plus importante lors de l'interaction haptique synthétique - avec ou sans l'algorithme de compensation - que lors de l'interaction avec l'objet réel (voir figure 5.6).

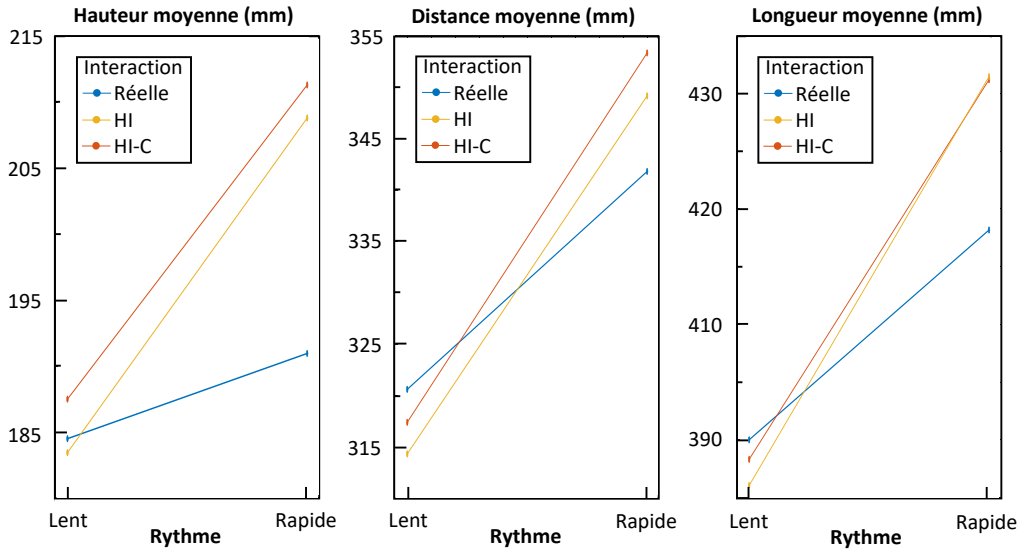

FIGURE 5.6 – Moyennes marginales de la hauteur de la main par rapport à la hauteur de la table (à gauche), de la distance entre le début et la fin du mouvement (au milieu) et longueur totale de la trajectoire de la main (à droite) en fonction du mode d'interaction haptique et du rythme.

5.3.3 Résultats subjectifs

Comme on peut le voir sur le tableau 5.4 recensant les résultats de l'analyse de la variance et les moyennes marginales des indicateurs subjectifs, seuls la masse de l'objet et le rythme ont une influence significative sur le ressenti subjectif du réalisme et de la charge perçue lors de l'utilisation de l'IH. Ainsi l'augmentation de la masse cause l'augmentation de l'effort perçu (+30%) et l'augmentation du rythme induit une baisse de réalisme (-5%) et la charge perçue (-29%) lors de l'interaction haptique synthétique. Aucune interaction entre facteurs n'a été trouvée.

5.3.4 Réponses au questionnaire

Le tableau 5.5 recense les réponses au questionnaire. Dans un premier temps, concernant le ressenti lié aux tâches demandées, les sujets n'ont pas ressenti ni de fatigue physique ($2,22 \pm 0,97$ après la phase de tâches réelles, $2,56 \pm 0,88$ après la phase de tâches virtuelles) ni de fatigue cognitive ($1,44 \pm 0,73$ après la phase de tâches réelles, $2,11 \pm 1,36$ après la phase de tâches virtuelles). On peut noter une légère augmentation des fatigues physique et cognitive de la fin des tâches virtuelles par rapport à la fin des tâches réelles. De plus le geste des sujets lors de la tâche leur semblait réaliste quelque soit le type d'interaction et d'immersion ($5,44 \pm 1,13$ lors des tâches réelles, $5,44 \pm 1,13$ lors des tâches virtuelles).

Facteurs	Variables indépendantes		
	RPE [6 ;20]	Réalisme [1 ;7]	Charge perçue [-3 ;3]
Interaction			
val-p	4,3e-1	1,2e-1	8,4e-2
IH	$9,2 \pm 0,5$	$5,1 \pm 0,1$	$0,7 \pm 0,2$
IH-C	$9,2 \pm 0,5$	$4,9 \pm 0,3$	$0,6 \pm 0,2$
Masse			
val-p	**1,1e-3**	8,6e-1	8,2e-2
470g	$8,0 \pm 0,3$	$5,0 \pm 0,3$	$0,3 \pm 0,2$
1kg	$10,4 \pm 0,6$	$5,0 \pm 0,4$	$1,0 \pm 0,3$
Rythme			
val-p	2,9e-1	**4,8e-2**	**4,0e-2**
Lent	$9,2 \pm 0,5$	$5,1 \pm 0,3$	$0,8 \pm 0,2$
Rapide	$9,2 \pm 0,5$	$4,9 \pm 0,3$	$0,5 \pm 0,2$
Séquence			
val-p	5,6e-1	2,0e-1	1
Anti-horaire	$9,2 \pm 0,5$	$5,1 \pm 0,4$	$0,6 \pm 0,1$
Horaire	$9,2 \pm 0,5$	$5,0 \pm 0,4$	$0,6 \pm 0,2$

TABLE 5.4 – Résultats de l'analyse de la variance et moyennes marginales des indicateurs subjectifs. Les écarts significatifs sont en gras (seuil de significativité : $p < 0,05$).(IH-C : interface haptique avec l'algorithme de compensation actif)

D'autre part, les sujets ont eu le ressenti d'être immergé dans un environnement plutôt fidèle ($4,56 \pm 1,33$). Les sujets ont cependant rapporté de légères baisses momentanées du taux de rafraîchissement de la projection 3D ainsi que des pertes du suivi de la position des lunettes dans l'environnement, entraînant la non adaptation de la projection 3D à l'angle de vue du sujet. Enfin concernant le ressenti lié à l'interaction avec l'IH, les sujets ont trouvé l'interaction fidèle ($5,00 \pm 1,22$). Cependant, ils ont aussi eux des gênes pour déplacer et orienté l'objet et ils ont été gênés par la présence de l'IH. En effet, les sujets ont rapporté que le rendu contact était "mou" et un coefficient de frottement trop élevé affectant la fidélité de l'interaction et gênant le déplacement de l'objet à proximité de la table. De plus l'IH occultait une partie de l'objet et des cibles. Pour finir, une partie des sujets ont ressenti des variations dans le rendu haptique.

5.4 Discussion

Dans un premier temps, le choix de ces six mouvements différents de prises et déposes d'objets permettent d'obtenir un panel varié de trajectoires d'objet comme le montrent les différences significatives liées au type de mouvements concernant les indicateurs associés à l'étude de la trajectoire et de la cinématique de l'objet (voir tableau 5.3, dépeignant un ensemble diversifié d'amplitudes articulaires et d'activations musculaires, en dehors de la

Questions (1 : Non - 7 : Oui)	Moyenne	Écart type	Min.	Max.
Tâches				
Avez-vous ressenti de la fatigue cognitive ?				
Tâche réelle	1,44	0,73	1	3
Tâche virtuelle	2,11	1,36	1	5
Avez-vous ressenti de la fatigue physique ?				
Tâche réelle	2,22	0,97	1	4
Tâche virtuelle	2,56	0,88	1	4
Vos gestes étaient-ils naturels durant la tâche ?				
Tâche réelle	5,44	1,13	3	7
Tâche virtuelle	5,11	1,05	3	6
Environnement virtuel				
L'environnement virtuel paraissait-il fidèle ?	4,56	1,13	3	7
Interface haptique				
L'interaction haptique paraissait-elle fidèle ?	5,00	1,22	3	7
Avez-vous été gêné pour orienter et déplacer l'objet comme vous le vouliez ?	2,67	1,12	3	6
Avez-vous été gêné par la présence de l'interface haptique dans la scène ?	2,78	1,79	1	6
Avez-vous vous ressenti des variations dans le rendu haptique entre les différents essais ?	3,00	1,66	1	6

TABLE 5.5 – Réponses au questionnaire

flexion du coude et du plan d'élévation de l'épaule et des muscles qui y sont associées (voir tableau 5.2). Afin d'obtenir des amplitudes plus importantes pour ces articulations il aurait fallu avoir des mouvements demandant notamment plus de verticalité, ce qui n'était pas possible au vu de la limitation de l'espace atteignable de l'IH. Enfin la fatigue ressentie par les sujets reste relativement faible durant l'expérience, permettant la comparaison des activités musculaires en interaction haptique réelle et synthétique.

Contrairement à l'étude présentée au chapitre 3, l'augmentation du rythme entraîne des mouvements plus amples, causant des amplitudes articulaires plus importantes. Cela peut s'expliquer d'une part par l'inertie du bras plus importante due à la présence d'un second objet, plus lourd, et d'autre part par l'absence d'obstacle, permettant d'avoir un repère visuel concernant l'élévation de l'objet par rapport à la table. Par contre, la précision est de même négativement affectée par l'augmentation du rythme. En effet, la distance moyenne entre les différentes cibles est de 320mm, or la distance entre le départ et l'arrivée du mouvement est en moyenne de 317mm à rythme lent et de 348mm à rythme rapide. De plus, on relève bien une augmentation globale de l'activité des muscles principalement mis en œuvre pour la réalisation des mouvements et notamment principalement de la musculature distale, en accord avec d'autres études de la littérature [EM07] (biceps brachial, triceps brachial,extenseur et fléchisseur carpi ulnaris). En effet l'augmentation du rythme requièrent une augmentation de l'effort à fournir pour réaliser la tâche dans le temps imparti [LJS98].

Enfin l'augmentation du rythme n'a pas le même effet sur la trajectoire de l'objet lors de l'interaction haptique synthétique par rapport à l'interaction haptique réelle. Or aucune interaction significative n'est présente concernant les amplitudes articulaires, ce qui pourrait expliquer que la différence de trajectoire se réparti sur l'ensemble des articulations, dû à la modification de la stratégie de contrôle du mouvement. Cette dernière peut être causée par la présence de frottements visqueux lors du déplacement de l'objet avec l'IH, ce qui n'est pas naturel lors de la manipulation d'objets. Cela peut alors expliquer la baisse des ressentis de réalisme et de charge perçue par les sujets entre les deux rythmes, ce qui est en accord avec d'autres études de la littérature [SH17a] et l'étude présentée au chapitre précédent. La méthode de compensation n'a pas apporté d'amélioration significative en raison d'un faible réglage de la méthode.

En revanche, l'augmentation de la masse a un effet beaucoup plus limité sur la trajectoire de l'objet, avec une légère augmentation de la distance entre la prise et la dépose de l'objet, soit une baisse de la précision, entraînant ainsi l'augmentation de la longueur de la trajectoire. Cependant on ne note aucune augmentation significative des amplitudes articulaires, et même une légère diminution de celle du trapèze supérieur. Enfin on note une augmentation globale de l'activité de la plupart des muscles due à l'augmentation de l'inertie et du poids de l'objet, entraînant une augmentation de l'effort nécessaire pour la réalisation de la tâche, Seuls le deltoïde postérieur et le triceps brachiale ne présentent pas d'activité accrue lors de l'augmentation de la masse de l'objet. Ces muscles sont principalement mis en œuvre pour abaisser l'objet (phase de dépose), or, pour ce type de mouvement, l'augmentation du poids permet de compenser l'accroissement des effets d'inertie. Ainsi l'effort nécessaire pour déposer l'objet est peu affecté. De plus, l'amplitude de la flexion du poignet n'est pas influencée par la masse de l'objet, or le fléchisseur et l'extenseur carpi ulnaris présentent une activité accrue pour une masse plus élevée, s'expliquant par l'augmentation de leur co-contraction, permettant d'augmenter la rigidité de l'articulation. Enfin l'augmentation de l'effort est aussi ressentie par le sujet comme le montre l'augmentation de la fatigue perçue.

Enfin, l'interaction haptique synthétique avec ou non l'algorithme de compensation a grandement influencé la vitesse maximale atteinte par la main, réduisant celle-ci par rapport à l'interaction haptique réelle. De plus on note une augmentation de l'élévation de l'objet par rapport à la table. Cela peut s'expliquer par le fait que l'IH masque partiellement la visualisation de la scène, et surtout de l'objet virtuel qui était co-localisé sur la poignée de celle-ci, gênant ainsi son déplacement et son orientation par le sujet, ce qui est appuyé par les résultats au questionnaire. En revanche, lors de l'interaction haptique synthétique, avec ou sans algorithme de compensation, les amplitudes des articulations non nécessaires à la réalisation du mouvement (plan d'élévation de l'épaule, pronation de l'avant-bras et abduction du poignet) sont réduites, peut être dues à l'inexpérience des sujets avec l'IH (8 sur les 9 sujets n'avaient jamais utilisés d'IH) et aux conditions expérimentales (peur de ne pas répondre aux exigences des expérimentateurs, de casser le matériel etc.). Contrairement à l'étude effectuée au chapitre 3 et à certaines études de la littérature [SH17a], ni le biceps brachial ni le triceps brachial ne présentaient d'activité significativement accrue lors de

l'interaction avec l'IH. De plus les deltoïdes médian et antérieur ont une activité légèrement plus faible, probablement due à la diminution de la mobilité de l'épaule, et notamment du plan d'élévation de cette dernière. En revanche on note une augmentation de l'activité du fléchisseur carpi ulnaris. Par contre, les sujets ont ressenti une charge plus importante lors de l'interaction haptique synthétique que lors de l'interaction avec l'objet réel. La différence de ces résultats avec les études de la littérature peuvent provenir de la perte partielle de données liée aux déconnexion entre les capteurs EMG et la base émettrice. Enfin aucune différence notable n'a été observé dans les résultats entre l'interaction haptique synthétique avec et sans algorithme de compensation. La plupart des sujets ont tout de même ressenti des variations de comportement de celui-ci lors de l'expérience, alors qu'ils n'ont pas été informé que deux contrôles différents de l'IH ont été utilisés. Ainsi on peut supposer que le réglage de la compensation était insuffisante pour mettre en évidence une potentielle amélioration de la fidélité biomécanique de la tâche.

Finalement, un des biais principaux de cette étude réside dans la cohorte limitée de sujets participant à cette expérience et elle ne représente pas forcément les opérateurs dans l'industrie pour lesquels ce type d'application est testé. En effet, la cohorte est globalement jeune et pour la plupart étudiant dans les domaines des sciences du sport, du numérique ou de la mécatronique. Les sujets sont pour certains habitués à l'utilisation de la RV et à la réalisation d'expériences. Cependant le protocole expérimental était particulièrement ambitieux, car il devait intégrer de nombreux systèmes à synchroniser (RV, IH, capture de mouvement et enregistrement des EMG) et il demandait un temps de préparation assez long (pose des capteurs EMG et des marqueurs infrarouges, réalisation de la séquence de calibration de l'analyse cinématique (ROM)) et d'expérimentation (48 séquences de 6 mouvements de prise et dépose d'objet). Il est donc probable qu'il soit difficile de faire passer beaucoup de sujets sur de telles expérimentations. L'objectif était aussi de voir si les conclusions sur des données plus complètes étaient similaires aux protocoles simplifiés présentés aux chapitres précédents. Concernant ce dernier point, nous ne retrouvons pas totalement les mêmes résultats que les trois études précédentes. Comme discuté précédemment, l'activité musculaire du biceps brachial et du triceps brachial n'augmente pas significativement lors de l'interaction haptique synthétique. De plus, on peut noter que la variation d'activité musculaire entre les deux modes d'interaction haptique est assez complexe, avec l'augmentation de l'activité de certains muscles au profit d'autres muscles. En outre les trajectoires sont plus amples lors de cette étude que dans celles présentées au chapitre 3. Ceci peut s'expliquer par le changement d'installation expérimentale (position debout/assis, présence/absence d'obstacle, Salle immersive/Casque de réalité virtuelle). En revanche, le ressenti des sujets est similaire entre les différentes études et on note une diminution de la vitesse maximale atteinte lors de l'interaction haptique synthétique.

5.5 Conclusion

En conclusion, l'objectif de cette étude est d'évaluer finement les effets de l'interaction haptique synthétique sur la fidélité biomécanique de tâche de prise et dépose d'objets pour différentes difficultés de tâches (masse de l'objet et vitesse d'exécution) en immersion dans un système réalité virtuelle de haute fidélité. Des indicateurs variés ont été retenus, qu'ils soient des mesures objectives du mouvement du sujet durant la tâche (amplitudes articulaires, activités musculaires, trajectoire et cinématique de l'objet) ou des mesures subjectives du ressenti de celui-ci. La tâche consistait en des mouvements élémentaires de prise et de dépose d'objets (mouvement latéral, frontal et élévation de l'objet), afin d'être facilement reproductibles et représentatifs de mouvements présents dans l'industrie. Parmi les résultats, les principales avancées de cette étude sont la mise en lumière de la complexité des effets de l'utilisation d'IH pour ce type de tâche. En effet, ces effets ne sont pas similaires à ceux dus à l'augmentation de la difficulté de la tâche, ce que pouvait laisser paraître les études précédentes décrites dans ce manuscrit. Ces effets semblent être multi-factoriels ;

— augmentation de l'effort dû aux effets d'inertie et des frottements intrinsèque à l'IH ;

— modification du comportement dynamique de l'interaction haptique, en effet lors du mouvement de l'objet réel, les efforts sont principalement dus aux effets d'inertie de celui-ci, alors que lors de l'interaction avec l'IH, étant un système polyarticulé, son inertie en translation et en rotation n'est pas homogène et isotrope, or cette inertie s'ajoute à celle de l'objet manipulé, sans compter l'ajout des frottements visqueux ;

— diminution de la visibilité de la scène virtuelle à cause de la présence de l'IH.

D'autre part, cette étude a permis de montrer des situations où le ressenti de l'effort du sujet n'était pas corrélé aux mesures biomécaniques objectives. En effet alors que le sujet ressent un effort plus important en interagissant avec l'IH, l'activité de certains de ses muscles augmente tandis que l'activité diminue pour pour d'autres muscles. Cela remet en cause en partie la méthode permettant de régler l'algorithme de compensation de l'IH évalué dans cette étude.

Enfin cette étude met en évidence la nécessité d'utiliser des méthodes d'amélioration du rendu haptique plus complexes nécessitant un réglage fin afin d'atteindre un niveau acceptable de fidélité biomécanique. En effet, l'évaluation ergonomique en RV nécessite une haute fidélité biomécanique de la tâche pour s'assurer de la transférabilité de ses conclusions à la tâche réelle car celles-ci se basent notamment sur les postures et efforts du sujet. Or pour des tâches à faible charge, comme de la prise et dépose d'objets, le comportement de l'IH a un impact important sur la fidélité.

De plus, cette étude met aussi en évidence la nécessité d'évaluer finement le comportement biomécanique des sujets en immersion dans des systèmes réalité virtuelle de haute fidélité et en interaction haptique. En effet, l'utilisation de tels modes d'immersion et d'interaction entraîne des modifications complexes de la stratégies de contrôle de mouvement.

Enfin, à défaut d'obtenir des tâches fidèles en simulateur, il convient de connaître précisément leurs biais pour pouvoir corriger les conclusions de l'évaluation ergonomique.

Chapitre 6

Conclusion et perspectives

Ma thèse a pour objectif d'étudier la fidélité biomécanique de l'interaction haptique en réalité virtuelle (RV) pour l'évaluation ergonomique de tâches de prise et dépose d'objets lors de la démarche de conception d'un produit, visant à évaluer les sollicitations biomécaniques liées à l'utilisation du produit afin de réduire les risques d'apparition de troubles musculo-squelettiques (TMS). En effet, ces dernières, en plus d'être délétères pour le travailleur, sont les principales causes de baisse de productivité et d'absentéisme au travail. De plus, les tâches de prise et dépose d'objets, omniprésentes lors des tâches professionnelles, sont des actions répétitive, donc à risque. La RV permet de proposer de nouveaux outils pour l'évaluation ergonomique lors de la démarche de conception, permettant notamment d'évaluer une tâche en immergeant un opérateur dans un environnement virtuel. La RV permet ainsi de simuler une tâche effectuée sur une maquette virtuelle facilitant les modifications et réduisant ainsi les délais et les coûts pour l'amélioration de l'ergonomie de tâches industrielles. Enfin, cet outil aide la collaboration entre les différents acteurs (ergonomes, ingénieurs et opérateurs) en proposant des outils adaptés pour chaque métier (mesure en temps réels d'indicateurs ergonomiques, conception en immersion).

La RV est de plus en plus populaire dans le monde professionnel, grâce notamment à la baisse des coûts et l'amélioration des performances des dispositifs visuels - surtout des casques de RV - et du développement d'outils pour la conception d'environnements virtuels, permettant alors de rentabiliser son emploi. La RV est utilisable et utilisée dans de nombreux domaines, et plus particulièrement lors de la démarche de conception de produits, dans laquelle cette technologie intervient à de multiples étapes. Afin d'augmenter les capacités d'interaction avec l'environnement virtuel, il est possible d'utiliser des interfaces haptiques (IH) permettant d'agir sur l'environnement en simulant les sensations de toucher et kinésthésiques. L'environnement virtuel est traditionnellement caractérisé par ses niveaux de fidélité du rendu visuel, c'est-à-dire le degré d'exactitude entre la visualisation de l'environnement réel et virtuel, et de fidélité de l'interaction, notamment le degré d'exactitude du rendu haptique. Cette définition de la fidélité de l'environnement virtuel n'est pas

adaptée pour assurer la transférabilité des conclusions de l'évaluation ergonomique effectuée en RV, en effet les facteurs de risques d'apparition de troubles musculo-squelettiques sont multiples - sollicitations biomécaniques, facteurs psychosociaux et individuels, organisation du travail - nécessitant l'évaluation de la fidélité d'un point de vue centré sur l'utilisateur. L'évaluation de la fidélité biomécanique de la tâche en RV est proposée afin d'étudier le degré d'exactitude du comportement biomécanique de l'utilisateur - forces musculaires, cinématique et dynamique du mouvement, postures etc. - lors de la tâche en RV par rapport à son équivalent réel.

De nombreuses études ont étudié le comportement d'un utilisateur en milieu immersif dans le but d'évaluer la niveau d'immersion et de présence et la fidélité de celui-ci. D'autre part de nombreuses méthodes de rendu haptique ont été développées afin de simuler un large panel de sensations différentes : chocs, contacts, manipulation d'un objet, vibrations etc. Cependant, peu d'études se sont intéressées à évaluer l'influence de ces modes d'interaction indépendamment sur le ressenti et le comportement biomécanique de l'utilisateur. Ma première contribution propose d'évaluer des tâches de prise et dépose d'objets à différents niveaux de virtualité en prenant le point de vue de l'utilisateur. Le sujet était amené à effectuer des mouvements de prise et dépose d'un objet entre deux cibles en évitant un obstacle avec deux modes de visualisation (réel ou via un casque de RV) et deux modes d'interaction haptique (réel ou via une IH). Cette étude montre trois points importants :

— il n'y a pas de corrélation croisée des effets de l'immersion et de l'interaction sur la fidélité biomécanique de la tâche. Ce résultat permet de valider les conclusions des études réalisées indépendemment sur les IH et la RV, qui sont nombreuses dans la littérature ;

— l'immersion en RV a principalement un effet sur la cinématique de l'utilisateur qui semble être causée par la distorsion de la perception des distances ;

— l'interaction haptique a surtout un effet sur l'effort nécessaire à la réalisation de la tâche, sûrement causée par une augmentation de l'inertie et des frottements perçus par l'utilisateur, dus au frottement et à l'inertie de l'IH.

Cette étude n'étudie cependant pas en profondeur la fidélité biomécanique de la tâche, il serait en effet nécessaire d'évaluer plus précisément les angles articulaires et activités musculaires du membre supérieur. De plus le nombre de sujets était assez limité.

D'autre part, de nombreuses études ont proposé d'améliorer la transparence de l'interaction haptique, cependant ces méthodes nécessitent l'ajout de capteurs et d'actionneurs, ce qui est difficilement compatible avec l'utilisation d'une IH commerciale. Afin de réduire l'influence de l'inertie et des frottements de l'IH, phénomènes qui sembleraient d'après la première étude prédominants pour des tâches de prise et dépose d'objets de "faibles masses", j'ai proposé un algorithme de compensation afin d'adapter la commande de retour de force. La compensation de l'inertie a été réalisée à partir d'un modèle volumique de l'IH fourni par le fabricant, et une évaluation subjective de l'interaction haptique a été effectuée afin de régler la compensation des frottements. Les résultats de cette évaluation montrent qu'une compensation isotrope et homogène des frottements dans le plan hori-

zontal améliore l'effort perçu et le réalisme de la tâche. Une seconde étude a été réalisée afin d'évaluer subjectivement et objectivement l'interaction haptique avec l'algorithme de compensation avec un équipement léger. Cette étude n'a pas mis en lumière d'amélioration significative de la qualité de l'interaction. Ceci peut s'expliquer parce que les frottements sont dûs majoritairement au guidage en rotation des articulations, or elles sont compensés par cet algorithme de façon homogène et isotrope dans le plan horizontal de l'espace cartésien de l'organe terminal et la relation entre le déplacement dans ce plan n'est pas proportionnel au déplacement articulaire. De plus la disposition de l'IH entre ces deux études n'était pas la même, ne provoquant pas les mêmes amplitudes de mouvement.

J'ai alors décidé d'effectuer une évaluation plus fine de la fidélité biomécanique avec un système immersif à haute fidélité. Cette étude a consisté à étudier des tâches de prise et dépose d'objet de masses différentes entre trois cibles, soit en situation réelle, soit en situation virtuelle avec retour haptique, avec ou sans l'algorithme de compensation. Les résultats ont montré que l'interaction en RV détériore significativement la fidélité biomécanique par rapport à la tâche en réel. En effet on remarque la diminution de l'amplitude de mouvement des articulations non nécessaires à la réalisation du mouvement - élévation du plan de l'épaule, abduction du poignet, pronation de l'avant bras - une diminution de l'activité de certains muscles de l'épaule (deltoïdes antérieur et médian) et une augmentation de l'effort du fléchisseur du poignet. Ces résultats montrent qu'il y a une diminution des mouvements parasites et un changement de stratégie de mouvement, avec une baisse de l'effort développé au niveau de l'épaule et une augmentation de l'effort au niveau du poignet. De plus la trajectoire de la main est aussi affecté en RV, avec une augmentation de la hauteur maximale atteinte sans pour autant impacter la longueur de la trajectoire. Enfin la vitesse maximale atteinte lors de la réalisation de la tâche en RV est beaucoup plus faible que celle atteinte lors de la tâche réelle.

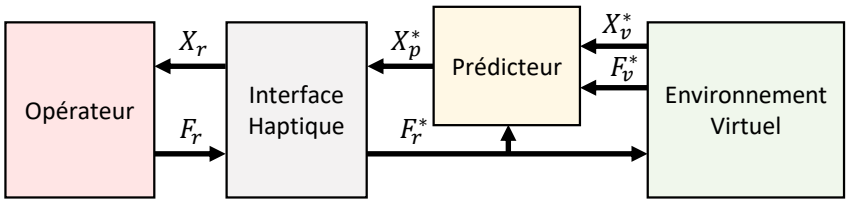

FIGURE 6.1 – Schéma bloc de la méthode du "prédicteur" développée par Forbrigger et Pan [FP18]. L'effort de l'utilisateur appliqué à l'IH F_r est capté et transmis à l'environnement virtuel permettant l'action sur l'objet virtuel. Le déplacement de ce dernier X_v*, les possibles efforts extérieurs F_v* s'appliquant sur celui ci ainsi que l'effort de l'utilisateur est transmis alors au prédicteur, permettant de calculer la commande en position X_p* de l'IH.

Ces contributions présentent différents axes de recherche pour l'utilisation de la RV pour l'évaluation ergonomique. L'altération de la tâche due à l'interaction haptique n'interagissant pas avec celle due à l'immersion virtuelle, il est donc nécessaire, dans un premier temps, d'améliorer le rendu de l'interaction haptique. En effet, les différentes études réalisées montrent que l'utilisation d'une IH affecte profondément la stratégie du mouvement de son utilisateur, rendant alors difficile le transfert au monde réel des conclusions d'une évaluation ergonomique réalisée en RV. Il est important à ce que la méthode d'amélioration du rendu haptique soit implémentable pour des IH commerciales afin de permettre son utilisation pour des applications industrielles. Cependant, la solution proposée dans ce manuscrit ne semble pas être satisfaisante en l'état. Il serait effectivement nécessaire d'établir un modèle dynamique plus précis de l'IH. En effet, ce type d'algorithme de compensation nécessite un réglage assez fin car il y a un risque de rendre active l'IH lorsque la compensation est surévaluée. Des études récentes ont proposé des méthodes sophistiquées permettant d'améliorer la qualité de l'interaction haptique ne nécessitant pas la modification de l'interface. Forbrigger et Pan [FP18] ont développé une méthode d'amélioration du rendu basé sur un "prédicteur" pour des IH fonctionnant en admittance (voir figure 6.1). Ce prédicteur a deux fonctions : premièrement ce composant permet d'augmenter le taux de rafraîchissement et de réduire le délai de la commande de l'IH grâce à l'estimation de l'état futur de la scène virtuel et deuxièmement il permet de compenser les distorsions causées par l'interface en tenant compte de comportement dynamique.

Le deuxième axe de recherche est l'ébauche d'une méthode d'évaluation de la fidélité biomécanique de la tâche en RV. En effet la fidélité biomécanique est mieux adaptée que la fidélité du rendu visuel et la fidélité de l'interaction haptique pour évaluer les sollicitations biomécaniques d'une tâche réalisée dans un simulateur en RV. La fidélité biomécanique permet de prendre en compte le contrôle moteur macro (tâche) et micro (muscle) et reprend en partie les métriques utilisées par l'évaluation ergonomique et permet ainsi d'assurer la validité des conclusions de celle-ci. Afin que les différentes études soient comparables, il serait nécessaire d'établir une méthode systématique pour l'évaluation de la fidélité biomécanique. Cette méthode devrait établir des règles pour :

— la création et l'exportation des modèles 3D ;

— les scénarios et les outils d'interaction ;

— les moyens de mesure et métriques.

Les différentes contributions présentent une ébauche de méthode pour l'étude de la fidélité biomécanique :

— la scène virtuelle a été conçue sur un logiciel de CAO (Solidworks) puis exporté en utilisant Blender pour pouvoir être exploité en RV. Unity3D a été utilisé pour gérer la scène virtuelle et les calculs liés à l'interaction haptique. Ce logiciel met à disposition d'un ensemble d'outils utiles à la mis en œuvre d'environnement immersif tel que la gestion de collision, un moteur physique etc. Il permet aussi l'utilisation d'outils permettant le rendu 3D tel que MiddleVR ou SteamVR. Ainsi cela permet de faciliter la programmation d'environnements virtuels ;

— les différentes études décrites dans ce manuscrit reposaient sur l'évaluation de tâches élémentaires de prise et dépose d'objet permettant de faciliter sa reproduction et étant une tâche classique retrouvable dans l'industrie. Elles étaient contrainte en durée par des signaux sonores et spatialement avec des cibles afin d'étudier la précision et la répétabilité du geste. Ces tâches ont étaient réalisées à différents niveaux de virtualité sur des dispositifs expérimentaux réels et virtuels similaires. En effet, pour chaque étude l'environnement virtuel était une reproduction de l'installation réelle. Les sujets ont été amenés à être immergés en RV via deux types de dispositifs : soit grâce à un casque de RV, soit dans une salle de RV. Chacun de ces dispositifs présente des avantages des inconvénients. Le casque de RV, contrairement à la salle de RV, permet de masquer entièrement l'environnement réel et donc il permet d'occulter les différents dispositifs de mesure et moyens d'interaction. Cependant cela se révèle être aussi un inconvénient dans la mesure où cela occulte le corps de l'utilisateur, diminuant ainsi le sentiment d'incarnation ("embodiment") et donc l'immersion. Le casque de RV permet aussi de proposer un moyen d'immersion à faible coût pour de bonnes performances par rapport à la salle de RV. Enfin l'interaction avec l'environnement virtuel a été obtenue grâce à une interface haptique commerciale permettant de simuler l'effort nécessaire au déplacement de l'objet manipulé ;

— les tâches ont été étudiées à différents niveaux de description du contrôle moteur. La trajectoire de l'objet et les angles articulaires ont été calculés à partir de la capture de mouvement ou d'un traqueur afin de caractériser le geste des sujets. Le geste a alors été comparé à l'activité musculaire du sujet durant la tâche, enregistrée soit par un bracelet porté au bras et muni de plusieurs paires d'électrodes EMG ou soit des paires d'électrodes EMG placées individuellement sur les différents muscles du bras et de l'épaule. La mesure objective du contrôle moteur a pu alors être confrontée aux ressentis du sujet à travers un questionnaire.

Il serait nécessaire d'affiner l'étude de la fidélité biomécanique de la tâche réalisée dans ce manuscrit afin de pouvoir assurer la validité des conclusions de l'évaluation ergonomique à la situation réelle. En effet, les études présentées dans ce manuscrit ne traitent pas de façon exhaustive les différences biomécaniques entre les tâches réelles et virtuelles et ne permettent pas en l'état de comprendre précisément l'origine des écarts montrés dans cette thèse. Enfin les études présentées devraient être élargies à une cohorte plus importante et plus représentative de la population travaillant dans l'industrie, ainsi qu'à une plus grande variété de tâches.

Pour conclure, cette thèse soulève la problématique de la fidélité d'un point de vue biomécanique de l'utilisateur réalisant la tâche en RV ce qui rejoint la littérature [SH17b, PDS+14a] pour permettre d'assurer la validité de conclusions d'évaluation ergonomique en RV. En effet les différents modes d'interaction et d'immersion distordent le réalisme de l'expérience en modifiant l'effort nécessaire à la réalisation de la tâche et en distordant l'évaluation des distances. Il est donc nécessaire de continuer les efforts pour l'amélioration de ces technologies si on veut pouvoir les utiliser dans le cadre de l'évaluation ergonomique de poste de travail, ou à défaut d'étudier plus précisément les biais engendrés par la mise en

œuvre de ces technologies. En effet, deux axes de recherche permettraient de pouvoir utiliser la RV pour l'évaluation ergonomique : l'amélioration des méthodes de rendu immersif et d'interaction haptique pour minimiser les écarts de contrôle moteur entre la tâche réelle et virtuelle, et la caractérisation détaillée de l'altération du simulateur RV permettant d'adapter les conclusions d'évaluations ergonomiques effectuées en RV afin de les rendre valides pour des tâches similaires réelles.

Publications

Article

Huyen Nguyen, Charles Pontonnier, Simon Hilt, Thierry Duval and Georges Dumont. VR-based operating modes and metaphors for collaborative ergonomic design of industrial workstations. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 11 : 97-111, 2017.

Article soumis

Simon Hilt, Charles Pontonnier and Georges Dumont. Biomechanical fidelity of simulated pick-and-place tasks : Impact of visual and haptic renderings. *Transactions on Haptics*, seconde revue, 2020.

Conférence internationale

Simon Hilt, Charles Pontonnier and Georges Dumont. Model Based Compensation for Low Mass Objects Haptic Manipulation in Virtual Environments. *International Conference on Virtual Reality and Augmented Reality*, 87-101, 2017.

Conférences nationales

Simon Hilt, Charles Pontonnier and Georges Dumont. Biomechanical fidelity assessment of a pick and place task with haptic feedback in virtual reality. *45ème congrès de la Société de Biomécanique*, 2020.

Simon Hilt, Charles Pontonnier and Georges Dumont. Model Based Compensation for Haptics Low Mass Objects Manipulation in Virtual Environments.

Journées plénières IG-RV, 2017.

Communication

Simon Hilt, Charles Pontonnier and Georges Dumont. Fidélité biomécanique de tâches de pick and place simulées avec rendu haptique. *Journées Inter-GT ECMRV*, 2018.

Résumé/Abstract

Résumé

Depuis ces vingt dernières années la réalité virtuelle (RV) et les interfaces haptiques (IH) possèdent des applications dans de plus en plus de domaines en permettant la simulation de la présence physique d'un utilisateur dans un environnement virtuel reproduisant une expérience sensorielle artificielle et sur lequel il peut agir. L'ergonomie des situations de travail est l'une des pistes applicatives les plus séduisantes actuellement pour ce type de technologie. Je m'intéresse particulièrement dans cette thèse à l'étude de la fidélité biomécanique de la tâche en RV, notamment de l'effet de l'interaction haptique, pour des tâches de prise et dépose d'objet, qui sont à la fois des tâches à risque pour l'apparition de troubles musculo-squelettiques et des tâches fréquentes dans l'industrie. En effet, afin de garantir que les conclusions ergonomiques de telles évaluations en RV soient valides pour des tâches similaires en environnement réel, il est nécessaire de s'assurer que le comportement biomécanique de l'utilisateur en RV soit fidèle à celui en réel. Mes travaux de thèse portent sur trois contributions. Dans un premier temps, j'ai étudié l'effet de différents niveaux de virtualité sur le comportement biomécanique pour des tâches de prise et dépose d'objets. Quatre niveaux de virtualité ont été évalués : retour visuel réel et interaction haptique réelle, retour visuel réel et interaction haptique synthétique via une IH, retour visuel virtuel via un casque de RV et interaction haptique réelle et enfin retour visuel virtuel et interaction haptique synthétique, afin d'étudier les effets indépendants et couplées de ces moyens d'immersion et d'interaction. Un des résultats de cette étude fut que les effets de l'immersion en RV et les effets de l'interaction haptique synthétique sur le comportement biomécanique de l'utilisateur peuvent être évalués de manière indépendante. Ainsi j'ai alors décidé de proposer un algorithme de compensation afin d'améliorer le rendu haptique pour de telles tâches. Enfin j'ai évalué plus finement la fidélité biomécanique de tâches en RV avec une interaction haptique synthétique munie ou non de l'algorithme de compensation.

Abstract

For the last twenty years, virtual reality (VR) and haptic interfaces (HI) have had applications in more and more domains by allowing the simulation of the physical presence of users in a virtual environment that reproduces an artificial sensory experience on which they can act. The ergonomics of work situations is currently one of the most attractive application areas for this type of technology. In this thesis, I am particularly interested in the study of the biomechanical fidelity of the task in VR, notably the effect of haptic interaction, for object pick and place tasks, which are both high-risk tasks for the appearance of musculoskeletal disorders and frequent tasks in industry. Indeed, in order to ensure that the ergonomic conclusions of such VR assessments are valid for similar tasks in a real environment, it is necessary to ensure that the biomechanical behaviour of the user in VR is consistent with its behaviour in the real environment. My thesis work focuses on three contributions. First, I studied the effect of different levels of virtuality on the biomechanical behavior for pick and place tasks. Four levels of virtuality were evaluated : real visual feedback and real haptic interaction, real visual feedback and synthetic haptic interaction through an HI, virtual visual feedback via a head-mounted display and real haptic interaction and finally virtual visual feedback and synthetic haptic interaction, in order to study the independent and coupled effects of these modes of immersion and interaction. One of the results of this study was that the effects of VR immersion and the effects of synthetic haptic interaction on the biomechanical behavior of the user can be evaluated independently. Thus I decided to propose a compensation algorithm to improve haptic rendering for such tasks. Finally I evaluated more precisely the biomechanical fidelity of VR tasks with a synthetic haptic interaction with or without the compensation algorithm.

Bibliographie

[AAC05] Michel Aptel and Agnès Aublet-Cuvelier. Prévenir les troubles musculosquelettiques du membre supérieur : un enjeu social et économique. *Santé publique*, 17(3) :455–469, 2005.

[ABSW05] Amy L Alexander, Tad Brunyé, Jason Sidman, and Shawn A Weil. From gaming to training : A review of studies on fidelity, immersion, presence, and buy-in and their effects on transfer in pc-based simulations and games. *DARWARS Training Impact Group*, 5 :1–14, 2005.

[ABW93] Kevin W Arthur, Kellogg S Booth, and Colin Ware. Evaluating 3d task performance for fish tank virtual worlds. *ACM Transactions on Information Systems (TOIS)*, 11(3) :239–265, 1993.

[ACCN99] L Arms, Dianne Cook, and Carolina Cruz-Neira. The benefits of statistical visualization in an immersive environment. In *Proceedings IEEE Virtual Reality (Cat. No. 99CB36316)*, pages 88–95. IEEE, 1999.

[ALB17] Sobhi Ahmed, Laure Leroy, and Ari Bouaniche. Questioning the use of virtual reality in the assessment of the physical impacts of real-task gestures and tasks. In *2017 23rd International Conference on Virtual System & Multimedia (VSMM)*, pages 1–10. IEEE, 2017.

[ALV+12] Susanna Aromaa, S-P Leino, Juhani Viitaniemi, Lauri Jokinen, Sauli Kiviranta, et al. Benefits of the use of virtual environments in product design review meeting. In *DS 70 : Proceedings of DESIGN 2012, the 12th International Design Conference, Dubrovnik, Croatia*, pages 355–364, 2012.

[ATPB17] Yusuf Aydin, Ozan Tokatli, Volkan Patoglu, and Cagatay Basdogan. Fractional order admittance control for physical human-robot interaction. In *2017 IEEE World Haptics Conference (WHC)*, pages 257–262. IEEE, 2017.

[AV16] Susanna Aromaa and Kaisa Väänänen. Suitability of virtual prototypes to support human factors/ergonomics evaluation during the design. *Applied ergonomics*, 56 :11–18, 2016.

[BCCP09] Monica Bordegoni, Umberto Cugini, Giandomenico Caruso, and Samuele Polistina. Mixed prototyping for product assessment : a reference framework. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 3(3) :177–187, 2009.

[BCF+08] Doug A Bowman, Sabine Coquillart, Bernd Froehlich, Michitaka Hirose, Yoshifumi Kitamura, Kiyoshi Kiyokawa, and Wolfgang Stuerzlinger. 3d user interfaces : New directions and perspectives. *IEEE computer graphics and applications*, 28(6) :20–36, 2008.

[BCP+10] Patrick Bourdot, Thomas Convard, Flavien Picon, Mehdi Ammi, Damien Touraine, and J-M Vézien. Vr–cad integration : Multimodal immersive interaction and advanced haptic paradigms for implicit edition of cad models. *Computer-Aided Design*, 42(5) :445–461, 2010.

[BF13] Monica Bordegoni and Francesco Ferrise. Designing interaction with consumer products in a multisensory virtual reality environment : this paper shows how virtual reality technology can be used instead of physical artifacts or mock-ups for the new product and evaluation of its usage. *Virtual and Physical Prototyping*, 8(1) :51–64, 2013.

[BGK13] Ozgur Baser, Hakan Gurocak, and E. Ilhan Konukseven. Hybrid control algorithm to improve both stable impedance range and transparency in haptic devices. *Mechatronics*, 23(1) :121 – 134, 2013.

[BGLC20] Cagatay Basdogan, Frederic Giraud, Vincent Levesque, and Seungmoon Choi. A review of surface haptics : Enabling tactile effects on touch surfaces. *IEEE Transactions on Haptics*, 2020.

[BHB97] Woodrow Barfield, Claudia Hendrix, and Karl Bystrom. Visualizing the structure of virtual objects using head tracked stereoscopic displays. In *Proceedings of IEEE 1997 Annual International Symposium on Virtual Reality*, pages 114–120. IEEE, 1997.

[BK12] Ozgur Baser and E Ilhan Konukseven. Utilization of motor current based torque feedback to improve the transparency of haptic interfaces. *Mechanism and Machine Theory*, 52 :78–93, 2012.

[BKG12] Ozgur Baser, E Ilhan Konukseven, and Hakan Gurocak. Transparency improvement in haptic devices with a torque compensator using motor current. In *International Conference on Human Haptic Sensing and Touch Enabled Computer Applications*, pages 37–46. Springer, 2012.

[BLM+18] Ilaria Bortone, Daniele Leonardis, Nicola Mastronicola, Alessandra Crecchi, Luca Bonfiglio, Caterina Procopio, Massimiliano Solazzi, and Antonio Frisoli.

Wearable haptics and immersive virtual reality rehabilitation training in children with neuromotor impairments. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(7) :1469–1478, 2018.

[BLP05] Nicholas L Bernstein, Dale A Lawrence, and Lucy Y Pao. Friction modeling and compensation for haptic interfaces. In *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics Conference*, pages 290–295. IEEE, 2005.

[BNÓ09] Paul P Breen, Aamer Nisar, and Gearóid ÓLaighin. Evaluation of a single accelerometer based biofeedback system for real-time correction of neck posture in computer users. In *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 7269–7272. IEEE, 2009.

[Bor98] Gunnar Borg. *Borg's perceived exertion and pain scales.* Human kinetics, 1998.

[BPA97] Bruce P Bernard and Vern Putz-Anderson. *Musculoskeletal disorders and workplace factors ; a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back.* The National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), 1997.

[Bro99] Frederick P Brooks. What's real about virtual reality ? *IEEE Computer graphics and applications*, 19(6) :16–27, 1999.

[Bry93] Steve Bryson. Virtual reality in scientific visualization. *Computers & graphics*, 17(6) :679–685, 1993.

[Bur10] Adrian Burden. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants ? what we have learned from over 25áyears of research. *Journal of electromyography and kinesiology*, 20(6) :1023–1035, 2010.

[BV17] Leif P Berg and Judy M Vance. Industry use of virtual reality in product design and manufacturing : a survey. *Virtual reality*, 21(1) :1–17, 2017.

[BVHT07] BH Bosker, CCPM Verheyen, WG Horstmann, and NJA Tulp. Poor accuracy of freehand cup positioning during total hip arthroplasty. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 127(5) :375–379, 2007.

[C+04] Alan Cooper et al. *The inmates are running the asylum :[Why high-tech products drive us crazy and how to restore the sanity]*, volume 2. Sams Indianapolis, 2004.

[CB76] E Nigel Corlett and RP Bishop. A technique for assessing postural discomfort. *Ergonomics*, 19(2) :175–182, 1976.

[CB94] J Edward Colgate and J Michael Brown. Factors affecting the z-width of a haptic display. In *Robotics and Automation, 1994. Proceedings., 1994 IEEE International Conference on*, pages 3205–3210. IEEE, 1994.

[CC00] Craig R Carignan and Kevin R Cleary. Closed-loop force control for haptic simulation of virtual environments. *The electronic journal of haptics research*, 2000.

[CDGC18] A. Cantu, T. Duval, O. Grisvard, and G. Coppin. Helovis : A helical visualization for sigint analysis using 3d immersion. In *2018 IEEE Pacific Visualization Symposium (PacificVis)*, pages 175–179, 2018.

[CFS17] Joshua Q Coburn, Ian Freeman, and John L Salmon. A review of the capabilities of current low-cost virtual reality technology and its potential to enhance the design process. *Journal of computing and Information Science in Engineering*, 17(3), 2017.

[CJN15] SangSu Choi, Kiwook Jung, and Sang Do Noh. Virtual reality applications in manufacturing industries : Past research, present findings, and future directions. *Concurrent Engineering*, 23(1) :40–63, 2015.

[CKC+93] Horn-Che Chiang, Yin-Ching Ko, Shun-Shen Chen, Hsin-Su Yu, Trong-Neng Wu, and Po-Ya Chang. Prevalence of shoulder and upper-limb disorders among workers in the fish-processing industry. *Scandinavian journal of work, environment & health*, pages 126–131, 1993.

[CNSD93] Carolina Cruz-Neira, Daniel J Sandin, and Thomas A DeFanti. Surround-screen projection-based virtual reality : the design and implementation of the cave. In *Proceedings of the 20th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pages 135–142, 1993.

[CS94] J. E. Colgate and G. Schenkel. Passivity of a class of sampled-data systems : application to haptic interfaces. In *American Control Conference, 1994*, volume 3, pages 3236–3240 vol.3, June 1994.

[CT02] Mike Connell and Odd Tullberg. A framework for immersive fem visualisation using transparent object communication in a distributed network environment. *Advances in Engineering Software*, 33(7-10) :453–459, 2002.

[DACJ12] Bruno R. De Araùjo, Géry Casiez, and Joaquim A. Jorge. Mockup builder : Direct 3d modeling on and above the surface in a continuous interaction space. In *Proceedings of Graphics Interface 2012*, GI '12, page 173–180, CAN, 2012. Canadian Information Processing Society.

[DACJH13] Bruno R De Araújo, Géry Casiez, Joaquim A Jorge, and Martin Hachet. Mockup builder : 3d modeling on and above the surface. *Computers & Graphics*, 37(3) :165–178, 2013.

[Dan13] Quoc-Viet Dang. *Conception et commande d'une interface haptique à retour d'effort pour la CAO*. PhD thesis, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2013.

[dCV10] Bruno R da Costa and Edgar Ramos Vieira. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders : a systematic review of recent longitudinal studies. *American journal of industrial medicine*, 53(3) :285–323, 2010.

[Dev17] Pierre Devos. *Biomechanical contribution to the in vivo kinematic analysis of the human hand motion.* Theses, Université de Technologie de Compiègne, May 2017.

[DG08] Vincent Duchaine and Clement M Gosselin. Investigation of human-robot interaction stability using lyapunov theory. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, pages 2189–2194. IEEE, 2008.

[DPW14] Georges Dumont, Charles Pontonnier, and Zhaoguang Wang. Virtual Reality Based on Interactive Mechanical Simulation for Design Improvement. In *Advances in Computers and Information in Engineering Research, Volume 1.* ASME Press, 01 2014.

[EM07] Reuben S Escorpizo and Anne E Moore. Quantifying precision and speed effects on muscle loading and rest in an occupational hand transfer task. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 37(1) :13–20, 2007.

[Eur16] Eurofound. Sixth european working conditions survey–overview report, 2016.

[FBC13] Francesco Ferrise, Monica Bordegoni, and Umberto Cugini. Interactive virtual prototypes for testing the interaction with new products. *Computer-Aided Design and Applications*, 10(3) :515–525, 2013.

[FdAMS02] Michele Fiorentino, Raffaele de Amicis, Giuseppe Monno, and Andre Stork. Spacedesign : A mixed reality workspace for aesthetic industrial design. In *Proceedings. International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, pages 86–318. IEEE, 2002.

[FJST07] Jonas Fritsch, Andrea Judice, Katja Soini, and Phillip Tretten. Storytelling and repetitive narratives for design empathy : case suomenlinna. *Nordes*, 2, 2007.

[FLF07] Rasul Fesharakifard, Laure Leroy, and Philippe Fuchs. Development of a string-based haptic interface by using a hybrid control approach. In *Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WHC'07)*, pages 488–493, 03 2007.

[FOP16] Daniel J Finnegan, Eamonn O'Neill, and Michael J Proulx. Compensating for distance compression in audiovisual virtual environments using incongruence. In *Proceedings of the 2016 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pages 200–212, 2016.

[FOP17] Daniel J Finnegan, Eamonn O'Neill, and Michael J Proulx. An approach to reducing distance compression in audiovisual virtual environments. In *2017 IEEE 3rd VR Workshop on Sonic Interactions for Virtual Environments (SIVE)*, pages 1–6. IEEE, 2017.

[FP18] Shane Forbrigger and Ya-Jun Pan. Improving haptic transparency for uncertain virtual environments using adaptive control and gain-scheduled prediction. *IEEE transactions on haptics*, 11(4) :543–554, 2018.

[FSM+11] Michel Franken, Stefano Stramigioli, Sarthak Misra, Cristian Secchi, and Alessandro Macchelli. Bilateral telemanipulation with time delays : A two-layer approach combining passivity and transparency. *IEEE Transactions on Robotics*, 27(4) :741–756, 2011.

[FSR+09] MCJ Franken, Stefano Stramigioli, Rob Reilink, Cristian Secchi, and Alessandro Macchelli. Bridging the gap between passivity and transparency. In *Robotics : Science and Systems V*, page 36. Robotics Science and Systems, 2009.

[Ger69] Siegfried Johannes Gerathewohl. *Fidelity of simulation and transfer of training : a review of the problem.* US Department of Transportation, Federal Aviation Administration, Office of . . . , 1969.

[GG59] Samuel W Greenhouse and Seymour Geisser. On methods in the analysis of profile data. *Psychometrika*, 24(2) :95–112, 1959.

[GL20] Simone Grassini and Karin Laumann. Questionnaire measures and physiological correlates of presence : A systematic review. *Frontiers in Psychology*, 11 :349, 2020.

[GNB+03] Migle Gamperiene, Jan F Nygård, Sören Brage, Tor Bjerkedal, and Dag Bruusgaard. Duration of employment is not a predictor of disability of cleaners : a longitudinal study. *Scandinavian Journal of Public Health*, 31(1) :63–68, 2003.

[GNP+10] Timofey Y Grechkin, Tien Dat Nguyen, Jodie M Plumert, James F Cremer, and Joseph K Kearney. How does presentation method and measurement protocol affect distance estimation in real and virtual environments ? *ACM Transactions on Applied Perception (TAP)*, 7(4) :1–18, 2010.

[Gru04] Kenny Gruchalla. Immersive well-path editing : investigating the added value of immersion. In *IEEE Virtual Reality 2004*, pages 157–164. IEEE, 2004.

[HAA14] Nur Suraya Sahol Hamid, Faieza Abdul Aziz, and Amir Azizi. Virtual reality applications in manufacturing system. In *2014 Science and Information Conference*, pages 1034–1037. IEEE, 2014.

[HCTR19] Hsin-Ni Ho, Hiu Mei Chow, Sayaka Tsunokake, and Warrick Roseboom. Thermal-tactile integration in object temperature perception. *IEEE transactions on haptics*, 12(4) :594–603, 2019.

[HDN+14] Hillevi Hemphälä, Camilla Dahlqvist, Catarina Nordander, Chuansi Gao, Kalev Kuklane, Per Nylén, and Gert-Åke Hansson. Working spectacles for sorting mail. *Work*, 47(3) :319–327, 2014.

[Hee92] Carrie Heeter. Being there : The subjective experience of presence. *Presence : Teleoperators & Virtual Environments*, 1(2) :262–271, 1992.

[HM00] Sue Hignett and Lynn McAtamney. Rapid entire body assessment (reba). *Applied ergonomics*, 31(2) :201–205, 2000.

[HMZ+11a] Bo Hu, Liang Ma, Wei Zhang, Gavriel Salvendy, Damien Chablat, and Fouad Bennis. Predicting real-world ergonomic measurements by simulation in a virtual environment. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 41(1) :64–71, 2011.

[HMZ+11b] Bo Hu, Liang Ma, Wei Zhang, Gavriel Salvendy, Damien Chablat, and Fouad Bennis. Predicting real-world ergonomic measurements by simulation in a virtual environment. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 41(1) :64 – 71, 2011.

[HPD17] Simon Hilt, Charles Pontonnier, and Georges Dumont. Model based compensation for low mass objects haptic manipulation in virtual environments. In *International Conference on Virtual Reality and Augmented Reality*, pages 87–101. Springer, 2017.

[HPH+17] Tobias Huber, Markus Paschold, Christian Hansen, Tom Wunderling, Hauke Lang, and Werner Kneist. New dimensions in surgical training : immersive virtual reality laparoscopic simulation exhilarates surgical staff. *Surgical endoscopy*, 31(11) :4472–4477, 2017.

[HR+95] Ian P Howard, Brian J Rogers, et al. *Binocular vision and stereopsis*. Oxford University Press, USA, 1995.

[HR02] Blake Hannaford and Jee-Hwan Ryu. Time-domain passivity control of haptic interfaces. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 18(1) :1–10, 2002.

[HZS12] Bo Hu, Wei Zhang, and Gavriel Salvendy. Impact of multimodal feedback on simulated ergonomic measurements in a virtual environment : A case study with manufacturing workers. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 22(2) :145–155, 2012.

[IRA06] Victoria Interrante, Brian Ries, and Lee Anderson. Distance perception in immersive virtual environments, revisited. In *IEEE virtual reality conference (VR 2006)*, pages 3–10. IEEE, 2006.

[ISO19] ISO. 9241 : Ergonomie de l'interaction homme-système — Partie 210 : Conception centrée sur l'opérateur humain pour les systèmes interactifs. Standard, International Organization for Standardization, Geneva, CH, 2019.

[Jas09] Monique WM Jaspers. A comparison of usability methods for testing interactive health technologies : methodological aspects and empirical evidence. *International journal of medical informatics*, 78(5) :340–353, 2009.

[JJJ+06] S Jayaram, H Joshi, U Jayaram, Y Kim, H Kate, and L Varoz. Embedding haptics-enabled virtual tools in cad for training applications. In *ASME 2006 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, pages 921–931. American Society of Mechanical Engineers Digital Collection, 2006.

[JJS+06] Uma Jayaram, Sankar Jayaram, Imtiyaz Shaikh, YoungJun Kim, and Craig Palmer. Introducing quantitative analysis methods into virtual environments for real-time and continuous ergonomic evaluations. *Computers in industry*, 57(3) :283–296, 2006.

[JR17] Reyes Juárez-Ramírez. User-centered design and adaptive systems : toward improving usability and accessibility, 2017.

[JT13] L. A. Jones and H. Z. Tan. Application of psychophysical techniques to haptic research. *IEEE Transactions on Haptics*, 6(3) :268–284, 2013.

[KJK+87] Ilkka Kuorinka, Bengt Jonsson, Asa Kilbom, Henrik Vinterberg, Fin Biering-Sørensen, Gunnar Andersson, and Kurt Jørgensen. Standardised nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. *Applied ergonomics*, 18(3) :233–237, 1987.

[KL12] Dohyung Kee and Inseok Lee. Relationships between subjective and objective measures in assessing postural stresses. *Applied Ergonomics*, 43(2) :277 – 282, 2012. Special Section on Product Comfort.

[Kon05] Peter Konrad. The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography*, 1 :30–35, 2005.

[KWZ+18] Maximilian Kaluschke, René Weller, Gabriel Zachmann, Luigi Pelliccia, Mario Lorenz, Philipp Klimant, Sebastian Knopp, Johannes PG Atze, and Falk Möckel. A virtual hip replacement surgery simulator with realistic haptic feedback. In *2018 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, pages 759–760. IEEE, 2018.

[LAR09] Y-A Lim, H-S Ahn, and Jeha Ryu. Analogue input shaper for haptic interfaces. *IET control theory & applications*, 3(12) :1553–1564, 2009.

[LD97] Matthew Lombard and Theresa Ditton. At the heart of it all : The concept of presence. *Journal of computer-mediated communication*, 3(2) :JCMC321, 1997.

[LDSFF92] Jack M Loomis, José A Da Silva, Naofumi Fujita, and Sergio S Fukusima. Visual space perception and visually directed action. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 18(4) :906, 1992.

[Lee04] Kwan Min Lee. Presence, explicated. *Communication theory*, 14(1) :27–50, 2004.

[Lev44] Kenneth Levenberg. A method for the solution of certain non-linear problems in least squares. *Quarterly of applied mathematics*, 2(2) :164–168, 1944.

[LFKM17] Céphise Louison, Fabien Ferlay, Delphine Keller, and Daniel R Mestre. Operators' accessibility studies for assembly and maintenance scenarios using virtual reality. *Fusion Engineering and Design*, 124 :610–614, 2017.

[LHM+15] Glyn Lawson, Paul Herriotts, Louise Malcolm, Katharina Gabrecht, and Setia Hermawati. The use of virtual reality and physical tools in the development and validation of ease of entry and exit in passenger vehicles. *Applied Ergonomics*, 48 :240–251, 2015.

[Lik32] Rensis Likert. A technique for the measurement of attitudes. *Archives of psychology*, 1932.

[LJG+03] Alwin Luttmann, Matthias Jäger, Barbara Griefahn, Gustav Caffier, Falk Liebers, World Health Organization, et al. Preventing musculoskeletal disorders in the workplace. *Protecting workers' health series n0 5*, 2003.

[LJL00] Alwin Luttmann, Matthias Jäger, and Wolfgang Laurig. Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25(6) :645 – 660, 2000.

[LJS98] Bjarne Laursen, Bente Rona Jensen, and G Sjøgaard. Effect of speed and precision demands on human shoulder muscle electromyography during a repetitive task. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 78(6) :544–548, 1998.

[LL09] Kyungno Lee and Doo Yong Lee. Adjusting output-limiter for stable haptic rendering in virtual environments. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 17(4) :768–779, 2009.

[LSC97] Hyung-Kyi Lee, Myoung Ho Shin, and Myung Jin Chung. Adaptive controller of master-slave systems for transparent teleoperation. In *Advanced Robotics, 1997. ICAR'97. Proceedings., 8th International Conference on*, pages 1021–1026. IEEE, 1997.

[LSM+18] Bo Li, Frédéric Segonds, Céline Mateev, Ruding Lou, and Frédéric Merienne. Design in context of use : An experiment with a multi-view and multi-representation system for collaborative design. *Computers in Industry*, 103 :28–37, 2018.

[LSS02] Mark L Latash, John P Scholz, and Gregor Schöner. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exercise and sport sciences reviews*, 30(1) :26–31, 2002.

[LSW16] Glyn Lawson, Davide Salanitri, and Brian Waterfield. Future directions for the development of virtual reality within an automotive manufacturer. *Applied ergonomics*, 53 :323–330, 2016.

[Lya92] Aleksandr Mikhailovich Lyapunov. The general problem of the stability of motion. *International Journal of Control*, 55(3) :531–534, 1992.

[MAC99] JM Muggleton, R Allen, and PH Chappell. Hand and arm injuries associated with repetitive manual work in industry : a review of disorders, risk factors and preventive measures. *Ergonomics*, 42(5) :714–739, 1999.

[Mar63] Donald W Marquardt. An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. *Journal of the society for Industrial and Applied Mathematics*, 11(2) :431–441, 1963.

[MBZB12] Ryan P McMahan, Doug A Bowman, David J Zielinski, and Rachael B Brady. Evaluating display fidelity and interaction fidelity in a virtual reality game. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 18(4) :626–633, 2012.

[MC93] Lynn McAtamney and E Nigel Corlett. Rula : a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied ergonomics*, 24(2) :91–99, 1993.

[McJ07] Samuel Thomas McJunkin. *Transparency improvement for haptic interfaces*. PhD thesis, Rice University, 2007.

[MCP05] Joshua S Mehling, J Edward Colgate, and Michael A Peshkin. Increasing the impedance range of a haptic display by adding electrical damping. In *Eurohaptics Conference, 2005 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005. World Haptics 2005. First Joint*, pages 257–262. IEEE, 2005.

[MGPD15] Antoine Muller, Coralie Germain, Charles Pontonnier, and Georges Dumont. A comparative study of 3 body segment inertial parameters scaling rules. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(sup1) :2010–2011, 2015. PMID : 26323314.

[MHT01] Rose Mills, John M Hollerbach, and William B Thompson. The biomechanical fidelity of slope simulation on the sarcos treadport using whole-body force feedback. In *Experimental Robotics VII*, pages 437–445. Springer, 2001.

[MLV+17] Jacquelyn M Maciukiewicz, Angelica E Lang, Meghan E Vidt, Sylvain G Grenier, and Clark R Dickerson. Characterization of cashier shoulder and low back muscle demands. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 59 :80–91, 2017.

[Mor78] Jorge J Moré. The levenberg-marquardt algorithm : implementation and theory. In *Numerical analysis*, pages 105–116. Springer, 1978.

[MPD17] Antoine Muller, Charles Pontonnier, and Georges Dumont. Uncertainty propagation in multibody human model dynamics. *Multibody System Dynamics*, 40(2) :177–192, 2017.

[MPPD19] Antoine Muller, Charles Pontonnier, Pierre Puchaud, and Georges Dumont. Custom : a matlab toolbox for musculoskeletal simulation. *Journal of Open Source Software*, 4(33) :927, 2019.

[NLL17] Diederick C Niehorster, Li Li, and Markus Lappe. The accuracy and precision of position and orientation tracking in the htc vive virtual reality system for scientific research. *i-Perception*, 8(3) :2041669517708205, 2017.

[NPH+17] Huyen Nguyen, Charles Pontonnier, Simon Hilt, Thierry Duval, and Georges Dumont. Vr-based operating modes and metaphors for collaborative ergonomic design of industrial workstations. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 11(1) :97–111, 2017.

[NR18] Anne Thiebeauld Nicolas Revel. Rapport annuel 2018 assurance maladie : risques professionnels. Technical Report ISBN 978-2-85445-194-8, Caisse nationale d'Assurance Maladie, 2018.

[NWZ+05] Michael Narayan, Leo Waugh, Xiaoyu Zhang, Pradyut Bafna, and Doug Bowman. Quantifying the benefits of immersion for collaboration in virtual environments. In *Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology*, pages 78–81, 2005.

[OL06] Miguel A Otaduy and Ming C Lin. A modular haptic rendering algorithm for stable and transparent 6-dof manipulation. *IEEE Transactions on Robotics*, 22(4) :751–762, 2006.

[PDD13] Charles Pontonnier, Thierry Duval, and Georges Dumont. Sharing and bridging information in a collaborative virtual environment : application to ergonomics. In *2013 IEEE 4th International Conference on Cognitive Infocommunications (CogInfoCom)*, pages 121–126. IEEE, 2013.

[PDS+14a] Charles Pontonnier, Georges Dumont, Asfhin Samani, Pascal Madeleine, and Marwan Badawi. Designing and evaluating a workstation in real and virtual environment : toward virtual reality based ergonomic design sessions. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 8(2) :199–208, 2014.

[PDS+14b] Charles Pontonnier, Georges Dumont, Asfhin Samani, Pascal Madeleine, and Marwan Badawi. Designing and evaluating a workstation in real and virtual environment : toward virtual reality based ergonomic design sessions. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 8(2) :199–208, 2014.

[Pon19] Charles Pontonnier. *Efficient motion analysis and virtual reality methods for preventive and corrective ergonomics*. Habilitation à Diriger des Recherches (HDR) - Ability to conduct researches, École normale supérieure de Rennes, 2019.

[PSB+13] Charles Pontonnier, Afshin Samani, Marwan Badawi, Pascal Madeleine, and Georges Dumont. Assessing the ability of a vr-based assembly task simulation to evaluate physicalrisk factors. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 20(5) :664–674, 2013.

[PSB+14] Charles Pontonnier, Afshin Samani, Marwan Badawi, Pascal Madeleine, and Georges Dumont. Assessing the ability of a vr-based assembly task simulation to evaluate physicalrisk factors. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 20(5) :664–674, 2014.

[PSS+17] Claudio Pacchierotti, Stephen Sinclair, Massimiliano Solazzi, Antonio Frisoli, Vincent Hayward, and Domenico Prattichizzo. Wearable haptic systems for the fingertip and the hand : taxonomy, review, and perspectives. *IEEE transactions on haptics*, 10(4) :580–600, 2017.

[RBA15] Vincent Rieuf, Carole Bouchard, and Améziane Aoussat. Immersive moodboards, a comparative study of industrial design inspiration material. *Journal of Design Research*, 13(1) :78–106, 2015.

[RBG17] Elby Roy, Mahmoud M Bakr, and Roy George. The need for virtual reality simulators in dental education : A review. *The Saudi dental journal*, 29(2) :41–47, 2017.

[RKH04] Jee-Hwan Ryu, Yoon Sang Kim, and Blake Hannaford. Sampled-and continuous-time passivity and stability of virtual environments. *IEEE Transactions on Robotics*, 20(4) :772–776, 2004.

[RLS09] Daniel Roetenberg, Henk Luinge, and Per Slycke. Xsens mvn : Full 6dof human motion tracking using miniature inertial sensors. *Xsens Motion Technologies BV, Tech. Rep*, 1, 2009.

[RNC18] Tyler Rose, Chang S Nam, and Karen B Chen. Immersion of virtual reality for rehabilitation-review. *Applied ergonomics*, 69 :153–161, 2018.

[RPHH05] Jee-Hwan Ryu, Carsten Preusche, Blake Hannaford, and Gerd Hirzinger. Time domain passivity control with reference energy following. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 13(5) :737–742, 2005.

[RPJ99] Roy A Ruddle, Stephen J Payne, and Dylan M Jones. Navigating large-scale virtual environments : what differences occur between helmet-mounted and desk-top displays ? *Presence : Teleoperators & Virtual Environments*, 8(2) :157–168, 1999.

[RSVK19] Michael A Rizzuto, Michael WL Sonne, Nicolas Vignais, and Peter J Keir. Evaluation of a virtual reality head mounted display as a tool for posture assessment in digital human modelling software. *Applied ergonomics*, 79 :1–8, 2019.

[RT12] Soumitry J Ray and Jochen Teizer. Real-time construction worker posture analysis for ergonomics training. *Advanced Engineering Informatics*, 26(2) :439–455, 2012.

[SB97] Mandayam A Srinivasan and Cagatay Basdogan. Haptics in virtual environments : Taxonomy, research status, and challenges. *Computers & Graphics*, 21(4) :393–404, 1997.

[SB10] Rossitza Setchi and Carole Bouchard. In search of design inspiration : a semantic-based approach. *Journal of Computing and Information Science in Engineering*, 10(3), 2010.

[SH17a] M. Sagardia and T. Hulin. Multimodal evaluation of the differences between real and virtual assemblies. *IEEE Transactions on Haptics*, PP(99) :1–1, 2017.

[SH17b] Mikel Sagardia and Thomas Hulin. Multimodal evaluation of the differences between real and virtual assemblies. *IEEE transactions on haptics*, 11(1) :107–118, 2017.

[She92] Thomas B Sheridan. Musings on telepresence and virtual presence. *Presence : Teleoperators & Virtual Environments*, 1(1) :120–126, 1992.

[SJJP04] Imtiyaz Shaikh, Uma Jayaram, Sankar Jayaram, and Craig Palmer. Participatory ergonomics using vr integrated with analysis tools. In *Proceedings of the 2004 Winter Simulation Conference, 2004.*, volume 2, pages 1746–1754. IEEE, 2004.

[SPDM15a] Afshin Samani, Charles Pontonnier, Georges Dumont, and Pascal Madeleine. Kinematic synergy in a real and a virtual simulated assembly task. In *Proceedings 19th Triennial Congress of the IEA*, volume 9, page 14, 2015.

[SPDM15b] Afshin Samani, Charles Pontonnier, Georges Dumont, and Pascal Madeleine. Kinematic synergy in a real and a virtual simulated assembly task. In *19th*

Triennal Congress of the International Ergonomics Association (IEA2015), 2015.

[SPDM15c] Afshin Samani, Charles Pontonnier, Georges Dumont, and Pascal Madeleine. Shoulder kinematics and spatial pattern of trapezius electromyographic activity in real and virtual environments. *PloS one*, 10(3), 2015.

[SPDM15d] Afshin Samani, Charles Pontonnier, Georges Dumont, and Pascal Madeleine. Shoulder kinematics and spatial pattern of trapezius electromyographic activity in real and virtual environments. *PloS one*, 10(3) :e0116211, 2015.

[SS00] Mel Slater and Anthony Steed. A virtual presence counter. *Presence : Teleoperators & Virtual Environments*, 9(5) :413–434, 2000.

[SS02] Wallace Sadowski and Kay Stanney. Presence in virtual environments. *American Psychological Association*, 2002.

[SSGO01] Masataka Suzuki, Douglas M Shiller, Paul L Gribble, and David J Ostry. Relationship between cocontraction, movement kinematics and phasic muscle activity in single-joint arm movement. *Experimental brain research*, 140(2) :171–181, 2001.

[SSW+95] G Sjøgaard, OM Sejersted, J Winkel, J Smolander, K Jørgensen, and R Westgaard. Exposure assessment and mechanisms of pathogenesis in work-related musculoskeletal disorders : Significant aspects in the documentation of risk factors. *he Health and Safety Directorate, Commission of the European Communities*, 1995.

[SVO11] Abhishek Seth, Judy M Vance, and James H Oliver. Virtual reality for assembly methods prototyping : a review. *Virtual reality*, 15(1) :5–20, 2011.

[SW97] Mel Slater and Sylvia Wilbur. A framework for immersive virtual environments (five) : Speculations on the role of presence in virtual environments. *Presence : Teleoperators & Virtual Environments*, 6(6) :603–616, 1997.

[Tay02] Laurie N Taylor. *Video games : Perspective, point-of-view, and immersion.* PhD thesis, University of Florida, 2002.

[TFK+07] Toru Tsumugiwa, Yasunori Fuchikami, Atsushi Kamiyoshi, Ryuichi Yokogawa, and Kazunobu Yoshida. Stability analysis for impedance control of robot in human-robot cooperative task system. *Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing*, 1(1) :113–121, 2007.

[THC00] David Tristano, John Hollerbach, and Robert Christensen. Slope display on a locomotion interface. In *Experimental Robotics VI*, pages 193–201. Springer, 2000.

[TMSB07] Shelby G Thompson, Daniel S McConnell, Jeremy S Slocum, and Michael Bohan. Kinematic analysis of multiple constraints on a pointing task. *Human movement science*, 26(1) :11–26, 2007.

[Tuk53] John Tukey. Multiple comparisons. *Journal of the American Statistical Association*, 48(264) :624–25, 1953.

[VMB+13] Nicolas Vignais, Markus Miezal, Gabriele Bleser, Katharina Mura, Dominic Gorecky, and Frédéric Marin. Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Applied ergonomics*, 44(4) :566–574, 2013.

[WCP08] David W Weir, J Edward Colgate, and Michael A Peshkin. Measuring and increasing z-width with active electrical damping. In *Haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems, 2008. Haptics 2008. Symposium on*, pages 169–175. IEEE, 2008.

[WF96] Colin Ware and Glenn Franck. Evaluating stereo and motion cues for visualizing information nets in three dimensions. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, 15(2) :121–140, 1996.

[WKW70] Frank Wilcoxon, SK Katti, and Roberta A Wilcox. Critical values and probability levels for the wilcoxon rank sum test and the wilcoxon signed rank test. *Selected tables in mathematical statistics*, 1 :171–259, 1970.

[WLG06] Q-H Wang, J-R Li, and H-Q Gong. A cad-linked virtual assembly environment. *International Journal of Production Research*, 44(3) :467–486, 2006.

[WM83] Charles E Wright and David E Meyer. Conditions for a linear speed-accuracy trade-off in aimed movements. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 35(2) :279–296, 1983.

[WS98] Bob G Witmer and Michael J Singer. Measuring presence in virtual environments : A presence questionnaire. *Presence*, 7(3) :225–240, 1998.

[WSA+02] Ge Wu, Sorin Siegler, Paul Allard, Chris Kirtley, Alberto Leardini, Dieter Rosenbaum, Mike Whittle, Darryl D D'Lima, Luca Cristofolini, Hartmut Witte, Oskar Schmid, and Ian Stokes. 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*, 35(4) :543 – 548, 2002.

[WvD+05] Ge Wu, Frans C.T. van der Helm, H.E.J. (DirkJan) Veeger, Mohsen Makhsous, Peter Van Roy, Carolyn Anglin, Jochem Nagels, Andrew R. Karduna, Kevin McQuade, Xuguang Wang, Frederick W. Werner, and Bryan Buchholz. Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5) :981 – 992, 2005.

[WW92] Jørgen Winkel and Rolf Westgaard. Occupational and individual risk factors for shoulder-neck complaints : Part ii—the scientific basis (literature review) for the guide. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 10(1-2) :85–104, 1992.

[XKCJ12] Zhan Xu, Jeonghan Ko, David J Cochran, and Myung-Chul Jung. Design of assembly lines with the concurrent consideration of productivity and upper extremity musculoskeletal disorders using linear models. *Computers & Industrial Engineering*, 62(2) :431–441, 2012.

[Zha09] Qinping Zhao. A survey on virtual reality. *Science in China Series F : Information Sciences*, 52(3) :348–400, 2009.

[Zim08] Peter Zimmermann. Virtual reality aided design. a survey of the use of VR in automotive industry. In *Product Engineering*, pages 277–296. Springer, 2008.