



**HAL**  
open science

# Développement d'un outil d'aide à l'évaluation motrice d'enfants atteints de maladies neuromusculaires par des kinésithérapeutes

Adriana Gomes Lisboa de Souza

## ► To cite this version:

Adriana Gomes Lisboa de Souza. Développement d'un outil d'aide à l'évaluation motrice d'enfants atteints de maladies neuromusculaires par des kinésithérapeutes. Génie des procédés. Université Grenoble Alpes [2020-..], 2020. Français. NNT: 2020GRALI045 . tel-03116088

**HAL Id: tel-03116088**

**<https://theses.hal.science/tel-03116088>**

Submitted on 20 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.

## **THÈSE**

Pour obtenir le grade de

### **DOCTEUR DE L'UNIVERSITE GRENOBLE ALPES**

Spécialité : **Génie Industriel**

Arrêté ministériel : 25 mai 2016

Présentée par

**«Adriana GOMES LISBOA DE SOUZA»**

Thèse dirigée par **« Guillaume THOMANN »**

préparée au sein du **Laboratoire G-SCOP**  
dans l'École Doctorale **I-MEP2**

## **Développement d'un outil d'aide à évaluation motrice par les kinésithérapeutes, pour des enfants atteints de maladies neuromusculaires**

Thèse soutenue publiquement le 21 Octobre 2020,  
devant le jury composé de :

**Sylvain BROCHARD**

Professeur Médecine Physique et Réadaptation, Université de Bretagne Occidentale, Examineur

**Sandrine CAROLY**

Professeure des Universités, Université Grenoble Alpes, Présidente

**Walter CORREIA**

Professeur, Universidade Federal de Pernambuco, Rapporteur

**Jean-François PETIOT**

Professeur des Universités, Ecole Centrale de Nantes, Rapporteur

**Jean-Claude SAGOT**

Professeur des Universités, Université de Technologie de Belfort-Montbéliard, Examineur

**M. Guillaume THOMANN**

Maître de Conférences, HDR, Grenoble INP, Université Grenoble Alpes,  
Directeur de thèse









**À ma famille,**



# REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier tout d'abord mon directeur de thèse Guillaume Thomann, pour m'avoir permis d'effectuer ces travaux au sein du laboratoire G-SCOP, pour m'avoir encadrée, orientée, aidée et conseillée.

J'exprime ma gratitude à l'équipe de recherche de l'Escale, Hospices Civils de Lyon: Carole Vuillerot, enseignant-chercheur, Médecine Physique et de Réadaptation pédiatrique, Dominique Vincent-Genod, kinésithérapeute et Pascale Rippert, statisticien, pour m'avoir accueilli au sein de l'Escale et pour avoir collaboré à la réalisation de cette thèse.

Je tiens à remercier les rapporteurs de ce travail, les Professeurs Jean-François PETIOT et Walter CORREIA, ainsi que tous les autres membres du jury: Prof. Sylvain BROCHARD, Prof. Sandrine CAROLY et Prof. Jean-Claude SAGOT pour avoir accepté d'évaluer ce travail de recherche.

Merci à la Société Fédérative de Recherche INNOVACS - Innovation, Connaissances et Société, pour son soutien financier à travers d'une bourse de recherche.

Je tiens à remercier la collaboration de Mélissande JOURDAN-LAFORTE, Martin BRUNOTTE, Hiba ROUISSI, Agnès RAMIANDRISOA, Catherine ARNAUD-BANSE, Joseph ANTHONY et Ksenia PYSTINA.

Merci à Fadila MESSAOUD et Marie-Joséphine PERRUET pour l'aide occasionnelle mais toujours très précieuse.

Une pensée toute particulière au Prof Michel DUBOIS avec qui cette thèse a débuté, mais qui nous a si soudainement et tristement quitté lors de ma première année de recherche.



## Résumé

La MFM est une échelle d'évaluation fonctionnelle validée pour le diagnostic et le suivi clinique des patients atteints une maladie neuromusculaire. Elle permet d'anticiper les besoins d'adaptation des patients, de fournir un langage commun à tous les professionnels et d'évaluer les effets des différents traitements thérapeutiques. Pour améliorer les performances des mesures, la reproductibilité des évaluations et la participation des patients, il est proposé de développer un outil d'assistance aux thérapeutes basé sur des technologies accessibles. Cette thèse est ainsi développée selon quatre axes de recherche: (1) le choix d'un capteur de mouvement 3D en remplacement du capteur Kinect™ de Microsoft, (2) le développement un logiciel sur Tablette pour l'évaluation de la motricité fine, (3) la proposition d'un environnement ludique pour motiver les jeunes patients lors des évaluations et (4) des propositions pour intégrer l'outil à la pratiques actuelle des thérapeutes. Ce contexte de travail suggère fortement l'utilisation d'une approche de conception centrée sur l'utilisateur (CCU), dans laquelle les thérapeutes et patients sont sollicités pour exprimer leurs besoins à chaque étape du processus de conception. Comme résultats, en remplacement de la Kinect, le capteur VicoVr a montré une meilleure performance dans le contexte de la MFM que le capteur Intel® RealSense™. Le logiciel développé de cotation automatique de la motricité fine TabMe2 a obtenu de très bons résultats pour 3 items considérés de la MFM. 10 animations ludiques pour la MFM ont été développées selon une approche issue du développement de *Serious Games*. Enfin, une d'intégration de tous les outils développés a été proposée par l'intermédiaire d'une interface sur mesure déjà familière des kinésithérapeutes, pour en faciliter leur adhésion.

**Mots clés :** Conception Centrée Utilisateur, échelle d'évaluation motrice, MFM, capteur de mouvement, Tablette, motricité fine, évaluation automatique

## Abstract

The MFM is a validated functional evaluation scale for the diagnosis and clinical monitoring of patients with neuromuscular disease. It anticipates the adaptation needs of patients, provides a common language for all professionals and assesses the effects of different therapeutic treatments. To improve the performance of measurements, the reproducibility of evaluations and patient participation, it is proposed to develop a tool, based on accessible technologies, for assisting therapists. Thus, this thesis is developed along four research axes: (1) the choice of a 3D motion sensor to replace the Microsoft Kinect™ sensor, (2) the development of software on a Tablet for the assessment of fine motor skills, (3) the proposal of a playful environment to motivate the young patients during the evaluations and (4) proposals to integrate the tool into the current practices of the therapists. This working context strongly suggests the use of a user-centered design approach (UCD), in which therapists and patients are asked to express their needs at each stage of the design process. As results, to replace the Kinect, the VicoVr sensor showed better performance in the context of MFM than the Intel® RealSense™ sensor. The automatic fine motor rating TabMe2 software developed obtained very good results for 3 items considered from the MFM. 10 fun animations for the MFM were developed according to an approach resulting from the development of *Serious Games*. Finally, an integration of all the tools developed has been proposed through a custom interface already familiar to physiotherapists, to facilitate their adherence.

**Keywords:** User Centered Design, motor rating scale, MFM, motion sensor, Tablet, fine motor skills, automatic rating.



# GLOSSAIRE

API : Application Programming Interface, en anglais ou interface de programmation d'application

ASI : Amyotrophie Spinale Infantile - Maladie neuromusculaire

AVC : Accident Vasculaire Cérébral

ELA : Sclérose latérale Amyotrophique - Maladie neuromusculaire

EMG : Electromyographie

CCU : Conception Centrée sur l'Utilisateur

FPS : Frame per Second en anglais ou image par seconde

KiMe2 : Kinect Medical Measurement

MFM : Mesure de la Fonction Motrice

MNM : Maladie Neuromusculaire

Mocap : Motion Capture ou Capture de mouvement

NUI : Natural User Interface en anglais ou Interface Utilisateur Naturelle

RBG-D : Caméra couleur Camera à flux rouge-vert-bleue (Red – Green -Blue)

RMSE : Root Mean Square Error en anglais ou Erreur quadratique moyenne

SDK : Software Development Kit en anglais ou Kit de Développement Logiciel

SMA : l'Amyotrophie Spinale Infantile - Maladie neuromusculaire

TabMe2 : Tablet for Medical Measurement

ToF : Caméra Time-of-Flight (temps d'émission et de réflexion de la lumière infrarouge)

UCD : User Centred Design



# TABLE DES MATIERES

<b>REMERCIEMENTS.....</b>	<b>1</b>
<b>GLOSSAIRE.....</b>	<b>5</b>
<b>TABLE DES MATIERES .....</b>	<b>7</b>
<b>LISTE DE FIGURES.....</b>	<b>11</b>
<b>LISTE DE TABLEAUX .....</b>	<b>15</b>
<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>17</b>
1 Contexte de travail .....	17
2 Problématique.....	18
2.1 <i>Justificatif de la recherche</i> .....	18
2.2 <i>Positionnement de la recherche</i> .....	18
3 Objectifs et questions de recherche .....	19
4 Méthodologie de la recherche .....	20
5 Organisation du mémoire de thèse .....	21
<b>CHAPITRE 1 - CONTEXTE MEDICAL ET APPROCHE DE CONCEPTION .....</b>	<b>25</b>
1 Contexte médical.....	25
1.1 <i>Maladies Neuromusculaires</i> .....	25
1.2 <i>L’Amyotrophie Spinale Musculaire Infantile</i> .....	27
1.3 <i>Le diagnostic</i> .....	28
1.4 <i>Prise en charge les maladies rares en France</i> .....	28
1.5 <i>Les évaluations neuromusculaires et fonctionnelles</i> .....	29
1.6 <i>L'échelle de Mesure de la Fonction Motrice</i> .....	31
2 L’approche de conception .....	33
2.1 <i>Conception centrée sur utilisateur dans le contexte médical</i> .....	35
2.2 <i>Approche de conception pour l’outil dédié à la MFM</i> .....	35
Synthèse du chapitre 1.....	37
<b>CHAPITRE 2 - MESURES DE LA FONCTION MOTRICE PAR LES CAPTEURS DE MOUVEMENT: REMPLACEMENT DE LA KINECT .....</b>	<b>39</b>
1 La capture de mouvement 3D .....	39

1.1 Capture de mouvement avec marqueurs .....	40
1.2 Capture de mouvement sans marqueurs .....	41
1.3 Le remplacement de la Kinect.....	45
2 Evaluation de deux capteurs de mouvement .....	51
2.1 Le suivi du squelette 3D .....	51
2.2 Protocole expérimental .....	53
2.3 Procédure expérimentale .....	59
2.4 Traitement des données et analyse statistique .....	61
2.5 Résultats .....	65
2.6 Discussion .....	71
3 Conclusion.....	74
Synthèse du Chapitre 2.....	74
<b>CHAPITRE 3 - MESURE DE LA MOTRICITE FINE.....</b>	<b>75</b>
1 La motricité fine .....	75
1.1 Motricité fine dans le cas des MNMs .....	75
1.2 Technologies pour le suivi des mouvements de la main.....	77
2 CCU pour une application sur tablette : TabMe2 .....	79
3 Production de solutions de conception.....	81
3.1 Choix de la nouvelle technologie tablette (cycle 2 – étape 2).....	81
3.2 Modélisation des items et gestion des passations (cycle 2 – étape 3).....	82
3.3 Paramétrages mathématiques et critères d'évaluation .....	85
4 Evaluation au regard des exigences des utilisateurs (cycle 2 – étape 4).....	91
4.1 Évaluation par les utilisateurs, des items numérisés .....	91
4.2 Évaluation de TabMe2 .....	94
4.3 Discussion .....	99
5 Conclusion.....	100
Synthèse du chapitre 3.....	100
<b>CAPITRE 4 - PROPOSITION D'UN ENVIRONNEMENT LUDIQUE.....</b>	<b>103</b>
1 L'aspect ludique et la MFM.....	103
2 L'application des jeux numériques en santé .....	104
3 Concevoir des <i>serious games</i> .....	106
4 Principes contextuels d'un <i>serious game</i> pour la MFM .....	108

4.1 Définition des principes contextuels .....	108
4.2 Les principes contextuels dans le cadre de la MFM.....	109
5 Système d'évaluation basé sur les animations ludiques.....	117
5.1 Le scénario du jeu .....	118
5.2 Création des animations ludiques pour les items utilisant la tablette .....	120
5.3 Création des animations ludiques pour les items utilisant le capteur de mouvement .....	123
5.4. Validation des animations ludiques du scénario de jeu.....	127
6. Discussion et conclusion .....	128
Synthèse du chapitre 4.....	131
<b>CHAPITRE 5 - INTÉGRATION DU SYSTÈME.....</b>	<b>133</b>
1 Proposition d'utilisation de l'outil d'évaluation .....	133
1.1 Utilisation du système de suivi des mouvements.....	133
1.2 Utilisation du système de suivi de la motricité fine.....	134
1.3 Utilisation des animations ludiques .....	135
1.4 Interface de contrôle .....	136
1.5 Déroulement de la passation avec les améliorations proposées.....	140
2 Pour une intégration réussie de l'outil d'aide à l'évaluation.....	141
2.1 Les critères d'intégration .....	141
2.2 Mise en relation des critères avec des fonctions de l'outil .....	142
3 Vers une validation de l'intégration du système .....	144
3.1 Principes d'Utilisabilité.....	144
3.2 Protocole de test envisagé.....	145
4 Impacts sur le nouveau protocole MFM .....	146
5 Discussion et conclusion .....	147
Synthèse du chapitre 5.....	148
<b>CHAPITRE 6 - CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES.....</b>	<b>149</b>
1 Synthèse de la recherche .....	149
2 Contributions de la thèse et difficultés rencontrées .....	150
3 Perspectives.....	152
3.1 Amélioration de la qualité des mesures par le capteur de mouvement.....	152
3.2 Identification tactile de la paume pour la tablette .....	152
3.3 Développement des animations ludiques .....	152
3.4 Implémentation de KiMe2 aussi pour la tablette .....	153

<i>3.5 Standardisation du stylet pour l'item 19</i> .....	153
<i>3.6 Méthode de conception d'un Serious Game pour les échelles d'évaluation</i> .....	153

**PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS EFFECTUEES PENDANT LA THESE155**

<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUE UTILISEES DANS LE MANUSCRIT</b> .....	157
---------------------------------------------------------------------	-----

<b>ANNEXE 1 - TESTS ET ÉCHELLES D'EVALUATION MOTRICE</b> .....	167
----------------------------------------------------------------	-----

<b>ANNEXE 2 - MFM, ITEM 23</b> .....	169
--------------------------------------	-----

<b>ANNEXE 3 - FEUILLE DE PASSATION (ETUDE DE LA VALIDATION MFM TABLETTE)</b> .....	171
----------------------------------------------------------------------------------------	-----

<b>ANNEXE 4 - RESULTATS DE L'ANALYSE DE MOUVEMENT REALISES AVEC VICOVR ET REALSENSE</b> .....	173
---------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

# LISTE DE FIGURES

Figure 1 - Représentation du déroulement de la thèse .....	21
Figure 2 - Organigramme de structure de thèse .....	22
Figure 3 - Représentation de l'anatomie de l'innervation de la musculature squelettique.....	25
Figure 4 - Schéma graphique de la MFM .....	32
Figure 5 - Le cycle de conception centrée sur utilisateur.....	34
Figure 6 - Stratégie de développement adoptée, basée sur la méthode CCU .....	36
Figure 7 - Photos de Eadweard Muybridge, Horse in Motion, 1887 .....	39
Figure 8 - SystemeMocapQualisys .....	40
Figure 9 - Utilisation de marqueurs pour la capture de mouvement.....	41
Figure 10 - Le capteur Microsoft Kinect™ V2 .....	42
Figures 11 - Squelette numérique de la Kinect .....	43
Figure 12 - Architecture de KiMe2 .....	46
Figure 13 - Synthèse du choix du nouveau capteur 3D.....	47
Figure 14 - Intel® RealSense™ D415 .....	49
Figure 15 - Capteur VicoVR.....	50
Figures 16 - Schémas respectivement des squelettesNuitrack (gauche) et Kinect (droite).....	52
Figure 17 - Positionnement des capteurs par rapport au sujet.....	53
Figure 18 - Origines ( $x=0, y=0$ ) de la Kinect (bleu), du RealSense (orange) et du VicoVR (vert), dans une image donnée par la Kinect.....	54
Figure 19 - Schéma des retranscriptions des images des trois capteurs enregistrées à une distance de 1,50m.....	55
Figures 20 - Rotation et translation des axes $x$ et $y$ pour les capteurs RealSense et VicoVR .....	56
Figure 21 - Positions et orientations confondues des référentiels des trois capteurs, représentation des champs d'ouverture des caméras.....	57
Figure 22 - Représentation du squelette numérique par rapport à un profil humain, issue du capteur RealSense .....	58
Figures 23 - Ajustements des courbes de coordonnées $x$ et $y$ .....	59
Figures 24 - Images des exercices réalisés pour l'étude de validité des capteurs RealSense et VicoVR.....	60
Figures 25 - Action permettant la synchronisation des données des capteurs .....	61
Figure 26 - Plans et axes qui définissent l'orientation du corps humain dans l'espace .....	63
Figure 27 - Schéma du squelette pour le calcul de l'angle de l'Epaule Droite.....	63
Figure 28 - Schéma du squelette pour le calcul de l'angle de la Hanche Gauche .....	64
Figures 29 - Schéma du squelette pour le calcul de l'angle de la hanche pour l'exercice consistant à s'asseoir.....	64
Figures 30 - Boxplot des coefficients de corrélation de Pearson du bras droit selon $x$ (exercice 1).....	66
Figures 31 - Boxplot des coefficients de corrélation de Pearson du bras droit selon $y$ (exercice 1).....	67
Figure 32 - Boxplot des coefficients de corrélation de l'angle d'abduction de l'épaule droite (exercice 1).....	68

Figure 33 - Boxplot des coefficients de corrélation de l'angle d'abduction de l'Epaule Droite (exercice 2).....	68
Figure 34 - Boxplot des coefficients de corrélation l'angle d'abduction de l'Epaule Droite (exercice 3).....	69
Figure 35 - Boxplot des coefficients de corrélation de l'angle de la Hanche Droite (exercice 4) .....	70
Figure 36 - Boxplot des coefficients de corrélation de l'angle de la Hanche Droite en flexion (exercice 5).....	70
Figures 37 - Evolution de la position du coude droit, avec les trois capteurs suivant les axes <i>x, y et z</i> .....	73
Figures 38 - Estimation de la reconstruction du squelette 3D par les capteurs RealSense (a) et VicoVR (b).....	74
Figure 39 - Mouvements fonctionnels et détection 3D de la main .....	76
Figure 40 - Suivi des mains par le Leap Motion .....	77
Figure 41 - Détection tactile par la tablette .....	78
Figure 42 - Cycles du processus CCU pour le développement des items 18, 19 et 22 et TabMe2 .....	80
Figure 43 - Activités de conception et d'évaluation lors du second cycle de conception.....	81
Figures 44 - Interphases numérisées des matériels, respectivement des items 18, 19 et 22 .....	83
Figures 45 - Interfaces épurées de gestion des passations des items 18, 19 et 22.....	84
Figure 46 - Architecture des interfaces proposées .....	85
Figure 47 - Matériel initial pour faire passer l'item 18.....	86
Figure 48 - Interface numérique d'item 18: modélisation et paramétrage.....	87
Figure 49 - Matériel initial pour faire passer l'item 19.....	88
Figure 50 - Interface numérique d'item 19 : modélisation et paramétrage.....	88
Figure 51 - Points d'inflexion des boucles. Horizontaux : A, C, E et G. Verticaux: B, D, F et H .....	89
Figure 52 - Exemple de cotation 3 pour l'item 19 .....	89
Figure 53 - Exemple de cotation 2 pour l'item 19 .....	89
Figure 54 - Matériel initial pour faire passer l'item 22.....	90
Figure 55 - Dimensions des zones tactiles pour l'item 22 : modélisation et paramétrage.....	90
Figure 56 - Architecture des interfaces pour TabMe2 .....	91
Figures 57 - Comparaison des valeurs des cotations entre les passations sur matériel conventionnel et sur la tablette.....	93
Figure 58 - Evolution de la distance des tracés par rapport au centre du CD pour 5 patients, item 18.....	97
Figure 59 - Evolution du tracé du styilet pour 2 patients, dans la direction « verticale », lors de l'exécution de l'item 19.....	98
Figure 60 - Vitesse moyenne de deux tracés complets dans la zone A3 pour l'item 18 (patients P1 et P2) .....	98
Figure 61 - Définition des seriousgames.....	104
Figure 62 - Taxonomie pour les jeux .....	107
Figures 63 - Matériels pour faire passer la MFM.....	110
Figure 64 - Feuille de Passation .....	110

Figure 65 - Domaines des items de la MFM.....	111
Figure 66 - Critères permettant de cadrer la conception du seriousgame pour la MFM.....	113
Figure 67 - Critères permettant de cadrer la conception du seriousgame : contraintes humaines et matérielles .....	114
Figure 68 - Vue chronologique des items et interaction des technologies.....	115
Figure 69 - Contrôle de l'interaction patient-thérapeute.....	116
Figure 70 - Cadre structurel pour les Animations MFM.....	117
Figure 71 - Des préconisations de développement pour les Animations MFM.....	118
Figures 72 - Validation du scénario de "Le naufragé". Réalisation des items 1(A), 10(B), 14(C) et 30 (D) .....	120
Figures 73 - Illustrations par 3 images, de l'animation de l'item 18 .....	121
Figures 74 - Illustrations par 3 images, de l'animation de l'item 19 .....	122
Figures 75 - Illustrations par 3 images, de l'animation de l'item 22 .....	123
Figure 76 - Modélisation du squelette articulé dans l'environnement Blender .....	124
Figure 77 - Caractéristiques du personnage dans l'environnement Blender.....	124
Figure 78 - Position de départ de l'animation de l'item 23.....	125
Figure 79 - Position de départ de l'animation de l'item 24.....	125
Figure 80 - Position du Naufragé à un moment de l'animation de l'item 25.....	125
Figure 81 - Position du Naufragé à un moment de l'animation de l'item 26.....	126
Figure 82 - Position du Naufragé à un moment de l'animation de l'item 27.....	126
Figure 83 - Position du Naufragé à un moment de l'animation de l'item 28.....	126
Figure 84 - Position du Naufragé à un moment de l'animation de l'item 29.....	127
Figure 85 - Proposition du système d'évaluation basé sur les animations ludiques .....	130
Figure 86 - Schéma de pilotage du système de suivi 3D .....	133
Figure 87 - Schéma résumant les étapes de l'évaluation motrice par le logiciel KiMe2.....	134
Figure 88 - Utilisation de la tablette comme support pour la passation des items 18, 19 et 22	135
Figure 89 - Schéma résumant les étapes de l'évaluation de la motricité fine par le logiciel KiMe2.....	135
Figure 90 - Processus de passation d'un item de motricité fine, avec les animations et le feedback .....	136
Figures 91 - Feuille de passation: version papier .....	137
Figure 92 - Feuille de passation comme interface de contrôle de l'outil .....	138
Figure 93 - Interface initiale de la feuille de passation numérisée.....	139
Figure 94 - Feuille de passation : version numérisée.....	139
Figure 95 - Pilotage du logiciel KiMe2 à partir de la tablette.....	140
Figures 96 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche selon coordonnée x (exercice 1).....	174
Figures 97 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche selon coordonnée y (exercice 1).....	174
Figures 98 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras droite selon coordonnée x (exercice 2).....	176
Figures 99 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras droite selon coordonnée y (exercice 2).....	176

Figures 100 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche selon coordonnée x (exercice 2).....	178
Figures 101 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche selon coordonnée y (exercice 2).....	178
Figures 102 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras droit selon coordonnée x (exercice 3).....	180
Figures 103 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras droit selon coordonnée y (exercice 3).....	180
Figures 104 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche selon coordonnée x (exercice 3).....	182
Figures 105 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche selon coordonnée y (exercice 3).....	182
Figures 106 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe droite selon coordonnée x (exercice 4).....	184
Figures 107 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe droite selon coordonnée y (exercice 4).....	184
Figures 108 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe gauche selon coordonnée x (exercice 4).....	186
Figures 109 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe gauche selon coordonnée y (exercice 4).....	186
Figures 110 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe droite selon coordonnée x (exercice 5).....	188
Figures 111 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe droite selon coordonnée y (exercice 5).....	188
Figures 112 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe gauche selon coordonnée x (exercice 5).....	190
Figures 113 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe gauche selon coordonnée y (exercice 5).....	190
Figures 114 - Boxplot des coefficients de corrélation des points de la tête x et y.....	191

# LISTE DE TABLEAUX

Tableau 1 - Classification des maladies neuromusculaires.....	26
Tableau 2 - Paramètre des Kinect™ V1 et Kinect™ V2 de Microsoft.....	42
Tableau 3 - Critères pour le choix du capteur de mouvement .....	48
Tableau 4 - Noms des 19 articulations reconnues par le VicoVR et le RealSense .....	52
Tableau 5 - Coordonnées du centre des images pour chaque capteur.....	55
Tableau 6 - Tableau des correspondances données capteurs VS valeurs métriques pour les 3 capteurs.....	57
Tableau 7 - Exercices réalisés pour l'étude de validité des capteurs RealSense et VicoVR .....	60
Tableau 8 - Schéma de couleurs pour l'interprétation des résultats de la corrélation .....	62
Tableau 9 - Tableau des coefficients de corrélation de Pearson et des RMSE des points du bras droit (exercice du lever de bras - LB), Coordonnée x.....	65
Tableau 10 - Tableau des coefficients de corrélation de Pearson et des RMSE des points du bras droit (exercice du lever de bras - LB), Coordonnée y.....	66
Tableau 11 - Données pour l'angle d'abduction de l'Epaule Droite (exercice 1) .....	67
Tableau 12 - Données pour l'angle d'abduction de l'Epaule Droite (exercice 2) .....	68
Tableau 13 - Données pour l'angle d'abduction de l'Epaule Droite (exercice 3) .....	69
Tableau 14 - Données pour l'angle d'abduction de la Hanche Droite (exercice 4) .....	69
Tableau 15 - Données pour l'angle du bassin (exercice 5).....	70
Tableau 16 - Avantages et inconvénients suite aux manipulations des capteurs RealSense et VicoVR.....	71
Tableau 17 - Items de l'échelle MFM pour évaluer la motricité des mains. ....	76
Tableau 18 - Critères de choix de la tablette .....	82
Tableau 19 - Population ayant participé à l'étude .....	93
Tableau 20 - Résultats de tests de corrélation et de Wilcoxon.....	93
Tableau 21 - Résultats de tests de Wilcoxon et Spearman.....	95
Tableau 22 - Exemples des informations données par TabMe2 .....	96
Tableau 23 - 32 items de la MFM avec leur domaine d'appartenance, la position de départ du patient et l'exercice à réaliser.....	111
Tableau 24 - Matériels utilisés pour la passation de la MFM .....	113
Tableau 25 - Exigences des thérapeutes pour la sélection puis l'amélioration du scénario de jeu .....	119
Tableau 26 - Résultats du sondage d'acceptation des animations par les thérapeutes experts de la MFM.....	127
Tableau 27 - Critères d'intégration de l'outil dans le protocole de la MFM .....	142
Tableau 28 - Description des tests d'évaluation motrice .....	167
Tableau 29 - Échelle d'évaluation Motrice.....	167
Tableau 30 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice du lever de bras - LB), coordonnée x .....	173
Tableau 31 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice du lever de bras - LB), coordonnée y .....	173

Tableau 32 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras droite (exercice du lever de bras à 45° - LB45), coordonnée x .....	175
Tableau 33 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras droite (exercice du lever de bras à 45° - LB45), coordonnée y .....	175
Tableau 34 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice du lever de bras à 45° - LB45), coordonnée x .....	177
Tableau 35 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice du lever de bras à 45° - LB45), coordonnée y .....	177
Tableau 36 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras droit (exercice du lever de bras à 90° - LB90), coordonnée x .....	179
Tableau 37 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras droit (exercice du lever de bras à 90° - LB90), coordonnée y .....	179
Tableau 38 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice du lever de bras à 90° - LB90), coordonnée x .....	181
Tableau 39 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice du lever de bras à 90° - LB90), coordonnée y .....	181
Tableau 40 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe droite (exercice du lever la jambe - LJ90), coordonnée x .....	183
Tableau 41 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe droite (exercice du lever la jambe - LJ90), coordonnée y .....	183
Tableau 42 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe gauche (exercice du lever la jambe - LJ), coordonnée x .....	185
Tableau 43 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe gauche (exercice du lever la jambe - LJ), coordonnée y .....	185
Tableau 44 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe droite (exercice de s'asseoir - SA), coordonnée x .....	187
Tableau 45 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe droite (exercice de s'asseoir - SA), coordonnée y .....	187
Tableau 46 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe gauche (exercice de s'asseoir - SA), coordonnée x .....	189
Tableau 47 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe gauche (exercice de s'asseoir - SA), coordonnée y .....	189
Tableau 48 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la tête (exercice de s'asseoir - SA) .....	191

# INTRODUCTION

## Motivation de la recherche

*Pourquoi me suis-je intéressée à la question de l'utilisation de la technologie dans les mesures de la fonction motrice?*

*La technologie appliquée à la santé peut favoriser l'optimisation des processus de prévention, les diagnostics et les traitements / réhabilitations des malades. Ma formation en kinésithérapie me permet de comprendre la dimension des travaux des thérapeutes et le contexte des maladies neuromusculaires. Je suis aussi technicienne en électronique et j'ai un master en génie industriel, c'est ce qui me permet d'envisager la conception des outils pour améliorer la qualité de vie des patients.*

## 1 Contexte de travail

Classifiées comme des maladies rares, les maladies neuromusculaires (MNM) regroupent plus de 200 pathologies qui se manifestent principalement par des difficultés motrices. Les MNMs ont des causes et des facteurs variés et complexes, la plupart d'origine génétique, et des pronostics différents, qui peuvent affecter les adultes et les enfants. La perte de force progressive, qui est le symptôme commun à toutes les maladies, apporte souvent aux patients des limitations et des besoins de soins médicaux. L'espoir d'une guérison existe grâce aux efforts et aux investissements dans la recherche, mais il est important de préciser que l'espérance de vie des patients a augmenté grâce aux progrès des traitements médicaux et paramédicaux. Ainsi, la qualité de vie est un paramètre à privilégier dans le suivi de ces patients.

Les sources épidémiologiques à propos des MNMs sont rares dans la plupart des pays. Aux Pays-Bas 25.392 personnes atteintes de troubles neuromusculaires étaient inscrites au CRAMP (*Computer Registry of All Myopathies and Polyneuropathies*) entre 2004 et 2016 (DEENEN et al, 2016). En France, l'étude réalisée par GUSTAVSSON (2011) en 2010 a estimé à 32.346, le nombre de patients atteints d'une maladie neuromusculaire. Il est estimé que 13.000 d'entre eux sont touchés par les maladies de types dystrophie de Steiner, myasthénie, dystrophie musculaire facios-capulo-humérale et myopathie inflammatoire. Pour les enfants, l'Amyotrophie Spinale Infantile (ASI) concerne 1 nouveau-né sur 6.000 et la myopathie de Duchenne touche un garçon sur 3.500 (source *Institut des Neurosciences Cliniques de Rennes*). Aux États-Unis, le coût estimé, calculés pour les trois MNMs les plus courantes (sclérose latérale amyotrophique (ELA), dystrophie musculaire de Duchenne et dystrophie myotonique), comprenant les consultations médicales, le prix des médicaments, les soins directs et indirects et la retraite anticipée, atteint \$US 1.07 à 2.26 milliards par an (LARKINDALE et al., 2014). En France, le coût moyen de la prise en charge de chaque patient atteint d'une MNM (comprenant les soins directs et indirects) est estimé à 30.000 euros (GUSTAVSSON et al., 2011).

Après un diagnostic de MNM, la procédure médicale consiste en un suivi spécialisé et multidisciplinaire des patients, réalisé par des consultations 1 à 2 fois par an (CHABROL, MAYER, 2015). Pour de jeunes enfants, cette journée complète de consultation constitue un moment physiquement et psychologiquement éprouvant, où leur handicap est mis à l'épreuve.

La surveillance précise et régulière de la progression des MNM est très importante pour évaluer l'efficacité du traitement médicamenteux. Les mesures précises des troubles neuromusculaires sont difficiles, ainsi dans la pratique clinique, une évaluation du système musculaire squelettique et des troubles fonctionnels est choisie. Cette évaluation est associée à des mesures de force et d'amplitude de mouvements: tests de marche et échelles fonctionnelles. Les échelles d'évaluation motrice (Annexe 1) sont des protocoles d'évaluation qui identifient les pertes motrices dans les activités de la vie quotidienne. Elles permettent d'étudier les performances du patient grâce à des mesures de mouvements dans des tâches standardisées et contrôlées. Les protocoles validés, basés sur des observations de professionnels expérimentés, utilisant des procédures standardisées qui suivent des instructions précises, sont les plus efficaces en termes de précision d'évaluation et beaucoup appréciées par les professionnels de santé. De plus, les avantages de l'utilisation des échelles sont leur faible coût, leur application facile et l'utilisation d'outils pratiques, disponibles dans toutes les cliniques et hôpitaux (chaise, table, balle, stylo, pièces de monnaie, etc.).

## 2 Problématique

### 2.1 Justificatif de la recherche

La Mesure de la Fonction Motrice (MFM) est une échelle de classification fonctionnelle qui a été développée et validée pour évaluer les patients atteints d'une MNM. Elle comporte 32 items (tâches à réaliser par le patient) pour permettre une évaluation complète des capacités fonctionnelles du patient. La MFM est reconnue dans plusieurs pays avec des applications en recherche clinique et dans les domaines de la neurologie et la réhabilitation pédiatrique et adulte. Un point faible majeur dans l'utilisation de la MFM est le même qu'avec l'utilisation de n'importe quelle autre échelle d'évaluation fonctionnelle: la variabilité des résultats qui dépendent de la subjectivité de l'évaluateur, mais également de la disposition du patient à passer l'évaluation.

Malgré des sessions standardisées d'entraînement à la MFM, il persiste une variabilité inter individuelle dans la procédure de cotation des items de la MFM, dépendant principalement de l'évaluateur et de ses qualités intrinsèques de cotateur. Ainsi la formation, l'expérience, l'humeur ou la motivation du thérapeute par exemple sont autant de facteurs difficilement contrôlables ayant des conséquences sur la cotation et sur la mesure. La fatigue, la lassitude ou la motivation du patient peuvent eux aussi affecter les résultats de l'évaluation. Cette situation est principalement à l'origine de ce projet de recherche dont l'objectif est de proposer un outil d'évaluation ludique, précis et reproductible de la fonction motrice inspirée de la MFM. L'approche par pathologie, en particulier le choix de l'ASI, est motivé par le nombre d'essais importants dans cette pathologie mais également par la préservation intacte de toutes les capacités cognitives de ces enfants en faisant une population idéale pour ce projet.

### 2.2 Positionnement de la recherche

Les thérapeutes cherchent donc des solutions plus efficaces pour effectuer les passations auprès de jeunes patients ASI. **Il s'agit de définir un protocole standardisé innovant d'évaluation des fonctions motrices du tronc, des membres et de la motricité fine, en utilisant des technologies de suivi du mouvement, pour assister le thérapeute dans sa prise**

**de décision.** Ces fonctions motrices avaient été clairement identifiées lors de la création de la MFM il y a plus de 20 ans et serviront de base à la mise au point de cet outil. Une contrainte majeure est son adaptabilité au processus de mesure défini par le protocole de l'échelle de la MFM.

C'est dans le Service de médecine physique et réadaptation pédiatriques (Escale) du CHU Edouard Herriot à Bron que cette échelle a été créée et validée. Et c'est avec ce même service que le laboratoire G-SCOP collabore pour mettre en place cet outil.

Des technologies pour suivre le mouvement humain sont déjà très connues et ont des applications dans plusieurs domaines. En médecine, les mesures cinématiques sont très appréciées et utiles pour les diagnostics et suivis des patients avec pathologies articulaires et neurologiques. Cependant, les technologies les plus performantes et précises pour la capture de mouvement (Motion Capture ou MOCAP en anglais) sont très chères. De plus, elles nécessitent l'utilisation de marqueurs, de procédures d'étalonnage et de configuration complexes pour obtenir des données de qualité. Ces contraintes financières et matérielles ne conviennent pas au contexte de l'évaluation motrice d'un patient atteint d'une MNM. Une alternative est l'utilisation de technologies accessibles capables de détecter et quantifier les mouvements du corps humain, des mains et des doigts. De plus, l'utilisation des plateformes ouvertes offrent la possibilité de développer des applications spécifiques et de créer des environnements ludiques.

L'introduction de la technologie dans les processus de diagnostic et de thérapie au cours des dernières années a été très bénéfique. Avant tout, les avantages sont un gain de temps important pour les professionnels et une meilleure adhésion au traitement par les patients. Dans le cadre de la MFM, l'acceptation et l'adhésion de la technologie sont nécessaires pour les deux principaux acteurs: le kinésithérapeute et le patient. Pour le thérapeute, en plus des critères mentionnés ci-dessus, l'apport de la technologie doit apporter une fiabilité des mesures et une simplicité de manipulation. Pour le patient, l'introduction de la technologie dans le processus d'évaluation doit apporter innovation (nouveau), motivation et curiosité. Pour tous, la sécurité de l'information et de la vie privée des patients (confidentialité des données) sont également des paramètres qui doivent être considérées.

Donc, dans un contexte aussi complexe, la démarche de conception d'un outil (1) capable d'aider dans l'observation et l'analyse des mouvements, (2) adaptable au protocole validé de la MFM, (3) intégré à la dynamique de travail du kinésithérapeute, (4) qui motive le patient et (5) qui est peu coûteux se fait suivant plusieurs axes de recherche détaillés dans la suite de ce manuscrit.

### **3 Objectifs et questions de recherche**

Ce travail de thèse fait donc partie d'un projet de recherche qui a précédemment déjà abouti au développement d'une première version d'un outil d'assistance aux kinésithérapeutes pour l'évaluation fonctionnelle des enfants atteints de MNM. Il est composé notamment du logiciel KiMe2 (*Kinect Medical Measurement*), qui est capable d'exporter les données capturées par le capteur de mouvement Kinect™ V2 de Microsoft (appelé *la Kinect* dans le reste du manuscrit), de les analyser et de proposer automatiquement un score au kinésithérapeute, basé sur l'échelle MFM. KiMe2 peut ainsi scorer les mouvements de 14 des 32 items. 9 de ces items sont scorés

avec une très bonne fiabilité. Ce logiciel peut également reconstruire les mouvements du patient et fournir des données quantitatives complémentaires à propos des mouvements réalisés.

Le présent travail de thèse a été proposé à la lumière de ce qui a été développé précédemment et des nouvelles exigences formulées par les thérapeutes : (1) l'amélioration de la qualité des données capturées par la Kinect (meilleure précision de suivi du mouvement en 3D), (2) l'augmentation du nombre d'items instrumentés, (3) le développement des aspects ludiques pour améliorer l'engagement des enfants lors de l'évaluation et enfin (4) l'amélioration de l'intégration de l'outil dans le protocole de l'échelle de la MFM.

Un imprévu important est apparu relativement tôt (heureusement) lors de ce travail de thèse : l'arrêt de la fabrication de la technologie Kinect par Microsoft. Ainsi, en accord avec les thérapeutes, il a été décidé de réorienter la première des 4 exigences formulée ci-dessus. L'objectif de travailler à l'amélioration de la qualité des données capturées a été modifié par (1bis) : trouver la meilleure solution pour remplacer la Kinect et la possibilité pour les thérapeutes de connecter leur propre capteur de mouvement.

Suite au travail de thèse précédent qui a permis de proposer des premières solutions de conception d'outils pour assister les thérapeutes dans leur pratique d'évaluation des fonctions motrices, les exigences des praticiens ont permis de formaliser les objectifs de la manière suivante : faire progresser les méthodes d'évaluation clinique de la MFM, en utilisant les technologies accessibles pour fournir un outil d'assistance lors des évaluations réalisées par les kinésithérapeutes. Cet outil doit être précis et reproductible, mais il doit également s'intégrer aux particularités de l'échelle de la MFM, dans le contexte des jeunes patients et dans les pratiques de travail des kinésithérapeutes sans complexifier ou rallonger le temps d'évaluation.

Pour répondre à cette problématique, cette thèse sera développée autour de quatre questions de recherche :

Q1. Quelle est la meilleure solution pour remplacer la KinectV2 ?

Q2. Comment capturer, analyser et proposer une cotation automatique aux thérapeutes, des activités motrices fines des patients ?

Q3. Quel environnement ludique pour améliorer l'engagement des enfants lors d'une passation de l'échelle de la MFM ?

Q4. Comment intégrer l'outil développé dans les pratiques des thérapeutes pour favoriser son adhésion ?

## **4 Méthodologie de la recherche**

La Figure 1 est une représentation globale du déroulement de cette thèse, en considérant toutes les phases du travail de recherche. Il est possible d'y retrouver le contexte de travail et son analyse, la formalisation de la problématique et l'état de l'art scientifique et technique qui en découle pour formaliser les 4 questions de recherche (Q1 à Q4). Les développements et expérimentations effectuées pour valider les questions de recherche y sont également synthétisés. Enfin, les résultats qui nous permettent d'apporter des réponses avec contributions scientifiques et technologiques sont présents.

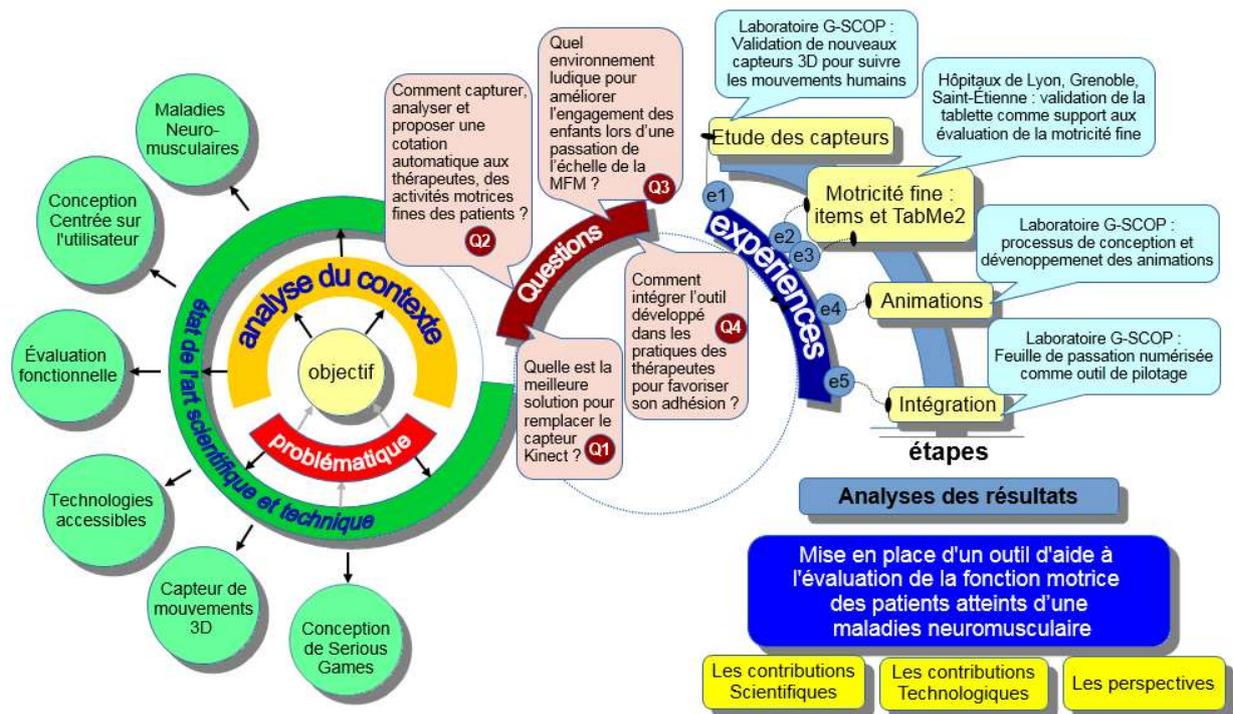


Figure 1 - Représentation du déroulement de la thèse

## 5 Organisation du mémoire de thèse

Ce mémoire de thèse est structuré selon l'organigramme de la Figure 2. L'introduction présente le contexte de recherche, la problématique et le positionnement de la recherche, les travaux précédents effectués, les objectifs de recherche et la structure organisationnelle du manuscrit. Ensuite, le chapitre 1 est constitué de deux parties. La première est consacrée au contexte médical : définition de la pathologie, prise en charge des patients et évaluation neuromusculaire en utilisant l'échelle de la MFM. Il précise notamment que le laboratoire G-SCOP travaille en partenariat avec le service de médecine physique et de rééducation pédiatrique des Hospices civils de Lyon - L'Escale et du CHU de Grenoble. La seconde présente l'approche de conception centrée utilisateur utilisée dans ce travail pour développer l'outil d'évaluation motrice des patients ASI.

Par la suite, ce manuscrit est structuré en 4 chapitres, dont chacun répond à une des questions de recherche. Il est à noter que nous avons fait le choix de relater à l'intérieur de chacun des chapitres, sa revue de littérature correspondante. Ainsi, le chapitre 2 commence par une revue bibliographique des technologies de capteurs de mouvements 3D, avec des focus sur des applications dans le domaine de la santé. Suivant des recommandations scientifiques et techniques, le choix de deux capteurs spécifiques est effectué puis des essais sont réalisés pour comparer leurs performances dans des situations se rapprochant du contexte de la MFM.

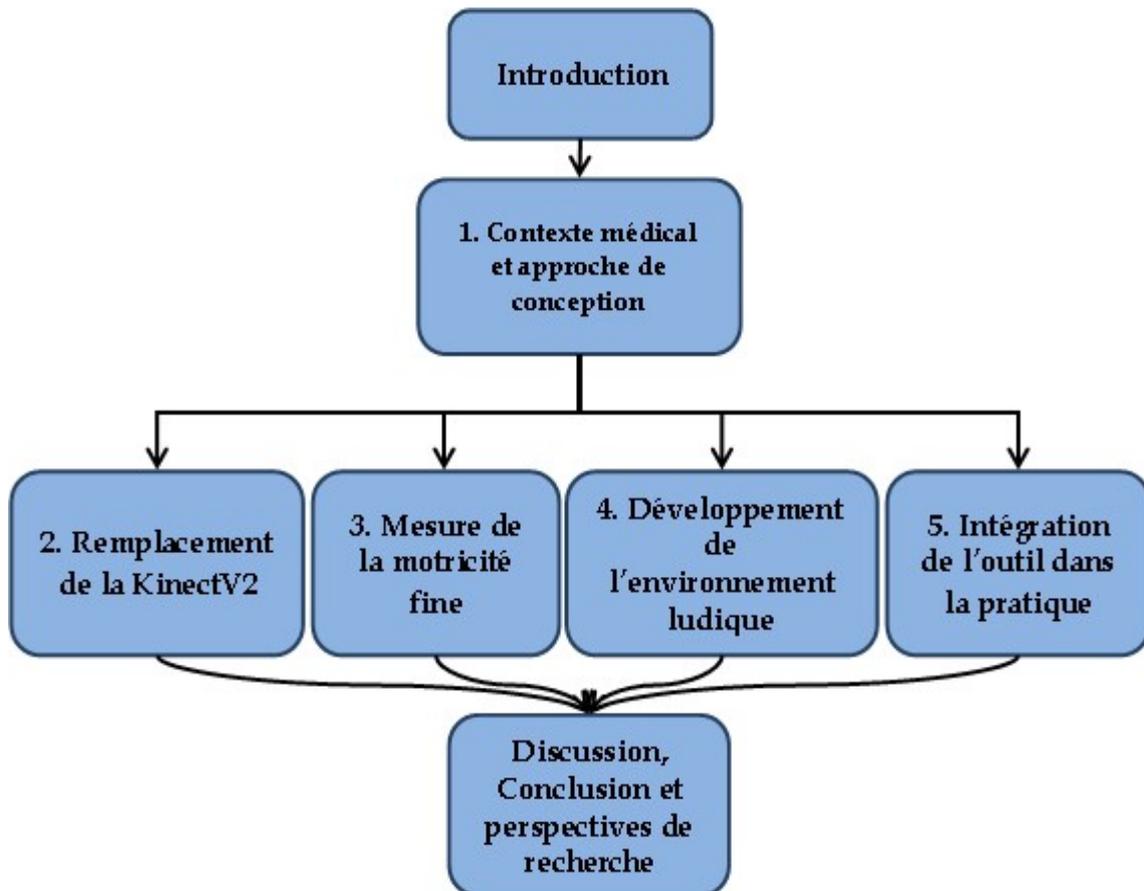


Figure 2 - Organigramme de structure de thèse

Concernant la capture et l'analyse des activités motrices fines des patients, le 3<sup>ème</sup> chapitre de ce mémoire de thèse détaille les applications développées sur une tablette numérique. 6 items de la MFM sont dédiés pour évaluer la motricité fine des mains. En accord avec les thérapeutes, la conception des nouveaux outils numériques est développée en priorité sur les items 18, 19 et 22. Après les validations expérimentales des interfaces proposées auprès des patients et des kinésithérapeutes, l'application TabMe2 a été développée pour une évaluation automatisée, qui a ensuite été testée avec certains patients.

Le 4<sup>ème</sup> chapitre de ce mémoire s'attaque à la proposition d'un environnement ludique pour améliorer l'engagement des enfants lors d'une passation de l'échelle MFM. Ainsi, après avoir effectué un état de l'art sur les *seriousgames* et leur méthodes de conception, nous proposerons notre propre démarche et expliquerons les conditions de développement des animations qui ont été ajoutées à l'outil d'évaluation des fonctions motrices. Pour cela, un scénario de jeu a été initialement développé pour servir de contexte à l'implémentation des animations. Les pré-requis des animations suivent les principes des *seriousgames* appliqués au domaine de la santé. Ces animations constituent un outil complémentaire qui offre un retour d'informations (Feedback) aux patients et des fonctionnalités nouvelles aux thérapeutes. Au total, 10 animations ont été développées, considérant par défaut une capacité maximale du patient par rapport à l'exigence de résultat demandé dans l'item.

Dans le 5<sup>ème</sup> chapitre de la thèse, les conditions d'intégration de tous les développements effectués précédemment seront explicitées. Les contraintes imposées par le protocole de la MFM rendent l'acceptation de l'outil par les kinésithérapeutes délicate. Les choix effectués pour que

le praticien adhère à la manipulation des technologies choisies seront détaillés. Dans ce cadre de la recherche auprès des professionnels de santé, c'est bien globalement que tout le nouvel outil doit être caractérisé et validé. Malheureusement les conditions sanitaires dues au confinement n'auront pas permis de mettre en application les développements, mais les conditions sont réunies pour que l'intégration soit réussie.

Les derniers paragraphes constituant la conclusion générale permettront de synthétiser les contributions principales de ce travail de recherche et d'en discuter. Enfin, des perspectives seront proposées.



# CHAPITRE 1 - CONTEXTE MEDICAL ET APPROCHE DE CONCEPTION

Kinésithérapeute de formation et effectuant un travail de recherche appliquée au développement d'un outil d'assistance à l'évaluation des fonctions motrices, ce chapitre a pour objectif de positionner ce travail de thèse sur deux axes : le contexte médical et l'approche de conception. Ainsi, la première partie définit les MNMs et ses expressions cliniques, les particularités de l'ASI, maladie la plus courante chez les enfants, adolescents et les jeunes adultes. Le soutien offert aux patients par les centres spécialisés (diagnostique et prise en charge) est abordé brièvement, puis les concepts de l'évaluation motrice et de leurs outils d'évaluation, notamment les échelles d'évaluations fonctionnelles (telle que la MFM) sont précisés. La seconde partie définit l'approche de conception centrée utilisateur utilisée dans cette thèse. Les étapes de ce processus itératif ont été utiles pour effectuer un développement structuré et organisé des différentes parties constituant notre outil dédié à la MFM. Ainsi, des outils de conception sont identifiés pour être utilisés dans le but de développer l'outil final d'aide à évaluation motrice pour les thérapeutes.

## 1 Contexte médical

### 1.1 Maladies Neuromusculaires

Les MNMs regroupent des infections d'origine primitive (génétique ou auto-immune) ou secondaire (infection bactérienne ou virale, maladies endocriniennes, exposition à une substance toxique) causées par des modifications du système nerveux périphérique (motoneurone inférieur, corne antérieure, nerf périphérique), de la jonction musculaire ou du muscle, qui empêchent le muscle squelettique de se contracter (ALEXANDER, MATTHEWS, 2015) (Figure 3).

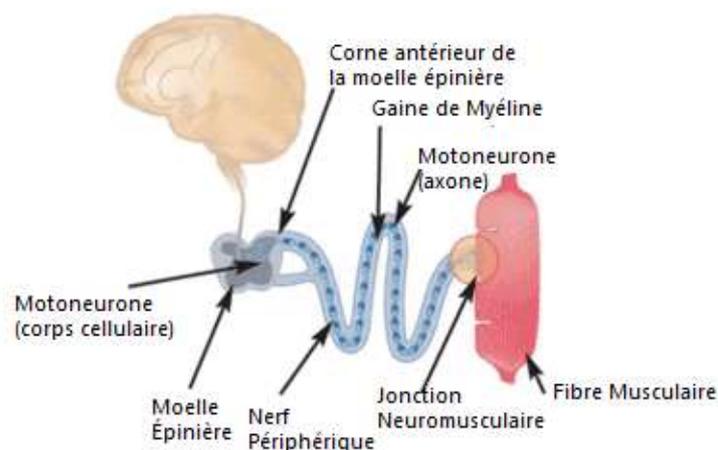


Figure 3 - Représentation de l'anatomie de l'innervation de la musculature squelettique  
Source: <http://www.filmemus.fr/les-maladies-neuromusculaires/>

Les expressions cliniques sur les MNMs sont assez variées. Par défaut, la symptomatologie se présente comme une réduction de la force de façon sporadique ou permanente et une

exacerbation de la fatigue (SWASH, SCHWARTZ, 2013). Les pertes de force permanentes peuvent s'aggraver progressivement ce qui entraîne une altération des capacités fonctionnelles (marcher, monter les escaliers, s'asseoir, tenir la tête, etc.) et de la tolérance à l'effort. Les muscles qui ne sont plus sollicités s'atrophient et des déformations peuvent se développer au niveau des pieds, des mains et de la colonne vertébrale (MARY, SERVAIS, VIALLE, 2018). Le changement de sensibilité peut être présent, car les nerfs sensoriels peuvent être affectés. De plus, des symptômes cardiaques ou respiratoires sont également possibles dans certaines pathologies (HARLAAR et al, 2018; HSU, 2010).

Plus de 200 pathologies différentes associées à différentes parties anatomiques sont déjà identifiées sur des bases cliniques, histopathologiques et moléculaires (TELETHON, 2015). L'encadrement des pathologies, au sein d'une classification où l'anatomie et le pronostic sont pris en compte est important pour que le suivi clinique soit approprié en facilitant la gestion et l'orientation des patients et des membres de leur famille. Les MNMs peuvent être classées par origine héréditaire et en syndromes acquis, ainsi qu'anatomiquement par rapport à l'endroit que le processus de la maladie affecte : pré-jonctionnelle, jonctionnelle ou synaptique, et post-jonctionnelle (MARSH, ROSS, PITTARD, 2011) (Tableau 1).

Tableau 1 - Classification des maladies neuromusculaires

Trouble héréditaire	
Pré-jonction (*neuropathies)	Neuropathies périphériques Charcot-Marie-Tooth Ataxie de Friedreich
Post- jonctions (**dystrophies, myopathies)	Dystrophies Duchenne Dystrophie musculaire de Becker Myotonies Dystrophie myotonique (de Steinert) Myotonie congénitale Hyper, hypokaliémique périodique paralysie (maladie de Westphal) Troubles métaboliques / mitochondriaux
Troubles acquis	
Pré-jonction (*neuropathies) la faiblesse musculaire est secondaire à une altération du nerf périphérique	Maladie des neurones moteurs Sclérose en plaque Le syndrome de Guillain Barre Neuropathies périphériques - diabète sucré
Jonctionnel (***)miasténies)	Myasthénie grave. Syndrome de Lambert-Eaton.
Post-jonctionnel (dystrophies, myopathies)	Myopathie inflammatoire. Polyneuropathie et myopathie pour maladies graves

Source: adapté de Marsh, Ross, Pittard, 2011

\*neuropathies - la faiblesse musculaire est secondaire à une altération du nerf périphérique.

\*\*dystrophies, myopathies - la pathologie est limitée au muscle sans aucune anomalie structurelle dans le nerf périphérique.

\*\*\*myasthénies - affecte la communication entre le nerf et le muscle

Les maladies qui affectent les motoneurons de la corne antérieure de la moelle épinière sont plus fréquentes chez les enfants. Par exemple les maladies plus connues sont les ASI (de

types I, II ou III) et entérovirus (de type polio-Like). Les maladies de Charcot-Marie-Tooth sont les plus fréquentes maladies neurologiques héréditaires de nerf périphérique, qui se caractérisent par des pertes sensorielles, une faiblesse musculaire distale, une atrophie et des réflexes tendineux déprimés (RAMDAS, JAYAWANT, 2017). Les maladies qui touchent la jonction myoneurale sont observées dans les syndromes myasthéniques, dans la myasthénie congénitale et le botulisme (ENGEL et al, 2015). La myopathie et la dystrophie musculaire, où il existe une atteinte des fibres musculaires, sont représentées par dystrophie musculaire de Duchenne et Becker, dystrophie myotonique, myopathies congénitales, myopathies métaboliques et inflammatoires. Dans ce travail, nous allons nous intéresser plus précisément à l'Atrophie Spinale musculaire Infantile (ASI ou SMA pour *Spinal Muscular Atrophy* en anglais) abordée ci-dessous.

## 1.2 L'Amyotrophie Spinale Musculaire Infantile

L'ASI est une maladie causée par la dégénération de cellules de la corne antérieure de la moelle épinière qui touche particulièrement les enfants. Elle a été décrite pour la première fois par Werdnig et Hoffmann au début des années 1890 (DUBOWITZ, 2009). Les variabilités associées à l'âge de survenue des symptômes, à la gravité phénotypique et à la fonction motrice maximale atteinte ont donné lieu à une quelques variantes: SMA type I, SMA type II et SMA type III. Le type IV est réservé aux adultes avec une perte tardive de la marche (KOLB, KISSEL, 2011).

Le SMA du type I est la forme la plus sévère, dans laquelle les symptômes sont observés pendant la grossesse, avec une réduction des mouvements du fœtus, ou dans les six premiers mois après la naissance. Les patients atteints de SMA du type I n'acquièrent pas la capacité de tenir leur tête, de rouler sur eux-mêmes, ni de s'asseoir tout seul (TSIRIKOS, BAKER, 2006). Ils ont des mouvements volontaires limités des extrémités, avec tremblements de la main. Les muscles de la mastication et de la déglutition peuvent également être compromis, ce qui perturbe leur alimentation. Les muscles du système respiratoire peuvent aussi être touchés, avec faiblesse des muscles intercostaux. Ce sont les complications respiratoires qui rendent le pronostic vital de ces enfants très mauvais, avec une espérance de vie de 2 ans.

Les patients atteints de SMA du type II sont caractérisés par un âge d'apparition allant de 7 à 18 mois. La faiblesse, moins sévère que pour le type I, commence généralement dans les muscles proximaux des membres inférieurs (fessier et quadriceps). Les membres supérieurs sont souvent atteints par la présence de tremblements (TSIRIKOS, BAKER, 2006). Ces enfants peuvent s'asseoir sans soutien, mais sont incapables de marcher sans aide. Ils peuvent développer une démarche chancelante, une lordose lombaire accrue, un genu recurvatum (déformation de l'articulation du genou), un abdomen saillant et une scoliose. Dans le SMA de type 2, les muscles intercostaux sont aussi affectés, mais les problèmes respiratoires sont variés. Le pronostic sous cette forme varie considérablement et l'espérance de vie peut passer de 2 ans à l'âge adulte.

Les patients avec SMA de type III présentent des symptômes après l'âge de 18 mois et avant les 18 ans, avec de meilleurs pronostiques vitaux. La faiblesse musculaire se développe lentement et progressivement. Les enfants peuvent s'asseoir, nager, marcher et se tenir debout, mais leurs capacités se réduisent au fur et à mesure qu'ils prennent du poids (TSIRIKOS; BAKER, 2006). Les contractures tendineuses liées à la perte de stimulation musculaire peuvent conduire à des déformations des membres et de la colonne vertébrale. Dans certains cas, les

déformations de la colonne vertébrale conduisent à une scoliose plus ou moins prononcée et cela peut conduire à une mauvaise influence sur les fonctions respiratoires. Le besoin d'un fauteuil roulant apparaît plus tard dans l'enfance ou à l'âge adulte. L'espérance de vie d'une personne atteinte d'amyotrophie spinale du type III est variable, avec une survie qui peut s'étendre jusqu'à 50 ans (MERCURI et al., 2017).

### **1.3 Le diagnostique**

Le diagnostic d'une maladie neuromusculaire est basé sur une combinaison d'antécédents cliniques, d'examen neurologiques et physiques et d'examen auxiliaires: bilan sanguin, biochimie clinique, la créatine kinase sérique (CK) et niveaux de pyruvate kinase, l'imagerie par IRM ou échographie, l'électromyographie (EMG), le prélèvement - biopsie et analyse génétique en biologie moléculaire (YOUNGER, GORDON, 1996 ; COMMARE, 2008; MCDONALD, 2012).

L'histoire de la maladie est importante car elle déterminera les symptômes et leur progression temporelle. L'examen neurologique vise à identifier les changements sensoriels, les changements d'équilibre et de tremblements, les changements des réflexes tendineux et les changements de contraction musculaire. L'examen physique comprend, entre autres, l'évaluation de la force musculaire et de la capacité fonctionnelle.

Ce qui est très important pour les patients est le suivi dans le temps de l'évolution de la maladie. C'est sur ce critère qu'il est possible de détecter des évolutions rapides de la maladie ou des ralentissements de sa progression et donc d'adapter les traitements en conséquence : médicamenteux, de rééducation physique, etc.

### **1.4 Prise en charge les maladies rares en France**

Les maladies rares ont été priorisées par les pouvoirs publics français à travers des plans nationaux de maladies rare, avec l'objectif de garantir aux patients l'accès à des soins de qualité. Ces plans sont appliqués en plusieurs phases : plan 1 de 2005 à 2008; plan 2 de 2011 à 2014 et plan 3 (en cours), de 2018 à 2022. Ils visent à connaître l'épidémiologie des maladies rares et à développer des connaissances et compétences pour diagnostiquer, traiter et mieux suivre les patients (Plan national maladies rares 2005 – 2018/ 2011 – 2014/ 2018 – 2022 < <https://www.maladiesraresinfo.org/>>).

Au total, 7.000 maladies rares sont reconnues, dont plus de 200 sont neuromusculaires, avec un nombre de nouveaux cas globale plus élevé proportionnellement au nombre des naissances. Les MNMs sont chroniques et peuvent provoquer la mort dans certains cas. Pour les autres cas, le traitement améliore la qualité de vie des patients mais ne guérit pas encore. Face à cela, 13 centres de référence et 4 centres de compétences ont été identifiés dans les domaines des MNMs pour assurer une prise en charge de patients de manière multidisciplinaire et adaptée. L'Escale – Service de rééducation pédiatrique/Laboratoire de biométrie et biologie évolutive (UMR 5558), avec qui le laboratoire G-SCOP collabore sur ce projet, est l'un de ces 13 centres de référence, au même titre que ceux de Saint-Etienne et de Grenoble avec qui des expérimentations ont été menées. La prise en charge couvre les aspects fonctionnel, orthopédique, respiratoire, cardiaque, nutritionnel, psychologique, cognitif et d'accompagnement social familiale (COMMARE, 2008). Après l'annonce du diagnostic, le suivi du patient est

nécessaire. Il est réalisé par des consultations établies sur une longue durée, prévues avec une fréquence d'une à deux fois par an, variable selon la maladie, la progression clinique et l'acceptabilité du patient et de la famille. Une demi-journée à deux journées sont prévues pour les visites auprès de plusieurs spécialistes et pour d'éventuelles rencontres supplémentaires : autres évaluations complémentaires, aide à l'intégration scolaire, des orientations vers des associations de personnes handicapées, etc. (CHABROL, MAYER, 2015). Les aspects cliniques sont évalués par l'examen de la marche, du tropisme musculaire, du tonus et de la force musculaires liée à la fonctionnalité motrice. Pour les enfants, un problème récurrent lié à la journée de consultation et souligné par les thérapeutes est la fatigabilité physique et psychologique. Après plusieurs manipulations, questionnaires ou évaluations, les patients jeunes peuvent ainsi ne plus coopérer ou être moins en capacité de le faire. Ceci peut nettement influencer sur les résultats de l'évaluation motrice lors de laquelle les participations volontaires sont requises.

## 1.5 Les évaluations neuromusculaires et fonctionnelles

Les évaluations des déficits moteurs chez les patients neurologiques sont beaucoup utilisées dans la pratique clinique. Pour les MNMs, l'absence de marqueurs biologiques précis pour juger la progression des maladies fait des tests musculaires les méthodes les plus utilisées pour mesurer les capacités motrices (MURPHY et al., 2018). Ces tests sont extrêmement importants, non seulement pour le diagnostic mais aussi pour la surveillance des patients, car ils fournissent des résultats utilisés pour indiquer la progression clinique de la maladie et l'efficacité du traitement ou des interventions. Ils sont également utilisés pour prévoir les complications spécifiques à chaque pathologie et les besoins d'adaptation du patient, comme par exemple l'utilisation d'orthèse, d'un gilet de maintien, d'un fauteuil roulant ou autres.

Dans le domaine des MNMs, plusieurs méthodes d'évaluations peuvent être adoptées pour évaluer la force et la fonctionnalité motrice des patients. Les tests musculaires manuels constituent la méthode la plus simple pour évaluer la force d'un muscle ou d'un groupe musculaire. Il consiste à évaluer la force qui est développée par le patient lors de l'exécution d'un mouvement contre une résistance produite par l'évaluateur. Le niveau de force est alors coté sur une certaine échelle, par exemple la plus utilisée *MRC (Medical Research Council)* dont les scores varient entre 0 - pas de contraction musculaire visible et 5 - force normale (PATERNOSTRO-SLUGA et al., 2008; HOGREL, OLLIVIER, DESNUELLE, 2006; FLORENCE et al., 1992). Son avantage est son faible coût, mais les inconvénients sont son manque de sensibilité et de reproductibilité inter-examineur (RAPIN et al 2011).

Un autre exemple est le test musculaire quantifié *MVIC (Maximal Voluntary Isometric Contraction)* qui consiste à mesurer les niveaux de forces maximales volontaires isométriques développés par des groupes musculaires déterminés, réalisés à position angulaire constante contre une résistance, en utilisant un appareil de mesure qui peut être un dynamomètre, un capteur de force ou un dispositif dérivé (HOGREL, OLLIVIER, DESNUELLE, 2006; BOHANNON, 1986). Les avantages sont sa sensibilité au changement de force et sa grande reproductibilité. Cependant, la répétabilité des exercices nécessaires pour les mesures n'est pas compatible avec le contexte des patients qui ont une fatigue musculaire.

Le teste de six minutes de marche est un test a priori de conditionnement physique indiqué pour les patients présentant une atteinte cardio-pulmonaire. Il peut aussi être utilisé comme une mesure fonctionnelle et pour l'évaluation de la marche. Il s'agit de mesurer la plus grande distance possible parcourue en six minutes (MERCURI, 2018; ENRIGHT, 2003).

En complément de l'évaluation des déficits moteurs, les évaluations fonctionnelles cherchent à identifier et mesurer les changements de mouvements, l'instabilité et le manque de coordination dans les mouvements fonctionnels considérés standards. Selon McDonald (2012), un examen fonctionnel complet est essentiel dans l'évaluation diagnostique et le suivi d'un patient suspecté de MNM. Cet examen devrait inclure une évaluation du contrôle de la tête, de la mobilité au lit, des transitions des positions couchée vers assise, et assise vers se tenir debout, de la capacité de s'asseoir sans appui des mains, de l'équilibre de la position debout, de la marche, de la montée d'escaliers et de la portée aérienne (tenir ses bras devant soi à l'horizontal ou verticalement au-dessus de sa tête par exemple). Normalement, les évaluations fonctionnelles consistent à effectuer des tâches standard qui sont observées par l'examineur et scorées sur des échelles. Certaines sont également basées sur des auto-évaluations à travers des questionnaires.

Les échelles fonctionnelles sont des procédures standardisées, basées sur les compétences motrices acquises, force et dextérité, normalement jugée par un évaluateur. C'est sont des méthodes d'évaluations appréciées pour leur simplicité, leur faible coût et l'utilisation de matériels simples. Chaque échelle a ses avantages, ses spécificités et son applicabilité. Cependant, les échelles doivent répondre à la définition des mesures scientifiques comment (1) être validées par les experts et éventuellement comparées avec d'autres échelles existantes, (2) être validées sur leur fiabilité ou reproductibilité, c'est à dire l'évaluation d'un patient à l'aide d'une échelle sera identique d'un observateur à l'autre (inter-observateur) et d'un moment à l'autre par le même observateur (intra-observateur), et (3) être sensible au changement, c'est-à-dire être capable de détecter des changements cliniquement significatifs chez le patient (MAGY, 2006). Certaines recommandations supplémentaires sont l'intégration de plusieurs items (exercices ou tâches) dans la même échelle, l'adéquation des mesures aux objectifs et l'utilisation par des examinateurs formés ou certifiés (HOBART, CANO, 2008).

L'Alberta Infant Motor Scale - AIMS est un exemple d'échelle fonctionnelle utilisée pour surveiller les bébés ayant des risques de troubles du développement. C'est un instrument d'observation pour évaluer la séquence du développement moteur et le contrôle de la musculature antigravitationnelle appliquée de la naissance à 18 mois, ou lorsque les bébés manifestent une marche indépendante (PIPER et al., 1994). L'AIMS est composé de 58 items, regroupés en 4 positions principales: 21 items en position couchée sur le ventre, 9 items en position couchée sur le dos, 12 items en position assise et enfin 16 items en position debout. Le score maximum est de 58 points (un item «observé» reçoit 1 point, et un item «non observé» reçoit 0 point) qui sont classés en percentiles et catégorisation des performances motrices : normal (> 25%); suspect (entre 25 et 5%); anormal (<5%), à comparer avec les normes d'âge d'un large échantillon de population de bébé. Développé par des kinésithérapeutes, l'AIMS a une bonne fiabilité intra-examineur et inter-examineur. Sa validité concomitante est bonne et sa capacité à prédire la paralysie cérébrale est modérée. L'évaluation par l'échelle AIMS consiste à observer les mouvements spontanés ou stimulés du bébé et à coter sur l'échelle dichotomique 1 ou 0. Les résultats sont faciles à interpréter pour tous les professionnels de santé familiers avec le développement moteur de l'enfant.

Un autre exemple d'échelle fonctionnelle est l'échelle d'Équilibre Berg (ou BBS pour Berg Balance Scale en anglais). Initialement conçue pour les patients âgés, puis validée pour les autres populations, l'échelle BBS évalue le contrôle postural dans les différentes tâches fonctionnelles, ainsi que les stratégies sensorielles, la stabilité, l'alignement postural, les ajustements posturaux anticipatifs, la posture unipodale et la portée fonctionnelle. L'échelle BBS a une forte cohérence interne et une fiabilité inter-examineur et intra-examineur élevée lorsqu'elle est utilisée chez les patients neurologiques, tels que les accidents vasculaires cérébraux, la maladie de Parkinson, ou la lésion de la moelle épinière (JØRGENSEN et al., 2017; WIRZ, MÜLLER, BASTIAENEN, 2010; SCALZO et al., 2009; STEVENSON et GARLAND, 1996).

Les évaluations avec l'échelle BBS consistent à faire passer un ensemble de 14 tâches liées à l'équilibre simple, allant de se lever d'une position assise à debout sur un pied. Le degré de réussite de chaque tâche reçoit un score de zéro (incapable) à quatre (indépendant) et la mesure finale est la somme de tous les scores. Les résultats peuvent être interprétés comme:  $\leq 20$  doit utiliser un fauteuil roulant;  $> 20 \leq 40$  doit utiliser l'assistance et  $> 40 \leq 56$  est indépendant.

Pour les MNMs, plusieurs échelles ont été créées ou adaptées dans le but de pouvoir scorer les pertes fonctionnelles. Par exemple l'échelle *ALS (Functional Rating Scale)* indiquée pour la Sclérose Latérale Amyotrophique, apprécie l'atteinte bulbaire (parole, salivation, déglutition), l'atteinte fonctionnelle des membres (écriture, habillement, hygiène, marche) et les fonctions ventilatoires (BENAÏM, DESNUELLE, FOURNIER-MÉHOUS, 2006). L'examen neuromusculaire quantitatif de Tufts *TQNE (Tufts Quantitative Neuromuscular Exam)* est un outil normalisé pour mesurer la force musculaire et la fonction pulmonaire également chez les patients atteints de Sclérose Latérale Amyotrophique (MCGUIRE et al., 1996). L'échelle motrice fonctionnelle *Hammersmith (Hammersmith functional motor scale)* a été conçue pour évaluer la capacité fonctionnelle des enfants non ambulants avec SMA de type II ou III (GLANZMAN et al., 2010; MERCURI et al., 2006). Le *CHOP INTEND (The Children's Hospital of Philadelphia Test of Strength in SMA)* a été développé pour évaluer la motricité des bébés atteints de SMA de type I (GLANZMAN, 2010). L'échelle de l'extrémité supérieure de *Brooke*, est conçue pour l'évaluation des patients atteints de dystrophie musculaire de Duchenne (BROOKE et al., 1981). Le protocole de *Vignos* est lui validé pour évaluer les pertes fonctionnelles des membres inférieurs chez les enfants (VIGNOS ET ARCHIBALD, 1960). Parmi toutes celles-ci, la *MFM (Mesure de la Fonction Motrice)* a été validée pour évaluer la gravité du déficit moteur sur les principales MNMs (BÉRARD et al., 2005). C'est cette échelle fonctionnelle que nous allons utiliser dans ce travail de thèse.

## 1.6 L'échelle de Mesure de la Fonction Motrice

La MFM est une échelle fonctionnelle développée avec l'objectif d'évaluer le déficit moteur causé par la plupart des MNMs : chez les patients âgés de 6 à 60 ans, utilisation de la version MFM-32 et chez les enfants moins de 7 ans, utilisation de la version MFM-20). Dans l'étude de validation auprès de 303 patients atteints de différents troubles neuromusculaires, l'échelle MFM-32 a présenté des bons voire d'excellents coefficients de fiabilité inter-évaluateurs pour 29 items sur les 32 que comporte l'échelle et de bonnes corrélations par rapport aux échelles EVA, Brooke et Vignos. Le score général a également fourni une bonne mesure de la gravité générale de la pathologie (BÉRARD et al., 2005). Pour la MFM-20, l'étude de validation a montré

également de bonnes propriétés psychométriques lors d'un test sur 194 enfants sains et 88 atteints d'une MNM (DE LATTRE et al., 2013). Ainsi, la MFM a été considérée valide pour le suivi clinique des patients ainsi que pour les mesures d'essais thérapeutiques.

### 1.6.1 Présentation de la MFM

L'échelle MFM-32 est composée de 32 items organisés dans l'ordre d'acquisitions motrices du développement moteur normal (couché, assis, debout et transferts), regroupés par domaines: stations debout et transfert (D1, en bleu sur la Figure 4), motricités axiale et proximale (D2, en rose sur la Figure 4), et motricité distale (D3, en vert sur la Figure 4).

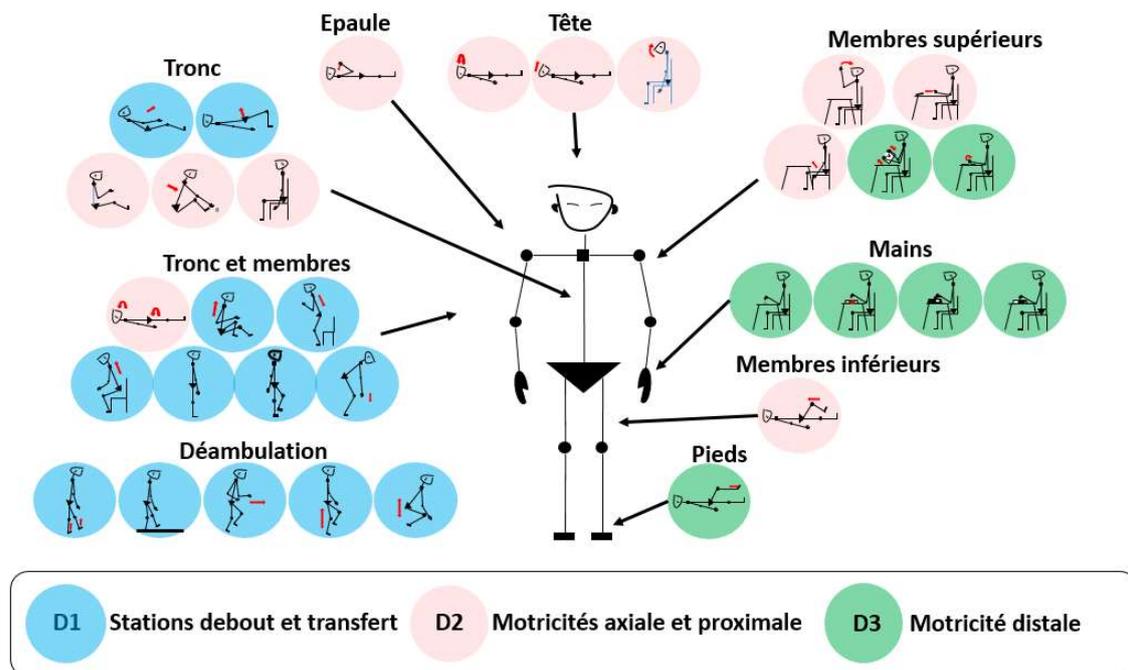


Figure 4 - Schéma graphique de la MFM

Chaque item est coté selon une échelle en 4 points avec des consignes précises détaillées sur le manuel MFM (un exemple d'item est disponible en Annexe 2). Les scores varient, sur une cotation générique, entre 0 - ne peut réaliser la tâche ou la position de départ ne peut être tenue et 3 - réalise complètement, "normalement" l'exercice, le mouvement étant contrôlé, maîtrisé, dirigé et réalisé à vitesse constante. Pour la plupart des items, un matériel spécifique et standardisé est proposé au patient au moment de l'évaluation pour effectuer la tâche. Par exemple une balle de tennis, des pièces de 10 centimes, etc.

### 1.6.2 Les passations ou évaluations

Les évaluations sont planifiées pendant la journée de consultation du patient. Elles sont habituellement réalisées dans une pièce appropriée, avec tout le matériel nécessaire. Le thérapeute, qui connaît les antécédents médicaux du patient, propose les items de manière chronologique (item 1 à item 20 ou 32), comme ils sont décrits dans le manuel de la MFM. Pour chaque item, il doit positionner le patient dans la position de "départ" (position essentielle), donner les instructions précises pour réaliser la tâche, et observer attentivement l'accomplissement de la tâche. Ensuite, il note le score de la tâche réalisée sur une feuille appelée

feuille de passation (Annexe 3). De son côté, le patient doit écouter et observer les instructions puis réaliser volontairement la tâche sans aide. Dans le cas où le patient ne peut pas rester dans la position de départ, la cotation de l'item est 0. Le patient a le droit à deux essais pour réaliser la tâche.

### ***1.6.3 Expertise de l'examineur***

La compétence motrice est définie comme un acte ou un mouvement moteur associé à l'exécution d'une tâche réalisée de manière optimale (avec une grande précision, une faible dépense énergétique et dans un court laps de temps). Donc, la mesure de la performance de la motricité est basée sur des paramètres préétablis, bien définis lors de l'exécution d'une tâche.

Pour les kinésithérapeutes, la capacité à analyser le mouvement est une condition préalable essentielle pour évaluer les patients ayant une déficience motrice. Les évaluations des mouvements sur les tâches qui impliquent force, vitesse et précision exigent une expertise en évaluation physique. Cependant, cette expertise peut être dépendante de nombreux facteurs tels que l'expérience de l'évaluateur, la sensibilité de l'appréciation aux petites variations de réalisation de la tâche, la compréhension de la tâche et de leurs consignes, etc.

Pendant les évaluations de la MFM, le kinésithérapeute apprécie « à l'œil », de manière uniquement qualitative, la performance de réalisation des items, ce qui exige beaucoup d'expertise et d'impartialité. Pour réduire la variabilité entre examinateurs, le protocole MFM impose pour les nouveaux thérapeutes, une formation d'une journée avec des professionnels spécialisés à la MFM. Malgré cela, dans la pratique clinique, de faibles fiabilités liées aux différences intra et extra-examineur sont observés pour certains items.

## **2 L'approche de conception**

Pour le développement de l'outil d'aide à l'évaluation fonctionnelle des jeunes patients ASI, et en continuité avec ce qui a déjà été développé au sein du laboratoire G-SCOP, des critères de développement de produits doivent être sélectionnés pour favoriser l'intégration de cet outil dans la pratique clinique. C'est ainsi que nous proposons d'adopter des principes de la méthode *User Centred Design - UCD* (ou conception centrée sur utilisateur (CCU)), qui est un processus de conception itératif dans lequel les concepteurs se concentrent sur l'implication des utilisateurs et de leurs besoins à chaque étape du processus de conception. Les principes clés de cette méthode impliquent (MAGUIRE, 2001):

- Une préoccupation amont des utilisateurs, de leurs tâches et de leur environnement.
- Une participation active de l'utilisateur dans le processus dès les étapes initiales afin que le produit / service / logiciel soit modelé à leurs besoins réels, car il vise l'utilisabilité comme objectif final.
- Une répartition appropriée des fonctions entre l'utilisateur et le système qui sera développé, avec une division du travail clairement établie.
- Une itération des solutions proposées, ce qui signifie que la conception d'un système itératif provient de la réception des réponses des utilisateurs, grâce à l'utilisation de prototypes dans les premières étapes du processus. L'utilisateur teste les fonctions réelles du prototype, les données qui en résultent sont alors utilisées dans les étapes ultérieures de la conception.

- Une équipe multidisciplinaire de constitue l'équipe de conception pour une large contribution au produit final.

Cette méthode a déjà été également proposée dans le milieu industriel. L'étude de VREDENBURG et al. a notamment permis de faire ressortir les ressentis et l'application pratique de cette méthode. Elle permet notamment d'améliorer la qualité, l'efficacité et l'utilisabilité de la solution. En revanche, il des nombreux freins existent concernant l'application totale de l'UCD, notamment la difficulté à maintenir l'utilisateur final engagé tout au long de ce processus : l'implication étant la plus forte au début du processus, durant la phase de définition et de recherche. Ces caractéristiques sont également observées dans le domaine médical (SHAH et ROBINSON, 2007), notamment concernant la difficulté d'accès aux utilisateurs tant en termes de temps que de coût. Il est toutefois à noter que, même avec une implication disparate de l'utilisateur, les informations sur les besoins et les usages acquis permettent une augmentation des chances de succès de la solution (TEIXEIRA, FERREIRA et SANTOS, 2012 ; RINKUS et al., 2005).

Selon la norme ISO 13407: 1999/ ISO 9241-210 (ISO, 2010), la méthode de conception centrée sur l'utilisateur se concentre principalement sur l'utilisation du système, l'application des connaissances et des techniques des facteurs humains, l'ergonomie et l'utilisabilité.

Ce cycle itératif est défini par cinq étapes (Figure 5) : (1) Planifier le processus de conception centrée sur utilisateur; (2) Comprendre et spécifier le contexte d'utilisation; (3) Spécifiez les exigences de l'utilisateur et de l'organisation; (4) Produire des designs et des prototypes et (5) Evaluer la conception par rapport aux exigences de l'utilisateur.

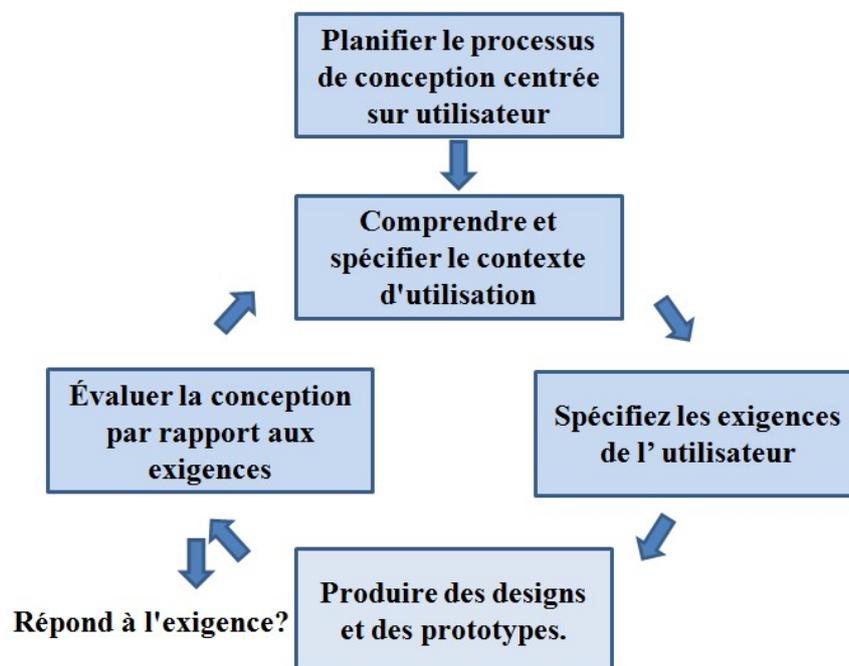


Figure 5 - Le cycle de conception centrée sur utilisateur  
Source:ISO, 2010

Cette méthode sera utilisée durant ce travail de thèse en sollicitant régulièrement les utilisateurs (thérapeute et patient) dans les phases de conception et d'évaluation. Les critères

d'évaluation nécessaires à la validation de notre outil d'aide à l'évaluation motrice seront systématiquement mis en évidence.

## 2.1 Conception centrée sur utilisateur dans le contexte médical

Dans le contexte médical, l'approche CCU a beaucoup de succès, car elle suggère des activités pratiques et tangibles. Une revue bibliographique réalisée par Ghazali, Ariffin, Omar (2014) a identifié et analysé les pratiques courantes de la CCU dans le domaine de la santé. Selon la recherche, un des outils le plus couramment utilisé pendant la phase de conception est le prototypage, car il rend le produit / service / logiciel palpable, ce qui facilite les tests, augmente les chances d'adhésion des utilisateurs et peut être facilement corrigé après les avis des utilisateurs finaux. En ce qui concerne les activités courantes utilisées dans la phase d'évaluation, il a été constaté que les tests d'utilisabilité et les inspections sont couramment utilisés. Ils permettent d'évaluer les critères d'efficacité et d'efficacité.

L'étude de HARTE et al. (2017) a mis en œuvre une méthode efficace, qui a suivi les principes de l'ISO 9241-210, pour évaluer et améliorer l'utilisabilité du système *WIISEL (Insole for Independent and Safe Elderly Living)* conçu pour évaluer en continu les risques de chutes et mesurer des paramètres de marche et d'équilibre associés au risque de chute. Les phases de tests avec les utilisateurs ont impliqué l'utilisation des prototypes avec des feedbacks variés enregistrés grâce à des caméras, des enregistreurs audio et des notes. La satisfaction des utilisateurs a été évaluée et quantifiée à l'aide d'échelles et de questionnaires comme les Quebec User Evaluation of Satisfaction, *SUS(System UsabilityScale)*, *ASQ (After-Scenario Questionnaire)*, *NASA-TLX (NASA TaskLoad Index)* ou encore *Visual Analogue Scale* et *Scale Likert*.

La conception et le développement d'une solution de suivi électronique de santé pour les patients obèses en cours de traitement, réalisés par DAS, SVANÆS (2013), ont également suivi les étapes de la méthode de la CCU, ISO 9241-210. La solution finale a été développée en combinant et en adaptant un ensemble de composants Web open source. Des évaluations de l'utilisabilité ont été réalisées par des tests, des questionnaires et des entretiens. Les premiers tests, effectués auprès de personnes en bonne santé, ont révélé les bugs techniques et les difficultés de l'interface graphique. Les tests sur les patients ont fourni des informations sur le contexte réel d'utilisation dans l'environnement domestique. Des informations complémentaires ont été obtenues auprès des professionnels de santé, dans la perspective de leur pratique clinique.

## 2.2 Approche de conception pour l'outil dédié à la MFM

Dans cette thèse, il s'agit de travailler au développement d'un outil dans le contexte de l'échelle de la MFM, dont les utilisateurs sont des thérapeutes (évaluateurs) et des patients. L'outil doit assister le thérapeute lors de son analyse des mouvements de l'enfant en lui fournissant les informations pertinentes sur la qualité de ces mouvements. Pour les enfants, l'outil doit encourager la participation et l'intérêt de la coopération pour la réalisation des items. La stratégie de développement de l'outil, basée sur la CCU, est représentée sur la Figure 6 ci-dessous. Elle précise, pour chacune des 4 étapes du processus itératif, les questions que l'équipe de conception se posera (en orange) et les méthodes ou outils adoptés pour trouver les réponses auprès des utilisateurs (en vert).

L'étape 1 de compréhension et de spécification du contexte d'utilisation se déroule par la lecture d'articles scientifiques, de manuels, de rapports et de recherches sur des sites internet, mais également de grâce à ma formation en kinésithérapie. Une compréhension précise du déroulement de la MFM et de ses objectifs passe par des réunions, des discussions, des entretiens et des visionnages de vidéos ou sur le terrain. Ces activités ont principalement eu lieu pendant les premiers mois de cette thèse, et ont été régulièrement mises à jour comme l'illustre le processus itératif.

L'étape 2 de spécifications des exigences de ce processus a été essentiellement réalisée par l'intermédiaire de rencontres fréquentes avec les thérapeutes. Comme il a déjà été spécifié plus haut dans ce manuscrit, un premier travail de thèse ayant abouti à la réalisation d'un premier prototype de logiciel KiMe2, a permis de mettre à jour les exigences des thérapeutes.

L'étape 3 du processus CCU consiste à produire des solutions de conception et des développements de prototypes. En considérant l'adaptation du logiciel KiMe2 au 2 nouveaux capteurs de mouvements ou le développement du nouveau logiciel de détection et de cotation automatique de la motricité fine des mains, cette étape a été très chronophage. Non seulement l'appropriation de la logique des développements précédents mais aussi l'acquisition des compétences nécessaires au développement de l'application sur la Tablette ont nécessité un temps important de travail durant cette thèse. Il en a résulté néanmoins les possibilités d'évaluer les propositions de conceptions par rapport aux exigences des kinésithérapeutes (étape 4).

Pour cela, des protocoles expérimentaux ont été proposés pour évaluer (1) les performances des capteurs de mouvements auprès d'individus sains, (2) les interfaces numérisées de 3 items de motricité fine et leur cotation automatiques auprès de patients et (3) les animations ludique auprès des thérapeutes.

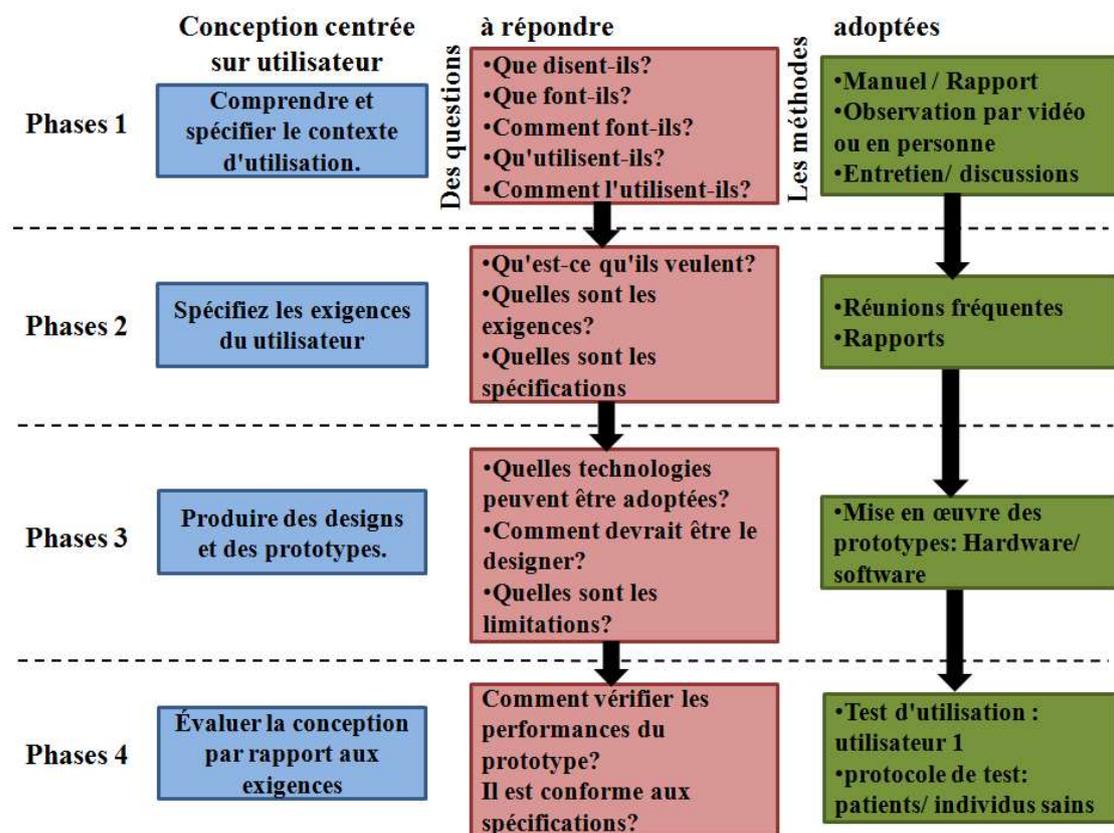


Figure 6 - Stratégie de développement adoptée, basée sur la méthode CCU

## Synthèse du chapitre 1

Les MNMs constituent un groupe de maladies qui présente comme symptôme une faiblesse musculaire, qui apporte des nombreuses difficultés et une dépendance aux activités de la vie quotidienne. Comme il s'agit d'une maladie évolutive, le patient doit être évalué fréquemment pour un suivi clinique approfondi de la maladie et pour prévoir des adaptations de ses traitements. Les évaluations se concentrent sur les déficits moteurs avec des mesures basées sur des échelles fonctionnelles. La MFM est un protocole de mesures fonctionnelles applicables à la plupart des MNMs et pour laquelle nous proposons d'augmenter la fiabilité et la reproductibilité des évaluations, par la mise à disposition d'une assistance technologique au thérapeute.

Pour accompagner le développement de cet outil d'aide aux évaluations motrices, l'approche CCU choisie utilise cinq étapes proposées par la norme ISO 9241-210 (ISO, 2010): (1) Planifier le processus de conception centrée sur utilisateur; (2) Comprendre et spécifier le contexte d'utilisation; (3) Spécifiez les exigences de l'utilisateur et de l'organisation; (4) Produire des designs et des prototypes et (5) Evaluer la conception par rapport aux exigences de l'utilisateur. Les activités développées dans cette thèse se placent naturellement dans chacune de ces étapes, nous le précisons donc au fur et à mesure du développement de ce mémoire.



## CHAPITRE 2 - MESURES DE LA FONCTION MOTRICE PAR LES CAPTEURS DE MOUVEMENT: REMPLACEMENT DE LA KINECT

Ce chapitre est dédié aux travaux menés autour du suivi des mouvements du corps grâce à des capteurs de mouvement 3D. Premièrement, le principe de la capture 3D et la technologie de référence pour l'analyse de mouvement sont abordés. Ensuite, une revue bibliographique présentant les principaux travaux de recherche, mobilisant la Kinect dans le domaine médical et pour la rééducation sont présentés. Dans le but de remplacer la Kinect par un autre capteur de mouvement, les caractéristiques retenues pour effectuer cette recherche sont formalisées. Ainsi, les deux capteurs Intel®RealSense™ et VicoVR sont sélectionnés, leur caractéristiques techniques et domaines d'application sont précisés.

En vue de sélectionner un de ces deux capteurs pour remplacer la Kinect dans la future version de notre outil d'évaluation motrice, des expérimentations et analyses statistiques de données sont effectuées. Le protocole expérimental détaillé dans ce chapitre comprend les étapes de préparation du matériel, le descriptif de la procédure expérimentale et le choix des données et des critères statistiques. Suite à la réalisation des essais et aux analyses des données, des conclusions sont apportées quant aux performances respectives des capteurs sélectionnés et à leurs éventuelles limitations.

### 1 La capture de mouvement 3D

La capture de mouvement est le processus d'enregistrement des mouvements qui utilise un équipement spécialisé pour permettre la reconstruction des données sous la forme d'un modèle numérique. L'idée initiale a été la chronophotographie. Cette technique se base sur la capture de photos séquentielles à intervalles de temps fixes qui permet l'enregistrement et la reconstruction des mouvements humains ou des animaux (Figure 7) (ANCILLO, 2016). Son évolution est la cinématographie, pour la construction de dessins et d'animations (BREGLER et al., 2002).

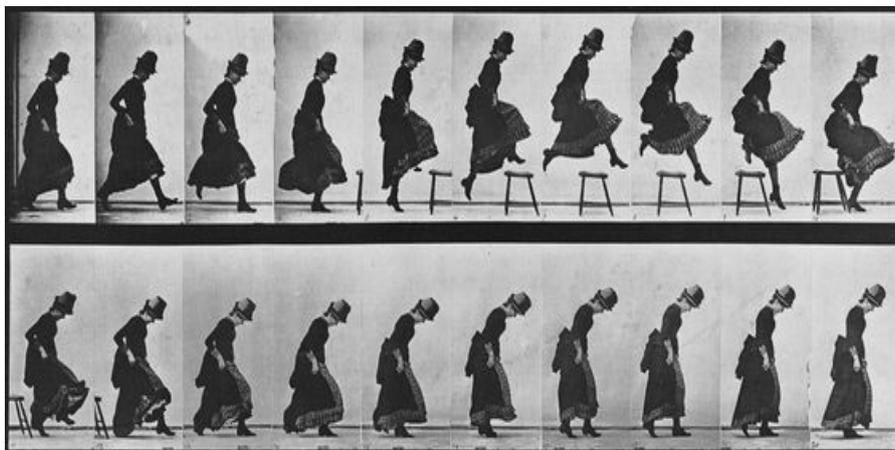


Figure 7 - Photos de Eadweard Muybridge, Horse in Motion, 1887

## 1.1 Capture de mouvement avec marqueurs

Avec la modernisation des équipements et des méthodes de capture, le suivi optique du corps humain peut être réalisé de manière très précise à l'aide de marqueurs. Il permet de reconstruire les coordonnées du corps en 3 dimensions (x, y et z) pour le calcul et l'estimation des paramètres cinématiques, avec des applications dans plusieurs domaines. Il existe par exemple le système Qualisys (Mocap avec marqueur), qui utilise plusieurs caméras optiques à haute vitesse et à haute résolution (Figure 8) (BOLINK et al., 2016; REININGA et al., 2011).

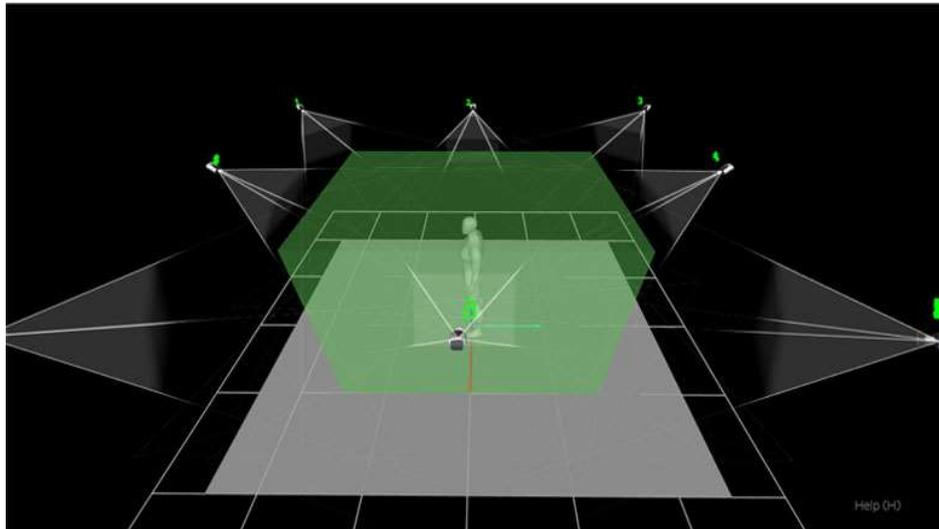


Figure 8 - SystemeMocapQualisys

Source: <<https://mocap.reallusion.com/iclone-motion-live-mocap/qualisys.html>> accédé mars/2010

Le système Mocap avec marqueurs offre de nombreuses fonctionnalités, une haute précision et des taux d'échantillonnage élevés et peut être utilisé comme un moyen unique pour capturer le mouvement du corps, les extrémités des membres et l'expression faciale (ANCILLAO, 2016; ALEXANDERSON, O'SULLIVAN, BESKOW, 2014; RANA VOLO et al., 2013). Il est parfois associé à un dynamomètre pour mesurer la force de réaction au sol, à un système électromyographique ou à la calorimétrie indirecte. Ce type d'évaluation objective a suscité l'intérêt des chercheurs, médecins, kinésithérapeutes et éducateurs physiques pour analyser les performances motrices dans le but d'améliorer les suivis et traitements des patients souffrant de troubles neurologiques et de séquelles de traumatismes orthopédiques ou encore pour améliorer la performance des athlètes.

Il s'agit donc d'un système technologique très complet, robuste et fiable avec de très bonnes qualités de mesure. En contrepartie, il présente des inconvénients importants comme un coût élevé, une faible portabilité et des processus d'étalonnage longs et compliqués. De plus, il existe un besoin de vêtements et / ou de marqueurs spéciaux qui rend son utilisation difficile dans certains contextes cliniques (Figure 9).

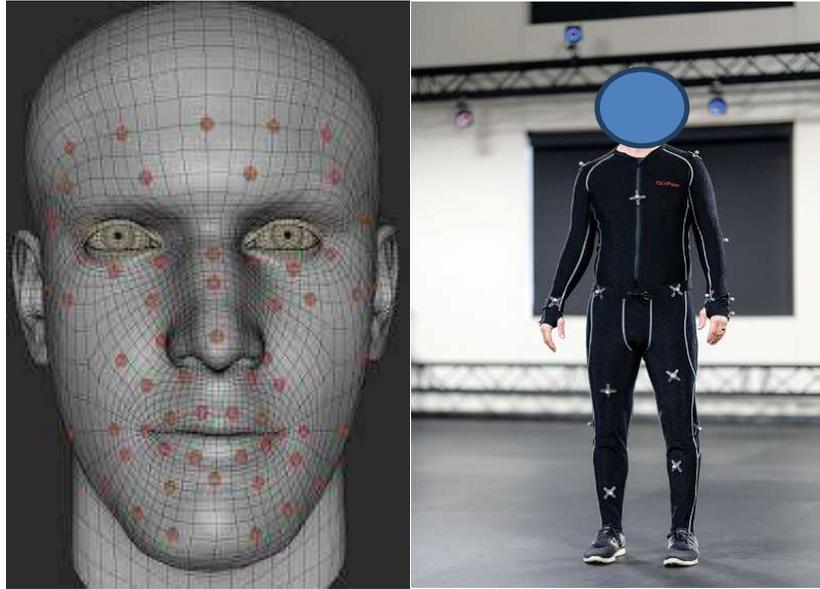


Figure 9 - Utilisation de marqueurs pour la capture de mouvement

Source: REVERDY; GIBET; LARBOULETTE (2015) et système optique VFXV

## 1.2 Capture de mouvement sans marqueurs

Les caméras de profondeur RGB-D constituent une alternative plus accessible pour la capture de mouvement que les systèmes Mocap avec marqueurs. Elles permettent d'acquérir des données de la forme d'une surface d'un objet en temps réel avec les informations colorimétriques correspondantes (HENRY et al., 2014). Elles sont associées aux caméras Time-of-Flight - ToF qui fonctionnent avec le temps d'émission et de réflexion de la lumière infrarouge (IR) pour calculer la distance et cartographier ainsi l'environnement en 3D (LI, 2014). La popularisation des caméras RGB-D associées aux caméras ToF a été stimulée par le lancement du capteur Microsoft Kinect™ V1 (appelé *la Kinect V1* dans le reste du manuscrit) en 2010, initialement conçu pour l'industrie des jeux vidéo. Ce capteur a un grand potentiel pour acquérir des informations 3D sur des courtes distances, il est particulièrement indiqué pour une utilisation en intérieur. En 2014, avec le lancement d'une version plus robuste, le capteur Microsoft Kinect™ V2 (appelé *la Kinect V2* dans le reste du manuscrit) apparaît comme une alternative peu coûteuse, portable, facile à utiliser, permettant une plus grande accessibilité aux données cinématiques (Figure 10). De plus, il dispose d'un solide Kit de Développement Logiciel (ou SDK pour *Software Development Kit* en anglais) développé par Microsoft, disponible pour les développeurs .NET, qui effectue la détection du corps et des articulations en temps réel, ce qui a permis d'étendre les fonctionnalités et l'application du capteur (RAHMAN, 2017).

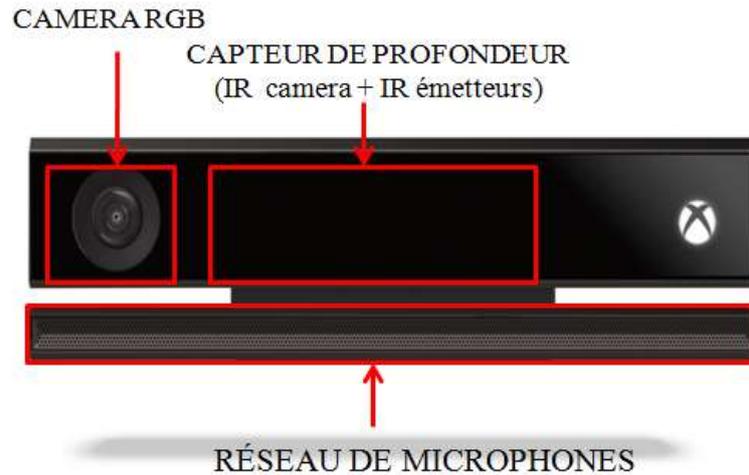


Figure 10 - Le capteur Microsoft Kinect™ V2

À propos du hardware, la Kinect V2 possède une caméra RGB qui fonctionne à 30 FPS (Frames per Second en anglais ou images par seconde), avec une capture d'image de 1920 x 1080 pixels. Elle possède également un capteur de profondeur, composé d'un émetteur et d'un récepteur IR. L'émetteur projette un modèle de lumière IR et le capteur mesure et décode le modèle projeté. Le capteur IR fonctionne à 30 Hz et capture des images à une résolution de 512 x 424 pixels (voir Tableau 2). L'appareil dispose également d'un moteur permettant son inclinaison, d'un accéléromètre pour identifier sa position et de microphones fonctionnant à 48 KHz.

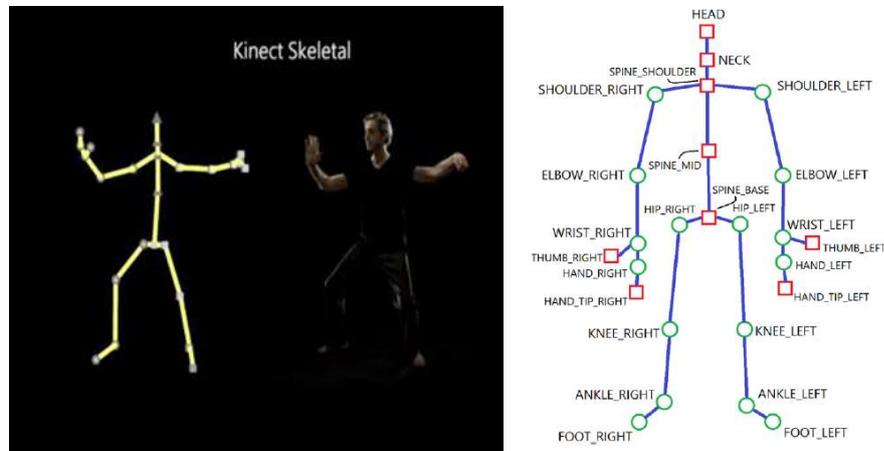
Tableau 2 - Paramètre des Kinect™ V1 et Kinect™ V2 de Microsoft

Fonctionnalité	Kinect pour Windows v1	Kinect pour Windows v2
<b>Color Camera (RGB)</b>	640 x 480 x 24 bits par pixel 4: 3 à 30 Hz RVB (VGA), 640 x 480 x 16 bits par pixel 4: 3 à 15 Hz YUV	1920 x 1080 x 16 bits par pixel 16: 9 YUY2 @ 30 Hz (15 Hz en basse lumière, HD)
<b>Caméra de profondeur</b>	320 x 240 x 16 bits par pixel à 30 Hz Capteur de profondeur IR 11 bits	512 x 424 x 16 bits par pixel ToF 16 bits capteur de profondeur IR peut désormais être utilisé en même temps comme capteur de couleur
<b>Range</b>	Pratique: 0,8 m à 4,5 m (2,6 pi - 14,7 ft.) Par défaut 0,4 m à 3 m (1,4 pi - 9,8 ft.) Mode proche Absolu: 0,4 m à 8 m (1,4 pi - 26,2 ft.)	Une seule configuration: 0,5 m à 8 m (1,6 pi - 26,2 ft.) La qualité se dégrade après 4,5 m (14,7 ft.)
<b>Champ de vision angulaire</b>	57,5° horizontal - 43,4° vertical	70° Horizontal – 60° Vertical
<b>Audio</b>	16 bits par canal avec 16 kHz taux d'échantillonnage	16 bits par canal à 48 kHz taux d'échantillonnage
<b>Articulations squelettiques</b>	20 articulations suivies	25 articulations suivies; les articulations supplémentaires sont le cou, les pouces gauche et droit et Conseils pour les mains
<b>Squelettes suivis Réglage vertical</b>	2 avec articulations, 6 au total 2 avec articulations, 6 au total Moteur d'inclinaison avec ± 27 degrés de liberté	6 avec articulations (renommé Bodies) Manuel, également ± 27 degrés de liberté
<b>Latence USB</b>	~100ms 2.0	~50ms 3.0

Source: RAHMAN, 2017

Il est possible d'accéder aux données fournies par le capteur Kinect par des sources de données définies par l'API (*Application Programming Interface* en anglais ou Interface de Programmation d'Application), qui peuvent être l'API C++/ C# native, l'API .NET gérée ou encore l'API WinRT. Chaque source de données se concentre sur un type de données fournies par le

capteur Kinect qui, dans le cas des sources de BodyFrameSource (données squelette), permet d'estimer des points d'articulation de corps humain (comme le montre la Figure 11). Les 25 points du squelette (pour la Kinect V2) mis à disposition par leurs coordonnées x, y, z, permettent la création d'applications interactives.



Figures 11 - Squelette numérique de la Kinect  
Source: RAHMAN, 2017

### ***1.2.1 Utilisation du capteur Kinect dans la recherche médicale***

Suite à la sortie commerciale du capteur Kinect et à la bonne réputation de sa version 2, de nombreuses recherches ont été effectuées pour vérifier sa fiabilité en tant qu'outil permettant de présenter des données cinématiques des segments corporels à l'aide du squelette numérique. Les tests de validité et de fiabilité ont généralement été effectués en comparant la Kinect à des systèmes de suivi 3D Mocap avec marqueurs (par exemple Vicon, OptiTrack, VFXV) ou à des appareils de mesure conventionnels (goniomètre, plateforme de force, tapis d'analyse de la marche - GAITRite). Les résultats des études varient selon les logiciels développés, les méthodologies pratiquées et les mesures adoptées.

Ainsi, certaines études ont montré que des mesures robustes de la position et de l'angle de la tête et du cou, dans les mouvements de rotation, d'extension et de flexion de la tête, peuvent être obtenues avec la Kinect (ALLAHYARI, SAHRANESHIN, KHALKHALI, 2017; DARBY et al., 2016). Dans le cas des membres supérieurs, la flexion / extension de l'épaule et du coude et l'adduction / abduction de l'épaule peuvent être évaluées avec précision dans le cas d'utilisation de systèmes basés sur la Kinect, et lors de l'exécution de tâches fonctionnelles comme toucher l'épaule controlatérale, porter la main à la bouche ou placer la main dans la poche arrière de son pantalon (CAI et al., 2019). Cette bonne précision est validée également lors de l'exécution de mouvements isolés d'abduction, de flexion, d'extension, d'adduction, de mouvements de rotation interne et externe dans l'articulation de l'épaule (ÇUBUKÇU, et al., 2020; ZULKARNAIN et al., 2017). Les mesures des positions et les angulations des articulations de la hanche et du genou dans le plan sagittal, en montant et en descendant les escaliers, ont montré un accord et une cohérence entre la Kinect et le système Mocap avec marqueurs avec d'excellents résultats pour l'amplitude des mouvements des articulations du genou et de la hanche et la détermination de l'angle maximal d'articulation correspondant (OH et al., 2018). Les repères anatomiques globaux du corps obtenus en marchant, en étant assis et en se levant de la chaise ou encore debout avec

les yeux ouverts et fermés ont montré un excellent accord pour la plupart des points détectés par la Kinect par rapport au système 3D standard avec marqueurs (OTTE et al., 2016). Globalement, le système de capture basé sur la Kinect peut suivre de manière cohérente et avec une bonne précision le déplacement 3D des centres articulaires (NAPOLLI et al., 2017). Son point faible reste les pieds: effectivement les mesures statiques de la posture effectuées avec la Kinect ont atteint une fiabilité moyenne à bonne pour quatre des six items du protocole *FPI modifié* (Foot Posture Index): courbure malléolaire latérale, bombement de l'articulation talo-naviculaire et hauteur et pic de l'arcade médiale (MENTIPLAY et al., 2013).

La précision satisfaisante de la Kinect a également été obtenue dans des protocoles d'évaluation, en atteignant un bon niveau de fiabilité par rapport à d'autres méthodes d'évaluation. L'étude de galna (2014) a obtenu un très bon accord absolu pour la plupart des mouvements larges du corps et des membres effectués par des patients atteints de la maladie de Parkinson. Pour les patients souffrant de séquelles d'AVC, la version instrumentale de l'échelle *ReachingPerformace* utilisant la Kinect a montré une forte corrélation avec l'échelle visuelle et une précision des données satisfaisante sur la récupération des données des articulations de l'épaule et du coude (SCANO et al., 2018). Sur l'évaluation *Fugl-Meyer (Fugl-Meyer Assessment)*, un outil complet pour mesurer la fonction motrice après un AVC, a également montré des scores très corrélés avec les mesures obtenues par la Kinect (KIM et al., 2016). La fiabilité et la validité dans des tests d'équilibre postural statique et dynamique ont également été obtenues avec d'excellentes données d'angle de tronc pour le test de portée latérale, le test de portée avant et le test d'équilibre d'une jambe (CLARK et al., 2015). Pour l'analyse de la marche chez des adultes en bonne santé, la Kinect a démontré un excellent accord pour les mesures des paramètres spatio-temporels de la marche, y compris le temps de soutien, le temps de pas, la longueur de pas et la vitesse de marche dans les conditions de marche à rythme normal. La Kinect a démontré un accord moyen pour la marche rapide par rapport au système incluant le tapis GAITRite (CIR systems Inc., Sparta, NJ) (DOLATABADI, TAATI, MIHAILIDIS, 2016). Une étude similaire menée auprès d'enfants de 2 à 4 ans pour évaluer également les paramètres de la marche (temps de pas gauche et droit, cadence, temps de rotation moyen, longueur de foulée gauche et droite, longueur de foulée gauche et droite et vitesse) a obtenu un accord bon à excellent de la Kinect par rapport à GAITRite (MOTIIAN et al., 2015).

Dans un autre contexte, la Kinect a également été utilisée pour le développement d'applications / logiciels liés au contexte des troubles de l'équilibre, de la posture et de la réhabilitation. Par exemple le K2RULA est un outil logiciel développé pour l'évaluation ergonomique semi-automatique qui utilise les principes d'évaluation *RULA (Rapid UpperlimbAssessment)*. Le logiciel propose un score pour les postures de risque repérées par la Kinect ou enregistrées dans des fichiers, à partir des calculs angulaires des articulations (MANGHISI et al., 2017). Le ReaKinG est un autre exemple de logiciel développé pour les personnes âgées qui favorise l'entraînement physique et mental à distance. Le système propose des jeux basés sur l'utilisation de la Kinect qui peuvent être facilement configurés pour des exercices des mobilités, de la force, de la coordination, de la flexibilité et de l'aérobie (PEDRAZA-HUESO et al., 2015). Le logiciel développé par CHOI et al (2016), également pour les personnes âgées, propose une méthode d'évaluation de l'équilibre et de l'entraînement. La Kinect est utilisée pour suivre les mouvements des membres inférieurs et ainsi évaluer la capacité d'équilibre. Les exercices sont basés sur le test unilatéral du pied (*One-leg Standing Test - OLST*),

l'échelle de *balance de Berg* (*Berg Balance Scale*) et le test de *portée fonctionnelle* (*Functional reach test*). Après l'évaluation, les utilisateurs sont encouragés à effectuer des exercices de renforcement des jambes. Dans leur étude, TANNOUS et al. (2016) ont développé un système interactif en 3D pour la rééducation fonctionnelle des membres inférieurs, avec une application clinique et pour l'entraînement sportif.

En général, malgré les défauts liés aux erreurs d'estimation ou aux limitations techniques, la plupart des études mentionnées ci-dessus concluent que les systèmes de détection basés sur la Kinect sont considérés comme une alternative 3D fiable pour l'évaluation cinématique avec des applications dans plusieurs domaines, avec toutefois plus de réserves pour les membres inférieurs, surtout les pieds.

### ***1.2.2 Les limitations de la Kinect***

Le capteur Kinect est un capteur de mouvement 3D comportant certains avantages importants notamment sa portabilité (mobilité aisée sur site expérimental), son accessibilité (aux données mesurées et à leur traitement) et son faible coût. De plus, il possède un algorithme d'estimation de pose sans marqueurs, ce qui le rend utilisable dans les applications d'analyse cinématique du corps humain. Cependant, certaines limitations, qui peuvent avoir un impact sur l'utilisation pratique de cette technologie, doivent être prises en compte.

La fréquence d'échantillonnage de 30 Hz, par rapport à 100 Hz pour la plupart des systèmes Mocap avec marqueurs, peut être insuffisante pour détecter des mouvements rapides (GRAY et al., 2017). De plus, la distance et le positionnement de l'appareil peuvent influencer sur la précision du suivi (augmentant le bruit des données, notamment de profondeur), les occlusions et la perte de signal (LATORRE et al., 2017). Ainsi, le sujet doit être autant que possible en face du capteur (XU et al., 2017). Bien qu'il détecte jusqu'à 7 personnes dans son champ de vision, le flux de données ne sera disponible que pour les deux personnes les plus au centre. Les estimations des positions des points articulaires des extrémités, surtout les articulations des pieds et des chevilles, sont moins précises, certainement en raison de l'augmentation du bruit de la caméra ToF en raison de l'approximation avec le sol (WANG et al., 2015). Un autre facteur qui peut diminuer la précision de suivi du capteur Kinect est l'occlusion de points de référence dans différentes postures et tâches. Par conséquent, pour une efficacité maximale de la Kinect, il est recommandé d'effectuer de larges mouvements lors de tâches qui permettent l'identification de la tête, des épaules et des hanches (OTTE et al 2016). Pour les mesures impliquant la tête, le visage doit évidemment être visible (ALLAHYARI, SAHRANESHIN, KHALKHALI, 2017). Les couleurs des vêtements et l'éclairage ambiant peuvent également influencer les mesures effectuées par la Kinect (RAHMAN, 2017).

## **1.3 Le remplacement de la Kinect**

### ***1.3.1 Le capteur de mouvement dans KiMe2***

Dans l'outil d'évaluation développé pour assister les kinésithérapeutes lors de la MFM, la Kinect est utilisée grâce à la manipulation du logiciel KiMe2, logiciel d'analyse des mouvements développé au sein du laboratoire G-SCOP lors du travail de doctorat précédent. Comme cela a déjà été expliqué dans le premier chapitre de ce mémoire de thèse, l'une des premières exigences

de ce travail était d'améliorer les performances de détection, de suivi et d'analyse des mouvements du patient, notamment par un travail sur le logiciel KiMe2. KiMe2 avait été développé autour des caractéristiques technologique et logicielle de la Kinect. Pour pouvoir continuer à l'utiliser, le travail de recherche consiste maintenant à trouver un nouveau capteur compatible avec ce logiciel. Pour être utilisé à grande échelle, notre outil d'évaluation doit disposer d'un capteur de mouvement portable, accessible et de faible coût, mais ce ne peut plus être la Kinect. Ainsi, la question de recherche Q1 qui nous intéresse ici concerne la recherche de la meilleure solution pour remplacer la Kinect V2. Il s'agira d'un capteur de mouvement dont des performances de mesure lui sont au moins égales et avec au moins les mêmes avantages cités plus haut.

KiMe2 est un logiciel d'analyse de mouvement composé de quatre fonctions principales. Il a été développé autour des spécificités de la Kinect (Figure 12). La première fonction récupère et évalue les variables d'entrée (les coordonnées x, y, z du squelette du sujet) grâce au capteur de mouvement (1 - évaluer les variables sur la Figure 12). La seconde évalue les composantes définies avec les thérapeutes, c'est-à-dire les mouvements et les angles des articulations (2 - évaluer les composantes). La troisième permet de reconstituer les mouvements et les angles des articulations (3 - visualiser l'état des composantes) et la quatrième formalise les données pour fournir un retour exploitable vers les évaluateurs (4 - visualiser l'évolution des variables).

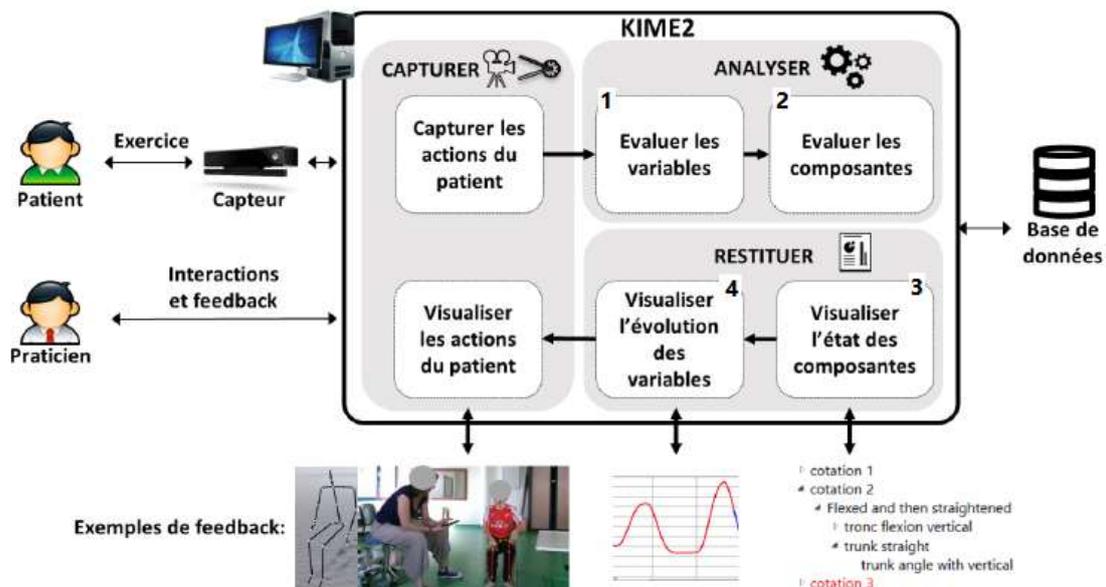


Figure 12 - Architecture de KiMe2  
Source: COTON, 2017

Sachant que l'objectif technologique est de proposer un autre capteur en remplacement de la Kinect V2, il s'agit également d'évaluer les conséquences sur les modifications que cela engendrerait au sein de KiMe2. Il a rapidement été convenu comme prioritaire de conserver le processus de traitement des données cité ci-dessus (les 4 fonctions principales de KiMe2). Ainsi, il a été décidé de tenter d'isoler le module CAPTURER de KiMe2 et de le rendre lui-même uniquement dépendant du capteur de mouvement choisi. Ainsi, ce module CAPTURER agira comme une interface propre dédiée au capteur de mouvement, et permettant de fournir un flux de données adapté à la première des quatre fonctions du processus de traitement des données (fonction 1 - évaluer les variables).

En conclusion, un changement du capteur de mouvement aura comme conséquence uniquement le remplacement du module d'entrée CAPTURER qui est responsable du suivi des mouvements.

La stratégie de choix d'un capteur de mouvement pouvant être utilisé par KiMe2 a suivi la logique résumée dans la Figure 13. Comme la Kinect, il doit être dans la catégorie des technologies 3D sans marqueur, de faible coût et équipé avec des caméras RGB-D et ToF. Il doit avoir un champ de vision du suivi de tout le corps compris entre 0,5 m et 4,5m, une fréquence d'échantillonnage de 30 Hz (capture de 30 images par seconde), une résolution en profondeur de 512 x 424 pixels et une estimation de 25 points du squelette humain. Le langage de programmation doit être en C#, applicable aux environnements Visual Studio et Unity. Ces critères constituent les paramètres de base de la Kinect et seront donc les PREREQUIS (sur la Figure 13) pour le choix du nouveau capteur 3D.

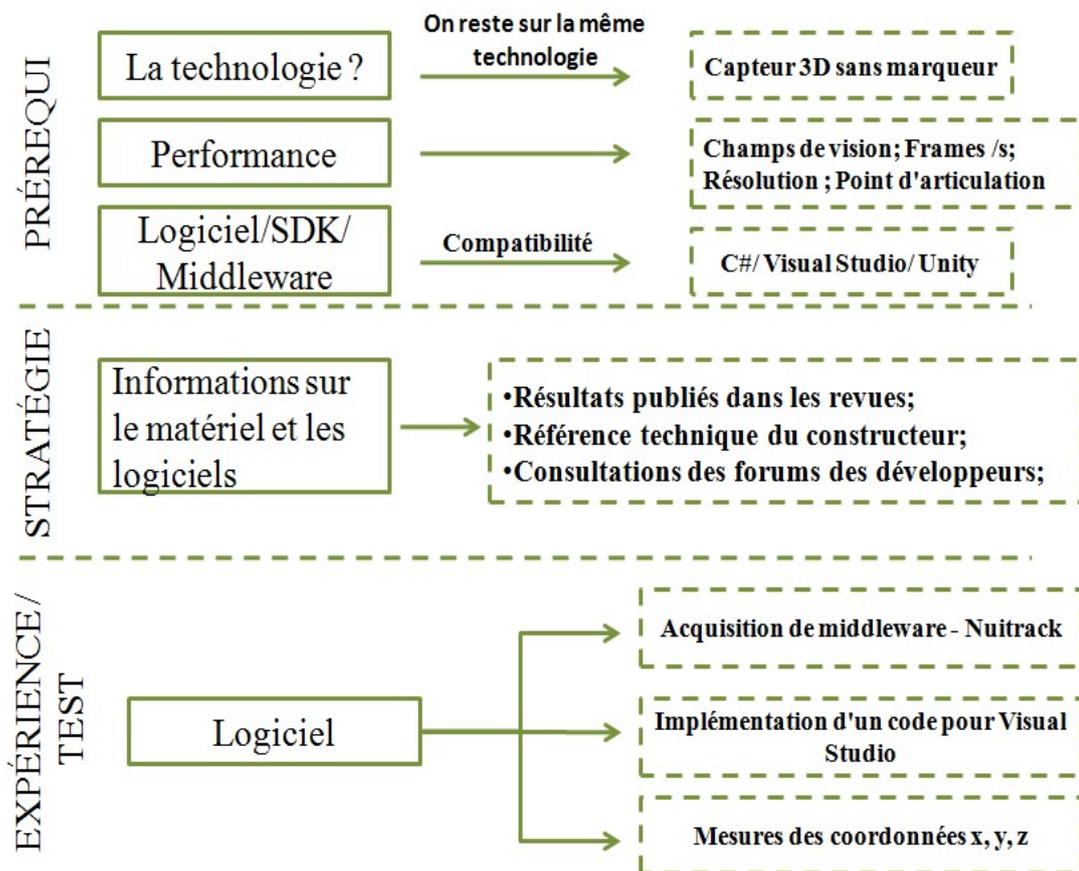


Figure 13 - Synthèse du choix du nouveau capteur 3D

Une fois les caractéristiques des capteurs identifiés, des sites de références de développeurs, des recherches scientifiques et technologiques publiées dans des revues et des lectures sur des forums pour les développeur constituent les sources d'information utilisées pour rechercher les types de capteurs correspondants (STRATEGIE sur la Figure 13). Enfin, la validation finale du capteur ne sera effective qu'une fois des EXPERIENCES / TESTS (Figure 13) réalisés et les données analysées.

### 1.3.2 Choix des Capteurs

Après avoir reconnu le potentiel de la technologie 3D sans marqueurs, ses avantages et les innombrables applications, nous pouvons constater un marché croissant pour les options de capteurs 3D. Ainsi, Intel a lancé une gamme de capteurs Intel®RealSense™ 3D, initialement avec les séries SR300, R200 et F200 pour détecter les personnes et les objets à une courte distance, évoluant ensuite vers les versions ZR300, D415 et D435 pour observer dans un environnement intérieur plus large et avec un suivi plus robuste. Creative a commercialisé sa version Creative Sens3D. Asus a lancé sa version Captor, Asus Xtion Pro Live. Infineon a mis sur le marché le capteur REAL3 et la société 3DiVi Inc. a commercialisé le capteur VicoVR. Tous ces capteurs ont le même principe de fonctionnement reliant une caméra de profondeur RGB-D et une caméra ToF, avec des avantages et des inconvénients selon les applications.

Pour aider au choix du meilleur compromis pour remplacer la Kinect, une étude comparative a été menée pour vérifier la compatibilité de ces dispositifs disponibles sur le marché avec le logiciel KiMe2. Les capteurs et les critères considérés pour cette étude sont résumés dans le Tableau 3.

Tableau 3 - Critères pour le choix du capteur de mouvement

Camera	Champs de vision	Fréquence	Résolution (profondeur)	Prix	Autres caractéristiques	Point d'articulation
Kinect V1/V2	0.5-4.5m (full body)	15-30Hz	512*424p	€150	Win 8 ou + C#	25 points du squelette
Asus Xtion Pro Live	0.8-3.5m (full body)	30-60Hz	640*480- 320*240p	€150	18 x 3.5 x 5 cm C++/C# / JAVA	
Creative R200 Intel Real Sense	0.5-4.5m (full body)	60Hz	640*480p	\$179	130mm x 20mm x 7mm (Win 8)	
ZED Stereo Camera	0.5 - 20 m	15 - 30, 60, 100	4416x1242 2560x720 1344x376	\$ 449,	C++/C; Unity; Matlab; Unreal	----
Duo3D12	0.25-2.5m	56-360Hz	752*480p- 320*120	\$200	52 x 25 x 11mm	
PMDTec CamCube13	0.0-7.5m 40.0° x 40.0°	40-60Hz	200*200p	1.789		
Swiss ranger SR4000 (TOF)14	0.1-10m / 69x55°	10-30Hz	+/-10 mm (+/-15 mm)	\$4,300	65 x 65 x 76 mm	
VicoVR	0.6-5m (full body)	10-30Hz	512*424p	\$ 249 - 299	Sans-fil / C# / C++	19 points du squelette
Intel®RealSense™ 3D 415/435	0,3 a 10 m + (full body)	30 Hz	1280 × 720 - 90 FPS	~€200	C++/ C# / Python/ Node	19 points du squelette
ORBEC	0,6 - 8m (ideal 0,6 - 5m)		640 * 480 (VGA) a 30 FPS	\$ 279,99	Native C and C++11 API	19 points du squelette

Suite à cette étude comparative, nos choix se sont portés sur les capteurs VicoVR et Intel®RealSense™ 3D, principalement pour les raisons évoquées dans les deux sections suivantes.

### 1.3.3 Le capteur RealSense D415 et ses applications

Intel®RealSense™ est une famille de capteurs de mouvement sans marqueurs équipés de la technologie de détection 3D pour suivre le corps, les mains, le visage et les environnements. Avec des applications dans plusieurs domaines, tels que la réalité virtuelle, les jeux, la vision robotique, le suivi domestique/clinique, les drones et la sécurité, ces capteurs stéréoscopiques suivent le même principe que la Kinect : une portabilité aisée, un faible coût, des métriques précises, et l'utilisation des caméras RGB et ToF.

Le premier modèle Intel® RealSense™ R200 a été lancé en 2015, évoluant vers des versions plus améliorées D415 et D435, commercialisées en 2018. La version D415 est indiquée pour les mesures générales du corps.

Concernant le hardware, l'Intel® RealSense™ D415 possède une caméra RGB qui fonctionne avec une résolution allant jusqu'à  $1920 \times 1080$  pixels, avec une fréquence d'images de 30 FPS, et un capteur de profondeur IR stéréo qui permet une résolution jusqu'à  $1280 \times 720$  pixels avec fréquence d'images jusqu'à 90 Hz. Il possède également un champ de vision du suivi de tout le corps compris entre 0,3 m et 10 m (Figure 14) (CARFAGNI et al., 2019).

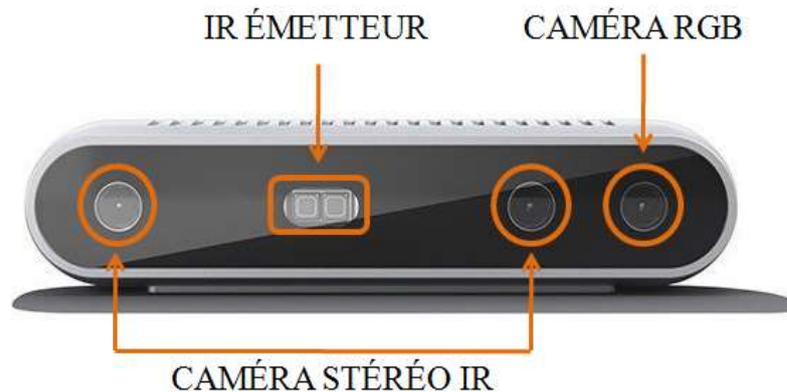


Figure 14 - Intel® RealSense™ D415

Il possède un SDK qui s'appelle Librealsense qui est utilisé pour capturer les données du capteur Intel® RealSense™ D415. La disponibilité du SDK 2.0 open source multiplateforme Intel® RealSense™ permet de créer des applications intégrant le flux de profondeur et de couleurs. Il fournit également des informations d'étalonnage intrinsèques et extrinsèques. La bibliothèque dispose par exemple aussi de kit permettant le traitement de flux de nuages de points des coordonnées x, y, z.

Les capteurs Intel® RealSense™ sont relativement récents comparés aux capteurs Kinect V1 et V2 de Microsoft. Cependant certaines recherches impliquant cette technologie ont récemment été publiées. En termes des performances, KESELMAN et al., (2017) attribuent d'excellentes performances à toute la famille RealSense™ dans des activités de reconstruction et de mesures volumétriques 3D d'objets. CARFAGNI et al., (2019) ont comparé les modèles D415 et SR300 sur les critères d'acquisition de profondeur d'une surface plane à des distances croissantes et de reconstruction 3D d'un objet. Ils concluent que le modèle D415 présente les meilleures performances et peut être utilisé comme technologie à faible coût pour diverses applications de reconstruction 3D dans divers domaines tels que la santé, la mode, le fitness, etc. Les études menées par SIENA et al. (2018) confirment que les capteurs Intel® RealSense™ constituent une très bonne alternative au capteur Kinect en raison de ses hautes performances dans la reconstruction 3D, étant considérée comme une technologie appropriée pour la recherche et le développement dans le domaine de la santé.

Dans les applications pour la santé, Intel® RealSense™ a été également validé en tant que technologie de suivi oculaire 3D pour estimer le regard comme indicateur de l'attention, des émotions et du dépistage de maladies telles que l'autisme (DRAELOS et al., 2015). Le modèle SR300 a montré aussi de bonnes précision et robustesse lors de suivis d'activités chirurgicales.

Ainsi, DAS et SHIVAKUMAR (2016) ont montré que ce capteur peut être utilisé comme un outil d'aide aux chirurgiens dans le traitement temps réel des gestes chirurgicaux. Dans une autre étude, il a été montré que ce modèle de capteur est capable de reconnaître avec précision les gestes simples des mains en créant des cartes de profondeur des images en couleur (LIAO et al., 2018). Dans le travail de MISTRY et INDEN (2018), le capteur SR200 a été choisi dans les plateformes d'interprétation en langue des signes pour effectuer un suivi des mains accessible et précis et la reconnaissance de mouvements des doigts. Dans les systèmes immersifs, la technologie Intel®RealSense™ se présente comme une alternative prometteuse pour le développement de jeux et d'applications impliquant les bras et les mains (BALDOMINOS, SAEZ, DEL POZO, 2015; CIDOTA et al., 2016; FERCHE, MOLDOVEANU, MOLDOVEANU, 2016).

#### *1.3.4 Le capteur VicoVR et ses applications*

Le capteur VicoVR est un capteur de suivi des mouvements du corps sans fil conçu par la société 3DiVi. Le prototype initial lancé en 2016 possédait déjà les principales fonctionnalités de la Kinect, plus une technologie de compatibilité avec les plateformes Android, iOS, SmartTV et IOT. Une des version récente (Figure 15), sortie en 2017, possède une caméra couleur, un capteur infrarouge avec un champ de vision à 60° x 49,5° (horizontal x vertical) (et 73° en diagonale) pour atteindre des distances allant de 0,5 m à 4,5 m. Il possède également ses propres systèmes Wifi et Bluetooth, avec une carte de profondeur brute de 16 bits 640 x 480 pixels (VGA) à 30 images par seconde.



Figure 15 - Capteur VicoVR

Le VicoVR SDK, également mis en œuvre par 3DiVi Inc., est concédé sous licence aux propriétaires du capteur. Il contient des fichiers d'exemples, des API embarqués et fichiers de la bibliothèque VicoVR. Le *Nuitrack* est un middleware<sup>1</sup> de suivi du squelette et de reconnaissance des gestes. Il est développé en C++ et en C#, et offre des fonctionnalités NUI (Natural User

---

<sup>1</sup> Un middleware est un logiciel qui fournit aux applications des fonctionnalités et des services communs. La gestion des données, les services d'application, la messagerie, l'authentification et la gestion des API sont des services communément gérés par les solutions de middleware. Un middleware permet d'améliorer l'efficacité des développeurs qui créent les applications. Il joue le rôle de lien entre les applications, les données et les utilisateurs.

Interface) sur Android, Windows et Linux. Le framework *Nuitrack* est multilingue et multiplateformes.

Dans les applications utilisant le capteur *VicoVR*, MA et al. (2018) ont mis en œuvre un système automatique de reconnaissance et d'évaluations des activités quotidiennes appelées *DARAS* pour surveiller les patients après un AVC. L'un des modules du système, chargé de suivre le patient, utilise les positions tridimensionnelles du squelette 3D pour générer un ensemble de données qui sera utilisé pour la reconnaissance des actions et pour le traitement des évaluations. Le système a démontré un potentiel important pour la pratique de la réadaptation clinique, une fois les évaluations effectuées dans des catégories d'actions cliniquement pertinentes.

Pour conclure sur cette section dédiée au choix du capteur à utiliser pour notre outil d'évaluation des capacités motrices, sur la base de références de publications et d'informations techniques, nous avons choisi les capteurs de mouvement 3D Intel® *RealSense™* D415 (que nous continuerons à appeler *RealSense* dans la suite du manuscrit) et *VicoVR* comme des technologies pouvant être utilisées dans l'outil d'évaluation en remplacement de la *Kinect*.

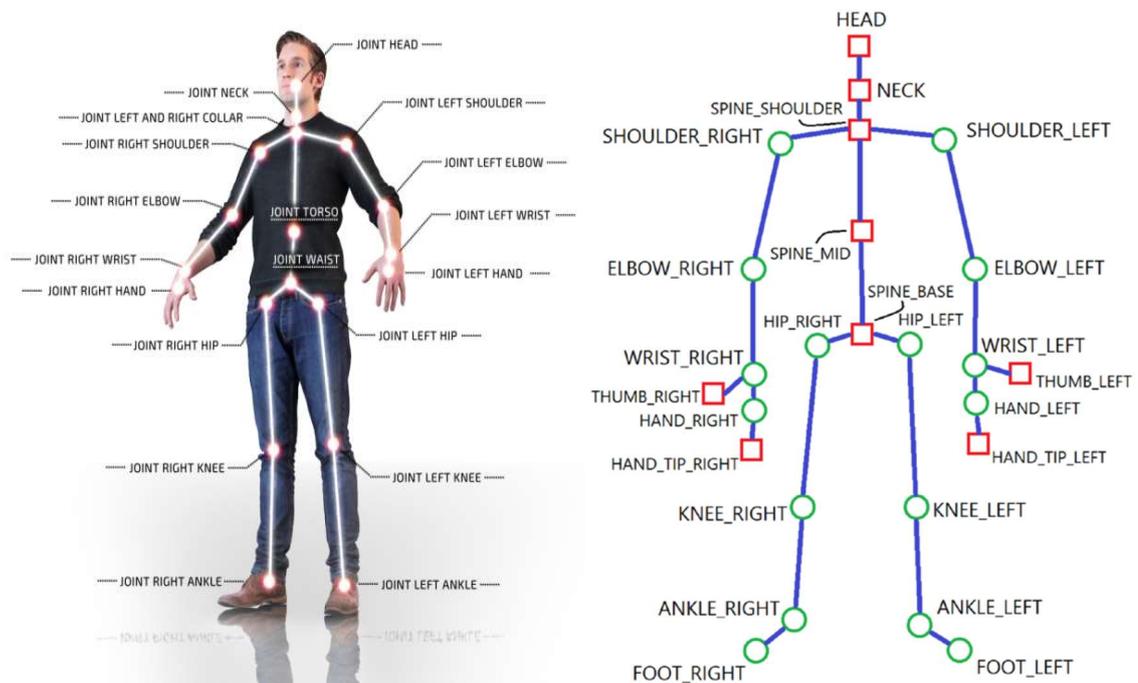
La section suivante de ce chapitre sera ainsi dédiée à l'évaluation expérimentale de ces deux capteurs en comparaison à la *Kinect V2* actuellement utilisée avec le logiciel *KiMe2*.

## **2 Evaluation de deux capteurs de mouvement**

Cette section est consacrée (1) à la présentation de la méthode expérimentale élaborée pour effectuer cette évaluation, (2) à la réalisation des tests avec les deux capteurs sélectionnés et enfin (3) à l'analyse des résultats obtenus de ces observations. L'objectif est de vérifier les performances des deux capteurs *RealSense* et *VicoVR* et d'identifier leurs particularités, considérant qu'il s'agit de deux matériels et logiciels différents. Ces tests de validité et de fiabilité des deux capteurs sont effectués en comparant leurs données de suivi de squelette 3D avec les données issues de la *Kinect* déjà validée et utilisée expérimentalement sur ce projet de recherche avec les professionnels de santé.

### **2.1 Le suivi du squelette 3D**

*RealSense* et *VicoVR* sont deux capteurs de profondeur qui permettent de suivre les personnes à l'aide de *Nuitrack*. *Nuitrack* est un middleware de suivi 3D qui possède des API qui incluent un ensemble d'interfaces pour le développement d'applications, avec la prise en charge des capteurs tels que *Kinect*, *Asus Xtion*, *Orbbec Astra*, *OrbbecPersee*, mais aussi Intel® *RealSense™* et *VicoVR*. *Nuitrack* permet de fournir des estimations en position et en orientation (présence d'un référentiel local proximal associé à chacun des segments du squelette) de 19 points d'articulations pour le *RealSense* et le *VicoVR*. Des schémas représentant les positions et les noms de ces points d'articulations sont illustrés sur les Figures 10 et dans le Tableau 4.



Figures 16 - Schémas respectivement des squelettesNuitrack (gauche) et Kinect (droite)  
 Source:<<https://download.3divi.com/>> consulté en avril / 2020 et RAHMAN, 2017

Tableau 4 - Noms des 19 articulations reconnues par le VicoVR et le RealSense

	ArticulationsNuitrack	Articulations	Articulations en Français
1	Joint Head	Head	Tête
2	Joint Neck	Neck	Cou
3	Joint Left and Right Collar	SpineShoulder	Collier
4	Joint Torso	SpineMid	Torse
5	Joint Waist	Spine Base	Taille
6	Joint Right Shoulder	Shoulder Right	Épaule Droite
7	Joint Right Elbow	Elbow Right	Coude Droit
8	Joint Right Wrist	Wrist Right	Poignet Droit
9	Joint Right Hand	Hand Right	Main Droite
10	Joint LeftShoulder	ShoulderLeft	Épaule Gauche
11	Joint LeftElbow	ElbowLeft	Coude Gauche
12	Joint Left t Wrist	WristLeft	Poignet Gauche
13	Joint Left Hand	Hand Left	Main Gauche
14	Joint Right Hip	Hip Right	Hanche droite
15	Joint Right Knee	Knee Right	Genou droit
16	Joint Right Ankle	Ankle Right	Cheville droite
17	Joint Left Hip	Hip Left	Hanche Gauche
18	Joint LeftKnee	KneeLeft	Genou Gauche
19	Joint LeftAnkle	AnkleLeft	Cheville Gauche

Le code source en C# et C++ est fourni par Nuitrack (site Web: [https://download.3divi.com/Nuitrack/doc/Overview\\_page.html](https://download.3divi.com/Nuitrack/doc/Overview_page.html)) et activé par la clé d'adhésion de licence. L'image et le squelette sont initialisés sur le PC à l'aide de fonctions spécifiques avec

reconnaissance de l'adresse IP pour chaque capteur. Ce qui fait que l'installation d'un capteur ne peut se faire que sur un PC.

## 2.2 Protocole expérimental

Le protocole expérimental a été mis en œuvre une fois que plusieurs tests dans des conditions différentes aient été effectués et que certaines limites en termes de matériel et de logiciel pour les deux nouveaux capteurs considérés aient été identifiées.

### 2.2.1 Préparation du matériel

Pour l'installation des capteurs dans l'environnement expérimental du laboratoire G-SCOP, les exigences générales des fabricants pour chacun des capteurs ont été respectées. Les essais préliminaires nous ont permis de définir un éclairage satisfaisant et une position idéale, ceci correspondant aux signaux mesurés les moins bruités. Ainsi, les trois capteurs ont été positionnés à la même hauteur de 1,20 m du sol et à une distance de 1,50 m entre le sujet et les capteurs (Figure 17).

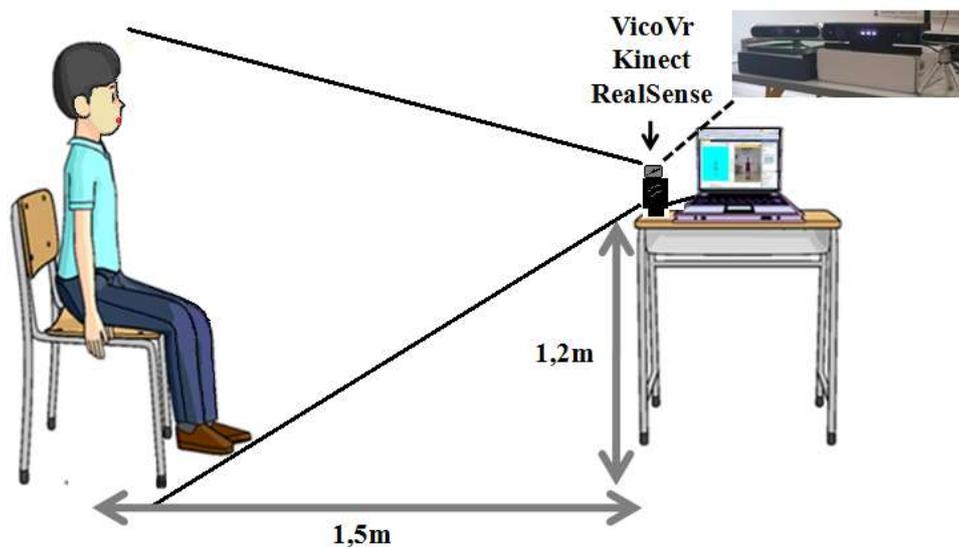


Figure 17 - Positionnement des capteurs par rapport au sujet

Dans le but d'obtenir les signaux comparables pour les trois capteurs (images avec les positions des articulations dans un repère de coordonnées  $(x, y, z)$  identique), la première étape de calibration a consisté à vérifier expérimentalement les origines des référentiels de coordonnées des capteurs. Dans le premier temps nous avons confirmé que la variable suivant l'axe  $\vec{z}$  représentant la coordonnée de profondeur était identique pour les trois capteurs. Nous nous sommes ensuite intéressés aux coordonnées suivant les axes  $\vec{x}$  et  $\vec{y}$ . La Figure 18 représente une image vidéo prise par la Kinect, pour laquelle les trois capteurs sont situés à 1,50 m du mur. Il est possible d'identifier les différentes origines des systèmes de coordonnées des trois capteurs ( $x = 0, y = 0$ ): au milieu de l'image pour le capteur Kinect – *rond bleu*; en haut à droit de l'image pour le RealSense – *rond jaune*; encore plus en haut et à droite pour le VicoVR – *rond vert*.



Figure 18 - Origines ( $x=0$ ,  $y=0$ ) de la Kinect (bleu), du RealSense (orange) et du VicoVR (vert), dans une image donnée par la Kinect

Il a également été noté des inversions de l'orientation des axes des variables  $x$  et  $y$  : tandis que pour la Kinect, ces variables augmentent respectivement quand l'objet se déplace vers la droite et vers le haut, pour les capteurs RealSense et VicoVR ces variables augmentent respectivement, quand l'objet se déplace vers la gauche et vers le bas.

Un schéma récapitulatif de la situation expérimentale concernant les 3 capteurs est illustrée en Figure 19. Les systèmes de coordonnées des trois capteurs  $y$  sont représentés, ainsi que les coordonnées de chacun de ces systèmes dans les référentiels des autres capteurs. Ainsi:

- L'origine de la Kinect (*bleu*) est positionné aux coordonnées (0,53 ; 0,52) dans le repère du VicoVR et aux coordonnées (0,49 ; 0,49) dans le repère du RealSense.
- L'origine du RealSense (*orange*) est positionné aux coordonnées (1,14 ; 0,74) dans le repère de la Kinect et aux coordonnées (0,12 ; 0,19) dans le repère du VicoVR.
- L'origine du VicoVR (*vert*) est positionné aux coordonnées (1,43 ; 1,01) dans le repère de la Kinect et il n'est pas « vu » par le RealSense, le champ de l'image captée par ce capteur étant le plus petit de tous.

Puisque la différence entre les valeurs des coordonnées  $x$  et  $y$  attribués à 2 points quelconque n'est pas la même pour les 3 capteurs, ces valeurs ne représentent pas une même unité de distance pour les 3 capteurs. Sur la Figure 19, les distances réelles repérées au mur entre chacune des origines des systèmes de coordonnées sont également indiquées. Elles sont valables pour une distance selon l'axe  $\vec{z}$  des capteurs au mur de 1,50 m. Ces dimensions seront utiles lorsque le changement d'échelle nécessaire au recalages des données sera effectué. On peut remarquer sur la Figure 19 que la Kinect est le capteur que se rapproche le plus de l'unité standard de distance dans le système MKS (le mètre).

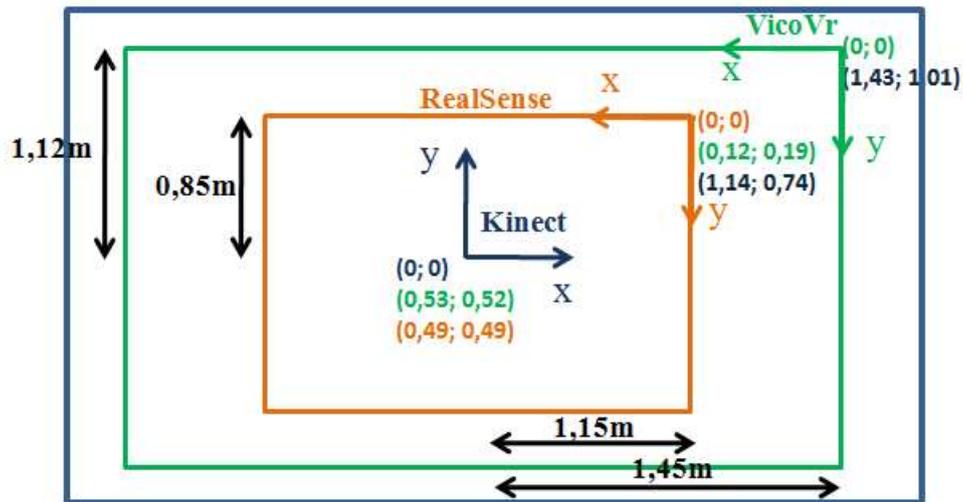


Figure 19 - Schéma des retranscriptions des images des trois capteurs enregistrées à une distance de 1,50m

### 2.2.2 Prétraitement des données

Cette représentation générale des situations des images enregistrées par les 3 capteurs permet de définir 3 étapes de prétraitement des données nécessaires avant de pouvoir réellement analyser la qualité intrinsèque de chacun des capteurs.

#### 1 - Correction d'origine et des variables $x$ et $y$

Dans le but de comparer les données des articulations du corps avec une même origine et une même orientation des variables  $x$  et  $y$  pour les 3 capteurs, il a été nécessaire d'effectuer une translation et une rotation sur les données des capteurs RealSense et VicoVR. Ces transformations permettent de positionner les origines des systèmes de coordonnées de ces capteurs au même endroit et avec la même orientation que celui de la Kinect V2.

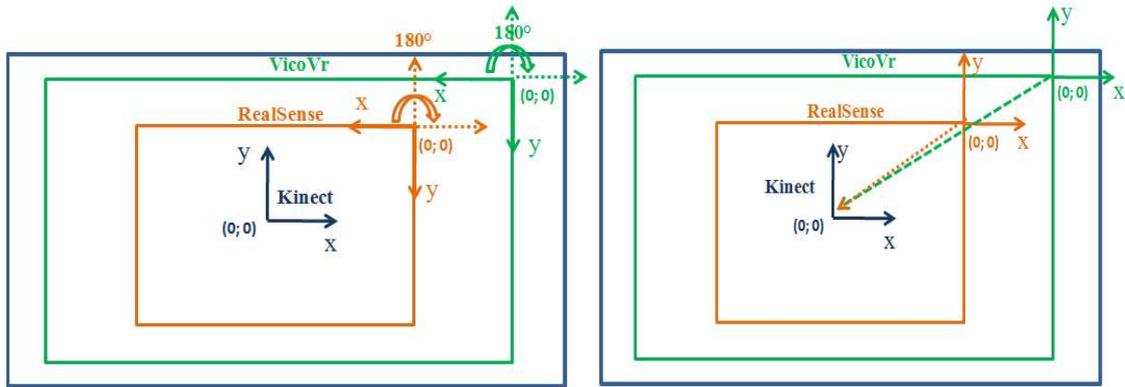
Plusieurs mesures ont été effectuées afin de connaître précisément les coordonnées de chaque capteur, en ayant placé un objet connu le plus proche possible du centre de l'image perçue par les capteurs. Ces mesures ont été réalisées 3 fois et environ 1000 lignes de données ont été obtenues. A partir de ces données, une moyenne a été effectuée sur chaque point afin de connaître le plus précisément possible leur coordonnées. Les valeurs obtenues pour le centre de l'image de chaque capteur sont données sur le Tableau 5.

Tableau 5 - Coordonnées du centre des images pour chaque capteur

Coordonnées	Kinect V2	RealSense	VicoVR
X	-0,0462	0,4967	0,5334
Y	0,0373	0,4915	0,5153

En adoptant comme référence, l'origine et l'orientation des coordonnées de la Kinect, la rotation à effectuer pour les systèmes de coordonnées du VicoVR et du RealSense est de  $180^\circ$  autour de l'axe  $\vec{z}$ , comme le montre la Figure 20. Les translations à effectuer correspondent aux valeurs indiquées dans le Tableau 5 respectivement suivant les axes  $\vec{x}$  et  $\vec{y}$ , pour chacun des

capteurs, par rapport à la Kinect, ce qui revient à déplacer l'origine des 2 système au centre de l'image.



Figures 20 - Rotation et translation des axe  $\vec{x}\vec{e}\vec{t}\vec{y}$  pour les capteurs RealSense et VicoVR

Une transformation matricielle est ainsi proposée pour chaque capteur. La Formule 1 correspond à la transformation matricielle à effectuer pour transformer le système de coordonnées initial  $(X_1, Y_1, Z_1)_{RS}$  du RealSense vers ses nouvelles origine et orientation  $(X_2, Y_2, Z_2)_{RS}$ .

$$\begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{pmatrix}_{RS} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 & 0,4967 \\ 0 & -1 & 0 & 0,4915 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \\ 1 \end{pmatrix}_{RS} \quad (\text{Formule 1})$$

La même procédure a été réalisée pour les coordonnées du capteur VicoVR en changeant la dernière colonne de la matrice. Ainsi, La Formule 2 correspond à la transformation matricielle à effectuer pour transformer le système de coordonnées initial  $(X_1, Y_1, Z_1)_{VicoVR}$  du VicoVR vers ses nouvelles origine et orientation  $(X_2, Y_2, Z_2)_{VicoVR}$ .

$$\begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{pmatrix}_{VicoVR} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 & 0,5334 \\ 0 & -1 & 0 & 0,5153 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \\ 1 \end{pmatrix}_{VicoVR} \quad (\text{Formule 2})$$

Et finalement pour la Kinect V2 (Formule 3):

$$\begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{pmatrix}_{kinect} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0,0462 \\ 0 & 1 & 0 & -0,0373 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \\ 1 \end{pmatrix}_{kinect} \quad (\text{Formule 3})$$

Suite à ces transformations, les référentiels des trois capteurs de mouvement se trouvent dans la situation de la Figure 21, les dimensions métriques restant inchangées par rapport à la Figure 19.

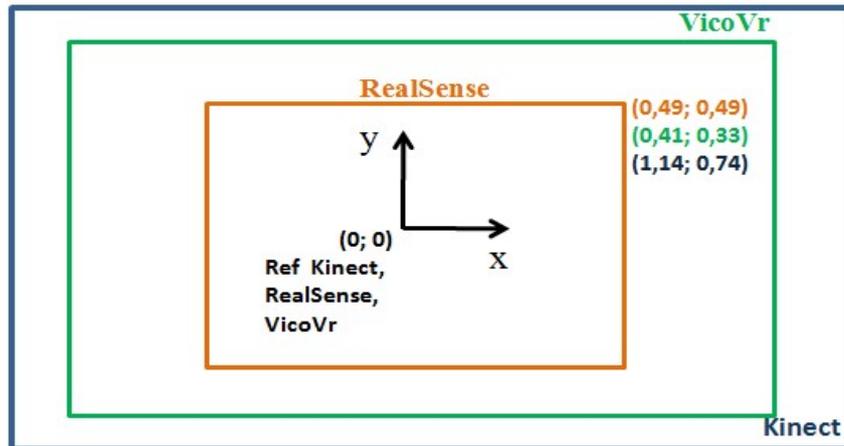


Figure 21 - Positions et orientations confondues des référentiels des trois capteurs, représentation des champs d'ouverture des caméras

## 2 - Changements d'échelles pour faire correspondre les amplitudes de mouvement

Des changements d'échelles sont également nécessaires, car les distances physiques observées en Figure 19 ne donnent pas les mêmes valeurs numériques pour les trois capteurs. Les valeurs numériques données par les capteurs pour une même distance parcourue doivent être identiques de manière à représenter une même amplitude de mouvement du sujet. Des rapports de proportionnalité adaptés sont donc à définir pour chacun des capteurs. Les distances réelles représentées sur la Figure 19 sont utilisées pour effectuer ces transformations. Dans le tableau 6, les relations entre les distances (en mètre), et les coordonnées des référentiels des capteurs sont présentés.

Tableau 6 - Tableau des correspondances données capteurs VS valeurs métriques pour les 3 capteurs

Distance en mètres	Valeurs issues du Kinect	Valeurs issues du RealSense	Valeurs issues du VicoVR
<b>1,15</b>	$x_{kinect} = 1,14$	$x_{RS} = 0,49$	$x_{VicoVr} = 0,41$
<b>0,85</b>	$y_{kinect} = 0,74$	$y_{RS} = 0,49$	$y_{VicoVr} = 0,33$

A partir du tableau 4 ci-dessus, les rapports de proportionnalité ont été calculés :

- Pour le RealSense :  $1,15/0,49 = 2,347$  et  $0,85/0,49 = 1,735$
- Pour le VicoVR :  $1,15/0,41 = 2,805$  et  $0,85/0,33 = 2,576$
- Pour la Kinect :  $1,15/1,14 = 1,009$  et  $0,85/0,74 = 1,149$

Ainsi, une 2<sup>ème</sup> transformation matricielle pour chacun des capteur a pu être appliquée. Nous trouvons donc les transformations matricielles suivantes :

$$\begin{pmatrix} X_3 \\ Y_3 \\ Z_3 \end{pmatrix}_{RS} = \begin{pmatrix} 2,347 & 0 & 0 \\ 0 & 1,735 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{pmatrix}_{RS} \quad (\text{Formule 4})$$

$$\begin{pmatrix} X_3 \\ Y_3 \\ Z_3 \end{pmatrix}_{VicoVR} = \begin{pmatrix} 2,805 & 0 & 0 \\ 0 & 2,576 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{pmatrix}_{VicoVR} \quad (\text{Formule 5})$$

$$\begin{pmatrix} X_3 \\ Y_3 \\ Z_3 \end{pmatrix}_{Kinect} = \begin{pmatrix} 1,009 & 0 & 0 \\ 0 & 1,149 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{pmatrix}_{Kinect} \quad (\text{Formule 6})$$

### 3 - Adaptation pour un meilleur positionnement des articulations du squelette numérique

Comme le montre la Figure 22, les points des squelettes numériques issus de RealSense et de VicoVR ne sont pas toujours superposés sur le profil du corps humain du sujet. Une amélioration logicielle peut encore être apportée à ces données. Puisque l'objectif est de comparer les points des articulations constituant les squelettes numériques des deux capteurs au plus juste par rapport à la Kinect, une dernière adaptation concernant les données a été réalisée en conséquence.

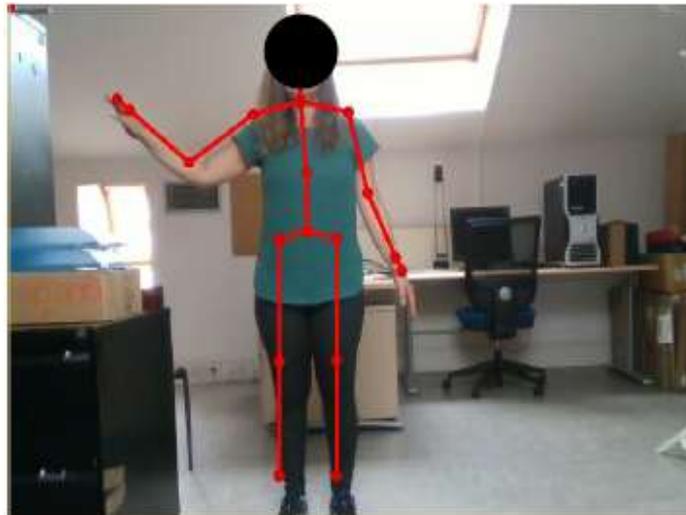


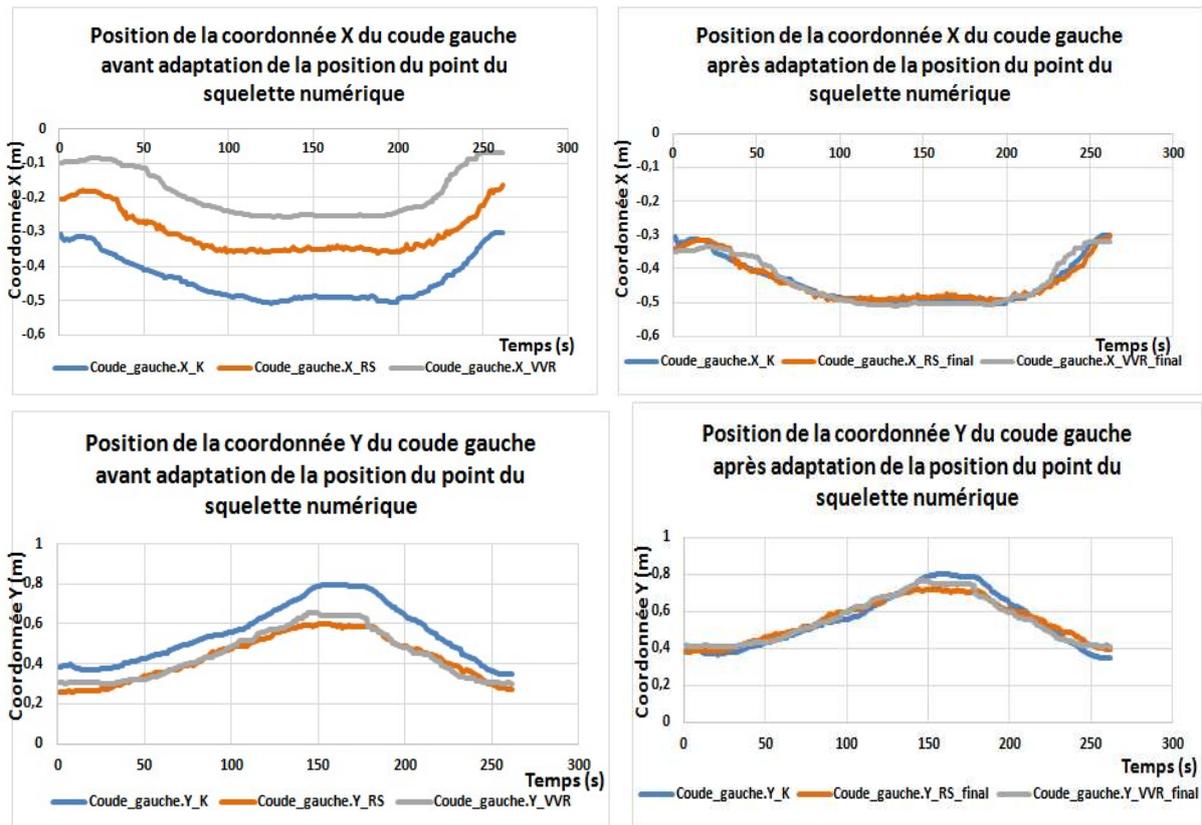
Figure 22 - Représentation du squelette numérique par rapport à un profil humain, issue du capteur RealSense

Ainsi, pour chaque point d'articulation mesuré, les différences entre la position du point pour la Kinect et la position du point pour les capteurs RealSense et VicoVR ont été calculées. Une moyenne de ces différences a été faite, et leur résultat a été ajouté ou soustrait aux données, en fonction de la position de la courbe par rapport à celle du capteur Kinect, celui-ci agissant comme référence. Par exemple, si la courbe du RealSense se trouve en dessous de celle de la Kinect, il faut donc ajouter cette différence pour remonter la courbe, et si elle est au-dessus, il faut l'enlever pour redescendre la courbe.

Suite à cette dernière adaptation permettant de mieux faire correspondre les points des squelettes numériques entre eux, les premiers graphiques de positions de points obtenus sont illustrés en Figures 23. Sur ce graphique, à partir des bras initialement le long du corps, le mouvement consistait à élever le bras à l'horizontal puis à les redescendre à la position d'origine. Le point du coude gauche a été identifié pour ce relevé.

Sur ces figures, il est évident de constater qu'après application de cette dernière étape d'adaptation des données au capteur Kinect (référence), les relevés effectués avec les deux autres capteurs montrent une très bonne correspondance entre les trois signaux :

- Erreur de pourcentage moyen Kinect-RealSense (x, y, z) respectivement (2%, 6%, 0,85%);
- Erreur de pourcentage moyen Kinect-VicoVR (x, y, z) respectivement: (3,6%, 5,6%, 0,24%).



Figures 23 - Ajustements des courbes de coordonnées x et y

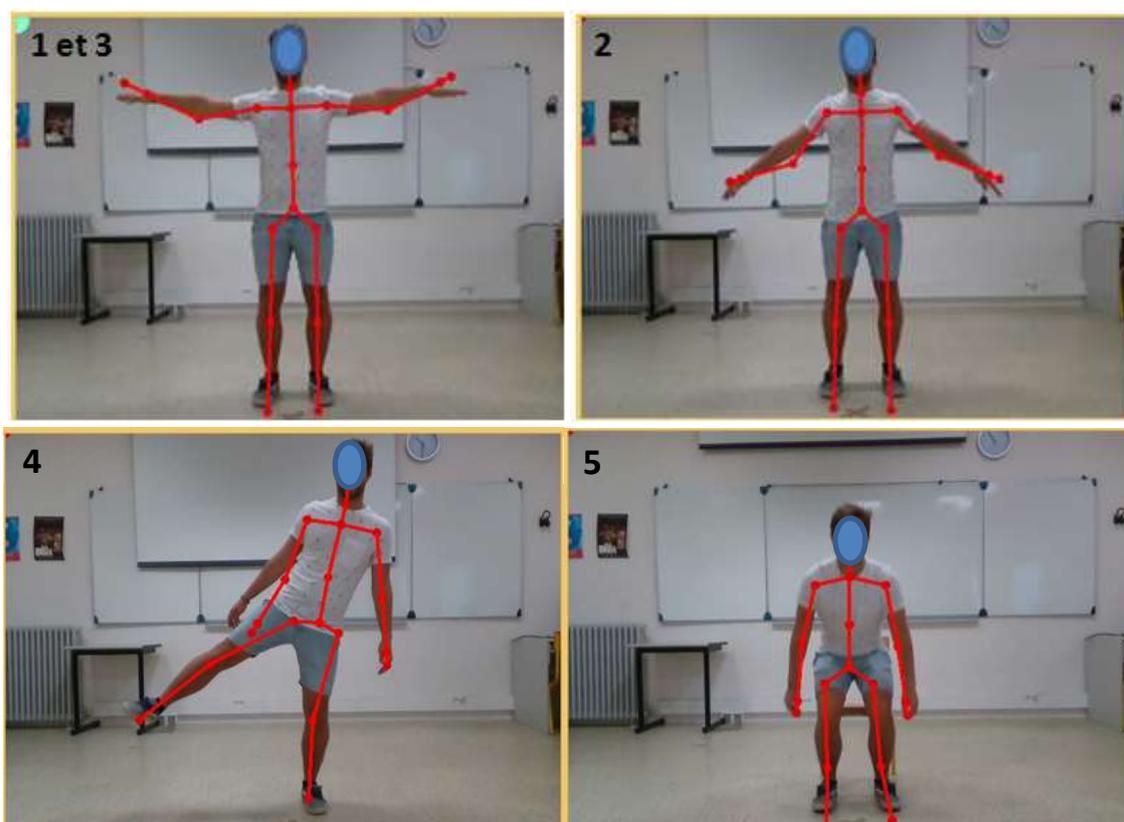
- X\_K représentant la position selon l'axe  $\vec{x}$  du capteur Kinect;
- X\_RS représentant la position selon l'axe  $\vec{x}$  du capteur RealSense;
- X\_VVR représentant la position selon l'axe  $\vec{x}$  du capteur VicoVR;
- Y\_K représentant la position selon l'axe  $\vec{y}$  du capteur Kinect;
- Y\_RS représentant la position selon l'axe  $\vec{y}$  du capteur RealSense;
- Y\_VVR représentant la position selon l'axe  $\vec{y}$  du capteur VicoVR;

### 2.3 Procédure expérimentale

Quatre volontaires adultes en bonne santé et ne présentant aucune pathologie musculosquelettique ont été recrutés pour participer à cette étude : 2 hommes (20 ans et 25 ans) et 2 femmes (42 ans et 23 ans). Une session de collecte de données a été organisée pour réaliser des exercices inspirés des items de l'échelle MFM et du protocole de BONNECHERE (2014). Le Tableau 7 définit les exercices sélectionnés pour la présente procédure expérimentale et les Figures 24 en donnent des illustrations. Pour chaque exercice, 3 répétitions ont été effectuées, avec des vêtements clairs et des vêtements foncés. Des instructions ont été données pour que les mouvements s'effectuent avec des amplitudes proches de 90° et 45° d'abduction des bras. Aucune mesure sur les mouvements d'abduction de la jambe n'était stipulée. Dans l'exercice consistant à s'asseoir, les mains et les bras doivent être visibles.

Tableau 7 - Exercices réalisés pour l'étude de validité des capteurs RealSense et VicoVR

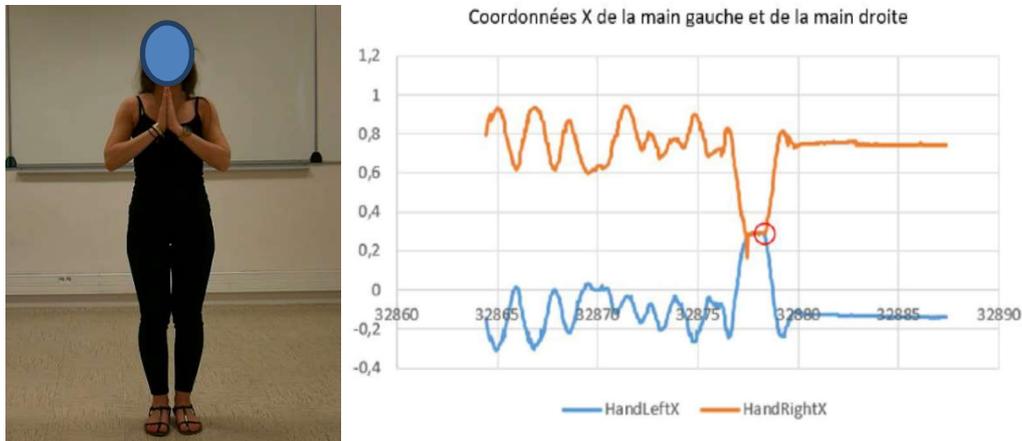
Exercice	Procédure
<b>1. Soulever les bras latéralement à 90°</b>	A partir de la position debout en équilibre sur les deux jambes, positionner les bras au long du corps, puis les lever jusqu'à 90° et les redescendre.
<b>2. Positionner les bras latéralement à 45°</b>	A partir de la position debout en équilibre sur les deux jambes, positionner les bras au long du corps, puis les lever jusqu'à 45° (sur les côtés) en maintenant la position 10 secondes.
<b>3. Positionner le bras latéralement à 90°</b>	A partir de la position debout en équilibre sur les deux jambes, positionner les bras au long du corps, puis les lever jusqu'à 90° (sur les côtés) en maintenant la position 10 secondes.
<b>4. Positionner la jambe latéralement</b>	A partir de la position debout en équilibre sur les deux jambes, lever la jambe droite latéralement (genou en extension), tenir la position 10 secondes et revenir à la position initiale.
<b>5. S'asseoir sur la chaise</b>	Position de départ debout devant une chaise, s'asseoir sur la chaise, sans l'aide des mains.



Figures 24 - Images des exercices réalisés pour l'étude de validité des capteurs RealSense et VicoVR

Pour effectuer une synchronisation des données lors des enregistrements, les volontaires étaient amenés à joindre leurs mains devant leur corps à hauteur du cou avant chaque exercice.

C'est uniquement à partir de cet instant précis que les données étaient enregistrées. Pour chaque exercice, il était donc primordial d'identifier le moment où le volontaire clappe ses mains afin de récupérer les données des trois capteurs à partir du même instant pour pouvoir réaliser la comparaison des données (Figures 25).



Figures 25 - Action permettant la synchronisation des données des capteurs

## 2.4 Traitement des données et analyse statistique

Lors des tests, les mouvements du corps ont été suivis et enregistrés simultanément avec les trois systèmes: Kinect, RealSense et VicoVR. Les capteurs RealSense et VicoVR ont été contrôlés à l'aide du logiciel implémenté pour Visual Studio (licence Nuitrack) et adapté à chaque capteur. La Kinect a été contrôlée avec l'application KiMe2 (SDK Microsoft). Les données ont été acquises à une fréquence d'images constante de 30 Hz. Les données brutes contiennent les coordonnées spatiales des centres des articulations et des orientations tridimensionnelles de 19 articulations pour les trois capteurs. Elles ont été stockées dans des fichiers Excel et traitées ensuite à l'aide du logiciel R.

Les données captées par les trois capteurs sont enregistrées synchronisées grâce à l'action de rapprochement des mains du sujet volontaire. Elles sont ensuite filtrées au travers des 3 étapes de prétraitement, définies précédemment dans ce chapitre. Chaque articulation de chaque exercice effectué par les volontaires, y compris les trois répétitions avec des vêtements clairs et des vêtements foncés a été analysée statistiquement. Au total, il y a eu 24 répétitions, dont 14 ont été évalués. La comparaison des résultats est effectuée à partir des données de positions récupérées et d'angles calculés.

L'analyse statistique des données a été réalisée en utilisant deux paramètres: le coefficient de corrélation de Pearson ( $r$ ) et l'erreur quadratique moyenne (RMSE). Ces paramètres sont largement utilisés dans les articles scientifiques pour leur efficacité et leur facilité de compréhension. NAPOLI et al., (2017) ont testé les performances du capteur Kinect par rapport au système Qualisys en utilisant des coefficients de corrélation et la RMSE. BONNECHERE et al. (2014) utilisent également le coefficient de corrélation et la RMSE pour déterminer la précision des mesures de mouvement et de posture effectuées par Kinect. Ainsi, en suivant les mêmes stratégies d'analyse des données des précédents articles cités, nous adoptons également ces paramètres: le coefficient de Pearson est une mesure de la corrélation linéaire entre deux variables, capable d'indiquer le degré de relation et la direction de la relation entre les deux paires

lorsque les variables ont une relation linéaire. La RMSE est une manière d'évaluer la différence entre un estimateur et la valeur réelle de la quantité estimée. Il vous permet de choisir le meilleur estimateur.

La similitude entre les trois paquets de données provenant de trois capteurs a été initialement évaluée à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson, afin de déterminer la présence d'une relation linéaire significative entre les variables continues. L'objectif de cette observation de corrélation est de vérifier si les données issues des capteurs RealSense et VicoVR ont de réelles associations avec celles de la Kinect V2: l'hypothèse de nullité du coefficient de corrélation de Pearson est que les deux variables ne sont pas associées, c'est-à-dire qu'il n'y a aucune relation entre ces dernières. La RMSE a également été utilisée afin de mesurer les différences entre les valeurs de position et d'angle pour les deux capteurs considérés, par rapport au capteur Kinect de référence.

Les coefficients de corrélation permettent de donner une mesure synthétique de l'intensité de la relation entre deux variables et de son sens lorsque cette relation est monotone. Le calcul du coefficient de corrélation de Pearson repose sur le calcul de la covariance entre deux variables continues. Le coefficient de corrélation est en fait la standardisation de la covariance.

$$r = \frac{N \sum ab - (\sum a)(\sum b)}{\sqrt{[N \sum a^2 - (\sum a)^2][N \sum b^2 - (\sum b)^2]}} \quad (\text{Formule 7})$$

Où

N = Quantité d'informations

$\sum a$  = Total des valeurs de la première variable

$\sum b$  = Total des valeurs de la deuxième variable

$\sum ab$  = Somme du produit des deux variables

$\sum a^2$  = Somme des carrés des valeurs de la première variable

$\sum b^2$  = Somme des carrés des valeurs de la deuxième variable.

Avec le coefficient de corrélation de Pearson, il est possible de déterminer l'absence ou la présence d'une relation linéaire significative entre les variables. Cette standardisation permet d'obtenir une valeur qui variera toujours entre -1 et +1, peu importe l'échelle de mesure des variables mises en relation. L'interprétation est faite à partir des valeurs ci-dessous:

- 0,9 ou plus (positif ou négatif) indique une très forte corrélation.
- 0,7 à 0,89 (positif ou négatif) indique une forte corrélation.
- 0,5 à 0,69 (positif ou négatif) indique une corrélation modérée.
- 0,3 à 0,49 (positif ou négatif) indique une faible corrélation.
- 0 à 0,29 (positif ou négatif) indique une corrélation négligeable.

Le schéma de couleurs du Tableau 8 sera adopté pour faciliter la compréhension des résultats.

Tableau 8 - Schéma de couleurs pour l'interprétation des résultats de la corrélation

<b>0.9 à 1</b>	<b>0.7 à 0.89</b>	<b>0.5 à 0,69</b>	<b>&lt; 0.49</b>
<b>corrélation très forte</b>	<b>corrélation forte</b>	<b>corrélation modérée</b>	<b>corrélation faible à négligeable</b>

Le RMSE calcule la moyenne des carrés des erreurs, c'est-à-dire la différence quadratique moyenne entre les valeurs estimées et la valeur réelle. Le RMSE est une mesure de la qualité d'un estimateur, il est toujours positif et plus les valeurs tendent vers zéro, meilleur est l'estimateur. Concernant l'expérimentation menée ici, la valeur réelle correspond aux données références de la Kinect et les valeurs estimées correspondent à celles du RealSense et du VicoVR.

Ainsi, pour les deux capteurs sélectionnés, les deux outils statistiques (coefficient de corrélation de Pearson et RMSE) seront utilisés pour estimer les positions des 19 points d'articulations et certains angles par rapport aux données de la Kinect. Les angles sont sélectionnés en relation avec les items de la MFM, mesurés à partir des exercices d'abduction de l'épaule et de flexion et d'abduction de la hanche, en utilisant le modèle du squelette 3D obtenu par NuiTrack. Ces angles sont définis plus bas dans ce document, dans des plans sagittal et frontal (Figure 26) et utilisent certains des points d'articulations du squelette numérique. Par exemple dans le plan frontal, l'angle  $\theta$  de l'épaule droite est défini grâce aux coordonnées x et y des points du Coude Droit, de l'Epaule Droite et d'un point construit à partir du point Torse de la colonne vertébrale, appelé Torse Épaule (Figure 27).

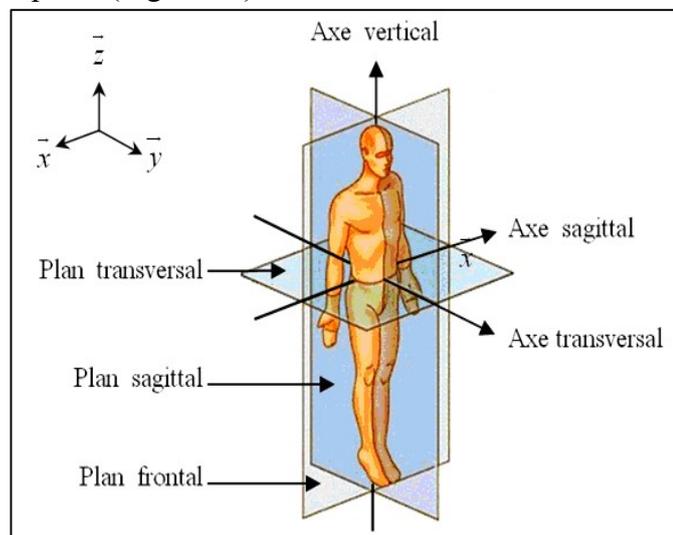


Figure 26 - Plans et axes qui définissent l'orientation du corps humain dans l'espace

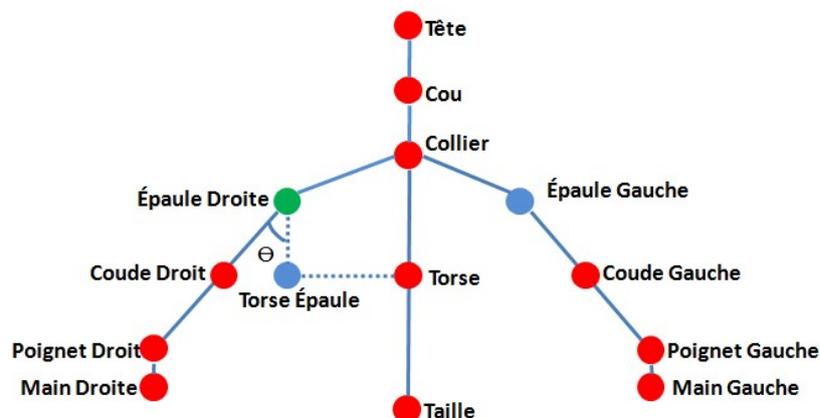


Figure 27 - Schéma du squelette pour le calcul de l'angle de l'Epaule Droite

Avec la même logique, l'angle de la Hanche Gauche, correspondant au mouvement d'abduction de la jambe gauche, est défini à partir des coordonnées x et y des points de la Hanche Gauche, de la Hanche Droite et du Genou Gauche (Figure 28) (BONNECHERE, et al 2014).

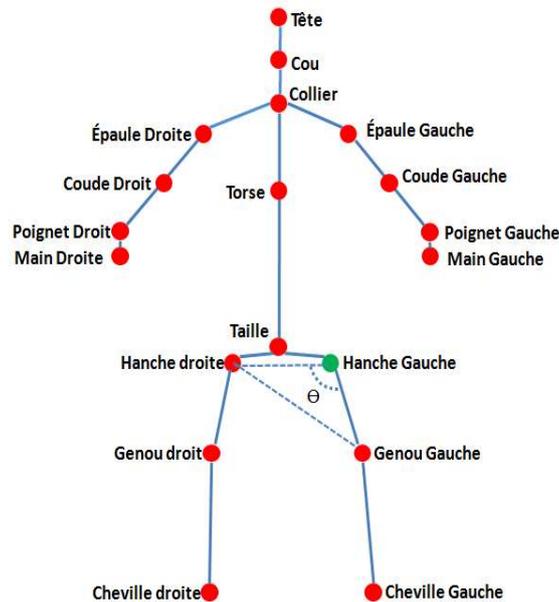
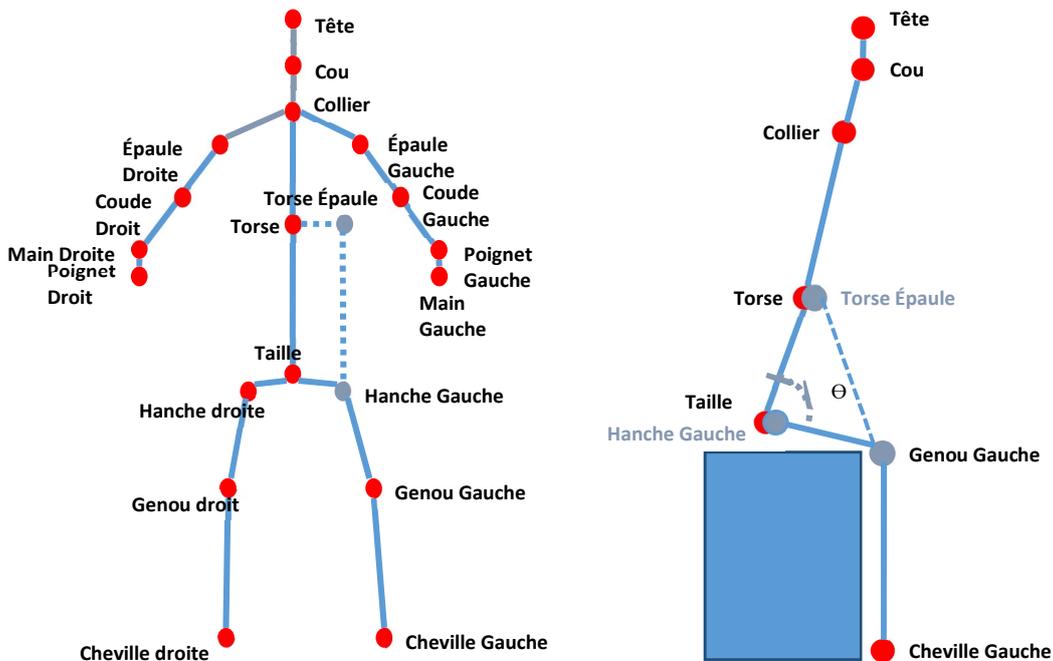


Figure 28 - Schéma du squelette pour le calcul de l'angle de la Hanche Gauche

Le calcul de l'angle de la hanche dans le plan sagittal, pour le mouvement assis, est calculé grâce aux coordonnées y et z des points de la colonne vertébrale (Torse Épaule), de la hanche (Hanche Gauche) et du genou (Genou Gauche) (Figures 29). Les informations concernant l'angle de flexion de la hanche sont très importantes dans le cadre de la MFM, notamment pour l'évaluation fonctionnelle de la position assise.



Figures 29 - Schéma du squelette pour le calcul de l'angle de la hanche pour l'exercice consistant à s'asseoir

## 2.5 Résultats

Les 5 exercices choisis dans cette étude ont été analysés séparément. Pour rappel, les données seront analysées par l'intermédiaire du coefficient de corrélation de Pearson ( $r$ ) et la RMSE. Ils seront présentés sous forme de tableaux et de graphiques Boxplot. Toutes les données des sujets ont été comparées pour chaque exercice. Les points d'articulations sont étudiés individuellement. Les résultats complets sont disponibles en annexes (Tableaux 30–48, Annexe 4). Chaque ligne du Tableau 9 présente le résultat final de l'analyse statistique de chaque exercice effectué par un volontaire. Dans le tableau, les calculs de  $r$  et de RMSE ont été groupés par points d'articulation et par les capteurs. Les données présentant une erreur d'estimation du squelette numérique par l'un des capteurs, lors de l'exécution des exercices, n'ont pas été prises en compte.

Nous n'allons pas ici analyser les résultats complets, mais il est proposé de se concentrer uniquement sur l'analyse de quelques données recueillies pour illustrer la méthode d'analyse des résultats.

Les tableaux 9 et 10 montrent les valeurs des coefficients de corrélation de Pearson ( $r$ ) et de RMSE permettant de comparer les capteurs Kinect et RealSense (K x RS) et Kinect et VicoVR (K x VVR) deux à deux lors de l'exercice 1. Par rapport à la coordonnée  $x$  (Tableaux 9), nous pouvons observer que les similitudes entre les données de la Kinect et les deux autres capteurs sont très fortes, à quelques exceptions près pour le RealSense. Cependant, un problème majeur est observé avec la coordonnée  $x$  du point d'articulations de l'Epaule Droite, qui montre plus de divergences pour les deux capteurs testés (résultats en rouge et en orange), suggérant une difficulté à estimer la coordonnée  $x$  de l'articulation de l'Epaule Droite pour les deux capteurs.

Tableau 9 - Tableau des coefficients de corrélation de Pearson et des RMSE des points du bras droit (exercice du lever de bras - LB), Coordonnée  $x$

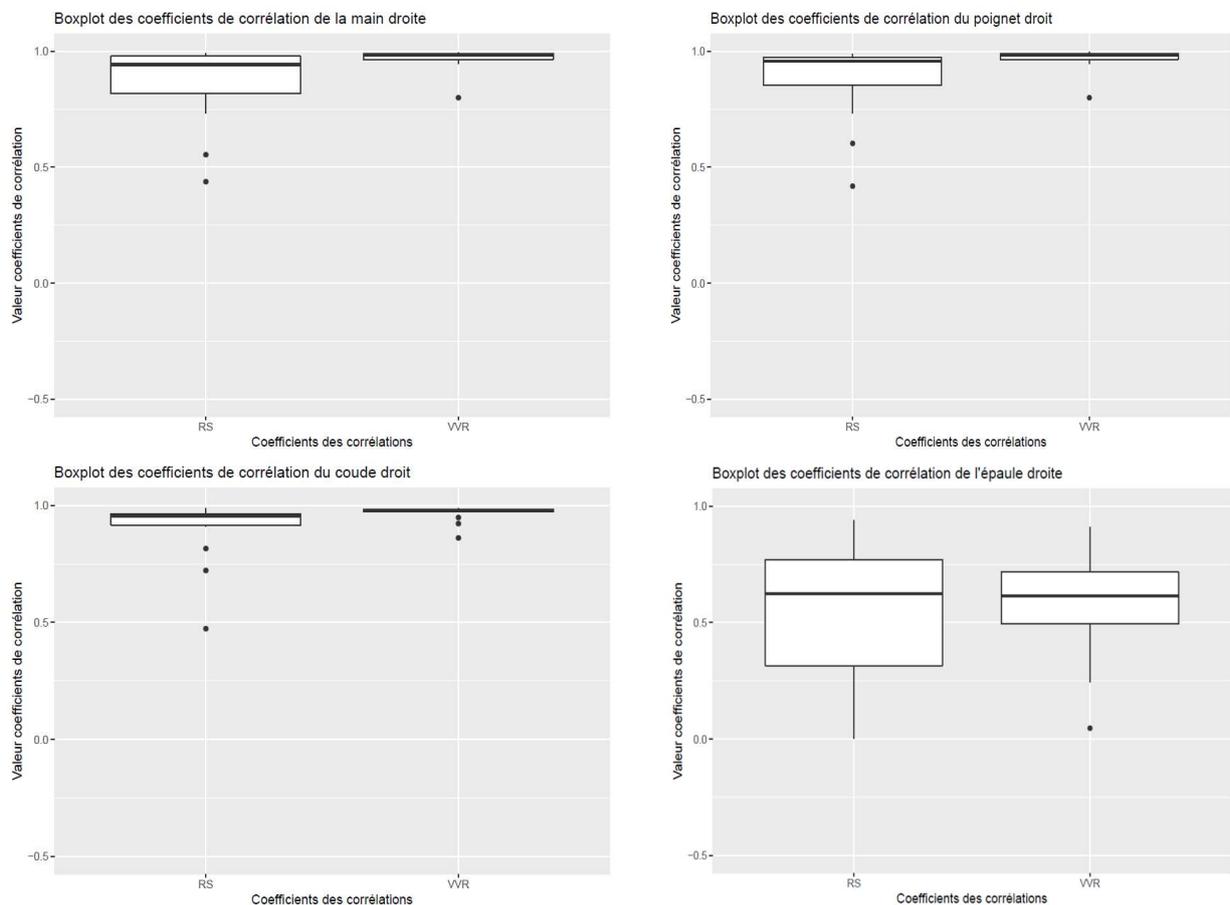
LB Main Droite coordonnées $x$				LB Poignet Droite coordonnées $x$				LB Coude Droite coordonnées $x$				LB Épaule Droite coordonnées $x$			
( $r$ ) K x RS	( $r$ ) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	( $r$ ) K x RS	( $r$ ) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	( $r$ ) K x RS	( $r$ ) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	( $r$ ) K x RS	( $r$ ) K x VR	RMSE K x RS	RMSE K x VR
0,818	0,798	0,115	0,119	0,825	0,799	0,095	0,1	0,814	0,859	0,048	0,039	0,176	0,58	0,268	0,168
0,943	0,988	0,074	0,065	0,959	0,973	0,048	0,039	0,987	0,98	0,015	0,021	0,252	0,479	0,187	0,089
0,732	0,987	0,168	0,071	0,947	0,991	0,056	0,039	0,976	0,979	0,019	0,021	0,506	0,047	0,129	0,312
0,979	0,99	0,068	0,072	0,733	0,979	0,136	0,052	0,721	0,979	0,069	0,029	0,757	0,244	0,048	0,159
0,954	0,989	0,061	0,046	0,973	0,992	0,047	0,044	0,976	0,988	0,02	0,026	0,768	0,626	0,087	0,097
0,984	0,991	0,034	0,04	0,939	0,987	0,052	0,033	0,957	0,983	0,022	0,018	0,643	0,614	0,023	0,027
0,978	0,981	0,04	0,049	0,984	0,995	0,029	0,026	0,952	0,983	0,029	0,018	0,889	0,911	0,105	0,076
0,99	0,964	0,027	0,056	0,982	0,987	0,032	0,035	0,965	0,986	0,024	0,018	0,939	0,899	0,036	0,059
0,862	0,994	0,094	0,029	0,988	0,962	0,025	0,049	0,958	0,948	0,028	0,03	0,88	0,807	0,05	0,058
0,552	0,983	0,156	0,048	0,954	0,996	0,052	0,014	0,929	0,975	0,04	0,016	0,77	0,744	0,07	0,082
0,436	0,982	0,206	0,039	0,602	0,982	0,129	0,036	0,472	0,975	0,083	0,018	0,606	0,638	0,142	0,13
0,96	0,952	0,057	0,073	0,418	0,988	0,188	0,026	0,911	0,983	0,032	0,015	0,524	0,539	0,058	0,053
0,938	0,944	0,061	0,072	0,959	0,947	0,042	0,053	0,95	0,923	0,022	0,03	0,09	0,615	0,378	0,123
				0,972	0,955	0,035	0,049	0,955	0,972	0,022	0,018	0,003	0,38	0,143	0,087

Le Tableau 10 montre l'analyse des données pour la coordonnée  $y$  du bras droit. Le constat est le même que pour la coordonnée selon  $x$  concernant les points de la main, du poignet et du coude : un accord élevé entre toutes les données des deux capteurs VicoVR et RealSense avec les données Kinect. Par contre, une très forte corrélation est également trouvée pour le point d'articulation de l'Epaule Droite pour les deux capteurs.

Tableau 10 - Tableau des coefficients de corrélation de Pearson et des RMSE des points du bras droit (exercice du lever de bras - LB), Coordonnée y

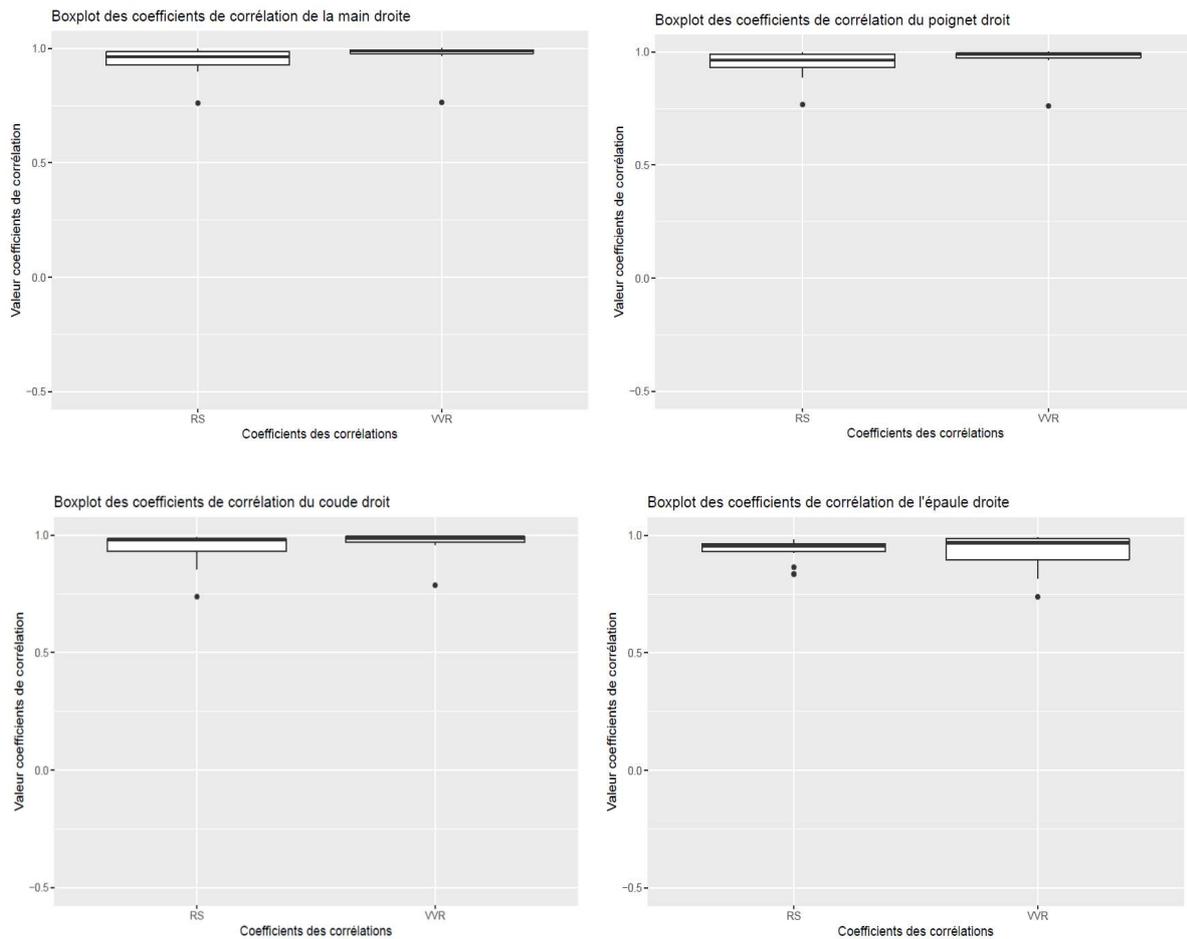
LB Main Droite coordonnées y				LB Poignet Droit coordonnées y				LB Coude Droit coordonnées y				LB Épaule Droite coordonnées y			
(r)	(r)	RMSE	RMSE	(r)	(r)	RMSE	RMSE	(r)	(r)	RMSE	RMSE	(r)	(r)	RMSE	RMSE
K x RS	K x VVR	K x RS	K x VVR	K x RS	K x VVR	K x RS	K x VVR	K x RS	K x VVR	K x RS	K x VVR	K x RS	K x VVR	K x RS	K x VVR
0,759	0,762	0,2	0,198	0,766	0,76	0,166	0,167	0,736	0,786	0,086	0,078	0,834	0,737	0,01	0,012
0,968	0,972	0,071	0,134	0,973	0,964	0,051	0,077	0,99	0,967	0,023	0,032	0,927	0,816	0,007	0,009
0,926	0,986	0,111	0,125	0,938	0,981	0,088	0,086	0,983	0,964	0,039	0,049	0,956	0,818	0,007	0,01
0,918	0,977	0,14	0,091	0,921	0,973	0,112	0,07	0,856	0,974	0,081	0,039	0,953	0,937	0,008	0,008
0,933	0,994	0,119	0,056	0,927	0,994	0,101	0,065	0,919	0,989	0,058	0,031	0,833	0,96	0,01	0,008
0,96	0,982	0,107	0,079	0,954	0,975	0,086	0,065	0,968	0,974	0,04	0,036	0,943	0,956	0,009	0,007
0,995	0,999	0,076	0,176	0,995	0,999	0,067	0,022	0,988	0,997	0,049	0,032	0,98	0,988	0,011	0,011
0,987	0,992	0,063	0,043	0,989	0,994	0,053	0,034	0,983	0,995	0,05	0,031	0,958	0,98	0,012	0,011
0,997	0,992	0,042	0,051	0,997	0,992	0,038	0,048	0,986	0,986	0,05	0,045	0,981	0,975	0,011	0,012
0,983	0,999	0,079	0,02	0,989	0,999	0,053	0,017	0,983	0,996	0,044	0,03	0,97	0,992	0,012	0,014
0,935	0,992	0,127	0,058	0,941	0,994	0,11	0,049	0,854	0,995	0,097	0,043	0,964	0,986	0,008	0,011
0,901	0,995	0,16	0,092	0,887	0,995	0,153	0,095	0,98	0,991	0,05	0,051	0,943	0,979	0,01	0,013
0,986	0,969	0,086	0,122	0,985	0,967	0,067	0,091	0,964	0,958	0,061	0,056	0,863	0,883	0,017	0,018
0,983	0,98	0,103	0,116	0,988	0,985	0,076	0,091	0,985	0,989	0,058	0,05	0,962	0,987	0,013	0,014

Les Figures 30 montrent les Boxplot des coefficients de corrélation du bras droit selon x pour la main, le poignet, le coude et l'épaule pour les deux couples de capteurs. Ces graphiques confirment que les corrélations entre des positions des points de l'épaule selon x sont plus faibles.



Figures 30 - Boxplot des coefficients de corrélation de Pearson du bras droit selon x (exercice 1)

Les Figures 31 montrent les Boxplot des coefficients de corrélation du bras droit selon y pour la main, le poignet, le coude et l'épaule pour les deux couples de capteurs. Ces graphiques confirment les très fortes corrélations entre des positions des points du bras droit selon y.



Figures 31 - Boxplot des coefficients de corrélation de Pearson du bras droit selon y (exercice 1)

Le Tableau 11 montre l'analyse des données du mouvement de l'épaule ( $r$  et RMSE), représenté par l'angle d'abduction, lors de l'exécution de l'exercice 1. La Figure 32 représente le Boxplot des coefficients de corrélation pour ce même angle. Ces résultats montrent tous une forte corrélation entre les mesures effectuées avec les trois capteurs pour l'angle d'abduction de l'épaule droite.

Tableau 11 - Données pour l'angle d'abduction de l'Epaule Droite (exercice 1)

L'angle Épaule droite (Exercice 3)				
	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
P1 LB90 1	0,403	0,61	42,59	34,431
P1 LB90 2	0,998	0,996	2,54	5,483
P1 LB90 3	0,967	0,971	9,105	9,646
P2 LB90 1	0,995	0,994	3,398	2,689
P2 LB90 2	0,373	0,996	48,166	2,515
P2 LB90 3	0,992	0,998	4,711	2,952
P3 LB90 1	0,998	0,998	5,776	5,607
P3 LB90 2	0,915	0,92	17,111	16,846
P3 LB90 3	0,985	0,982	7,28	7,966
P6 LB90 1	0,997	0,996	4,369	6,909
P6 LB90 2	0,925	0,996	10,655	5,893
P6 LB90 3	0,992	0,972	4,311	6,916

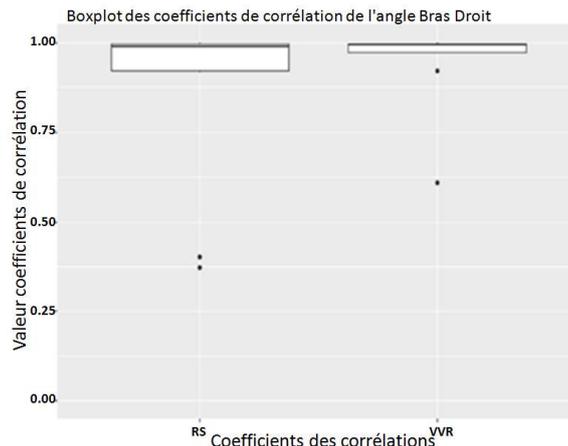


Figure 32 - Boxplot des coefficients de corrélation de l'angle d'abduction de l'épaule droite (exercice 1)

Les Tableaux 12 et 13 montrent l'analyse des données du mouvement de l'Epaule Droite ( $r$  et RMSE), représenté par l'angle d'abduction, lors de l'exécution des exercices respectivement 2 et 3. Les Figures 33 et 34 représentent les Boxplot des coefficients de corrélation pour ce même angle, pour les exercices respectivement 2 et 3. A quelques rares exceptions, ces résultats montrent tous une forte corrélation entre les mesures effectuées avec les trois capteurs pour l'angle d'abduction de l'épaule droite, lors des exercices 2 et 3.

Tableau 12 - Données pour l'angle d'abduction de l'Epaule Droite (exercice 2)

L'angle Épaule droite (Exercice 2)				
	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
P1 LB45 1	0,984	0,985	5,701	7,849
P1 LB45 2	0,995	0,992	2,663	3,332
P1 LB45 3	0,698	0,936	13,231	7,125
P2 LB45 1	0,987	0,938	2,845	5,219
P2 LB45 3	0,993	0,976	2,097	3,328
P4 LB45 1	0,98	0,975	3,628	4,144
P4 LB45 2	0,981	0,992	4,04	3,292
P4 LB45 3	0,993	0,995	3,401	4,255
P5 LB45 1	0,967	0,974	5,437	5,365
P5 LB45 2	0,946	0,988	4,265	2,111
P5 LB45 3	0,956	0,95	4,827	5,302
P6 LB45 1	0,995	0,99	3,586	4,306
P6 LB45 2	0,949	0,976	6,106	5,362
P6 LB45 3	0,982	0,991	4,7	4,832

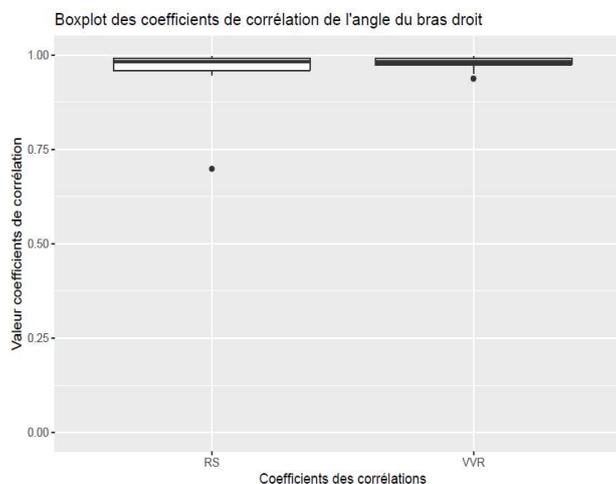


Figure 33 - Boxplot des coefficients de corrélation de l'angle d'abduction de l'Epaule Droite (exercice 2)

Tableau 13 - Données pour l'angle d'abduction de l'Epaule Droite (exercice 3)

L'angle Epaule droite (Exercice 3)				
	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
P1 LB1	0,968	0,962	10,729	12,011
P1 LB2	0,986	0,972	5,019	7,539
P1 LB3	0,981	0,974	6,866	8,835
P2 LB1	0,923	0,984	15,262	7,011
P2 LB2	0,93	0,972	11,496	8,122
P2 LB3	0,982	0,973	6,033	8,482
P3 LB1	0,993	0,996	6,867	5,299
P3 LB2	0,988	0,994	8,183	5,293
P3 LB3	0,993	0,982	7,619	9,543
P4 LB1	0,962	0,983	13,591	9,196
P4 LB2	0,994	0,996	5,541	4,369
P4 LB3	0,991	0,983	6,417	8,828
P6 LB1	0,988	0,95	6,55	13,169
P6 LB3	0,993	0,575	5,432	40,593

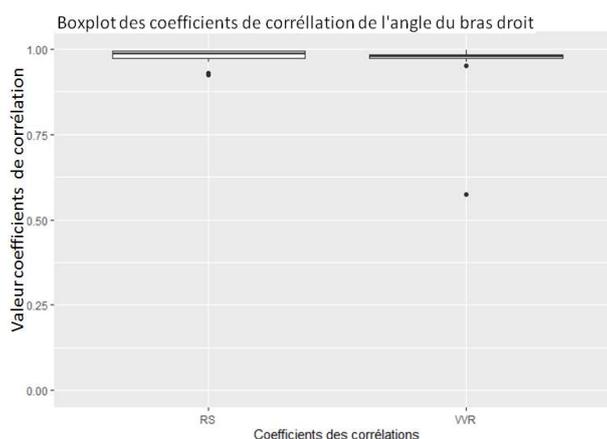


Figure 34 - Boxplot des coefficients de corrélation l'angle d'abduction de l'Epaule Droite (exercice 3)

Le Tableau 14 montre l'analyse des données du mouvement de la Hanche Droite (r et RMSE), représenté par son angle d'abduction, lors de l'exécution de l'exercice 4. La Figure 35 représente le Boxplot des coefficients de corrélation pour ce même angle. L'analyse statistique de l'angle d'abduction de la hanche, montre qu'il existe également un accord élevé entre la plupart des valeurs obtenues par les capteurs VicoVR et RealSense avec la Kinect. Une exception (valeur de 0,294) impliquant le RealSense suggère éventuellement une erreur de mesure.

Tableau 14 - Données pour l'angle d'abduction de la Hanche Droite (exercice 4)

L'angle de la hanche droite (Exercice 4)				
	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
P1 LJ2	0,863	0,904	13,27	5,649
P1 LJ3	0,95	0,961	14,216	7,36
P2 LJ1	0,942	0,985	18,171	3,533
P2 LJ2	0,902	0,935	6,528	4,374
P2 LJ3	0,744	0,832	21,145	7,587
P3 LJ1	0,294	0,969	49,302	8,759
P3 LJ2	0,969	0,975	9,178	12,398
P3 LJ3	0,978	0,991	17,365	4,872
P5 LJ1	0,967	0,945	7,081	7,317
P5 LJ2	0,941	0,983	6,342	3,28
P5 LJ3	0,961	0,973	5,424	4,274

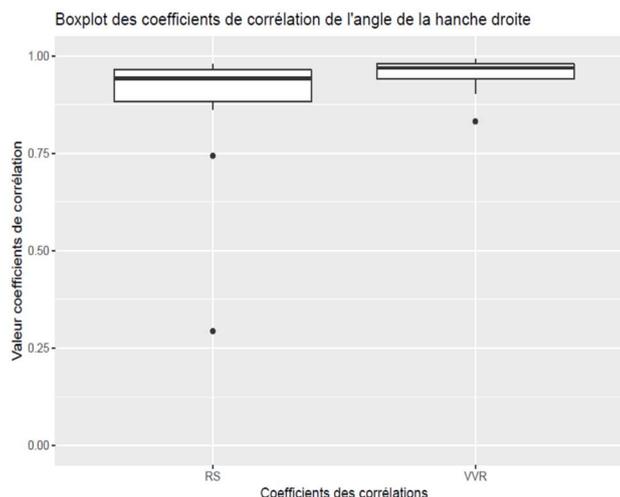


Figure 35 - Boxplot des coefficients de corrélation de l'angle de la Hanche Droite (exercice 4)

Le Tableau 15 montre l'analyse des données du mouvement de la Hanche (r et RMSE), représenté par son angle de flexion, lors de l'exécution de l'exercice 5. La Figure 36 représente le Boxplot des coefficients de corrélation. L'analyse statistique de l'angle de flexion de la Hanche, montre qu'il existe un coefficient de corrélation élevé pour la majorité des valeurs obtenues avec les capteurs VicoVR et RealSense par rapport à la Kinect. Les calculs des RMSE confirment que les valeurs d'angle de flexion de la Hanche sont relativement proches pour les trois capteurs lors de la réalisation de l'exercice 5.

Tableau 15 - Données pour l'angle du bassin (exercice 5)

L'angle de bassin (exercice 5)				
	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
P1 SA1	0,963	0,978	10,968	8,32
P1 SA2	0,958	0,98	13,53	11,104
P1 SA3	0,961	0,98	12,564	10,441
P3 SA1	0,978	0,984	15,78	12,959
P3 SA2	0,977	0,991	33,959	12,943
P3 SA3	0,989	0,97	31,773	13,36
P4 SA1	0,972	0,973	10,713	11,55
P4 SA2	0,975	0,98	12,822	12,457
P4 SA3	0,984	0,973	12,05	13,844
P6 SA1	0,68	0,981	26,391	14,263
P6 SA2	0,841	0,987	25,941	14,09
P6 SA3	0,716	0,917	21,687	14,622

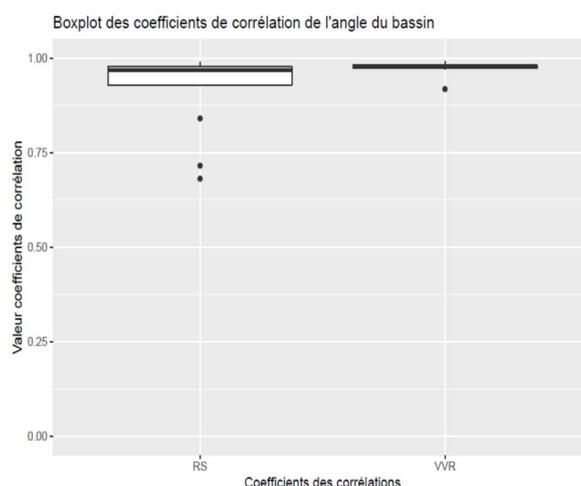


Figure 36 - Boxplot des coefficients de corrélation de l'angle de la Hanche Droite en flexion (exercice 5)

## 2.6 Discussion

L'objectif de cette étude expérimentale était de vérifier les performances et la viabilité des deux capteurs RealSense et VicoVR pour une application dans un outil d'évaluation fonctionnelle. Les deux capteurs testés sont des technologies de suivi sans marqueur, de portabilité aisée, contrôlés par le même code (en C #), sous licence NuiTrack, est capable de suivre une personne avec des estimations en position de 19 points d'articulations d'un squelette en 3D.

Notre étude montre que les deux capteurs ont des limites communes qui affectent la qualité des mesures. La fréquence d'images de 30 Hz fournie par le fabricant a montré des baisses aléatoires et momentanées à 20 Hz, voire 15 Hz, ce qui a nécessité des manipulations complémentaires pour pouvoir effectuer correctement les analyses de données. Nous devons néanmoins minimiser l'implication matérielle des capteurs eux-mêmes, car nous savons que ces variations de fréquences dans l'acquisition des images étaient, en partie au moins, liées aux capacités limitées des ressources informatiques utilisées pendant les expériences. Lors des expérimentations, deux ordinateurs ont été utilisés pour l'acquisition de données avec les trois capteurs: un ordinateur unique ayant été utilisé pour l'acquisition des données du RealSense et du VicoVR. Les conditions d'éclairage ont également eu une possible influence sur les estimations conjointes des deux capteurs, avec quelques erreurs d'estimation du squelette 3D lorsque le sujet était exposé à la lumière naturelle. L'utilisation de vêtements de couleur claire rend également difficile l'estimation des données pour les capteurs RealSense et VicoVR.

En ce qui concerne les avantages et les inconvénients (hardware et software) de chaque capteur, et pour servir les intérêts pour notre application d'évaluation des fonctions motrices d'enfants ASI, nous pouvons établir un premier bilan exprimé dans le tableau 16.

Tableau 16 - Avantages et inconvénients suite aux manipulations des capteurs RealSense et VicoVR

	<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>
<b>RealSense</b>	Dispose d'un SDK mieux structuré pour la mise en œuvre des projets.	Échec d'estimation du squelette 3D à une distance supérieure à 1,5 m, ce qui limite le cadrage de l'individu dans le champ de vision.
<b>VicoVR</b>	Un design plus robuste et épuré par rapport au RealSense, ce qui a tendance à rendre son utilisation plus facile et pratique. Système wifi intégré est utile dans l'optique de l'intégration de plusieurs appareils dans un système plus complexe.	Incompatibilité de la version NuiTrack 1.3.9 utilisée dans cette étude avec Windows, ce qui ne permet pas l'acquisition d'images en couleur.

L'utilisation du code NuiTrack pour estimer le squelette 3D a constitué un critère initial fort pour faciliter la standardisation du flux de données, car il était compatible avec plusieurs capteurs. Effectivement, l'utilisation d'algorithmes universels, compatibles avec plusieurs plateformes et technologies peuvent être considérés comme une astuce pour utiliser des

technologies accessibles sans vision claire de leurs pérennités. Cependant, il s'est avéré que NuiTrack est un middleware encore en développement et donc en amélioration continue, avec peu de références, et dont l'accès au code est payant. Ceci justifie notamment la difficulté de sa popularisation et par conséquent le manque de ressources pour les discussions entre développeurs. Ces contraintes en ressources ont sans doute influencé également les performances en utilisation de ces deux capteurs.

Concernant les performances des capteurs RealSense et VicoVR, les résultats ont été analysés en comparant deux à deux chacun des deux capteurs avec la Kinect. Pour l'exercice 1, les coefficients de corrélation de Pearson et les RMSE concernant les données des points d'articulation des membres supérieurs droit et gauche (épaule, coude, poignet et main), suggèrent clairement une forte corrélation pour des deux capteurs avec la Kinect, à l'exception du point de l'épaule (Tableaux 9, 10 et en Annexe 4 les Tableaux 30 et 31). Pour les mesures du membre supérieur droit, les résultats surlignées en rouge et orange dans ces Tableaux sont plus fréquents en ce qui concerne le RealSense que le VicoVR. Dans les exercices 2, l'estimation du point d'articulation de l'épaule est toujours encore difficile à estimer (en Annexe 4 les Tableaux 32, 33, 34, 35) pour les deux capteurs testés. Lors des essais de l'exercice 3, les valeurs des coefficients de corrélation de Pearson et des RMSE sont globalement beaucoup moins bonnes que lors des exercices 1 et 2 précédents. Ces résultats sont observés pour tous les essais et en tous les points des bras droit et gauche. Ceci montre une faible correspondance des données. Il est à noter de manière complémentaire que ces résultats sont plus prononcés pour le capteur RealSense (en Annexe 4 dans les Tableaux 36, 37, 38, 39).

Concernant les angles d'abduction de l'épaule, pour les exercices 1, 2 et 3 (tableaux 11, 12 et 13), la plupart des résultats montrent de bonnes corrélations des deux capteurs par rapport à la Kinect, avec quelques erreurs concernant le RealSense.

Dans le cas des membres inférieurs, lors de l'exercice 4, la détection des points des articulations a montré une corrélation hétérogène, se dégradant en descendant de la hanche vers le genou, puis vers la cheville. Malgré tout, elle est sensiblement plus forte pour la plupart des données en ce qui concerne le VicoVR (en Annexe 4 les Tableaux 40, 41, 42, 43). Il est à noter de manière complémentaire, une correspondance des points d'articulation du membre gauche plus faible, principalement pour la cheville.

La même analyse a été reproduite pour l'exercice 5, aux mêmes points d'articulation (en Annexe 4 les Tableaux 44, 45, 46, 47). Ces analyses confirment la correspondance faible des données des deux capteurs avec la Kinect. Il est important de souligner, selon la revue de la littérature, que l'estimation de la position l'articulation de la cheville par la Kinect est déjà défaillante, notamment à cause de la proximité avec le sol. Malgré tout, il est à noter que les corrélations des données suivant y du point de la hanche sont très bonnes.

Il est à noter que nos résultats sont obtenus, analysés et présentés à partir des données brutes des capteurs de mouvement. Nous avons également conscience que, pour les points mesurés avec une différence entre le capteur Kinect et le second capteur, la raison peut être une « défaillance » du capteur Kinect lui-même.

Concernant les angles d'abduction et de flexion de la hanche, les exercices 4 et 5 vont dans le même sens: les tableaux 14 et 15 montrent de bonnes corrélations pour ces deux angles avec la Kinect. Cependant, les valeurs des coefficients de corrélation, ainsi que du RMSE montrent de meilleurs résultats de correspondance pour le VicoVR par rapport au RealSense.

Concernant les points de coordonnées de la tête (en Annexe 4 le Tableau 48), l'analyse de correspondance des coordonnées suivant y est très forte pour les deux capteurs par rapport à la Kinect. Inversement, une correspondance faible est calculée selon l'axe x pour les deux capteurs.

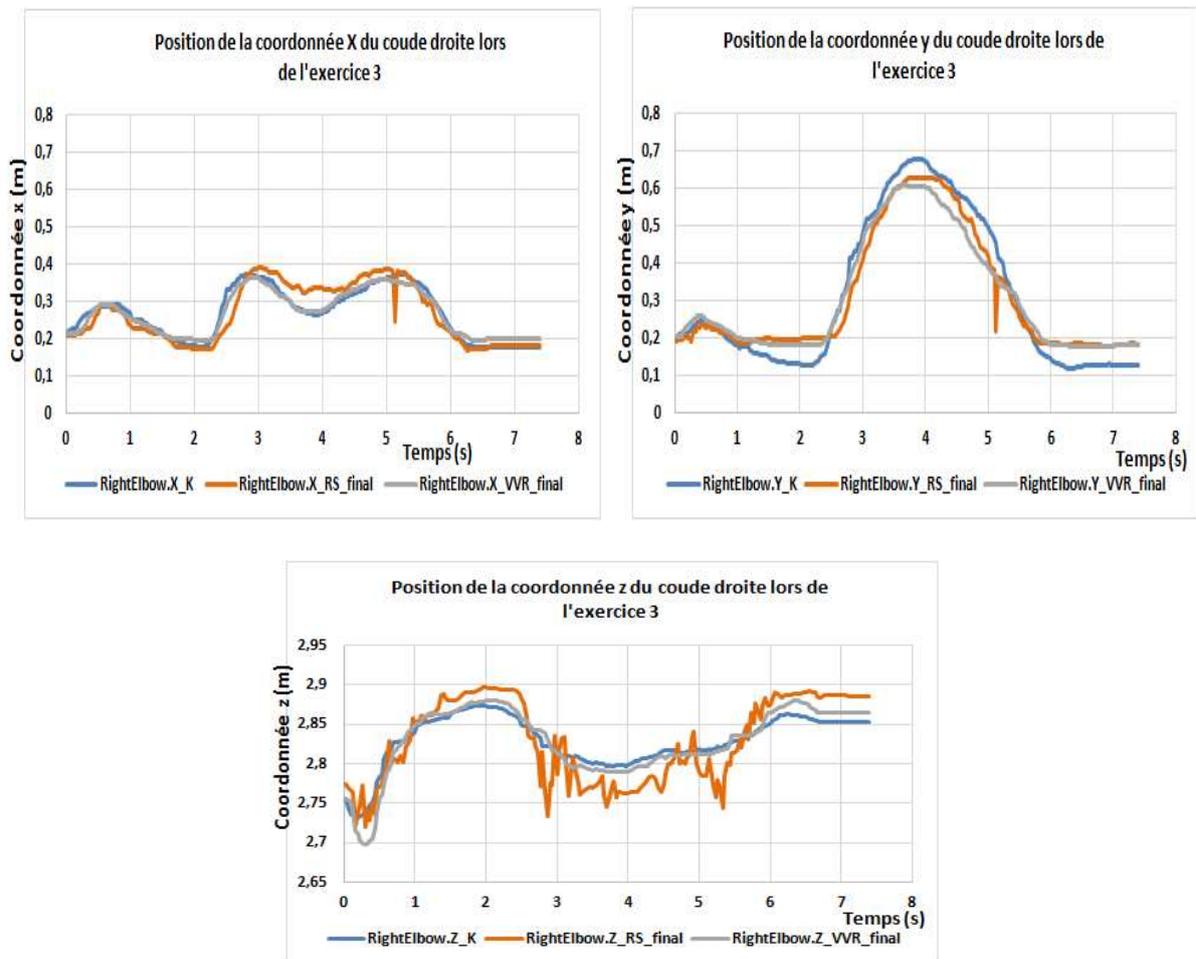
En analysant les résultats de r et de RMSE :

- leVicoVR a globalement des valeurs de RMSE plus faibles que le capteur RealSense (dans 62% des cas).
- leRealSense a plus souvent des valeurs de r inférieur à 0,7 que le capteur de VicoVR (Rapport 2: 1).

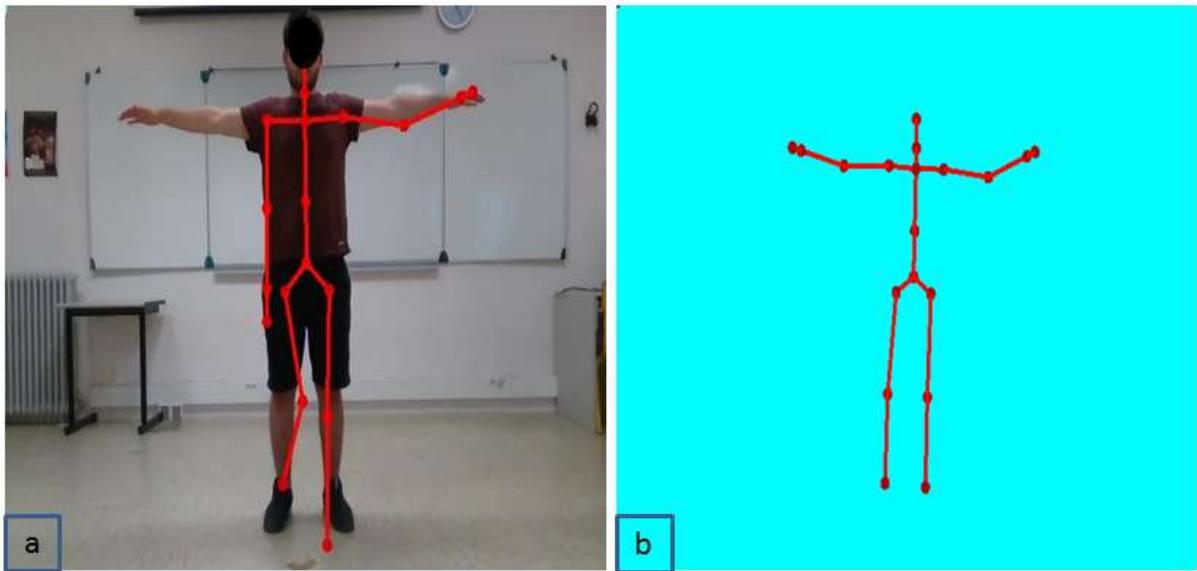
Il semblerait donc que le VicoVR a globalement un coefficient de corrélation de Pearson meilleur que celui de RealSense ainsi qu'une plus petite erreur quadratique moyenne.

Les trois graphiques (Figures 37) permettent de constater que, les mouvements enregistrés avec le capteur VicoVR, semblent toujours plus « ressemblant » à ceux de la Kinect V2 (par rapport à ceux du RealSense). En effet, nous voyons que les signaux du VicoVR suivent mieux ceux du capteur Kinect V2 alors que ceux de RealSense varient beaucoup plus (surtout selon l'axe z). Les statistiques réalisées précédemment confirment ce constat.

De plus, lors des essais réalisés, il a parfois été constaté des erreurs importantes de reconstruction du squelette numérique 3D par le capteur RealSense (Figures 38). Ceci a bien évidemment provoqué plus d'erreurs dans l'estimation des données liées à ce capteur. Ce type d'observation peut ne pas être lié uniquement au matériel, mais cela n'a jamais été observé pour le capteur VicoVR.



Figures 37 - Evolution de la position du coude droit, avec les trois capteurs suivant les axes  $\vec{x}$ ,  $\vec{y}$  et  $\vec{z}$



Figures 38 - Estimation de la reconstruction du squelette 3D par les capteurs RealSense (a) et VicoVR (b)

### 3 Conclusion

Suite à l'analyse des données des 5 exercices réalisés, il est possible de conclure que le capteur VicoVR présente une estimation des points d'articulations du squelette 3D plus similaire à celle de la Kinect que le RealSense. Les angles des articulations de l'épaule et de la hanche pour le capteur VicoVR ont également plus de correspondances avec les angles des articulation obtenus avec la Kinect. De cette façon, il est logique de considérer le capteur VicoVR comme une meilleure option pour une utilisation dans l'évaluation fonctionnelle, en remplacement du capteur Kinect.

### Synthèse du Chapitre 2

L'acquisition de données cinématiques humaines est une tâche complexe et nécessite l'utilisation d'équipements et de logiciels spécialisés. Généralement, la capture des paramètres cinématiques se fait dans des environnements de laboratoire et en utilisant le système Mocap avec marqueurs. Une option plus pratique et moins chère est l'utilisation de capteurs 3D sans marqueurs. Le système 3D sans marqueur est devenu plus populaire avec le capteur de Kinect Microsoft. Les systèmes de détection 3D des mouvements basés sur le principe de fonctionnement de la Kinect sont considérés comme une alternative fiable pour l'évaluation cinématique avec des applications dans plusieurs domaines. Tout comme la Kinect, les capteurs Intel®RealSense™ et VicoVR peuvent être utilisées dans des applications d'évaluation fonctionnelle. L'étude expérimentale réalisée pour vérifier les performances et la fiabilité des deux capteurs RealSense et VicoVR a conclu que le capteur VicoVR est une meilleure option pour une utilisation dans l'évaluation fonctionnelle, que le RealSense.

## CHAPITRE 3 - MESURE DE LA MOTRICITE FINE

Ce chapitre concerne la conception d'une application pour l'évaluer de la motricité fine chez les enfants ASI. Premièrement, nous définissons la perte de la motricité fine chez les patients atteints une maladie neuromusculaire et les items correspondants de l'échelle de la MFM permettant d'évaluer cette motricité des membres supérieurs. Une revue bibliographique présente ensuite les principales technologies développées et adaptées pour suivre les mouvements de la main, notamment la tablette comme système alternatif de détection des contacts. La deuxième partie présente les étapes de conception de l'application TabMe2 (*Tablet for Medical Measurement*) pour l'évaluation automatique la fonction motrice fine de la main pour 3 items de la MFM. Les représentations mathématiques et les critères d'évaluation choisis y sont décrits. La dernière partie présente un ensemble d'expérimentations permettant de valider les interfaces numérisées proposées et des premiers résultats de tests dans le cadre de l'usage de l'outil avec les patients.

### 1 La motricité fine

La motricité fine consiste à mobiliser des compétences localisées pour effectuer des tâches qui nécessitent maîtrise et dextérité. Son acquisition se produit généralement en parallèle avec le développement cognitif et dans une séquence de contrôle partant des grands groupes musculaires vers les plus petits, en association avec le feedback visuel (HOUWEN et al., 2008; REIMER et al., 2011). Après l'acquisition de la motricité fine, son amélioration se réalise par la répétition des activités et par l'entraînement de l'individu.

#### 1.1 Motricité fine dans le cas des MNMs

La perte de motricité est un symptôme commun chez les patients avec déficiences neurologiques. Dans ces cas, la perte des capacités de marcher et de s'asseoir est observée en premier. Pour certaines maladies progressives, la disparition de la motricité fine se produit dans l'environnement clinique, alors que la situation est déjà préoccupante pour le patient, générant un impact négatif significatif sur son indépendance. Dans les cas des maladies neuromusculaires, où la faiblesse musculaire et l'atrophie sont assez variées, la motricité fine est en général la dernière fonction perdue. Les patients qui ont une perte motrice importante, présentent progressivement une atrophie de la prédominance distale, une déformation significative des pieds bilatéralement et souvent une faiblesse des muscles des mains, ce qui peut limiter les activités simples de la vie quotidienne comme par exemple porter de la nourriture à la bouche ou écrire (MARY, SERVAIS, VIALLE, 2018).

Pour évaluer l'impact des progressions de la maladie sur les extrémités distales, l'échelle MFM prévoit des items pour les membres supérieurs et inférieurs. Les items 17 à 22 sont ainsi dédiés à l'évaluation la motricité de la main (Tableau 17). Comme pour les autres items de l'échelle, ces six items proposent des tâches liées aux activités quotidiennes, en utilisant différents matériels pour effectuer les mouvements qui seront évalués par le thérapeute.

Tableau 17 - Items de l'échelle MFM pour évaluer la motricité des mains.

Items	Tâches
17	Prend successivement des pièces et en stocke 10 pièces dans une main en 20 secondes.
18	Fait le tour du CD avec le doigt.
19	Prend le crayon puis dessine une série continue de boucles dans le cadre.
20	Déchire la feuille pliée en 4 en commençant par le pli.
21	Prend la balle, la soulève, puis retourne la main complètement en tenant la balle.
22	Soulève le doigt puis pose-le successivement sur les 8 dessins de la figure sans toucher le quadrillage.

Dans le contexte de développement d'un outil pour aider le kinésithérapeute à évaluer la perte de la motricité, il est important de pouvoir récupérer et étudier ces mouvements, dans le but de réaliser des mesures précises pour le diagnostic et les suivis des patients atteints de MNMs.

La question du suivi des mouvements des mains est une thématique qui a entraîné plusieurs axes de recherche en raison de ses applications dans de nombreux domaines comme l'interaction homme-machine, les environnements virtuels, la télé-opération, les analyses de mouvements, les jeux, pour la reconnaissance des gestes, etc. Mais le suivi des mouvements de la main présente de nombreux défis : il s'agit d'une petite partie du corps, composée de plusieurs articulations, qui effectue plusieurs mouvements complexes et qui se déplace rapidement avec de grandes variations d'orientation (Figure 39).

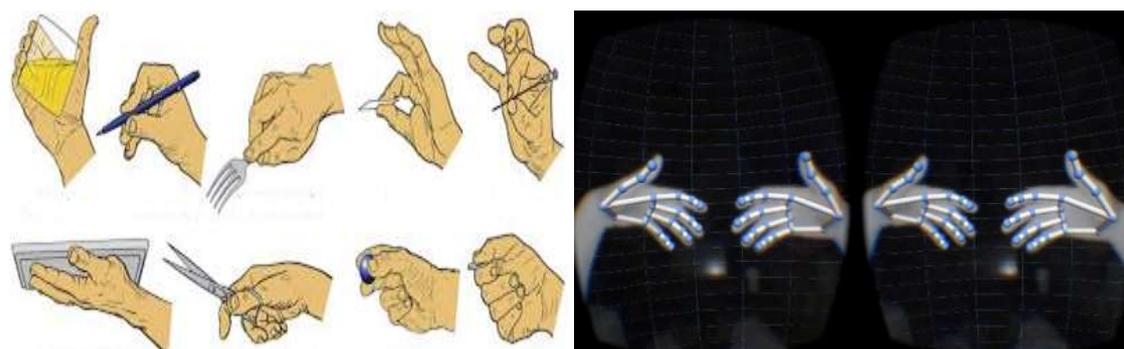


Figure 39 - Mouvements fonctionnels et détection 3D de la main

Source: Type de préhension par KAPANDJI (1978)/ [www.trustedreviews.com](http://www.trustedreviews.com) (Leap Motion)

Deux problèmes principaux se posent lors de la tentative d'observation des gestes des mains: premièrement, il arrive fréquemment qu'une partie de la main soit cachée (notamment les doigts) lors de mouvement de rotation du poignet. Cela ne sera pas le cas pas dans notre contexte de recherche, puisque nous observons des patients avec MNMs qui présentent des faiblesses musculaires et souvent des mains atrophiées. Deuxièmement, des problèmes peuvent être liés à la vitesse d'enregistrement des systèmes, souvent incompatible avec la rapidité des mouvements

normaux des mains. Là aussi, les sujets à observer ont plutôt, dans notre situation, des mouvements lents et hésitants.

## 1.2 Technologies pour le suivi des mouvements de la main

Les technologies spécifiques telles que les dispositifs de détection magnétique ou électromécanique, des gants et les marqueurs colorés sont largement explorés dans la recherche impliquant le suivi de la main. Les gants de données sont les outils les plus efficaces pour capturer le mouvement de la main, ils fournissent les données de mouvements les plus fiables (FANG et al., 2018; PLACIDI et al., 2013; SHUKOR et al., 2015; FOXLIN et al., 2002). Il s'agit des gants équipés de capteurs angulaires haute précision permettant de retranscrire l'ensemble des mouvements de la main et des doigts. Malgré la grande précision des données, ils peuvent gêner le mouvement naturel de la main (surtout pour des sujets déjà faibles musculairement) et leur utilisation nécessite des procédures d'étalonnage et de configuration complexe pour obtenir des mesures précises. De plus, si leur utilisation n'est qu'occasionnelle, son coût très onéreux constitue un inconvénient supplémentaire.

Avec l'arrivée récente des capteurs infrarouges 3D (sans marqueurs), des équipements comme la Kinect et le Leap Motion peuvent reconnaître les gestes corporels, permettant une nouvelle forme d'interaction, plus naturelle et intuitive que les solutions précédentes. La Kinect, globalement très efficace pour le suivi des mouvements du corps humain, peut reconnaître les expressions faciales, mais a pour le moment des limites importantes pour le suivi des variétés de gestes des mains. Pour les applications qui nécessitent de la reconnaissance du mouvement des mains, le Leap Motion est plus adapté. C'est un dispositif périphérique USB, conçu pour reconnaître les mouvements des mains pour la réalité virtuelle (Figure 40).



Figure 40 - Suivi des mains par le Leap Motion

Source: Leap Motion Controller

Dans le domaine de la santé, le Leap Motion peut être utilisé pour la rééducation à domicile de la paume ou du doigt (VAMSIKRISHNA, DOGRA, DESARKAR, 2015; ELLIOTT, KARIM, CLARK, 2017). Cependant, pour une mesure et une détection correcte de la main avec cet appareil, les doigts de la main doivent être visibles et suffisamment séparés. Les deux mains ne doivent pas être en contact et la posture de la main "poignet cassé" n'est pas recommandée (BUTT et al., 2018; COTON et al., 2016). La main doit toujours effectuer des mouvements larges et

fluides, dans un espace bien délimité et les mains doivent être positionnées en permanence entre 15 et 25 cm au dessus du capteur. Ces paramètres ont été étudiés lors du travail de recherche précédent et il a été validé que les limitations étaient trop importantes pour pouvoir utiliser le Leap Motion avec les patients avec MNMs.

Une autre catégorie de systèmes, basée sur la détection tactile, peut être envisagée pour les items de la MFM concernées par l'évaluation de la motricité fine et qui nécessitent des contacts (items 18, 19 et 22 du tableau précédent). La technologie tablette (Figure 41) est arrivée en masse au début des années 2010, notamment avec le lancement du célèbre iPad d'Apple.



Figure 41 - Détection tactile par la tablette  
Source: Écran multitouch - wikipedia.

Elle a été largement acceptée par le public et a été introduite pour plusieurs applications dans les environnements les plus divers: école, bureau, industrie, loisirs et autres. La tablette a démontré un grand potentiel d'applications dans les domaines de la santé et de la réhabilitation (ABERNETHY et al., 2008, IOSA et al., 2012, MUSKENS et al., 2014). La grande force de cette technologie est sa portabilité. La tablette facilite l'accès aux données médicales et l'interaction médecin-patient grâce à la vidéoconférence dans les établissements hospitaliers et cliniques (KATALINIC, YOUNG, DOOLAN, 2013; DALGAARD, 2013). Les médias utilisés dans la tablette favorisent les thérapies de communication avec des applications qui stimulent la conversation des patients ayant des difficultés de communication (KURLAND, WILKINS, STOKES, 2014, MALLET et al., 2016). L'utilisation de caméras hautes définitions permet le développement d'applications pour l'évaluation des plaies ou des altérations orthopédiques (MULLER et al., 2016; WHITE, 2014). L'interface d'utilisateur construite autour d'un écran permet l'entraînement de la force, la coordination et la mobilité des doigts et des mains par des actions consistant à glisser, tapoter et écrire, chez les patients présentant des séquelles d'AVC (CARABEO, 2014; RAND et al., 2013). La tablette permet également d'analyser la dextérité, par la réalisation de mouvements fins, de dessins et d'écritures réalisées à l'écran, en tenant compte de paramètres tels que le temps, la vitesse et l'accélération (LARSEN et al., 2016). L'analyse du tremblement essentiel (Essential Tremor - ET) ou de la maladie de Parkinson (Parkinson's disease - PD) peut être effectuée sur la tablette en écrivant ou en dessinant des spirales. L'étude de LIN (2018) a présenté une bonne fiabilité dans l'évaluation de la gravité des tremblements à l'aide de la tablette. Le système d'évaluation développé a pris en compte les caractéristiques temporelles et spatiales pour caractériser la gravité des tremblements.

La tablette peut être considérée comme un ordinateur avec des plateformes ouvertes, ce qui permet le développement des applications en mettant l'accent sur les besoins des utilisateurs. Des exemples typiques sont des jeux développés spécifiquement pour la rééducation, qui favorisent l'attribution de thérapies avec des tâches plus motivantes et spécifiques aux besoins et aux intérêts

des patients. Les jeux sérieux peuvent également augmenter le niveau d'implication et d'engagement du patient, augmentant encore l'efficacité du traitement (PARASKEVOPOULOS et al., 2014). L'introduction d'un feedback avec des informations claires sur les performances du joueur peut également permettre l'auto-entraînement des patients, augmentant les heures de rééducation (KIZONY et al., 2016).

La technologie de la tablette peut répondre aux besoins des kinésithérapeutes pour évaluer la motricité fine de patients, pour les items qui nécessitent des contacts sur une surface. L'écran de la tablette permet de dessiner, de toucher et, sur certains modèles, de mesurer la pression tactile, ce qui pourrait permettre de décrire la fonctionnalité de la main. Trois des six items de la MFM, dédiés à l'évaluation la motricité de la main avaient déjà été identifiés avec les kinésithérapeutes pour être exécutés et évalués sur l'écran d'une tablette (18, 19 et 22). Ainsi, le développement d'une application sur la tablette a été initié. Elle vise à modéliser et numériser les trois items identifiés pour permettre leur utilisation dans le cadre du protocole MFM dans le but d'augmenter la reproductibilité des évaluations des passations.

## **2 CCU pour une application sur tablette : TabMe2**

Le potentiel de la tablette avait déjà été identifié avant le démarrage de cette thèse pour être utilisée comme support à la passation des items 18 et 22 de la MFM. Cette technologie avait été choisie lors du travail de thèse précédent (thèse de Justine COTON, laboratoire G-SCOP - 2017) également comme intégrateur de l'outil d'aide à l'évaluation motrice d'enfants ASI: elle avait été validée comme interface de contrôle permettant au kinésithérapeute de piloter l'ensemble des équipements de l'outil d'évaluation et de visualiser les informations restituées par logiciel KiMe2.

Les conclusions de la recherche précédente sont évidemment à prendre en compte pour concevoir les nouvelles versions des items 18 et 22 (et d'en ajouter), mais aussi pour développer la nouvelle application TabMe2 sur la tablette. Le premier cycle du processus de CCU déjà effectué a ainsi permis d'identifier les nouvelles exigences des kinésithérapeutes concernant (1) les améliorations des items 18 et 22 de la MFM et le développement de nouveaux items et (2) la conception de la nouvelle application TabMe2. Ainsi, les deux principales contributions (voir Figure 42) sur lesquelles baser les développements futurs sont :

- Les premières versions des interfaces numériques des items 18 et 22 créées sur la tablette Android SAMSUNG Galaxy tabA6 ont donné toute satisfaction et la technologie tablette semble adaptée au développement des interfaces de la MFM pour l'évaluation de la motricité fine.
- La technologie tablette présente un potentiel important non seulement pour mesurer les mouvements des doigts et mais également pour enregistrer efficacement les tracés réalisés par le sujet, permettant d'envisager de manière sereine la suite du développement de TabMe2 attendu par les thérapeutes.

L'étude précédente constitue donc le premier cycle CCU (Cycle 1 sur la Figure 42) comprenant :

- L'étape 1 « Comprendre et spécifier le contexte d'utilisation » : le suivi de la motricité fine.

- L'étape 2 « Spécifier les besoins des utilisateurs » : réalisée notamment grâce à des expérimentations préliminaires avec Leap Motion et Tablettes.
- L'étape 3 « Produire des designs et des prototypes » : développements des premières versions d'interfaces des items 18 et 22 et d'une première version d'interface de contrôle permettant au kinésithérapeute de piloter l'outil.
- L'étape 4 « Evaluer la conception par rapport aux exigences » : tests d'utilisabilité. Mise en situation pendant laquelle la tablette comportant les développements des items 18 et 22 et l'interface de contrôle a été expérimentée par un groupe de thérapeutes.

Ainsi, une nouvelle itération est nécessaire, reprenant un nouveau cycle du processus. La figure 42 synthétise ces deux cycles du processus itératif réalisés pour le développement des items 18, 19 et 22 et pour la conception de la nouvelle application TabMe2.

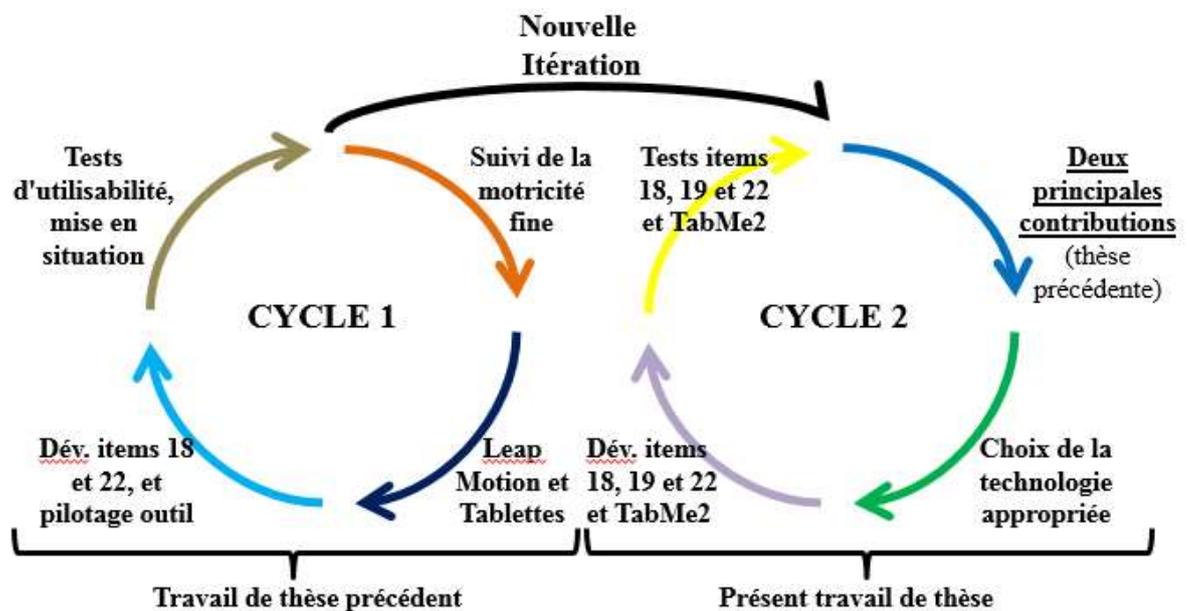


Figure 42 - Cycles du processus CCU pour le développement des items 18, 19 et 22 et TabMe2

L'étude actuelle (cycle 2 de conception) est donc constituée des quatre étapes suivantes (Figure 43) :

- L'étape 1 est constituée des deux principales contributions émanant du cycle précédent sur lesquelles baser nos développements actuels.
- L'étape 2 consiste à valider les spécifications des besoins des utilisateurs en choisissant avec eux la technologie la plus appropriée (adaptée aux besoins du patient, du thérapeute et en relation au protocole MFM).
- L'étape 3 sera principalement un travail de développement permettant la mise à disposition de prototypes pour l'étape d'évaluation. Concernant les items 18 et 22, il s'agira d'améliorer leurs modélisations actuelles et pour l'item 19, une modalisation spécifique sera proposée. L'ensemble de ces propositions devra intégrer des interfaces de gestion des passations par le thérapeute. Concernant le logiciel TabMe2 dédié à l'évaluation de la motricité fine, des paramètres mathématiques des modélisations des items permettront le déploiement d'un algorithme d'évaluation automatique des tracés réalisés sur la tablette.

Un travail sera également nécessaire pour présenter les résultats de cette cotation aux thérapeutes.

- L'étape 4 consistera en un nouveau test d'utilisabilité : une mise en situation pendant laquelle la tablette comportant les items numérisés 18, 19 et 22 sera présentée au thérapeute et au patient. Un protocole expérimental sera proposé pour validation de l'évaluation automatique grâce à TabMe2.

Le cycle se termine donc avec les tests des prototypes. Deux expériences seront réalisées à cet effet. La première évaluera le potentiel d'utilisation des interfaces numérisées par rapport au matériel standard utilisé. La seconde fera l'objet d'expérimentations dans le cadre de l'utilisation du logiciel TabMe2 auprès des patients. La figure 43 représente les principales activités qui seront développées aux étapes 2, 3 et 4 de ce second cycle.

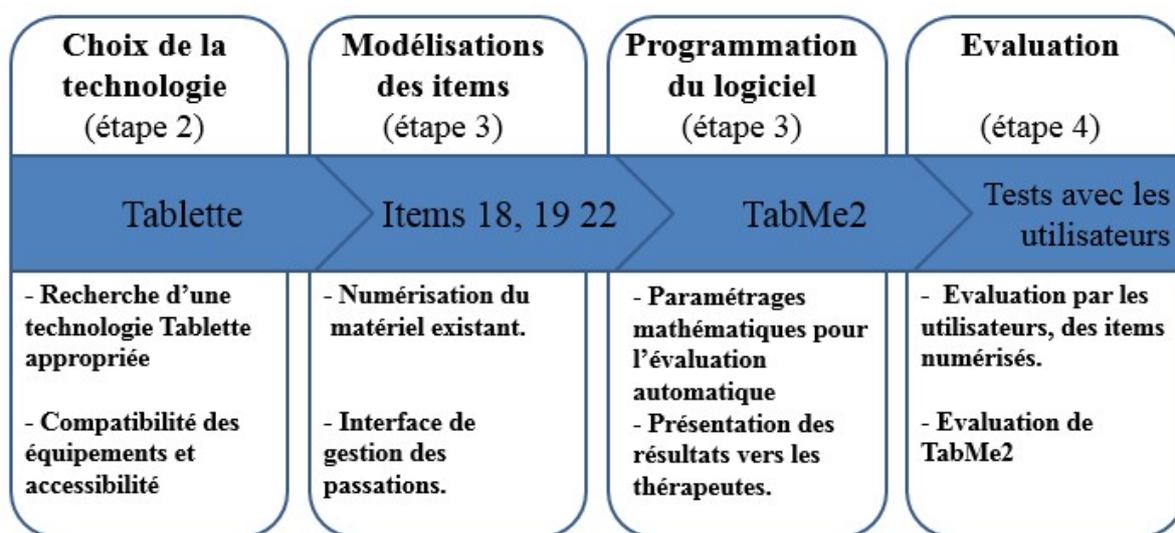


Figure 43 - Activités de conception et d'évaluation lors du second cycle de conception

### 3 Production de solutions de conception

#### 3.1 Choix de la nouvelle technologie tablette (cycle 2 – étape 2)

La recherche d'une technologie accessible comme solution pour une application spécifique demande une attention particulière. Dans notre contexte de recherche, le choix de la tablette doit être cohérent avec les besoins et exigences des patients et des kinésithérapeutes. Pour répondre à la demande de réaliser les passations des items 18, 19 et 22 de la MFM, la technologie de la tablette doit donc être capable de supporter les trois conditions matérielles correspondant à ces trois items :

- 18 : Faire le tour du CD avec un doigt.
- 19 : Prendre le crayon puis dessiner une série continue de boucles dans un cadre.
- 22 : Soulever le doigt puis le poser successivement sur les 8 dessins de la figure sans toucher le quadrillage.

Le point commun dominant pour le choix de la technologie tablette sera donc d'être sensible aux mesures de toucher. Ajouter à cela les dimensions devant permettre de représenter un CD à l'échelle 1 et la possibilité d'utiliser un stylet. Le Tableau 2 met en évidence ces principaux critères pour le choix de la tablette.

Tableau 18 - Critères de choix de la tablette

<b>Paramètres</b>	<b>Disponibilité sur le marché</b>	<b>Besoin des patients / passation</b>
<b>Dimension de la tablette</b>	≥ 9,7"/ le plus fine/	Compatible avec l'application
<b>Dimension de l'écran</b>	≥ 15 cm de largeur (zone utile)	Compatible avec le matériel standard des passations
<b>Technologie de l'écran</b>	Tactile multitouche	Distinguer le toucher de la main et du doigt
<b>Accessoires</b>	Stylet actif, de précision et léger, compatible avec la tablette	Compatible avec le matériel standard de passation et avec le besoin du patient
<b>Performance</b>	- Capacité de stockage ≥ 32 Gb; - Software Androïde Marshmallow ou version supérieure	Enregistrer les passations Compatibilité avec autres logiciels nécessaires à l'application
<b>Prix</b>		Jusqu'à 500,00 euros

L'écran multitouche constitue une problématique importante pour le choix de la tablette, étant donné que les écrans classiques ne sont pas capables de gérer plusieurs touchers simultanés ou encore de détecter un toucher de surface assez large (de l'ordre de plusieurs cm<sup>2</sup>). Dans la passation des items 18, 19 et 22, le patient a parfois nécessité d'utiliser la paume de sa main pour réussir à réaliser la tâche. Lorsqu'il est exécuté, cet événement de présence de grande surface (paume de la main) sur l'écran peut provoquer des erreurs ou des blocages du système. La technologie multitouche est très importante dans ce projet, car il est indispensable de connaître tous les touchers effectués sur l'écran (simultanés ou non), liés aux mouvements des patients, pour permettre d'évaluer toutes les stratégies de compensation utilisées par les patients pour réaliser les tâches.

Une étude de marcher donc a été menée pour trouver un modèle de tablette couplé à un stylet (pour la réalisation de l'item 19) et adapté à notre contexte d'utilisation. Pour le modèle de stylet, les critères de choix étaient les dimensions, le poids, la batterie et la technologie *palm rejection*. La technologie *palm rejection* est utilisée pour que le toucher de la paume sur la tablette ne soit pas prise en compte lorsque le stylet est activé.

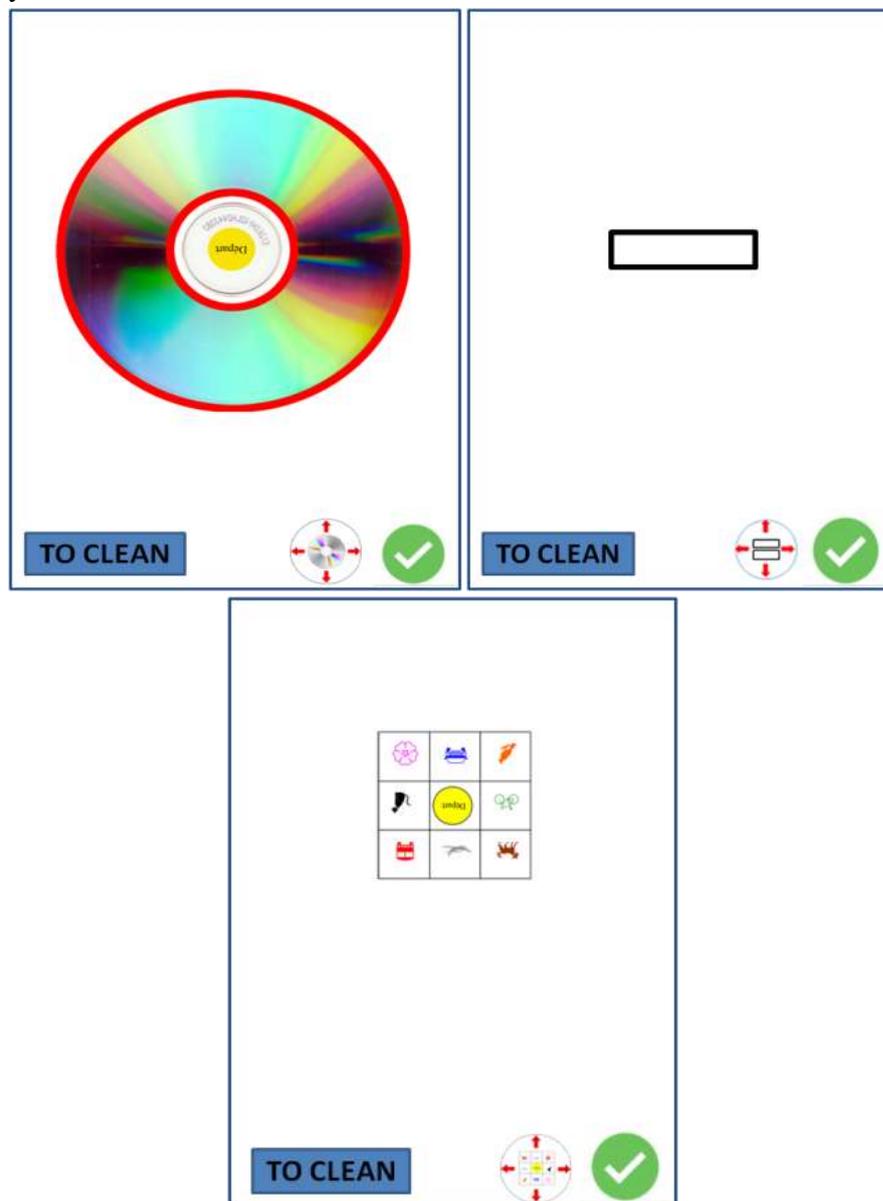
Tous ces critères pris en compte, la tablette plus adaptée est l'ASUS ZenPad 3S 10 et le stylet est l'ASUS Pen. La tablette ASUS ZenPad 3S 10 a une excellente performance, elle possède la technologie multitouche (testée avec l'application Multi Touch Benchmark) et son propre stylet avec la technologie *palm rejection*.

### **3.2 Modélisation des items et gestion des passations (cycle 2 – étape 3)**

L'étape de modélisation des items consiste à numériser le matériel standard et à créer les interfaces de gestion de ces items. Les versions numérisées du matériel standard utilisé dans les

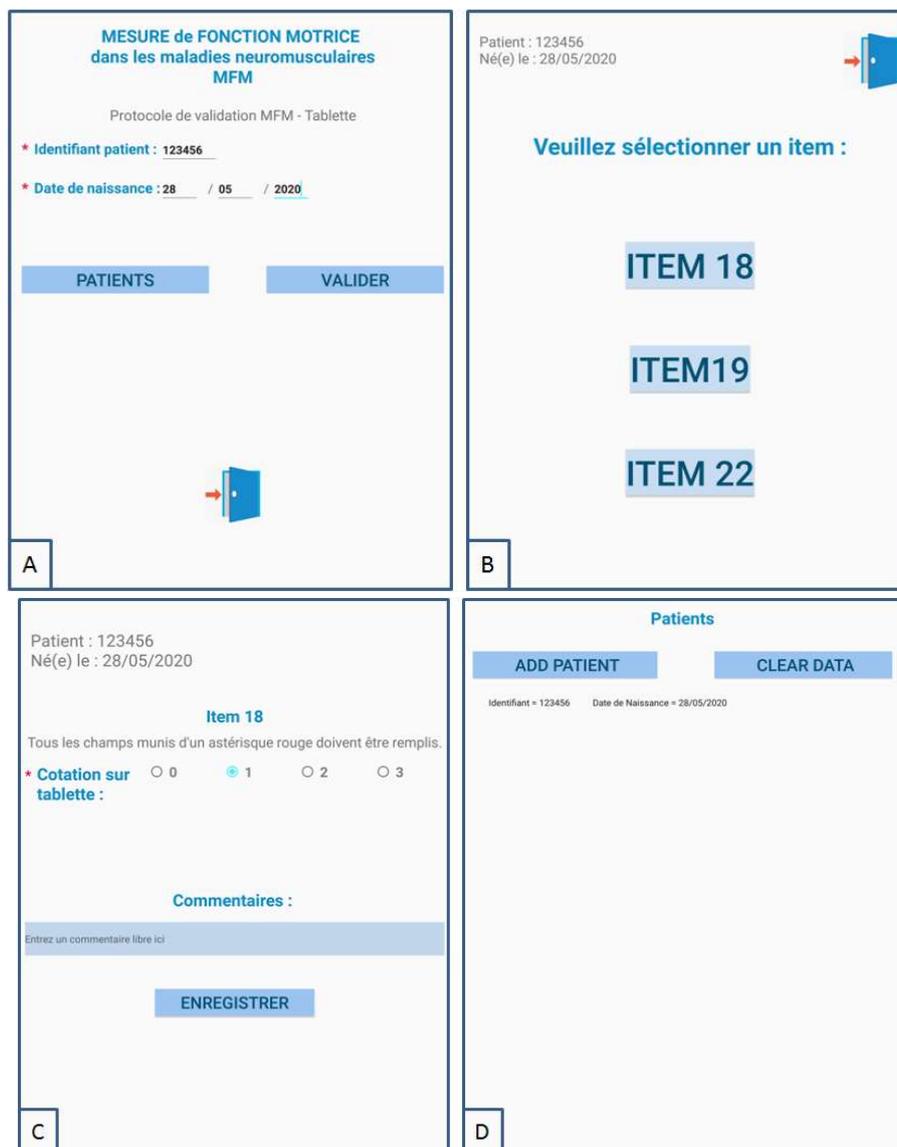
items 18, 19 et 22 du MFM ont donc été développées (Figures 44). Cette numérisation, pour un protocole d'évaluation tel que la MFM constitue un défi important, puisque la reproduction doit respecter la totalité des caractéristiques originales. Effectivement, cette échelle est validée à l'international par la communauté des kinésithérapeutes, elle est utilisée quotidiennement et aucune modification de protocole ne peut être autorisée. Les représentations graphiques numériques doivent donc être fidèles aux équipements physiques pour permettre une activité de réalisation de l'item par les patients en tout point identique.

Malgré tout, dans nos propositions, les représentations graphiques peuvent être repositionnées rapidement par le kinésithérapeute sur l'écran de la tablette (utilisation des boutons ronds à flèches rouges disponible sur le bas de l'écran, Figures 44), en fonction des contraintes du patient. Le bouton "TO CLEAN" permet de réinitialiser la passation. Grâce au bouton vert, le kinésithérapeute déclenche l'enregistrement des données du patient qui correspondent aux instants où ce dernier touche l'écran. Pour la réalisation de l'item 19, l'utilisation du stylet actif est nécessaire.



Figures 44 - Interphases numérisées des matériels, respectivement des items 18, 19 et 22

Quatre autres pages ont été créées pour effectuer la gestion de ces items, (Figures 45): l'interface d'entrée (A), l'interface de choix de l'item (B), l'interface d'enregistrement des scores des items (C) et l'accès à la liste des patients (D). Les exigences initiales des thérapeutes qui ont été récupérées à la fin du premier cycle de conception consistent en la demande d'une grande de simplicité et praticité de l'interface. Ainsi, les interfaces développées ont été pensées pour ne pas devoir mobiliser trop de ressources cognitives et donc d'attention et de temps d'utilisation de la part du thérapeute pendant les évaluations.



Figures 45 - Interfaces épurées de gestion des passations des items 18, 19 et 22

L'ensemble des interfaces a été créé en Java, sur Androïde Studio. Android Studio est un environnement de développement intégré permettant des développements sur plateforme Android. L'architecture de code des interfaces est représentée sur la Figure 46.

L'architecture proposée fonctionne de la manière suivante : l'accès aux passations se produit soit en enregistrant un nouveau patient (*Ouverture\_Apl*) soit en accédant à un dossier (*Patient*) déjà existant dans la liste des patients (*Patients*). L'interface de choix de l'item (*Choice\_item*) est une étape centrale pour effectuer la passation de chaque item ou sortir de

l'application. Le cycle regroupant la sélection de l'item (*Choice\_item*), la réalisation de l'item (*do\_item*) et l'enregistrement des scores de l'item (*Comment\_item*) est obligatoire pour cette version proposée. Les réalisations des items sont effectuées directement sur les interfaces numérisées des matériels (Figures 44). L'interface *Patients* permet de visualiser la liste des patients ayant été enregistrés dans la base de patients pour réaliser les items.

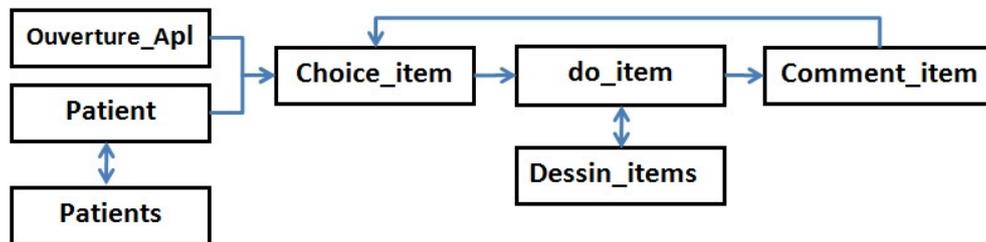


Figure 46 - Architecture des interfaces proposées

### 3.3 Paramétrages mathématiques et critères d'évaluation

La MFM est un protocole très strict de 32 items, chacun étant constitué d'instructions précises à suivre par le patient, en partant systématiquement d'une position ou situation initiale et en allant vers une position ou situation finale. En fonction des items, un ou plusieurs des critères suivants sont analysés par le thérapeute : l'amplitude des mouvements, de la résistance à l'effort, la position articulaire, la transition d'une position à une autre, le niveau d'achèvement de la tâche et le temps de réalisation de la tâche.

Pour le développement du logiciel TabMe2 dédié à l'évaluation automatique des 3 items sélectionnés de la MFM, deux axes de travail ont été étudiés avec des kinésithérapeutes :

- la recherche de règles mathématiques pour la réalisation de modèles paramétriques 2D caractérisant les tracés des items. Ceci dans le but d'évaluer objectivement la qualité du tracé ou du pointage du patient pour chaque item,
- l'utilisation complémentaire judicieuse des paramètres de temps et d'espace rendus disponibles par la technologie. Les coordonnées x et y et les temps d'exécution du toucher sur l'écran sont ainsi enregistrés pour pouvoir qualifier davantage les tracés ou pointages.

Les modélisations et paramétrages qui sont définis ci-dessous pour chacun des trois items 18, 19 et 22 de la MFM ont été implémentés sur la tablette (logiciel TabMe2) et ont permis une analyse comparative entre les cotations effectuées par les thérapeutes et les cotations automatiques. De la même manière que les interfaces présentées précédemment, l'implémentation du logiciel TabMe2 a été réalisée en Java, sur Androïde Studio.

Les discussions avec les thérapeutes ont porté principalement sur les éléments subjectifs du protocole MFM comme les limites des mouvements en amplitude, les seuils de vitesse, etc. Pour les trois items concernés, les sessions suivantes décrivent les spécificités de l'item ainsi que les propositions de paramétrage et leur modélisation.

#### 3.3.1 L'item 18

L'item 18 consiste à faire le tour d'un CD avec un doigt, en commençant par un toucher initiale en son centre. Le matériel standard utilisé dans cet item est un CD collé sur une feuille

A4 cartonnée (Figure 47). Pour cet item, la force et la dextérité du membre supérieur et la mobilité des articulations de l'épaule et du coude sont évaluées dans le contexte fusionnel spécifique. Les scores possibles sont : 0 (ne fait pas le tour du petit cercle intérieur du CD avec un doigt), 1 (le patient peut faire le tour du petit cercle intérieur du CD avec un doigt), 2 (le patient peut faire le tour extérieur du CD avec un doigt, avec compensation ou difficulté), et 3 (le patient peut faire le tour extérieur du CD avec le même doigt, sans appui de la main sur la feuille ou la table).

Le score 0 sera également attribué pour le patient qui n'arrive pas à rester dans la position initiale. Pour la cotation 1, le tour du petit cercle intérieur du CD peut également être effectué avec compensations. Et pour avoir le score 3, aucune compensation n'est autorisée.

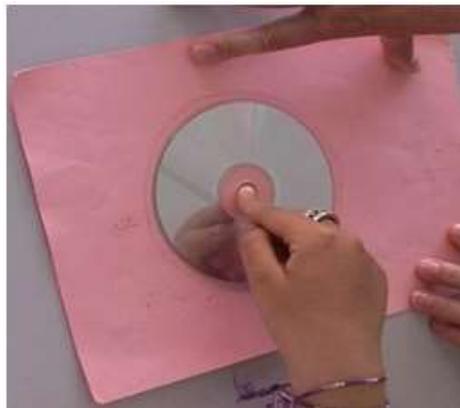


Figure 47 - Matériel initial pour faire passer l'item 18

Dans la pratique, la « compensation » observée par les kinésithérapeutes peut être associée par exemple au manque de force pour lever ou bouger le doigt, à la difficulté d'effectuer un mouvement fluide et continu ou à une rigidité de l'articulation de l'épaule et du coude qui se traduit par des mouvements saccadés ou exécutés avec arrêts. Toutes sortes de compensations utilisées par le patient pour faire le tour extérieur du CD donneront un score de 2.

### ***3.3.2 Modélisation et paramétrage pour évaluation automatique de l'item 18***

Pour pouvoir identifier automatiquement la qualité des tracés réalisés lors de l'item 18, les définitions préliminaires suivantes sont nécessaires : zones, angle minimum pour l'achèvement du cercle, distance entre les tracés adjacents et seuil de vitesse (minimum).

L'image du CD est ainsi divisée en 3 zones, comme illustré sur la Figure 48. Le premier toucher du patient doit être à l'intérieur de la zone identifiée A1 (intérieur du plus petit cercle gris). Dans le cas contraire, le score sera nul. Un score de 1 nécessite un dessin circulaire complet entièrement à l'intérieur de la zone A2 (identifiée par l'aire comprise entre le petit cercle gris et le cercle gris moyen). À l'intérieur de la zone A3 (entre le cercle gris moyen et le grand cercle gris), un dessin circulaire complet sans compensation sera noté 3 ou 2 si une compensation est observée ou mesurée.

L'angle minimum pour qu'un dessin circulaire soit considéré comme terminé est de 335°, ce qui représente environ 93% d'un cercle à 360°. Ces valeurs ont été déduites des discussions avec les thérapeutes et est totalement « transparente » pour eux.

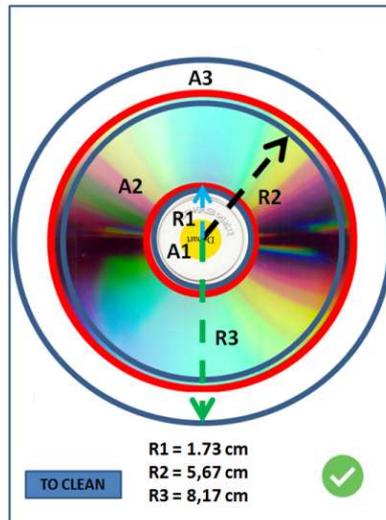


Figure 48 - Interface numérique d'item 18: modélisation et paramétrage.

En cas de difficulté, le patient peut perdre temporairement le contact avec l'écran, par exemple pour changer de doigt. Cette action sera enregistrée et identifiée comme compensation. Selon un consensus entre les thérapeutes, le logiciel TabMe2 doit pouvoir être capable de considérer jusqu'à 4 tracés disjoints d'au maximum 1,5 cm (correspondant à 150 pixels sur l'écran de la tablette) comme un seul et de vérifier si la trace correspondante représente un dessin circulaire. Deux traces consécutives de plus de 1,5 cm de distance seront considérées comme disjointes et donc comme une compensation.

Pendant que le patient dessine, le temps d'évaluation est également enregistré en continu en même temps que chacune des coordonnées des points touchés. En utilisant la distance entre les points adjacents et la différence de temps entre eux, il a été possible de calculer une vitesse de dessin moyenne (moyenne mobile sur 10 échantillons). Pour ne pas que le tracé soit considéré comme étant effectué avec compensation, le seuil de vitesse minimum défini est de 0,5 cm/sec environ (correspondant à 50 pixels/sec sur le modèle choisi de tablette). Pour éviter les faux négatifs au début du dessin (par exemple, en raison du toucher initial au centre du CD), la vérification par rapport à ce seuil n'est déclenchée qu'une fois la vitesse de 1 cm/sec franchie (DE SOUZA et al., 2019).

Il est important de noter que pour cet item, le tracé n'est pas visible sur l'écran pendant la réalisation de la tâche.

### 3.3.3 L'item 19

Pour l'item 19, le patient doit dessiner une série continue de boucles dans un rectangle, avec un crayon, en touchant les bords supérieur et inférieur du rectangle, disponible sur la feuille de cotation. Les dimensions du rectangle sont de 1 cm x 4 cm, avec une épaisseur de trait du bord du rectangle de 0,1 cm (Figure 49). Dans cette tâche, la force de préhension, la mobilité du poignet et la coordination de la main sont évaluées. Les scores suivants sont possibles : 0 (le patient ne prend pas le crayon ou ne laisse pas de trace écrite), 1 (le patient peut prendre le crayon et laisser une trace écrite à l'intérieur du rectangle), 2 (le patient peut prendre le crayon et dessiner au moins 1 boucle qui touche les bords supérieur et inférieur du cadre) et 3 (le patient peut prendre

le crayon et dessiner une série continue de boucles sur toute la longueur du cadre en touchant les bords supérieur et inférieur du cadre).

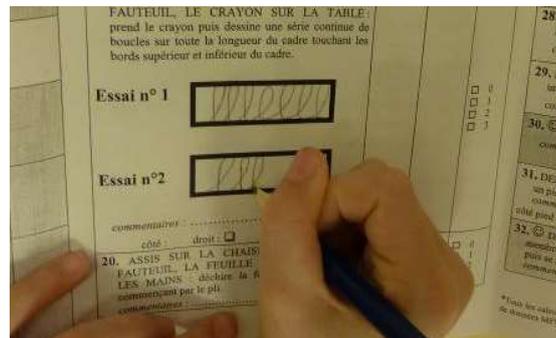


Figure 49 - Matériel initial pour faire passer l'item 19

Dans les consignes de l'item 19, une trace est comprise comme tout ensemble visible de points dans le rectangle. Une série continue de boucles signifie plusieurs boucles réalisées de manière continue sans arrêt. Cela se traduit par un contact permanent du crayon sur le papier. Enfin, "sur toute la longueur du cadre" est interprété par les kinésithérapeutes comme: le dessin doit toucher les deux bords latéraux du rectangle.

### 3.3.4 Modélisation et paramétrage pour évaluation automatique de l'item 19

Pour pouvoir identifier automatiquement la qualité des tracés réalisés lors de l'item 19, les définitions préliminaires suivantes sont nécessaires: zones et seuil de vitesse (minimum). L'image du rectangle est divisée en zones, comme illustré sur la Figure 50.

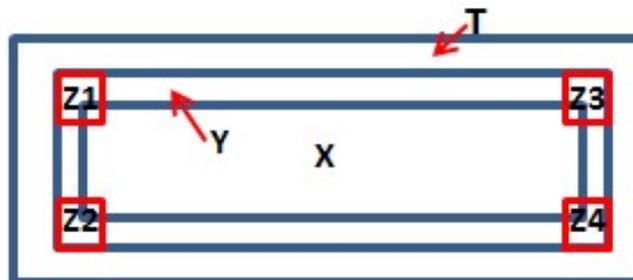


Figure 50 - Interface numérique d'item 19 : modélisation et paramétrage

Sur la Figure 50, les différentes zones sont définies de la manière suivante : surface  $X = 1 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ , surfaces  $Z1 = Z2 = Z3 = Z4 = 0,4 \text{ cm} \times 0,4 \text{ cm}$  et  $Y$  est une surface entourant  $X$  dont la largeur de bande est de  $0,2 \text{ cm}$ .  $T$  est une surface entourant  $Y$  dont la largeur de bande est  $0,5 \text{ cm}$ .

Les boucles doivent être réalisées dans la zone  $X + Y$ , qui représente une aire totale de  $1,4 \text{ cm} \times 4,4 \text{ cm}$ . Tout tracé effectué avec le stylet dans la zone  $X$  garantit un score de 1. Pour être considérée comme une boucle complète, les extrémités verticales de la boucle doivent être intérieures à la zone  $Y$ . Pour un score de 2, au moins une boucle complète doit être dessinée à l'intérieur de la zone  $X + Y$ . Pour un score de 3, au moins 4 boucles doivent être dessinées dans la zone  $X + Y$  et les extrémités horizontales de l'ensemble du dessin doivent également être intérieures à 2 des 4 coins ( $Z1$  à  $Z4$ ). De plus, dans ce cas du score 3, toutes les boucles doivent être des boucles complètes. Un mouvement continu est également nécessaire pour un score de 3.

La vitesse de dessin est analysée de la même manière que pour l’item 18. Une perte de contact du stylet pendant le dessin est considérée comme une compensation et ne permet pas un score de 3.

Pour pouvoir distinguer la forme des boucles (triangulaires par exemple), un traitement dynamique du dessin est effectué. Comme le montre la Figure 51, une boucle a 4 points d’inflexion (2 verticaux et 2 horizontaux) et les boucles adjacentes ont des points d’inflexion horizontaux communs (point D sur la Figure 51). De plus, chaque point d’inflexion horizontal est suivi d’un point d’inflexion vertical (et vice-versa). Comme expliqué dans le paragraphe précédente, les points d’inflexion horizontaux doivent être à l’intérieur de la zone Y pour une cotation 3.

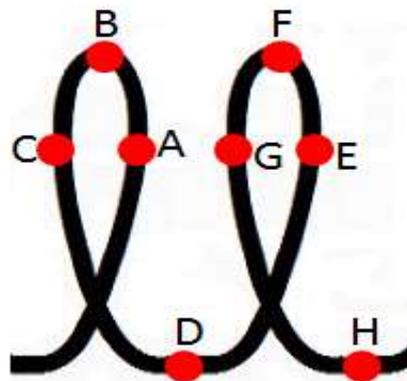


Figure 51 - Points d'inflexion des boucles. Horizontaux : A, C, E et G. Verticaux: B, D, F et H

Les Figures 52 et 53 illustrent des exemples respectivement d'un score de 3 et d'un score de 2. Pour un score de 3, tous les points d’inflexion horizontaux des boucles touchent les bords horizontaux du rectangle.

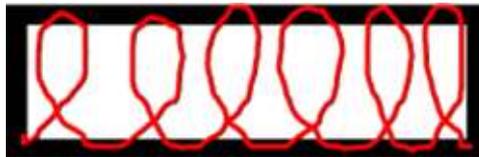


Figure 52 - Exemple de cotation 3 pour l’item 19

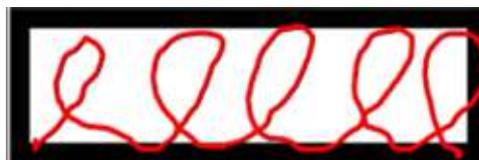


Figure 53 - Exemple de cotation 2 pour l’item 19

Une vitesse minimale doit être observée pour un score de 3, comme dans le cas de l’item 18. Cependant pour cet item 19, une réduction naturelle de la vitesse aux points d’inflexion est observée (principalement aux points d’inflexion horizontaux). Pour être en phase avec ce comportement attendu, le seuil de vitesse minimum a été fixé à 0,1 cm/sec (il correspond à 10 pixels/sec sur le modèle choisi de tablette).

### 3.3.5 Item 22

L'item 22 de l'échelle MFM propose que, à partir d'un touché initial sur le dessin central d'une figure, le patient touche ensuite tous les autres dessins qui sont disposés en carré autour de ce dessin central (Figure 54). Les possibilités de cotation sont : 0 (le patient ne soulève pas ou ne glisse pas le doigt sur un dessin), 1 (le patient ne soulève pas le doigt pour le poser sur un dessin, mais le fait glisser sur au moins un dessin), 2 (le patient soulève le doigt puis le pose sans précision sur 1 à 8 dessins de la figure) et 3 (le patient soulève le doigt puis le pose successivement sur les 8 dessins de la figure sans toucher le quadrillage). La bonne position initiale est imposée pour initialiser la tâche. Dans le cas contraire la cotation sera de 0.

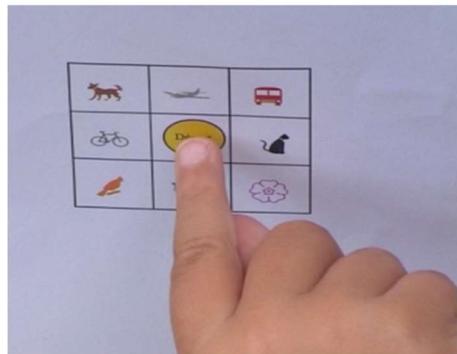


Figure 54 - Matériel initial pour faire passer l'item 22

### 3.3.6 Modélisation et paramétrage pour évaluation automatique de l'item 22

À la différence des items précédents dans lesquels un score de 3 est obtenu avec un tracé unique (sauf pour le touché centrale au centre du CD dans l'item 18), le score maximum dans l'item 22 est associé à la capacité du patient à toucher de manière enchaînée une série de dessins dans une figure. Dans ce cas, faire glisser le doigt d'un dessin à l'autre est considéré comme une compensation et doit être détecté. Pour pouvoir détecter le glissement, il est nécessaire de définir les limites géométriques de chacune des cases contenant les 9 dessins de cet item, comme le montre la Figure 55.

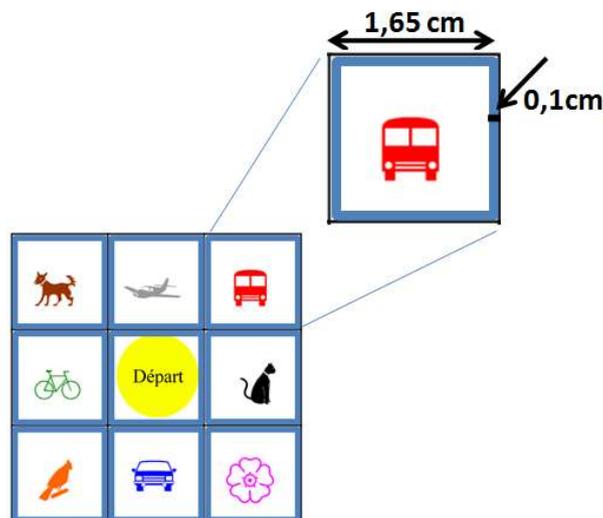


Figure 55 - Dimensions des zones tactiles pour l'item 22 : modélisation et paramétrage

Pour un score de 3, le patient doit toucher initialement l'objet central, puis toucher chacun des 8 objets qui l'entourent, sans toucher les limites bleues visibles. Un contact avec le doigt sur l'écran de la tablette est alors représenté par une surface circulaire de diamètre 0,8 cm, centrée autour du premier point (pixel) touché sur l'écran. Une détection du contact du doigt avec la ligne bleue uniquement, impose une distance minimale de 0,1 cm avec la ligne noire (Figure 55).

Les modifications au niveau de l'architecture des interfaces pour l'implémentation de TabMe2 sont mises en évidence sur la Figure 56.

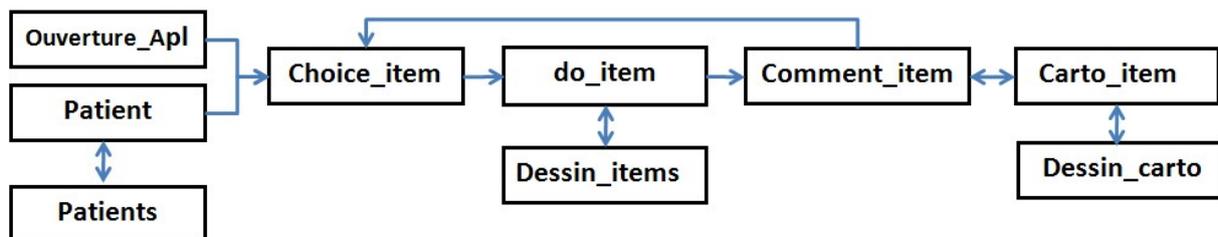


Figure 56 - Architecture des interfaces pour TabMe2

Pour rappel, l'analyse du mouvement et l'enregistrement des scores de l'item se produisent par l'intermédiaire de l'interface *Comment\_item*. Ainsi, lors de l'utilisation de l'interface *Comment\_item*, les analyses des mouvements sont réalisés grâce aux modélisations décrites précédemment (illustrées aux figures 48, 50, 51 et 55). La récupération des mouvements sous forme d'animations est réalisée sur une nouvelle interface (*Carto\_item*), déclenchée lorsque le thérapeute la juge utile, pour l'aider à proposer son score.

## 4 Evaluation au regard des exigences des utilisateurs (cycle 2 – étape 4)

### 4.1 Évaluation par les utilisateurs, des items numérisés

Grâce aux expérimentations proposées, l'objectif de cette étude est de valider la pertinence des propositions des items numérisées. Pour cela, des passations sur les supports classiques (conventionnelles) et des passations sur tablette pour les trois items considérés seront effectuées chez les patients porteurs d'une MNM et évaluées par le kinésithérapeute. Les niveaux de cotations obtenus seront comparés en fonction du type de support. Dans le cas d'une validation des items numérisées, il serait alors envisageable de remplacer les supports papiers et de progresser vers une mise en œuvre du logiciel de cotation automatique TabMe2 pour assister les kinésithérapeutes dans leur tâche de cotation des items.

#### 4.1.1 Population

Patients enfants et adultes (de 5 à 60 ans) porteurs d'une MNM identifiée et ayant une évaluation MFM prévue dans leur suivi habituel. Le patient et/ou le tuteur légal du patient (dans le cas d'un patient mineur) doivent/doit être favorable(s) pour participer à l'étude.

Lors de leur visite de suivi dans un des 3 centres de références des MNMs, les patients ont été inclus dans l'étude de validation par leur médecin référent : aux CHU de Lyon, Saint-Etienne

et Grenoble. Les patients ont le droit de s'opposer à la participation à l'étude. Si le patient est mineur, il sera informé de l'étude en présence de son tuteur légal.

#### **4.1.2 Méthode**

Au cours de l'évaluation MFM proposée, les patients devaient effectuer les items 18, 19 et 22 deux fois: une fois de manière conventionnelle et une fois en utilisant la tablette et le stylet. Le patient et le thérapeute devaient donner leur avis concernant la facilité/difficulté à effectuer la tâche sur la tablette. L'ordre d'exécution entre le support papier et le support de la tablette numérique a été fait de manière aléatoire. Les résultats des cotations ont été enregistrés sur la feuille de passation ainsi que sur la tablette. Les tracés des dessins correspondant aux touchers des doigts des patients ont été enregistrés en PDF sur la tablette. Les thérapeutes qui faisaient partie de l'étude ont été informés du protocole expérimental et formés sur l'utilisation de la tablette.

Le critère de jugement est la comparaison des cotations données par le kinésithérapeute lors des évaluations conventionnelles avec les évaluation données suite à l'utilisation des interfaces tablette pour les items 18, 19 et 22 de la MFM. Les données ont été analysées à l'aide du logiciel statistique SPSS Statistics (IBM SPSS 2.0).

Le coefficient de corrélation de Spearman a été utilisé pour vérifier le degré d'association de deux cotations. Le test de Spearman consiste en une mesure non paramétrique de corrélation de rang (dépendance statistique entre la classification de deux variables). Il évalue à quel point la relation entre deux variables peut être décrite en utilisant une fonction monotone. Plus la valeur du coefficient R est proche de 1, plus la corrélation entre les deux variables est élevée. Le coefficient peut être calculé en utilisant la formule (8), quand n est entier.

$$R = 1 - \frac{6 \sum di^2}{n(n^2-1)} \quad (\text{Formule 8})$$

n = nombre de points de données pour les deux variables

di = différence de portée de l'élément «n»

Le test de Wilcoxon est une méthode non paramétrique pour comparer deux échantillons appariés. Le but du test est de comparer les performances de chaque sujet (ou paires de sujets) afin de vérifier s'il existe des différences significatives entre leurs résultats dans les deux situations. Il a été utilisé pour comparer si les deux cotations (échantillons appariés) sont différentes. L'hypothèse nulle du test est : «les variances des deux groupes (matériel conventionnel et sur la tablette) sont égales». Si le test est significatif, l'hypothèse nulle est rejetée et on peut conclure que les variances sont significativement différentes.

#### **4.1.3 Résultats**

Nous relatons ici le résultat de l'étude de validation réalisée auprès de patients atteints de MMNs. Les passations de 37 patients (19 femmes et 18 hommes) ont été analysées. Les caractéristiques de cette population sont données dans le tableau 19.

Un résumé des cotations et des résultats des tests de Spearman et Wilcoxon sont exposés dans le tableau 20. Par les résultats des tests de corrélation de Spearman, les cotations données

pour les évaluations réalisées sur les deux supports (matériel conventionnel et sur la tablette) a montré une forte corrélation pour les items 18 et 22 et une corrélation modérée pour l'item 19.

Tableau 19 - Population ayant participé à l'étude

Sexe	Femmes	19	
	Hommes	18	
Diagnostic	ASI	6	24,3 ± 12,6
	Maladie de Charcot- Marie	4	15,6 ± 23,8
	Dystrophie musculaire Duchenne	13	15,2 ± 14,3
	Dystrophie musculaire	1	16
	Maladie de Steinert	4	23 ± 18,87
	D'autres myopathies	4	9 ± 26,25
	Autres neuropathies	5	33.76 ± 22.6

L'hypothèse selon laquelle deux groupes d'échantillons dépendants ont des valeurs égales ne peut être rejetée pour aucun des items. Effectivement, le test de Wilcoxon donne comme résultats p-value = 0,157 > 0,05 pour l'item 18, p-value = 0,096 > 0,05 pour l'item 19 et p-value = 0,317 > 0,05 pour l'item 22.

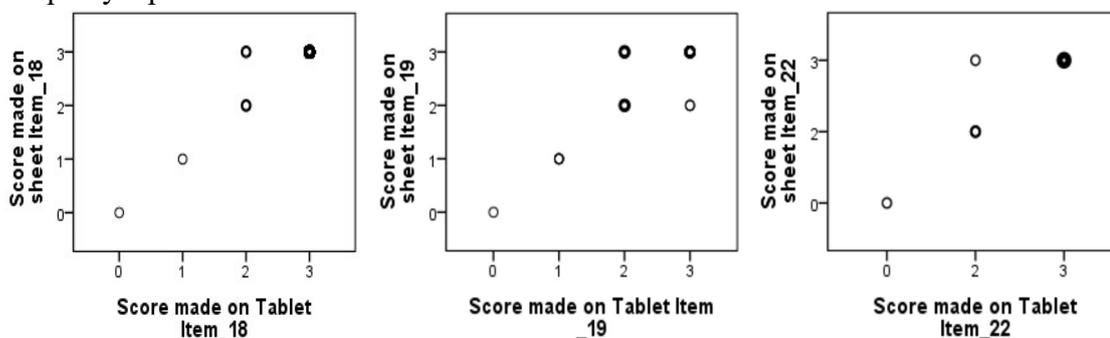
Tableau 20 - Résultats de tests de corrélation et de Wilcoxon

Items	Même score Tablette / Papier donné par le thérapeute				Wilcoxon p-value	Spearman
	Score 0	Score 1	Score 2	Score 3		
18	1	1	2	30	0,157	0,817
19	2	2	16	6	0,096	0,677
22	1	0	2	33	0,317	0,805

Niveau de signification 5%

Les relations entre les scores donnés suite aux passations sur matériel conventionnel et sur la tablette sont illustrées sur les Figures 57. Elles reprennent les nombres de scores identiques donnés par le thérapeute entre deux types de passation du Tableau 20. Plus le cercle représenté est épais, plus il y a de nombre de scores donnés de valeur correspondante (0, 1, 2 ou 3) identique.

Pour comprendre ces graphiques, prenons l'exemple de l'item 18 : le kinésithérapeute a toujours donné les mêmes scores de 0 aux patients ayant effectuée la passation sur matériel conventionnel et sur la tablette. Idem pour les scores de 1. Des patients évalués avec un score de 2 sur la tablette, ont été évalués parfois à 2, parfois à 3 lorsqu'ils ont effectué le test sur matériel conventionnel. Des patients évalués avec un score de 3 sur matériel conventionnel ont reçu un score de 2 ou de 3 lorsqu'ils ont effectué ce même item sur la tablette. Ces résultats graphiques montrent qu'il y a plus de désaccords concernant l'item 19.



Figures 57 - Comparaison des valeurs des cotations entre les passations sur matériel conventionnel et sur la tablette

L'accord de 97% entre les cotations pour l'item 22 valide une similitude importante entre les deux supports (papier et tablette). Ainsi, l'influence du support sur les résultats du test est très faible.

## **4.2 Évaluation de TabMe2**

L'objectif principal de cette étude est de comparer les résultats des cotations du kinésithérapeute avec les cotations réalisées automatiquement grâce au logiciel TabMe2 lors d'une évaluation de la MFM chez les patients enfants porteurs d'une MNM et avec le support tablette. Les résultats permettront de progresser dans l'amélioration de la cotation automatique, éventuellement par l'intermédiaire de paramétrages mathématiques plus fins, pour valider le logiciel TabMe2. La validation du logiciel TabMe2 permettra de réaliser la passation des 3 items de la MFM de manière plus standardisée et avec un outil d'assistance, afin d'améliorer la reproductibilité de l'évaluation MFM.

### ***4.2.1 Population***

Patients enfants (4 - 16 ans) porteurs d'une MNM identifiée et ayant une évaluation MFM prévue dans leur suivi habituel dans l'un des deux services ayant été invités à participer de l'étude. Les passations ont été réalisées dans 2 centres de références des MNMs: CHU de Lyon et Grenoble. Un total de 43 patients a participé aux tests du logiciel TabMe2. L'âge moyen des sujets était de  $9,8 \pm 4,07$  ans.

### ***4.2.2 Méthode***

Au cours de l'évaluation MFM proposée, en plus de réaliser les items 18, 19 et 22 sur matériel conventionnel, les patients étaient invités à les réaliser également sur la tablette. Le thérapeute n'a pas eu accès aux cotations attribuées par le logiciel TabMe2 avant de proposer sa propre cotation. Les animations qui permettent de revoir les tracés des dessins correspondant aux touchers des doigts des patients ont toutefois été mises à disposition du thérapeute comme cela serait envisagé dans l'utilisation future. Les résultats des cotations (donnés par kinésithérapeute et par le logiciel TabMe2) ont été enregistrés sur un fichier PDF, dans la tablette. Les coordonnées x et y des tracés et leur temps de réalisation ont également été enregistrés. Les thérapeutes qui faisaient partie de l'étude ont été informés du protocole expérimental et formés sur l'utilisation de la tablette.

Le critère de jugement est la comparaison des cotations données par le kinésithérapeute et par le logiciel TabMe2 lors des évaluations données suite aux passations sur la tablette pour les items 18, 19 et 22 de la MFM. Les données ont été analysées à l'aide du logiciel statistique SPSS Statistics (IBM SPSS 2.0). Le coefficient de corrélation de Spearman a été utilisé pour vérifier le degré d'association de deux cotations. Le test de Wilcoxon a été utilisé pour évaluer la différence entre les cotations données par le physiothérapeute et celles données par le logiciel TabMe2. L'hypothèse nulle selon laquelle deux groupes d'échantillons dépendants (cotation donnée par le kinésithérapeute et cotation donnée par TabMe2) ont des valeurs égales.

### 4.2.3 Résultats

Le protocole MFM autorise jusqu'à 2 essais par item. 29 essais ont été réalisés pour l'item 18, 49 essais pour l'item 19, et 37 essais pour l'item 22. La plupart des évaluations non analysées ont été ignorées parce qu'elles étaient en dehors du protocole d'évaluation (70%) : patient non coopératif, erreur lors de l'enregistrement des scores, erreur liée au matériel ou des problèmes liés au toucher multiple sur l'écran. Les 30 % autres sont liés à d'autres raisons diverses.

Les résultats indiquent une très forte corrélation entre les cotations des items 19 et 22, et une corrélation modérée concernant les cotations pour l'item 18, données par le logiciel TabMe2 par rapport aux cotations données par les kinésithérapeutes (Tableau 21).

L'hypothèse selon laquelle deux groupes d'échantillons dépendants ont des valeurs égales ne peut être rejetée pour aucun des items. Effectivement, le test de Wilcoxon donne comme résultats  $p\text{-value} = 0,096 > 0,05$  pour l'item 18,  $p\text{-value} = 0,099 > 0,05$  pour l'item 19 et  $p\text{-value} = 0,083 > 0,05$  pour l'item 22. Des corrélations de 69% pour l'item 18, 99,8% pour l'item 19 et 89% pour l'item 22 ont été obtenues. Ainsi, il est vérifié que les scores donnés automatiquement par le logiciel TabMe2 sont très similaires aux scores donnés par les kinésithérapeutes, notamment pour les items 19 et 22.

Tableau 21 - Résultats de tests de Wilcoxon et Spearman

Item	Même score Tablette / Papier				Wilcoxon	Spearman
	Score 0	Score 1	Score 2	Score 3	p-value	p-value
18	0	0	2	18	0,096	0,585
19	3	4	33	9	0,099	0,999
22	1	0	8	25	0,083	0,907

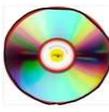
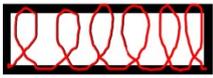
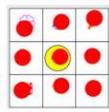
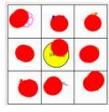
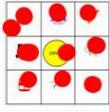
Niveau de signification 5%

### 4.2.4 Présentation des résultats

Les données enregistrées par TabMe2 et les résultats de leurs analyses peuvent être disponibles pour les kinésithérapeutes sous forme d'informations (scores et justifications) ainsi que sous forme d'animations. Les animations sont les reconstitutions des dessins (tracés) des patients réalisées sur l'écran de la tablette, en respectant les caractéristiques temporelles et spatiales. Ces animations peuvent être déclenchées en mode relecture lorsque le kinésithérapeute juge nécessaire de revenir sur sa proposition d'évaluation après avoir pris connaissance de l'évaluation automatique. Cette animation peut également servir de feedback visuel aux patients, dans le but d'obtenir un ajustement spatial du mouvement de la main. Le tableau 22 montre des exemples de tracés enregistrés sur la tablette et restitués grâce à l'utilisation du logiciel TabMe2 pour les items considérés.

Pour l'item 18, les tracés liés au mouvement des doigts autour du CD sont enregistrés en noir, visibles sur les cinq premières lignes du Tableau 22. Dans cet item, les écarts majeurs entre les scores des thérapeutes et ceux de TabMe2 sont liés aux définitions des limites des zones A2 et A3 (voir Figure 48). Sur le dessin de patient P2, un dépassement de la zone d'analyse A3 est observé, ainsi qu'un débordement de la zone de capture de la tablette. Concernant le patient P3, la différence de cotation est liée d'une part à l'interprétation du petit et du grand cercle et d'autre part à l'angle minimum nécessaire pour conclure la fermeture un cercle.

Tableau 22 - Exemples des informations données par TabMe2

Patients (items)	Tracés enregistrés sur la tablette	Cotation thérapeute	Cotation TabMe2	Justifications TabMe2
P1 (18)		3	3	Grand cercle Ok, avec un seul tracé et sans s'arrêter
P2 (18)		2	0	Cercle incomplet
P3 (18)		2	0	Cercle incomplet
P4 (18)		3	0	Cercle incomplet
P5 (18)		3	2	Grand cercle ok, mais avec arrêts
P1 (19)		3	3	Boucles complètes dans tout le rectangle, sans arrêts
P2 (19)		3	2	Quelques boucles complètes dans tout le rectangle, sans s'arrêter
P3 (19)		2	2	Quelques boucles complètes, mais en plusieurs traces
P1 (22)		3	3	Toutes les figures ont été touchées en levant le doigt
P2 (22)		3	2	Le patient a touché la ligne
P3 (22)		3	0	Le premier toucher n'était pas au centre du dessin

La même observation peut être faite pour le patient P4 : dans ce cas, le logiciel a interprété un cercle incomplet. Pour le tracé du patient 5, la différence entre les scores trouve son origine en raison de la détection d'une discontinuité du mouvement, caractéristique courante chez les patients qui ont besoin de changer de doigt pendant la réalisation de la tâche. Dans ce dernier cas, la cotation du thérapeute n'aurait pas dû être de 3. Nous rappelons que pour cet item, le tracé n'est pas visible sur l'écran pendant la réalisation de la tâche.

Pour l'item 19, les tracés réalisés lors du déplacement le stylet sur la tablette sont toujours visibles, ce qui réduit la subjectivité de la tâche. Pour le dessin du patient P2, nous sommes à la limite de la subjectivité entre les cotations 2 et 3. Le logiciel interprète que la deuxième boucle n'a pas touché la limite supérieure du cadre. Pour cet item, les kinésithérapeutes ont estimé nécessaire que le tracé soit visible sur l'écran pendant la réalisation de la tâche, comme lors de l'utilisation du matériel conventionnel.

Pour l'item 22, les différences des cotations sont liées, pour une majorité, au touché du quadrillage (dessin du patient P2). De la même manière, lorsqu'il n'y a pas de détection tactile au centre de l'objet central, le logiciel évalue la cotation à la valeur 0. Pour cet item, comme pour l'item 18, les tracés ne sont pas visibles sur l'écran pendant la réalisation de la tâche.

Comme il a été indiqué précédemment, toutes les informations temporelles et spatiales des tracés sont enregistrées lors des réalisations des items. Elles permettent d'effectuer une analyse complémentaire a posteriori sur la façon dont les mouvements ont été effectués (et donc interprétés). La Figure 58 montre les évolutions des distances par rapport au centre du CD en fonction du temps pour les 5 patients du tableau 22 pour l'item 18.

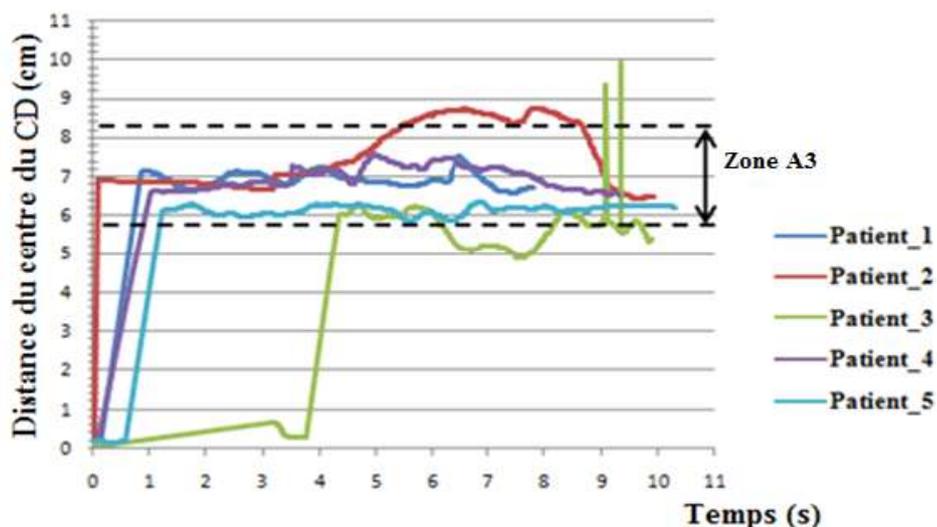


Figure 58 - Evolution de la distance des tracés par rapport au centre du CD pour 5 patients, item 18

La zone A3, délimitée par des lignes noires discontinues, représente la plage du score 3. Seuls les patients P1, P4 et P5 restent dans la zone A3 (l'analyse n'est déclenchée qu'une fois doigt entré dans la zone A3). Le mouvement du patient P2 a un déplacement hors de la zone A3, ce qui entraîne un cercle incomplet. Après être entré dans la zone A3, le patient P3 a franchi la frontière entre les zones A3 et A2, sans tracer de cercle complet dans aucune des deux zones, ce qui explique le score automatique de 0.

La Figure 59 montre les évolutions de la position du tracé, uniquement dans sa dimension « verticale » (largeur du rectangle), en fonction du temps pour les patients P1 et P2 du tableau 22 pour l'item 19. Les limites verticales d'un score de 3 se trouvent dans la zone Y (voir Figure 59). Le patient P1 a effectué tous ses changements de directions verticales avec le stylet dans la zone Y, alors que le patient P2 a effectué certains de ces changements encore dans la zone X, ce qui a limité son score à 2.

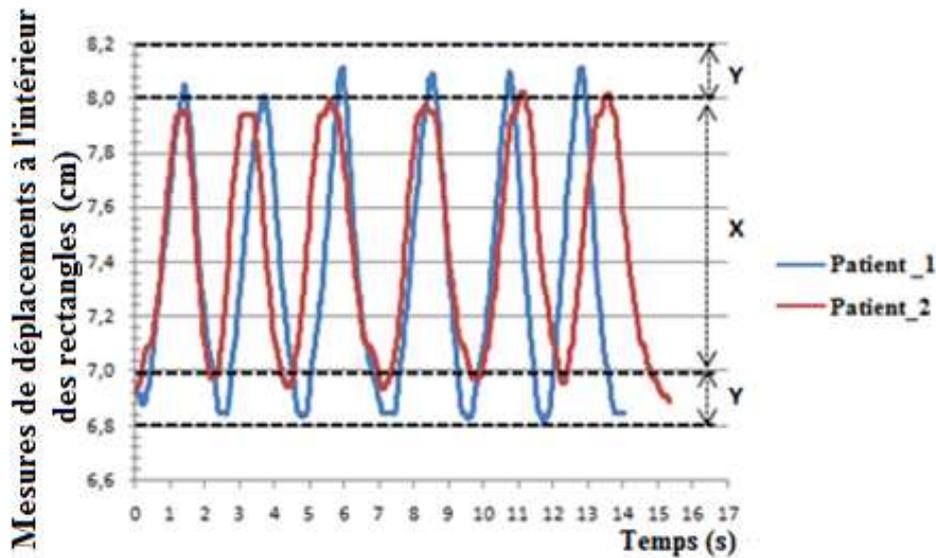


Figure 59 - Evolution du tracé du stylet pour 2 patients, dans la direction « verticale », lors de l'exécution de l'item 19

Les vitesses de déplacement du doigt et du stylet sont également des paramètres à prendre en compte dans l'évaluation des items 18 et 19. La vitesse est l'un des principaux critères de compensation pour ces items. La Figure 60 montre, pour l'item 18, la différence entre une courbe cotée à 2 (patient P5: le signal est en dessous de TH2 au début et à la fin) et une courbe cotée à 3 (patient P1) pour l'item 18. TH1 représente le seuil correspondant à une vitesse de 1 cm/sec et TH2 représente le seuil de 0,5 cm/sec. Cette cotation à 2 pour le patient P5 correspond à une version du logiciel pour laquelle la stratégie du faux négatif n'avait pas encore été implémentée (voir paragraphe 3.3.2 de ce chapitre).

Pour le patient P5, le logiciel a également pris en compte la décélération à la fin du mouvement. Dans ce cas, une relation doit être établie entre l'angle minimum nécessaire pour compléter le tracé du cercle complet et la vitesse d'exécution du tracé.

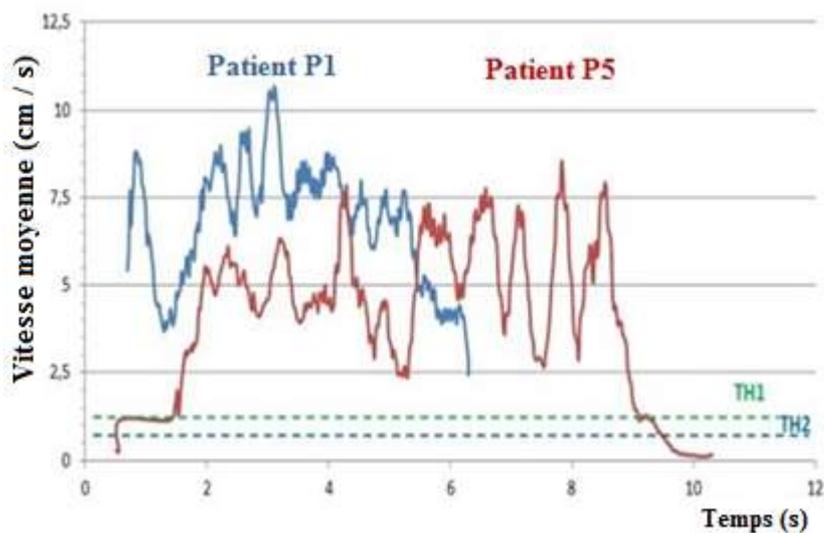


Figure 60 - Vitesse moyenne de deux tracés complets dans la zone A3 pour l'item 18 (patients P1 et P2)

### 4.3 Discussion

La première étude expérimentale visait à valider les interfaces numériques des trois items 18, 19 et 22 de l'échelle MFM. Les résultats de cette première étude suggèrent une similitude importante entre les passations faites de manière conventionnelle et celles effectuées sur la tablette puisqu'il est observé une forte concordance des cotations pour les items 18 et 22 et une concordance modérée pour l'item 19. Un grand nombre des désaccords des cotations observés pour l'item 19 peuvent être liés au changement du crayon à papier par un stylet dédié à la tablette. Effectuer la tâche avec un stylet actif, présentant d'importantes différences physiques avec le crayon à papier (plus large, plus lourd, différent au toucher) et écrire sur une surface plus lisse, peut avoir ajouté plus de difficulté à sa réalisation de la tâche. Par contre, le stylet choisi dans cette étude offre une précision suffisante et son poids est compensé par la vitesse d'écriture. Les potentiels de la tablette ASUS ZenPad 3S 10 et du stylet Asus ont été vérifiés en tant qu'outils d'assistance du thérapeute dans l'évaluation de certaines fonctions distales de la MFM. Toutefois, il est important de noter que ces technologies peuvent devenir rapidement obsolètes, avec des mises à jour des logiciels et du matériel par les fabricants. Ainsi, des ajustements au niveau du code et des mises à jour du protocole d'utilisation sont (malheureusement) régulièrement à effectuer.

Suite à la validation des interfaces numériques pour les trois items, l'étape suivante a consisté à développer l'outil logiciel TabMe2 de cotation automatique. Le développement de ce logiciel a nécessité non seulement la compréhension approfondie du protocole MFM lui-même, mais aussi des paradigmes qui impliquent le patient et le thérapeute dans le déroulement de l'évaluation. Le logiciel TabMe2 doit être aussi intuitif que possible, ne pas mobiliser davantage de fonctions cognitives et ne pas ajouter de temps supplémentaire au kinésithérapeute pour réaliser les évaluations. Du côté des patients et pour être officiellement validée par la communauté des kinésithérapeutes, l'interface numérisée doit présenter, autant que possible, les caractéristiques du matériel conventionnel. De plus, le patient doit se sentir à l'aise avec le nouvel environnement numérique.

En utilisant des données spatiales et temporelles, TabMe2 peut attribuer un score selon les critères recommandés par le protocole MFM. Le plus grand défi a été d'interpréter l'ensemble des paramètres observés par les kinésithérapeutes experts pour ensuite caractériser l'interface, en effectuer sa modélisation mathématique et créer un algorithme d'analyse à mettre en œuvre sur la tablette. Ces paramètres ont été organisés et hiérarchisés de manière à générer des scénarios de score. La première étude pour validation de l'algorithme TabMe2 suggère que l'application est capable de coter les évaluations de manière cohérente aux cotations données par le kinésithérapeute. Grâce à la possibilité de recréer les tracés réalisés à l'écran par le patient, sous forme d'animations, en conservant les caractéristiques temporelles et spatiales, TabMe2 fournit un outil utile au kinésithérapeute en cas de doute sur la réalisation d'une tâche et donc sur sa cotation.

Par rapport aux limites du logiciel TabMe2, l'application interprète uniquement les mouvements effectués dans le plan horizontal et les contacts effectués sur une surface. Elle doit donc être utilisée en complément des observations effectuées plus globalement par le kinésithérapeute sur le patient. Une autre limitation existe en cas d'apparition du toucher de la paume sur l'écran lors de l'exécution du contour du CD. Si ce tracé apparaît, il ne peut pour le

moment pas être isolé et donc séparé du reste du tracé. Le toucher de la paume risque d'être enregistré comme de fausses données et peut donc entraîner des erreurs de score. Pour résoudre ce problème, un code de *rejet palm touch* spécifique pourrait être implémenté.

Les zones A1 et A3, créées pour différencier un petit cercle d'un grand cercle, imposent des limites précises aux deux dessins circulaires possibles. Avec le matériel conventionnel, le patient a une plus grande liberté pour effectuer le contour du CD, même dans des formats très asymétriques. Les dimensions de l'écran de la tablette sont également une limitation imposée à TabMe2, car les mouvements effectués en dehors de la surface de la tablette ne peuvent pas être pris en compte. La limite extérieure de la zone A3 pourrait être supprimée, mais la zone d'écran de la tablette représenterait de toute façon une limite matérielle.

L'adoption des seuils de vitesses de 0,5 cm/sec et de 0,1 cm/sec comme limites inférieures pour identifier les compensations des patients respectivement aux items 18 et 19 a été efficace pour la plupart des évaluations effectuées. Une amélioration de TabMe2 concernant la vitesse de déplacement serait la prise en compte d'un éventuel ralentissement de déplacement en fin de tracé du cercle.

Une approche mathématique garantit la respectabilité et l'objectivité de l'évaluation et réduit le biais lié à la subjectivité humaine et aux différences entre les évaluateurs. Le logiciel de cotation automatique propose ainsi des résultats objectifs, mais qui doivent pouvoir être interprétés à leur juste valeur par des évaluateurs expérimentés en maîtrisant les subtilités.

## 5 Conclusion

L'utilisation de la tablette peut être intégrée au protocole de la MFM comme interface numérique pour l'évaluation des items 18, 19 et 22 pour remplacer les supports papiers. À partir des interfaces numériques des trois items, le logiciel TabMe2 a été implémenté. Il s'agit d'une application pour tablette qui vise à évaluer certaines fonctionnalités de motricité fine des mains de patients atteints de MNMs, à travers l'analyse des mouvements effectués à l'écran. TabMe2 fournit les justificatifs de ses "décisions" de cotations automatiques, ainsi que la possibilité de visualiser les animations des tracés des patients, basée sur des données spatiales et temporelles enregistrées. Ce logiciel pourra assister les kinésithérapeutes dans leur objectif de fournir un diagnostic fiable de la maladie. Il permettra des résultats reproductibles et participera à la diminution des différences de cotations inter et intra-évaluateur.

Enfin, l'utilisation d'une tablette comme support au déroulement du protocole MFM pourra faciliter l'intégration de scénarios d'animation à destination des patients. Ceci pourra non seulement augmenter la motivation des patients, mais également fournir un retour (*feedback*) dynamique sur l'exécution de chaque tâche.

## Synthèse du chapitre 3

Ce chapitre 3 a montré la démarche de développement d'une application sur tablette pour évaluer certaines fonctions motrices des mains, correspondant à trois items de la MFM. Dans une première partie nous avons réalisé une revue bibliographique pour justifier l'utilisation de la tablette comme technologie de capture des mouvements. L'approche de CCU a ensuite été

mobilisée pour expliquer comment, dans le projet de recherche plus global, les étapes de ce processus étaient mobilisées pour répondre aux exigences des utilisateurs, patients et thérapeutes. La numérisation des trois interfaces, leurs modélisations et les paramétrages choisis ont été présentés. Ce travail a été effectué dans le but de développer le logiciel TabMe2, application de cotation automatique pour assister le kinésithérapeute dans l'évaluation des fonctions motrices fines des mains. Dans une dernière partie nous avons présenté (1) les études et les résultats ayant permis de valider des trois interfaces numériques auprès des patients et des kinésithérapeutes ainsi que (2) les tests et leurs analyses ayant abouti à des résultats très encourageants de cotations automatiques des items au regard des cotations réalisées par les kinésithérapeutes et par TabMe2.



# CAPITRE 4 - PROPOSITION D'UN ENVIRONNEMENT LUDIQUE

Ce chapitre concerne la conception d'un environnement ludique dédié à l'outil d'évaluation basé sur l'échelle MFM. La première partie de ce chapitre expose la nécessité de disposer d'un environnement ludique pour accompagner l'évaluation des jeunes patients atteints de maladies neuromusculaires. Une revue bibliographique présente l'utilisation des jeux numériques dans le contexte de la santé et les principes des *seriousgames*. Des exemples de méthodes de conception de *seriousgames* sont également présentés. La partie suivante permet de proposer notre propre démarche de conception en 7 principes contextuels, 3 éléments d'un cadre structurel et 5 préconisations pour le développement d'animations ludiques. Ils seront décrits et appliqués les uns après les autres. Les résultats sont finalement présentés sous forme de scénarios (histoire et environnement de jeu), mais aussi par le biais de prototypes d'animations et de modélisation. Finalement, une tentative de validation des animations ludiques du scénario de jeu est présentée.

## 1 L'aspect ludique et la MFM

Les conséquences de la MNM s'expriment par les pertes irréversibles des mouvements fonctionnels qui se traduisent par une incapacité progressive à effectuer des activités de la vie quotidienne. C'est pourquoi, mettre en évidence son handicap par le biais d'une évaluation est difficile pour le patient. Ainsi, les tâches à exécuter proposées par la MFM représentent souvent des mouvements difficiles, particulièrement pour les enfants, pour qui l'acquisition motrice fonctionnelle est récente ou n'a parfois jamais été atteinte.

Pour réduire la stigmatisation des évaluations et pour que les évaluations se déroulent de manière naturelle et fluide, une approche amicale entre le thérapeute et le patient est très souvent développée. Il est donc courant que le kinésithérapeute développe une relation de convivialité avec ses patients, pour essayer de rendre la passation la plus agréable possible. Dans le cas des jeunes patients, des kinésithérapeutes utilisent certaines astuces pour rendre l'évaluation plus détendue, comme par exemple faire passer les évaluations sous la forme d'un jeu. Cela se traduit souvent par la mise en place d'un contexte ludique proposé à l'enfant, sous la forme d'une histoire racontée par le thérapeute, dans laquelle les règles du jeu sont associées aux consignes de la MFM. En pratique, il est observé que cette stratégie permet d'obtenir de bons résultats en ce qui concerne l'intérêt et l'engagement du jeune patient par rapport aux tâches à effectuer. L'objectif est d'avoir un patient plus attentif, coopératif et motivé lors des passations. Les kinésithérapeutes affirment qu'un patient ayant une attitude positive obtient des scores plus élevés.

L'introduction de la technologie dans le protocole MFM, comme le suivi des mouvements 3D par le capteur de mouvement et de la motricité fine par la tablette, offre le potentiel d'élargir cet univers ludique. Ainsi, dans ce travail de recherche concernant le développement d'un outil d'aide à l'évaluation motrice, nous proposons dans ce chapitre, une démarche autour du développement d'un environnement ludique pour améliorer l'engagement des enfants lors d'une passation de l'échelle MFM.

## 2 L'application des jeux numériques en santé

Les jeux appliqués à la santé sont devenus une tendance croissante et font également l'objet de nombreuses recherches (GRAAFLAND et al., 2014 ; PROENÇA, QUARESMA et VIEIRA, 2018). Leur introduction dans le domaine de la santé a été facilitée par la numérisation émergente des processus médicaux. L'utilisation des jeux dans le but de prévenir et de traiter les maladies présente de nombreux avantages, car elle stimule les patients, en favorisant les loisirs, le développement moteur, la capacité de raisonnement, la volonté de guérir et de surmonter ses limites (GÖBEL et al., 2010).

Dans l'environnement numérique, les jeux sont des applications informatiques basées sur l'infographie (création assistée par ordinateur d'images numériques) et conçus pour le divertissement. Les jeux numériques ont commencé à être appliqués au domaine de la santé lorsque leur capacité à influencer les attitudes des individus a été identifiée. Dans ce cadre, des simulations dans des environnements contrôlés sont explorées pour travailler des questions telles que les risques pour la santé, les soins personnels et l'auto-entraînement. Mais les jeux commerciaux ne sont pas toujours appropriés pour la thérapie en raison de leur manque de fonctionnalités spécifiques et d'adaptations aux conditions des patients (LANGE, FLYNN, RIZZO, 2009).

Les *seriousgames* sont des jeux développés sur la base de principes éducatifs qui abordent des connaissances spécifiques, visant à l'enseignement, à la formation de nouvelles compétences ou à la sensibilisation à des sujets pertinents (ARGASIŃSKI, WEGRZYN, 2019; MARSH, 2011). Selon LAAMARTI, EID et SADDIK (2014), les *seriousgames* peuvent être définis comme une application de trois composantes: l'expérience, le divertissement et le multimédia (Figure 61).

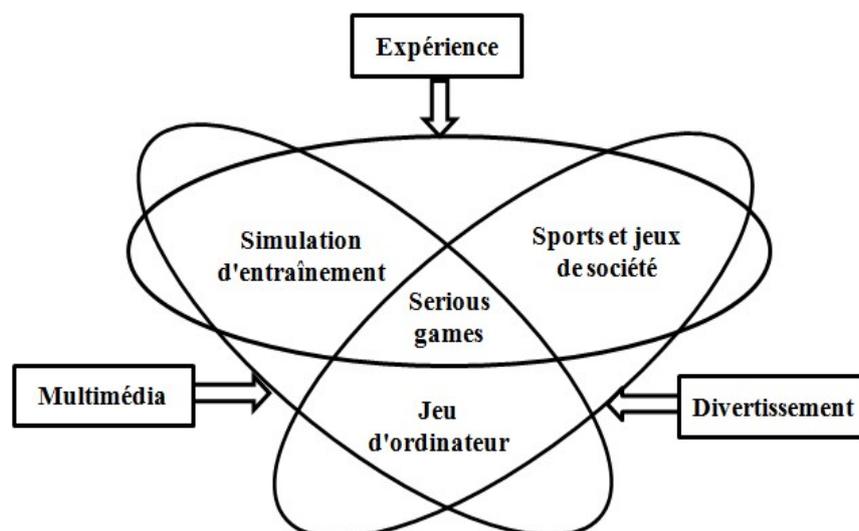


Figure 61 - Définition des seriousgames

Source: Adapté de LAAMARTI, EID et SADDIK (2014)

Les trois composantes proposées par les auteurs sont définies ci-dessous :

1. Divertissement : dimension indispensable, lié à la stimulation de sentiments et d'émotions qui ajoutent du plaisir à l'activité.

2. Expérience : contenu, connaissance ou habilité diffusée par l'interaction multimodale (interaction homme-machine grâce à des interfaces plus efficaces, intuitives et faciles à utiliser) dans différents contextes.
3. Multimédia : informations qui peuvent être présentés à travers du texte, des graphiques, des animations, de l'audio, du tactile ou leur combinaison.

Dans le contexte de la santé, les *seriousgames* peuvent être utilisés pour former des professionnels de la santé. NICOLAIDOU et al., (2015) ont implémenté le jeu *VETM (Virtual Emergency TeleMedicine)* qui simule les situations médicales d'urgence. Conçu et développé pour former des médecins et d'autres professionnels de la santé, les étudiants apprennent à répondre aux situations médicales d'urgence pour évaluer et gérer les symptômes d'un patient virtuel. MACHADO et ZUFFO (2003) ont développé un simulateur de collecte de moelle osseuse pour former des professionnels à la collecte de matériaux dans le cadre d'opération chirurgicale, de greffe ou de transplantation. Ce simulateur est un système semi-immersif qui permet à l'utilisateur de s'entraîner sur les trois étapes d'une procédure de prélèvement de moelle osseuse (visualisation, palpation et prélèvement) et d'échanger avec un spécialiste.

Dans l'aspect du soin auto-administré, INGADOTTIR et al. (2017) ont développé un *serious games* qui vise à enseigner aux patients chirurgicaux la gestion de la douleur postopératoire. Les interactions du jeu ont été conçues pour simuler deux types d'activités qui sont très pertinentes pour les patients lors d'une intervention chirurgicale récente : (1) le suivi des activités de la vie quotidienne, y compris les tâches ménagères et (2) la gestion de la douleur postopératoire à l'aide de diverses méthodes (par exemple prendre des médicaments, se reposer ou profiter des distractions).

D'autres travaux peuvent être mentionnés sous l'aspect de l'auto-entraînement et des évaluations. Le *PREhab(Platform games for Rehabilitation)* est un jeu conçu pour la rééducation du bras par la réalisation de tâches de pointage. Développé pour les patients ayant des séquelles d'AVC, l'objectif thérapeutique est d'augmenter l'amplitude des mouvements des bras, ainsi que la fréquence d'entraînement pendant la séance de rééducation (HOCINE et al., 2015). Le *Rehab@Home* est également un système de *seriousgames* indiqué pour la rééducation les patients atteints de sclérose en plaques. L'environnement de jeu utilise la Kinect, et l'objectif de la rééducation est de favoriser les mouvements larges et fins des bras et des épaules pendant que le patient interagit dans un environnement virtuel. Le *TANGO:H (Tangible Goals: Health)* est une plateforme de jeux personnalisés et dynamiquement adaptés pour effectuer des exercices en fonction du profil du joueur. L'objectif est la rééducation des enfants hospitalisés avec différentes pathologies. Le système utilise une Kinect pour reconnaître les gestes, sans avoir besoin d'un contact physique avec les systèmes de contrôle traditionnels (GONZÁLEZ-GONZÁLEZ et al., 2019). La plateforme *ReaKinG* est un système développé pour diminuer les effets physiques du vieillissement grâce à des sessions d'activités reproduites dans un environnement 3D virtuel. Le système comprend également des évaluations qui peuvent être configurées à distance par le thérapeute pour inclure des exercices visant à améliorer la mobilité du patient, la capacité aérobie, la force, la coordination et la flexibilité des articulations (PEDRAZA-HUESO et al., 2015). Les études pilotes avec ces outils ont obtenu des résultats prometteurs dans l'amélioration de l'état des patients. De plus, une plus grande motivation à participer à ces exercices et une meilleure adhésion au protocole de traitement sont mises en évidence.

L'utilisation des jeux adaptés au protocole de traitement a l'avantage de créer un environnement ludique et interactif, adaptable aux capacités et aux intérêts des utilisateurs. CARABEO et al. (2014) et PARASKEVOPOULOS et al. (2014) soulignent qu'en plus du divertissement, de la motivation et de la volonté d'effectuer les tâches, les *seriousgames* doivent offrir des fonctionnalités aux patients et aux thérapeutes, comme l'adéquation aux capacités et aux besoins des patients, l'exécution de tâches pertinentes, ou encore la proposition d'outils pour guider le thérapeute dans l'évaluation des patients. De plus, l'utilisation des jeux dans le cadre de protocoles thérapeutiques permet l'introduction d'une variété d'équipements tels que des capteurs 3D, des consoles, des tablettes, des téléphones portables qui peuvent suivre et enregistrer le mouvement humain et faciliter l'analyse cinématique pour les médecins et les thérapeutes (BUJARI et al., 2015; PEDRAZA-HUESO et al., 2015; KIZONY et al., 2016; TANNOUS et al., 2016).

### 3 Concevoir des *serious games*

Les méthodes de conception de jeux sont basées sur les connaissances du *gameplay* (l'ensemble des mécanismes utilisés pour augmenter le plaisir et la satisfaction des joueurs). Ces méthodes peuvent être appliquées pour l'analyse et l'évaluation de jeux existants ou pour de nouveaux projets de jeux. La méthode de conception du jeu est adaptée suivant une taxonomie pour faciliter le traitement scientifique du jeu numérique. Pour les *seriousgames*, certains auteurs ont des approches créatives différentes, priorisant les critères qu'ils jugent avoir un rôle important dans le succès du jeu. Le modèle taxonomique proposé par JANTKE et GAUDL (2010) a trois dimensions. La première est de considérer le jeu comme un programme informatique avec toutes ses propriétés connexes. La deuxième considère le genre du jeu, c'est-à-dire son contenu. La troisième concerne les expériences individuelles perçues par les joueurs. RATAN et RITTERFELD (2009) considèrent quatre dimensions dans lesquelles les jeux sont classés: le contenu éducatif primaire, le principe de l'apprentissage primaire, le groupe d'âge cible et la plateforme sur laquelle le jeu est joué. Le modèle de taxonomie de LAAMARTI, EID et SADDIK (2014) souligne 7 caractéristiques importantes à prendre en compte pour la conception de *seriousgames* (Figure 62): Champ d'application, Activité, Modalité, Style d'interaction et Environnement :

- Le champ d'application fait référence aux différents domaines d'application pertinents, comme la santé, l'éducation, la communication par exemple.
- L'activité traite du type d'activité effectué par le joueur, lors de réalisations de tâches dans le jeu.
- La modalité est le canal sensoriel par lequel l'information est communiquée entre le jeu et le joueur, les plus courantes étant les modalités visuelle, auditive et haptique.
- Le style d'interaction définit la façon dont le joueur va interagir avec le jeu, ce qui peut être par exemple par la souris, le clavier, etc.
- Et enfin l'environnement, qui définit l'ambiance de jeu numérique et peut être une combinaison de plusieurs critères tels que la technologie 2D / 3D, l'environnement de réalité virtuelle ou mixte etc.

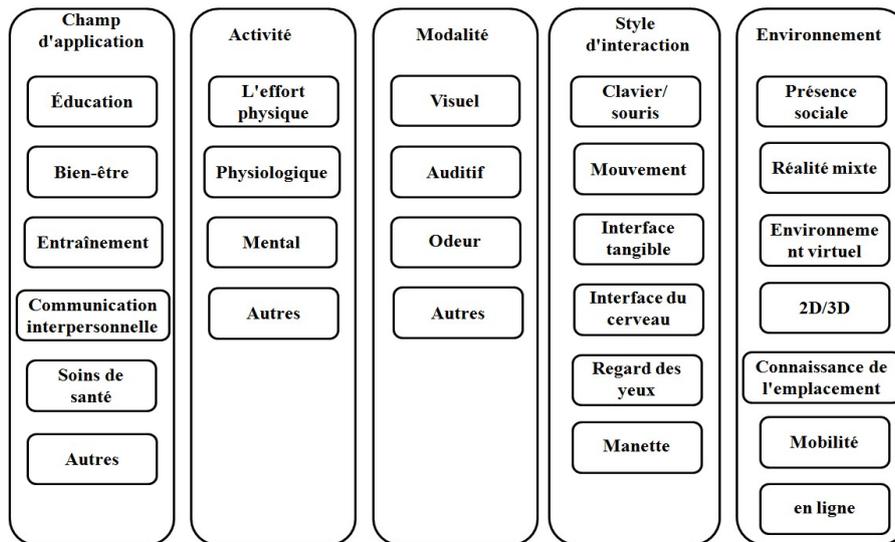


Figure 62 - Taxonomie pour les jeux

Source: adapté de LAAMARTI, EID et SADDIK (2014)

Dans le domaine de la santé plus spécifiquement, WATTANASOONTORN et al. (2013) classent les *seriousgames* également dans d'autres champs : les patients en surveillance de santé, la détection et le suivi des signes et symptômes, les traitements ou thérapies, la réadaptation et l'éducation aux soins autogérés. TANG et HANNEGHAN (2011) proposent un modèle plus complet et didactique en plusieurs dimensions: (1) la structure du jeu, qui décrit l'architecture et le déroulement d'un jeu, (2) la présentation du jeu, liée aux interfaces d'entrée et de sortie des informations, (3) la simulation du jeu, qui concerne ensemble de règles qui définissent l'interactivité, les propriétés physiques et temporelles du monde virtuel, (4) la règle du jeu, qui définit la relation entre les objets de jeu et le monde du jeu, ainsi que l'effet d'une interaction, (5) le scénario du jeu, qui est une description d'une situation qui nécessite que le joueur surmonte un certain nombre de défis afin d'atteindre les objectifs définis, (6) l'événement de jeu, constitué d'un ensemble d'actes de jeu et d'un déclencheur qui démarre l'événement de jeu, (7) l'objectif du jeu ou condition à atteindre et enfin (8) le thème du jeu qui regroupe les exigences artistiques liées au jeu, qui incluent un langage visuel, auditif et uniforme de l'histoire.

Dans une approche plus pratique, le modèle *ATMSG (Activity Theory-based Model of Serious Games)* est utilisé pour réorganiser les taxonomies existantes d'apprentissage, d'instruction et de jeu dans le but de faciliter l'identification et la classification des composants du jeu en fonction de leurs caractéristiques et de leurs rôles dans le jeu. La taxonomie est organisée dans une arborescence dans laquelle les éléments sont classés en fonction de l'activité (apprentissage, instruction ou jeu) à laquelle ils appartiennent et, au sein de l'activité, classés comme des actions, des outils ou des objectifs.

Spécifiquement dans le contexte de la santé, il est essentiel de souligner qu'il faut prendre en compte les capacités cognitives et motrices des patientes cibles. Le thème du jeu doit être adapté à l'âge et aux intérêts de l'utilisateur. En ce qui concerne la langue, SAVAZZI et al. (2018) suggèrent que le langage soit clair et basé sur des concepts compréhensibles pour les utilisateurs visés. Les caractéristiques de la maladie doivent être un facteur principal pour le développement des exercices du jeu. Elles sont utilisées pour définir les compétences à évaluer dans le jeu et

comment elles doivent être abordées. Selon PARASKEVOPOULOS et al. (2014), le récit du jeu est un élément de base qui doit être priorisé, car il aura une influence sur l'implication du participant. L'auteur souligne également la nécessité d'utiliser le contexte des activités familiales basées sur les sports, les loisirs ou d'autres activités quotidiennes. D'autres points importants concernent le calibrage automatique de l'exécution demandée et le niveau de défi exigé, ainsi que la récompense attribuée au joueur qui a répondu par un niveau de compétence et d'expérience.

## 4 Principes contextuels d'un *serious game* pour la MFM

Les perspectives de travail de la thèse précédemment effectuée sur le sujet indiquaient clairement la nécessité (1) de rendre les passions plus amusantes et (2) de stimuler l'intérêt et l'engagement des patients pendant les passations. Ainsi, le développement d'un *seriousgame* pour le protocole de la MFM a été la piste choisie pour répondre à ces besoins clairement exprimés par les thérapeutes.

Le développement d'un *seriousgame* dans le contexte de l'échelle d'évaluations motrices MFM impose des contraintes liées non seulement au protocole de passation lui-même (matériel utilisé, règles et instructions) mais aussi aux caractéristiques d'expression des maladies neuromusculaires et aux nouvelles technologies mobilisées (dans notre cas, le capteur de mouvement et la tablette).

L'état de l'art présenté dans les parties précédentes a montré qu'il existe de nombreux cas de développements de *seriousgame* pour accompagner des situations de rééducation, d'apprentissage assisté, etc. Par contre, aucune référence n'a été identifiée concernant des exemples de *seriousgame*, ou des méthodes et outils de conception appliqués au développement d'un *seriousgame* dédié à l'accompagnement une échelle d'évaluation. Cependant, de nombreux concepts et principes de méthodes mentionnés plus tôt dans ce chapitre ont été mobilisés pour proposer 7 principes contextuels de conception d'un *seriousgame* dans le cadre de la MFM.

### 4.1 Définition des principes contextuels

L'élaboration d'un scénario de jeu pour accompagner la passation d'un protocole d'évaluation suit une logique de conception différente de celle utilisée à des fins de formation ou de rééducation. Dans le cas de la MFM, la méthode d'évaluation, la rigueur des évaluations, la définition des tâches et l'organisation des matériels et capteurs utilisés lors de l'évaluation sont les facteurs spécifiques qui doivent obligatoirement être pris en compte pour définir le jeu. D'autres points importants sont (1) l'adéquation du jeu aux capacités physiques et cognitive du patient à réaliser une tâche ou une séquence de tâches et (2) le feedback donné au patient en cas d'accomplissement partiel de la tâche se traduisant par une cotation faible.

De plus dans la MFM, la passation de certains items impose la présence du kinésithérapeute. Ainsi, cela doit se traduire dans la dynamique du jeu, par exemple par l'introduction éventuelle de nouveaux personnages ou par une assistance secondaire au patient dans certaines situations.

Dans l'échelle MFM, certaines tâches imposent des positions difficilement détectables par le capteur de mouvement. Le précédent travail de recherche a validé la pertinence de l'utilisation de la Kinect pour 14 des 32 items de la MFM. La technologie déployée est donc aussi un facteur

indispensable à prendre en compte dans la création du jeu basé sur un protocole d'évaluation. La variété des technologies utilisées doit suivre la logique de l'évaluation et sans ajouter plus de complexité au thérapeute.

Les contraintes énoncées ci-dessus nous ont poussés à proposer notre propre approche de conception qui utilise toutes les caractéristiques de l'évaluation motrice de l'échelle de la MFM. Ainsi, pour pouvoir développer un outil d'évaluation des fonctions motrices, associant un *seriousgame*, en maîtrisant toutes les caractéristiques du contexte d'évaluation impliquant les technologies proposées, les sept principes contextuels de conception suivant sont proposés : (1) Définir le contexte d'évaluation; (2) Décrire les activités (3) Définir le paradigme de développement, (4) Définir les mécanismes d'interaction, (5) Définir le rôle du feedback (6) Définir les instructions de jeu et (7) Veiller à l'adaptabilité. La section suivante les décrit et les met en situation dans le contexte de la MFM.

## **4.2 Les principes contextuels dans le cadre de la MFM**

### ***4.2.1 Définir le contexte d'évaluation***

#### **1. L'échelle**

La MFM est une échelle d'évaluation motrice développée pour évaluer la perte de la motricité fonctionnelle chez les patients atteints une MNM. Le protocole MFM est composé soit de 32 items, pour les patients de 7 à 60 ans) soit de 20 items (pour les patients enfants avant 7 ans).

#### **2. La passation**

Au cours d'une séance d'environ 30 minutes, le kinésithérapeute propose au patient d'effectuer une succession de tâches en donnant des instructions très précises. Il observe la réalisation des tâches, juge les mouvements en les observant et attribue une cotation. Les évaluations sont réalisées dans une salle appropriée, qui contient tout le matériel nécessaire à la réalisation des tâches décrites dans le manuel de la MFM (Figures 63) : chaise ergonomique, table ergonomique, balle de tennis, crayon, pièces, CD, etc. Le kinésithérapeute doit utiliser la feuille de passation dédiée et peut, s'il le souhaite, consulter le manuel de la MFM. Le manuel expose en détail la situation (position de départ, d'arrivée, et conditions de réalisation de la tâche) et les critères de cotation de chaque item. Il est donc indispensable que le kinésithérapeute l'ait à sa disposition lors de la passation de l'échelle. La feuille de passation (Figure 64) sert à noter les cotations et à calculer les scores finaux dans chacun des trois domaines de la MFM.



Figures 63 - Matériels pour faire passer la MFM

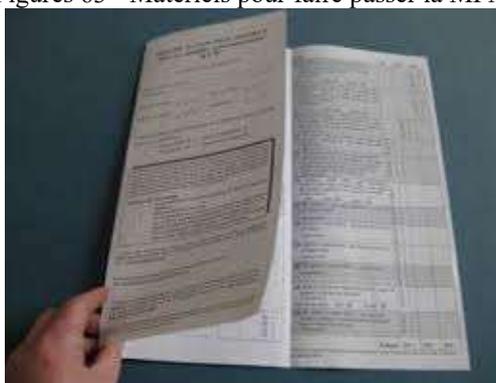


Figure 64 - Feuille de Passation

### 3. Les patients

Les patients qui doivent effectuer une MFM peuvent être des enfants dès l'âge de 4 ans et jusqu'à l'âge adulte. Le symptôme commun à tous ces patients est la faiblesse musculaire progressive. Pour la plupart des pathologies, les patients conservent la cognition, l'intelligence et le langage oral.

#### ***4.2.2 Décrire les activités***

Les items de la MFM sont groupés en trois domaines (Figure 65) : D1- Stations debout et transferts (13 items pour la MFM-32 et 8 items pour la MFM-20) ; D2 - Motricités axiale et proximale (12 items pour la MFM-32 et 8 items pour la MFM-20) ; D3 - Motricité distale (7 items pour la MFM-32 et 4 items pour la MFM-20).

Ces items sont organisés en une séquence logique débutant de la position couchée, évoluant vers la position assise, puis debout – cette dernière intégrant également les situations de transfert. Le Tableau 23 rassemble les items par ordre croissant, leur domaine d'appartenance, la position de départ du patient et le descriptif succinct de la tâche à réaliser dans l'item. Cet ordre de passation a été défini lors de la création de la MFM, il lui est intrinsèque.

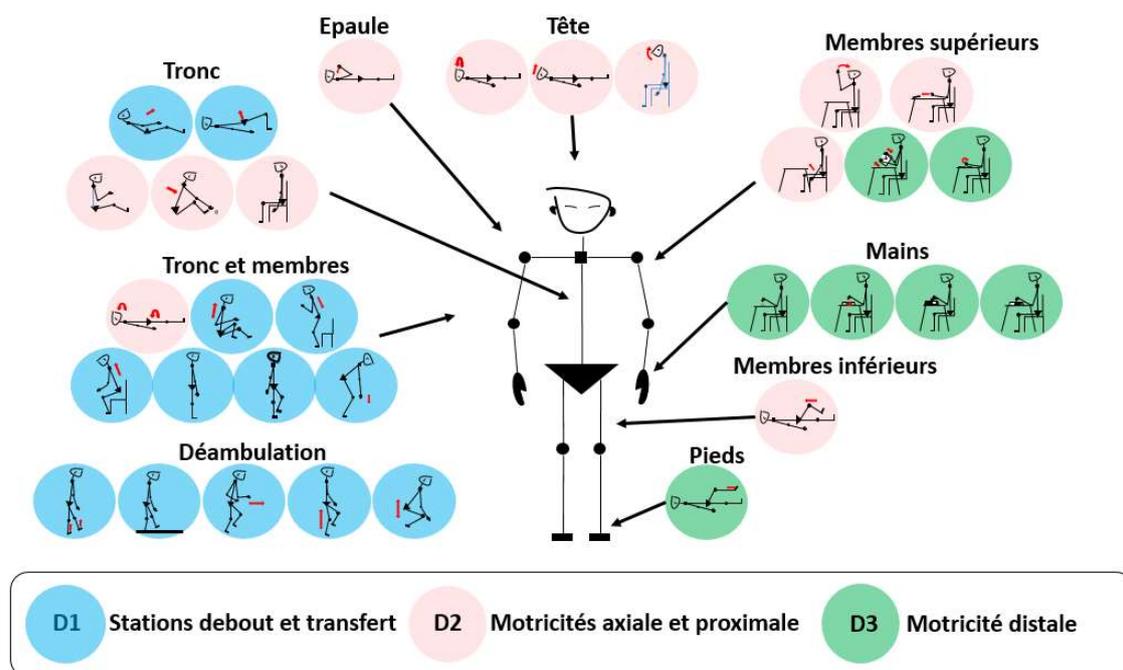


Figure 65 - Domaines des items de la MFM

Tableau 23 - 32 items de la MFM avec leur domaine d'appartenance, la position de départ du patient et l'exercice à réaliser

Items	Domaines	Positions de départ du patient	Description des items (pour une cotation 3)
1	D2	Couché sur le dos	Tête dans l'axe : maintenir la tête dans l'axe 5s, puis la tourner complètement d'un côté puis de l'autre.
2	D2	Couché sur le dos	Soulever la tête et la maintenir soulevée 5s.
3	D2	Couché sur le dos	Rapprocher un genou de la poitrine : fléchir la hanche et le genou de plus de 90° en décollant le pied du tapis.
4	D3	Couché sur le dos	Jambe soutenue par l'évaluateur : de la position pied relâché en flexion plantaire, réaliser une flexion dorsale du pied à 90° par rapport à la jambe.
5	D2	Couché sur le dos	Porter une main à l'épaule opposée : soulever une main du tapis et la porter jusqu'à l'épaule opposée.
6	D1	Couché sur le dos	Membres inférieurs demi-fléchis, rotules au zénith, et pieds reposant sur le tapis : soulever le bassin, colonne lombaire, bassin et cuisses alignés et pieds légèrement écartés.
7	D2	Couché sur le dos	Se retourner sur le ventre et dégager les membres supérieurs de dessous le tronc.
8	D1	Couché sur le dos	S'asseoir : sans appui des membres supérieurs s'asseoir sur le tapis.
9	D2	Assis sur le tapis	Sans appui des membres supérieurs, maintenir 5s la position assise puis maintenir 5s un contact entre les 2 mains.
10	D2	Assis sur le tapis	La balle de tennis placée devant le sujet : sans appui des membres supérieurs, se pencher en avant, toucher la balle puis se redresser.
11	D1	Assis sur le tapis	Se mettre debout sans appui des membres supérieurs.
12	D1	Debout	Sans appui des membres supérieurs, s'asseoir sur la chaise en gardant les pieds légèrement écartés.
13	D2	Assis sur la chaise	Sans appui des membres supérieurs et sans appui contre le dossier de la chaise maintenir la position assise, tête et tronc dans l'axe.
14	D2	Assis sur la chaise ou dans son fauteuil	Le patient peut être maintenu par la kinésithérapeute. Tête positionnée en flexion : de la position tête fléchie complètement, relever la tête puis la maintenir relevée 5s, le mouvement et le maintien se faisant tête dans l'axe.

15	D2	Assis sur la chaise ou dans son fauteuil	Avant-bras posés sur la table, coudes en dehors de la table : porter en même temps les 2 mains sur le sommet du crâne, la tête et le tronc restant dans l'axe.
16	D2	Assis sur la chaise ou dans son fauteuil	Le crayon posé sur la table : atteindre le crayon avec une main, coude en extension complète en fin de mouvement.
17	D3	Assis sur la chaise ou dans son fauteuil	10 pièces de monnaie placées sur la table : prendre successivement et stocker 10 pièces de 10 centimes dans une main au bout de 20 secondes.
18	D3	Assis sur la chaise ou dans son fauteuil	Un doigt posé au centre d'un CD fixe : faire le tour complet du CD avec un doigt, sans appui de la main.
19	D3	Assis sur la chaise ou dans son fauteuil	Le crayon placé sur la table : prendre le crayon placé à côté de sa main puis dessiner une série continue de boucles dans un cadre de 1 cm de hauteur et de 4 cm de longueur.
20	D3	Assis sur la chaise ou dans son fauteuil	La feuille de papier placée dans les mains : déchirer la feuille pliée en 4 en commençant par le pli.
21	D3	Assis sur la chaise ou dans son fauteuil	La balle de tennis placée sur la table : prendre la balle puis retourner sa main complètement en tenant la balle.
22	D3	Assis sur la chaise ou dans son fauteuil	Un doigt posé au centre d'un carré fixe : soulever le doigt puis le poser successivement au centre des 8 cases du carré sans toucher le quadrillage.
23	D2	Assis sur la chaise ou dans son fauteuil	Membres supérieurs le long du corps : poser en même temps les 2 avant-bras et/ou les mains sur la table.
24	D1	Assis sur la chaise	Se mettre debout, sans appui des membres supérieurs, les pieds légèrement écartés.
25	D1	Debout avec appui des membres supérieurs	Se lâcher puis maintenir la position debout, pieds légèrement écartés, tête, tronc et membres dans l'axe.
26	D1	Debout	Sans appui des membres supérieurs lever un pied, 10 secondes.
27	D1	Debout	Sans appui, se baisser ou se pencher, toucher le sol avec une main puis se relever.
28	D1	Debout	Faire 10 pas en avant sur les 2 talons
29	D1	Debout	Faire 10 pas en avant sur une ligne droite.
30	D1	Debout	Courir 10 mètres.
31	D1	Debout	Sauter sur un pied 10 fois de suite, sur place.
32	D1	Debout	Sans appui des membres supérieurs atteindre la position accroupie puis se relever, 2 fois de suite.

Source : Manuel MFM <<https://mfm-nmd.org/obtenir-un-manuel-utilisateur/>>

### 4.2.3 Définir le paradigme de développement

Pour le développement d'un *seriousgame* appliqué à l'échelle d'évaluation de la MFM, trois facteurs principaux sont à prendre en compte lors de la conception : (1) la méthode d'évaluation, (2) les matériels utilisés et (3) les contraintes humaines et matérielles.

#### 1. La méthode d'évaluation

Dans le protocole d'évaluation de la MFM, qui doit impérativement rester inchangé sous peine de devoir le revalider cliniquement à l'international, il convient de considérer le type d'échelle : MFM-32 ou MFM-20. Le type d'échelle orientera le langage utilisé à destination du patient et le thème choisi pour le *seriousgame*. Dans l'échelle MFM, la séquence des items obéit

à un ordre logique d'exécution, qui est lié à l'évolution de la position du patient : de couchée à assise, d'assise à debout. Le temps de passation ne doit pas être supérieur à 35 min (dans le manuel, il est prévu un temps de passation de 30 à 35 min). Ce qui permet de dédier environ 1 minute pour l'exécution de chaque item, dans le cas de la MFM-32. La figure 66 regroupe les principaux des critères permettant de cadrer le choix de conception du *seriousgame* en relation à la méthode d'évaluation de la MFM.

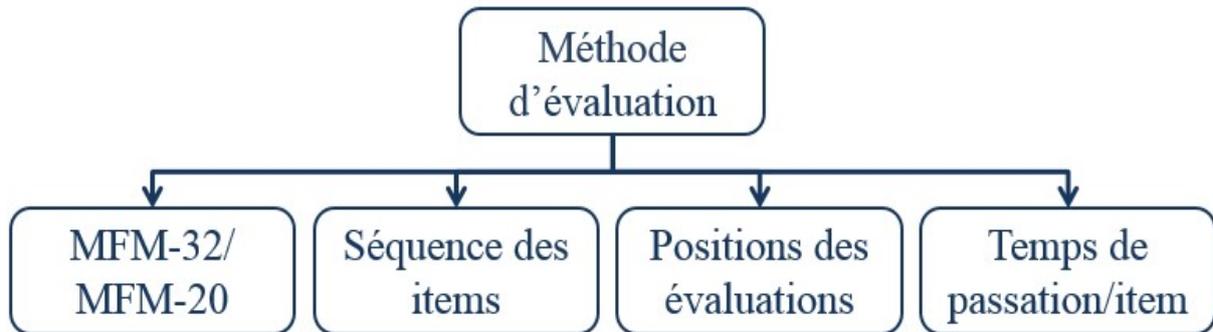


Figure 66 - Critères permettant de cadrer la conception du seriousgame pour la MFM

## 2 . Les matériels utilisés

Les matériels utilisés dans le protocole MFM sont des objets intrinsèques à l'échelle. Ainsi, le jeu doit impérativement les mobiliser pour les faire manipuler par le patient (Tableau 24). La spécificité de chaque tâche, qui comprend la position initiale du patient, les consignes, le matériel utilisé et l'action du patient, doit faire explicitement partie du contexte du jeu. En outre, il est nécessaire de considérer aussi la participation obligatoire du kinésithérapeute à certains items.

Tableau 24 - Matériels utilisés pour la passation de la MFM

Item	Matériel
1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11	Un tapis de rééducation ou une table d'examen large.
3	Des coussins pour le positionnement confortable des membres et de la tête.
15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24	Une table réglée qui permet d'avoir les avant-bras fléchis à 90 degrés en appui sur la table.
11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24	Une chaise (si possible réglable en hauteur) qui permet d'avoir pieds, genoux et hanches fléchis à 90 degrés.
30	Un couloir de marche de plus de 10 mètres.
29	Une ligne tracée au sol de 2 cm de largeur et d'environ 6 mètres de long.
1, 2, 6, 13, 14, 17, 25, 26, 18	Un chronomètre.
17	Un CD collé sur une feuille A4 cartonnée, face publicitaire contre la feuille.
17	10 pièces de monnaie d'environ 20mm de diamètre et 2mm d'épaisseur (10 cents d'euro ou équivalent).
21	Une balle de tennis sur laquelle une figurine est dessinée.
19	Un crayon à papier.
20	Des feuilles de papier de format A4 ou équivalent de 70g ou 80g.

### 3. Les contraintes humaines et matérielles

Les conditions pathologiques du patient (contraintes humaines) peuvent empêcher l'exécution de certains items de la MFM. Elles influent à la fois sur le déroulement du jeu et sur le feedback donné suite à l'exécution du test. Par exemple, les patients en fauteuil roulant ne vont pas réaliser les items 11 et 12, et dans ce cas, la séquence du jeu devra être modifiée. Les mêmes patients ne feront pas non plus les items 24 à 32. Ainsi, le jeu finira à l'item 23.

De la même manière, l'utilisation de certaines technologies (contraintes matérielles) aura des impacts sur le type d'interaction entre le patient et le jeu. Dans notre contexte de travail, nous utilisons deux types de technologies pour suivre les mouvements de 17 des 32 items : la tablette et le capteur de mouvement. La figure 67 regroupe les facteurs permettant de cadrer le choix de conception du *seriousgame* en relation aux contraintes humaines et matérielles.

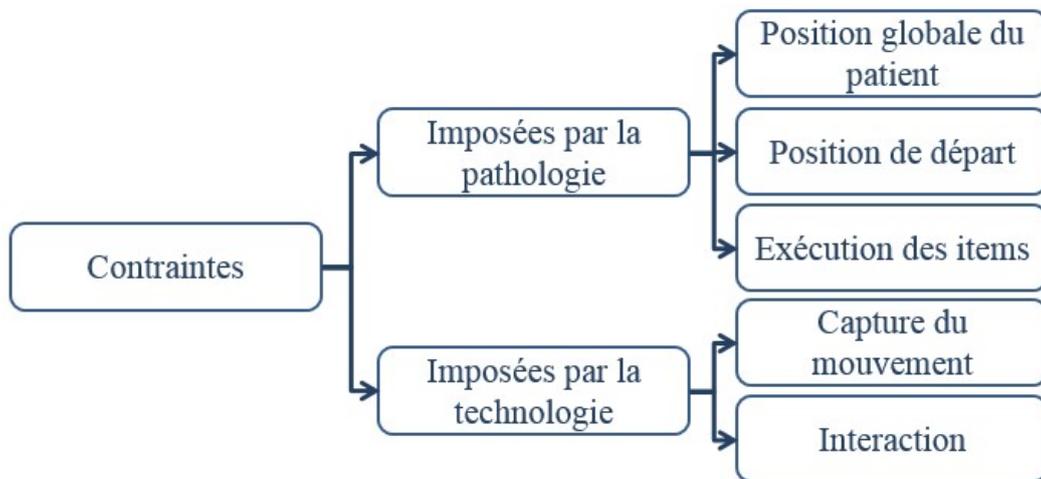


Figure 67 - Critères permettant de cadrer la conception du seriousgame : contraintes humaines et matérielles

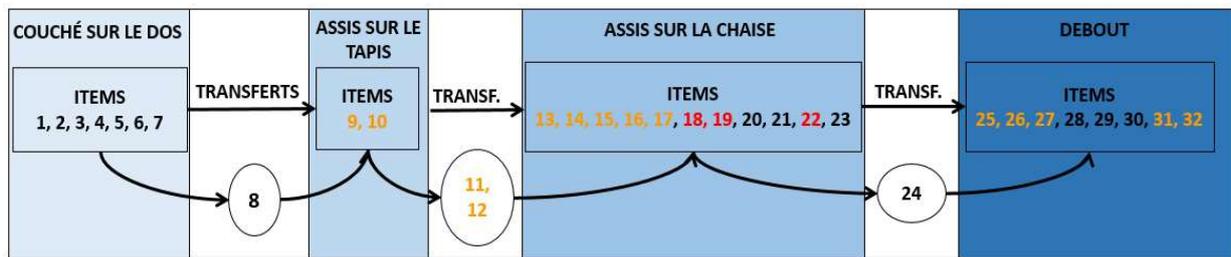
#### 4.2.4 Définir les mécanismes d'interaction

Les interfaces basées sur la vision appelée VBI (*Vision Based Interfaces*) sont utilisées pour détecter et analyser les mouvements humains. Elles permettent la création d'un environnement immersif et la surveillance de l'utilisateur qui interagit avec le système, grâce à ses propres actions. Dans notre étude, la Kinect est utilisée comme entrée d'interaction pour 14 des 32 items proposés par la MFM-32. Pour ces items, il est possible de développer un environnement d'interaction immersif

Une tablette est également utilisée comme entrée d'interaction pour 3 des 18 items restants. Il s'agit des items 18, 19 et 22 dont les développements ont été détaillés au troisième chapitre de ce manuscrit. Elle sera alors manipulée pour réaliser ces passations mobilisant initialement les trois matériels utilisés dans l'évaluation conventionnelle :

- Un CD lié à une feuille de papier A4 pour réaliser l'item 18.
- La feuille de passation sur laquelle est dessiné le rectangle pour faire les boucles, pour réaliser l'item 19.
- Le manuel contenant la figure de l'item 22, images à toucher par des tâches de pointage.

La Figure 68 représente une vue chronologique des items à effectuer par le patient. Les positions du patient, les items de transferts et les technologies mobilisées y sont également représentées.



**TABLETTE (en rouge) : items auto évalués avec le logiciel TabMe2 (technologie tablette)**

**CAPTEUR 3D (en orange) : items auto évalués avec le logiciel KiMe2 (technologie capteur de mouvement)**

**NON INSTRUMENTES (en noir) : items n'ayant actuellement pas de technologie dédiée pour une auto évaluation**

Figure 68 - Vue chronologique des items et interaction des technologies

La Figure 68 est construite de manière à identifier rapidement l'évolution des positions du patient et également les items dédiés aux actions de transferts. Ces items dédiés aux transferts de position sont considérés comme difficiles pour certains patients et donc optionnelles du point de vue du script du *seriousgame*. Il s'agira également d'être attentif aux phases de changements de technologies : capteur de mouvement vers tablette ou tablette vers capteur de mouvement. Il s'agira de faire gérer ces moments délicats par le kinésithérapeute de manière fluide et intuitive. L'interaction du patient avec la tablette est nécessaire, par contre l'interaction directe du patient avec le capteur de mouvement est discutable : la création d'un avatar, par exemple, pourrait distraire le patient des objectifs essentiels de l'évaluation. Il s'agit pour le concepteur de proposer une animation permettant au patient de rester concentrer sur l'objectif premier de réaliser l'item tel que décrit dans le manuel de la MFM.

Des attentions particulières doivent être apportées aux items 4 et 14 qui nécessitent la participation du kinésithérapeute. Dans le script du *seriousgame*, il sera indispensable de créer un deuxième personnage qui pourra « entrer et sortir » de l'histoire proposée ou une situation particulière permettant une intervention extérieure.

Pour les patients ne pouvant pas se tenir debout, le jeu doit pouvoir être conclu lors de l'item 23, avec comme contrainte supplémentaire de ne pas effectuer les items 11 et 12.

#### 4.2.5 Définir le rôle du feedback

Pour la MFM, le jeu doit répondre aux actions de l'utilisateur en fonction du type d'évaluation réalisée à travers deux types de feedback : visuel et auditif. Dans la pratique des passations de la MFM, les patients doivent avoir un retour toujours positif, quel que soit leurs résultats. La répétition de la tâche à laquelle le patient a droit, doit être proposée avec des mots d'encouragement. Il faut insister sur des instructions, qui doivent être données avec grandes clarté et motivation, quel que soit le type de résultat obtenu. Pour les items, dont les mouvements sont enregistrés par le capteur de mouvement et la tablette, il est possible que le feedback soit proposé directement par l'intermédiaire de la tablette. Dans les cas où il n'y a pas de contact avec l'interface via un dispositif d'interaction, le feedback proviendra directement du kinésithérapeute

qui coordonne l'évaluation. Dans tous les cas, ce sera au thérapeute en dernier ressort, de décider le type de feedback à proposer.

#### 4.2.6 Définir les instructions de jeu

Les instructions qui sont fournies dans le cadre de la réalisation du protocole MFM constituent un paramètre très important, car elles doivent exprimer toutes les informations utiles à la compréhension et réalisation de la tâche. Selon la théorie cognitive de l'apprentissage multimédia, les instructions doivent être simples et directes, passant par les canaux de traitement cognitif, verbal et visuel (MAYER, 2014). Les instructions verbales, appelées commandes vocales dans la rééducation, ont un impact significativement positif sur les actions des muscles squelettiques (JOHANSSON, KENT, 1983; GALDINO, VARISE, 2010; SILVA et al., 2013). De cette façon, les phrases courtes, directes et impératives seront priorisées, en utilisant un vocabulaire motivant. Il faut surtout éviter d'utiliser des expressions et des mots qui évoquent la douleur et des sentiments tristes (aiguilles, médicaments, etc.), ou des vocabulaires qui seraient trop compliqués à comprendre par des (très) jeunes enfants.

#### 4.2.7 Veiller à l'adaptabilité

Lors des passations, le thérapeute adapte généralement les items en fonction du degré de développement de la maladie de chaque patient. Ainsi, les aspects cognitifs et psychologiques du patient doivent être une préoccupation pour pouvoir lui proposer un thème du jeu adapté. Le kinésithérapeute, qui a accès à l'historique pathologique du patient, doit donc avoir accès à un ensemble de modèles prédéfinis de différents niveaux du jeu pour pouvoir proposer le plus adéquat au moment voulu. Ainsi, les observations du thérapeute et les options technologiques mises à sa disposition doivent lui permettre une adaptabilité rapide à sa situation d'interaction avec le patient. Avec différentes options de difficultés de jeu à sa disposition, il peut donc plus facilement contrôler cette interaction (Figure 69).

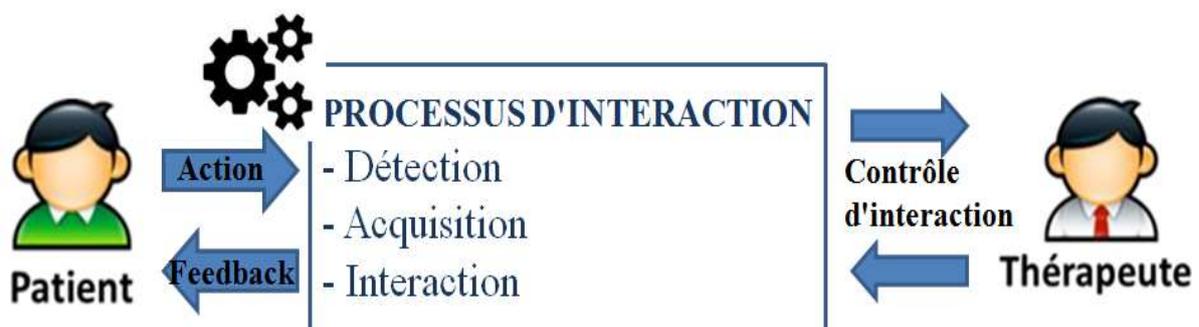


Figure 69 - Contrôle de l'interaction patient-thérapeute

La figure explique que la **détection** des mouvements est faite par le capteur de mouvement ou la tablette pour une **acquisition** des données que résultera d'une **interaction** entre l'interface et le patient. Le thérapeute **contrôle** le niveau des analyses (cotation) et adapte en conséquence le **feedback** vers le patient.

## 5 Système d'évaluation basé sur les animations ludiques

Les sept **principes contextuels** de conception détaillés précédemment permettent de cadrer le développement d'un *seriousgame* pour notre outil d'évaluation. Une fois ce cadre posé et les paramètres contextuels du développement maîtrisés, nous proposons un **cadre structurel** constitué de trois éléments pour la réalisation des animations (Figure 70) : il consiste en (1) un scénario de jeu, composé des éléments modifiables (l'intrigue de l'histoire, le personnage et l'environnement) et non modifiables (règles, position de départ, tâche), (2) les animations, qui sont la transposition du scénario, structurées de manière visuelle et sonore pour une compréhension facile et pour valider le côté ludique du jeu et (3) le feedback qui constituera le retour d'une information vers un patient, donnée via un logiciel ou un thérapeute. Les trois éléments du cadre structurel, discutés ci-après, constitue ce que nous appellerons Animations MFM.

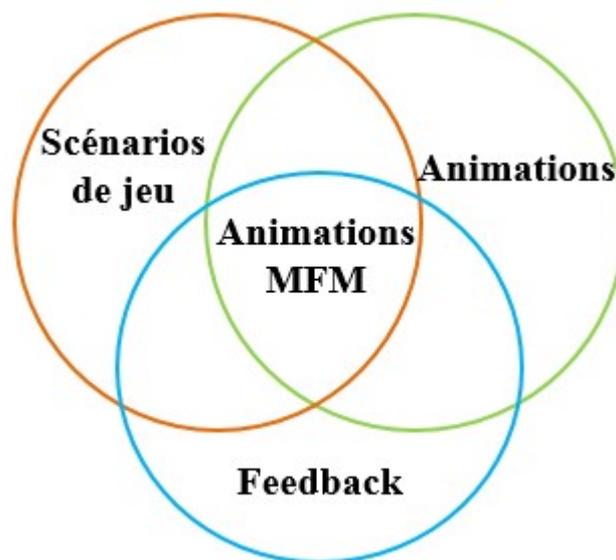


Figure 70 - Cadre structurel pour les Animations MFM

Au-delà des éléments structurels des animations, leurs développements seront réalisés en ayant systématiquement à l'esprit la prise en compte de cinq **préconisations**, définis spécifiquement pour notre travail, et qui serviront de guide pour le développement des animations des items du prototype:

1. La personnalisation des animations : les jeux doivent permettre des informations visuelles et sonores et un niveau de difficulté réglable par le kinésithérapeute. Cet élément est associé au niveau du score, au feedback et aux éléments modifiables du scénario de jeu.
2. La capture des mouvements : elle est liée aux caractéristiques des interfaces d'interaction. L'écran pour la tablette et les différents capteurs pour le capteur de mouvements.
3. Le feedback : un système de rétroaction qui doit toujours être motivant et encourageant pour le patient. Le feedback doit être donné en temps réel, en fonction du résultat de la cotation automatique ou de la cotation par le thérapeute.

4. La compatibilité d'implémentation: l'animation proposée doit être compatible avec la technologie utilisée software et hardware. Liés à la création et la présentation de l'animation.
5. La conformité au protocole : les jeux conçus doivent être en tous points fidèles aux items de la MFM, respectant toutes les règles d'installation et de déroulement de l'évaluation.

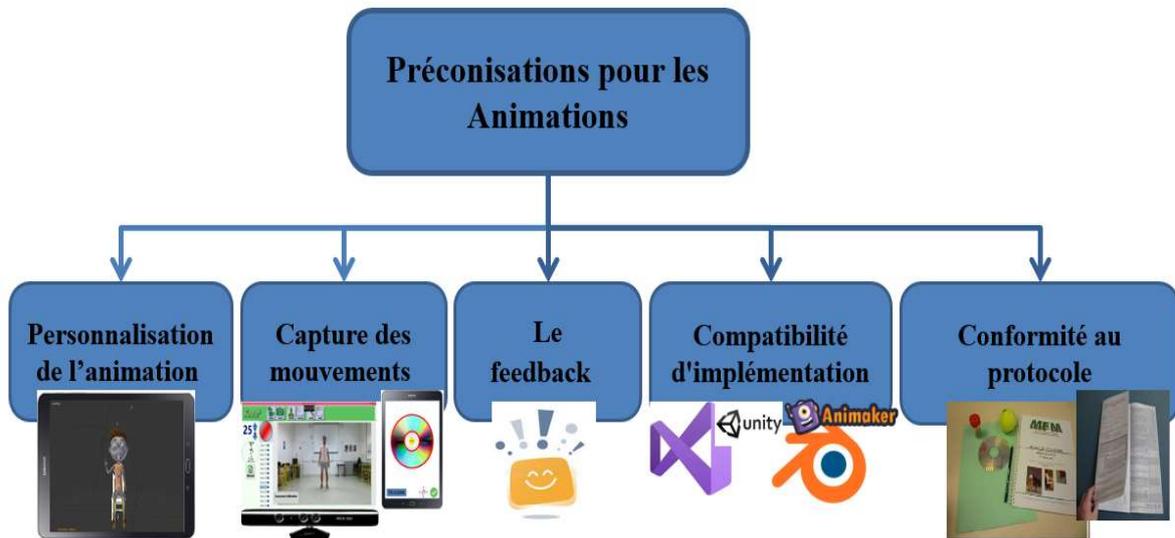


Figure 71 - Des préconisations de développement pour les Animations MFM

## 5.1 Le scénario du jeu

La création du système d'évaluation animé a commencé avec la mise en place d'un scénario de jeu. Il s'agit d'une histoire qui suit une séquence d'événements interconnectés pour atteindre un objectif final. Deux scénarios ont été écrits. Ils ont été communiqués individuellement à cinq kinésithérapeutes, tous certifiés pour effectuer des passages de la MFM. Ils devaient donner leurs impressions générales concernant la compatibilité des scénarios vis-à-vis de la passation de la MFM. Une fois les résultats analysés, le scénario choisi a été retravaillé en groupe en présence des trois experts dans le but d'être ensuite développé sous forme d'animations.

### 5.1.1 Scénario 1 – « Le fugitif »

Le scénario « Le fugitif » a été initialement développé dans le but de proposer des éléments d'un texte d'aventure dans le cadre de l'évaluation. C'est un récit dont le thème principal est: *la fuite en vaisseau spatial, d'une base dans laquelle vous avez été fait prisonnier*. L'analyse des impressions générales données par les thérapeutes n'a pas permis de conserver cette proposition. Le Tableau 25 regroupe les exigences des thérapeutes sur lesquelles nous sommes appuyés pour sélectionner le scénario et ensuite l'améliorer.

Tableau 25 - Exigences des thérapeutes pour la sélection puis l'amélioration du scénario de jeu

<b>Exigences des thérapeutes pour sélection et amélioration du scénario de jeu</b>	
<b>Thème</b>	- scénario à mieux adapter à chaque tranche d'âge et au genre - ne doit pas favoriser des sentiments tels que la colère ou la souffrance - attention à ne pas associer des contextes déjà vécus par les patients
<b>Langage</b>	- utiliser un vocabulaire plus clair et précis
<b>Récit</b>	- recherche plus de fluidité entre les actions
<b>Adaptabilité</b>	- essayer de proposer des actions adaptables aux niveaux de déficience motrice de chaque patient dans chaque test et pour les trois domaines des items de la MFM
<b>Feedback</b>	- le jeu et son but doivent être motivants, quel que soit le résultat de l'évaluation
<b>Utilisation</b>	- rendre la durée plus en adéquation avec le temps d'évaluation de 30-35 minutes

### 5.1.2 Scénario 2 – « Le naufragé »

Un deuxième scénario de jeu a été développé sur le thème « Le naufragé ». Comme « Le fugitif », il suit une séquence chronologique d'actions contenant de petits objectifs intermédiaires à atteindre par le patient et qui le mèneront à un objectif plus élevé à la fin du jeu: *naufragé sur une île, vous devez trouver un moyen de communiquer par radio avec le navire le plus proche pour venir vous secourir*. Ce scénario a également été jugé par le groupe de kinésithérapeutes, qui l'ont validé comme regroupant plus de critères compatibles avec une passation de la MFM. Il a donc été choisi pour être retravaillé en groupe (Figures 72).

Pour faire valider le scénario en présence des experts, la dernière des cinq préconisations listées précédemment a été utilisée comme outils de validation de la proposition : la conformité au protocole MFM. Ainsi, les 32 propositions de jeux liés aux objectifs intermédiaires ont été validées comme étant en tous points fidèles aux items de la MFM et respectant toutes les règles d'installation et de déroulement de la passation. De manière complémentaire, les experts ont évalués le scénario et les jeux associés comme compatible avec les pratiques des experts et motivant pour le patient.

Les retours des kinésithérapeutes ont été très positifs pour le scénario présenté et simulé. Quelques modifications ont été suggérées, permettant ensuite de procéder à la création des animations.



Figures 72 - Validation du scénario de "Le naufragé". Réalisation des items 1(A), 10(B), 14(C) et 30 (D)

## 5.2 Création des animations ludiques pour les items utilisant la tablette

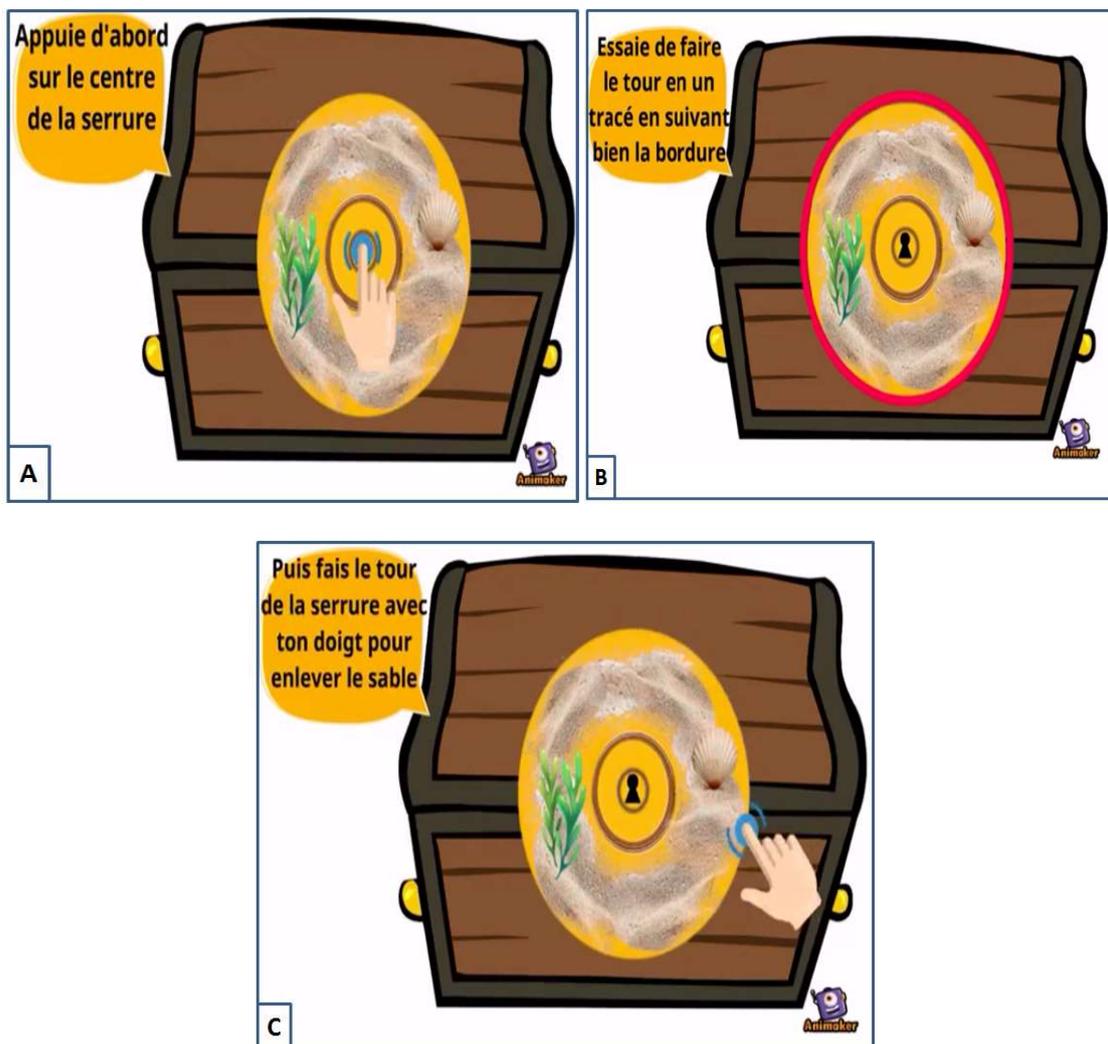
Les animations développées à destination du support tablette ont été implémentées sur les logiciels Animaker et Adobe Premiere Pro / Adobe AfterEffects. Animaker est un logiciel d'animation vidéo DIY (Do ityourself) freemium (partiellement libre), basé sur le cloud (disponibilité des ressources du système informatique sur demande) qui permet aux utilisateurs de créer des vidéos animées en utilisant des personnages et des modèles pré-crés. Adobe Première Pro est un logiciel de montages vidéos et AfterEffects est un logiciel d'animations graphiques, d'effets visuels et de composition numérique. Ces deux derniers logiciels sont souvent utilisés ensemble pour des raisons de complémentarité de fonctions.

Les animations liées aux trois items 18, 19 et 22 ont été implémentées individuellement, en mettant l'accent sur l'action proposée dans le scénario et les feedbacks visuels et sonores associés au déroulement de l'histoire. Concernant ces items, l'évaluation se concentre uniquement sur les mouvements fins de la main, les animations doivent donc respecter scrupuleusement les exigences de qualité de mouvements demandées dans le protocole.

La trame principale du scénario est toujours « *naufragé sur une île, vous devez trouver un moyen de communiquer par radio avec le navire le plus proche pour venir vous secourir* ». Pour chaque item, une animation illustre au préalable à la réalisation à effectuer par le patient, la manière dont la tâche doit être effectuée, mettant alors en avant l'objectif intermédiaire de l'histoire et les règles à suivre pour pouvoir valider cet objectif intermédiaire permettant de passer à l'étape suivante. Les animations sont complétées par des instructions orales et écrites. Toutes les animations ont été conçues par défaut pour une cotation 3. Pour le moment, le feedback proposé est constitué d'un message écrit et d'un son. Ils ne sont fournis qu'après acceptation de

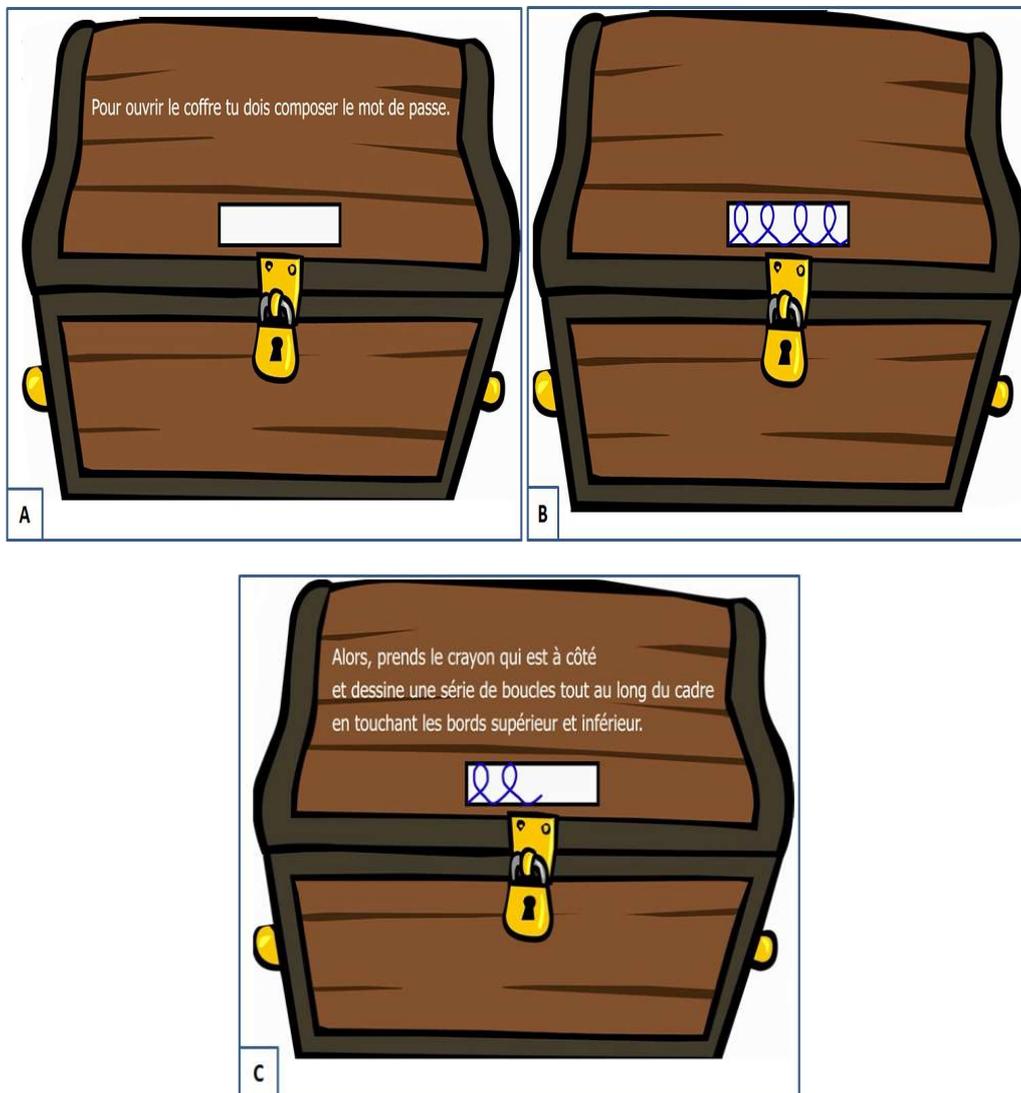
la passation par le kinésithérapeute. Le feedback est associé au score automatique déduit par TabMe2. Les visuels des trois items liés au développement sur tablette sont présentés ci-dessous.

- Item 18 (un doigt posé au centre d'un CD fixe : faire le tour complet du CD avec un doigt, sans appui de la main) - Dans le scénario, l'item 18 souligne la nécessité d'ouvrir un coffre-fort. Pour cela, le naufragé doit retirer soigneusement le sable se trouvant sur la serrure. La position initiale du patient, requise par le protocole MFM est toujours mise en évidence (Figure 73, A). Le tracé du mouvement pour le score maximum est également rendu plus visible, en rouge pour cet item (Figure 73, B). Une animation montrant le geste à effectuer par le patient est diffusée (Figure 73, C - *main en mouvement*).



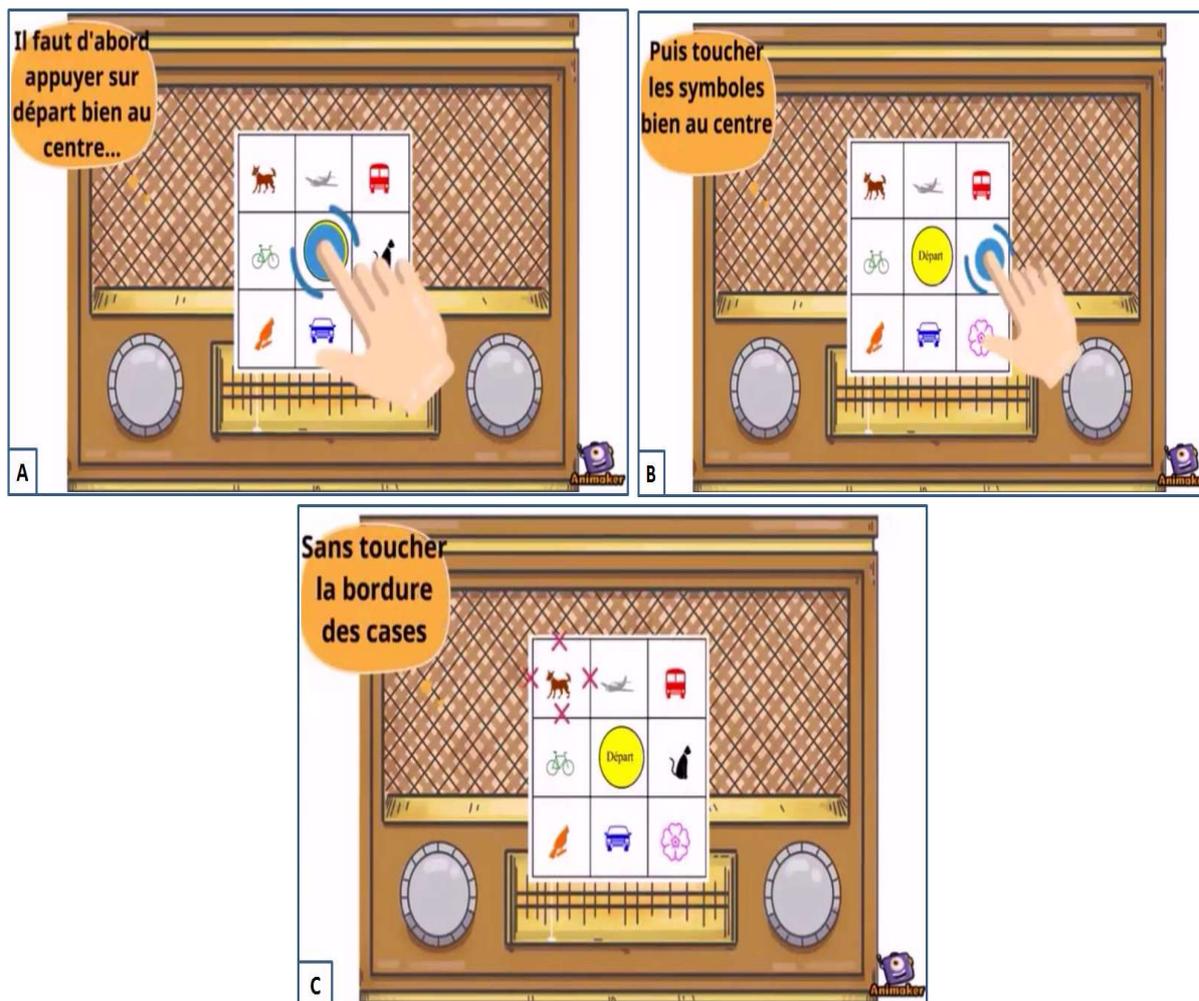
- Item 19 (le crayon placé sur la table : prendre le crayon placé à côté de sa main puis dessiner une série continue de boucles dans un cadre de 1 cm de hauteur et de 4 cm de longueur) - Dans le scénario, l'item 19, suit logiquement l'item 18. Effectivement, une fois le sable retiré de la serrure, il est nécessaire de composer le code pour ouvrir le coffre-fort. Ce code consiste ainsi en la réalisation des boucles dans le rectangle. Pour cet item, il n'y a pas de position de départ obligatoire. Le rectangle est bien mis en évidence (Figure 74, A). Le

tracé idéal pour le score maximum est également rendu visible (Figure 74, B) et la manière dont le tracer est diffusée visuellement avec une petite animation (Figure 74, C - *tracé en cours*).



Figures 74 - Illustrations par 3 images, de l'animation de l'item 19

- Item 22 (un doigt posé au centre d'un carré fixe : soulever le doigt puis le poser successivement au centre des 8 cases du carré sans toucher le quadrillage) - Dans le scénario, l'item 22 consiste à activer la radio qui se trouvait dans le coffre-fort. Une fois le coffre ouvert et la radio retrouvée, il s'agit pour le naufragé de composer le mot de passe pour allumer la radio. Ici encore, la position de départ (Figure 75, A) et les différentes zones à atteindre (Figure 75, B) sont diffusées par une animation initiale. Les zones interdites ou à éviter sous peine de diminuer son score sont précisées également (Figure 75, C).



Figures 75 - Illustrations par 3 images, de l'animation de l'item 22

### 5.3 Création des animations ludiques pour les items utilisant le capteur de mouvement

Les items de la MFM qui évaluent l'ensemble des mouvements du corps, nécessitent une approche de développement d'animation différente que pour le développement sur tablette. Dans l'environnement numérique proposé au patient, un acteur principal doit donc être défini. Il représente le patient dans l'environnement contextualité par le scénario de jeu. Pour implémenter les items associés au capteur de mouvement (14 items), l'outil Blender a été utilisé. Blender est un logiciel 3D open source, développé par la Fondation Blender, pour la modélisation, l'animation, la texturation, la composition, le rendu et le montage vidéo.

Pour la création d'un personnage, il a d'abord fallu créer un squelette articulé, pour pouvoir modéliser les mouvements cinématiques liés aux items correspondants de la MFM (Figure 76). Puis, une caractérisation du personnage a été proposée (Figure 77).



Figure 76 - Modélisation du squelette articulé dans l'environnement Blender

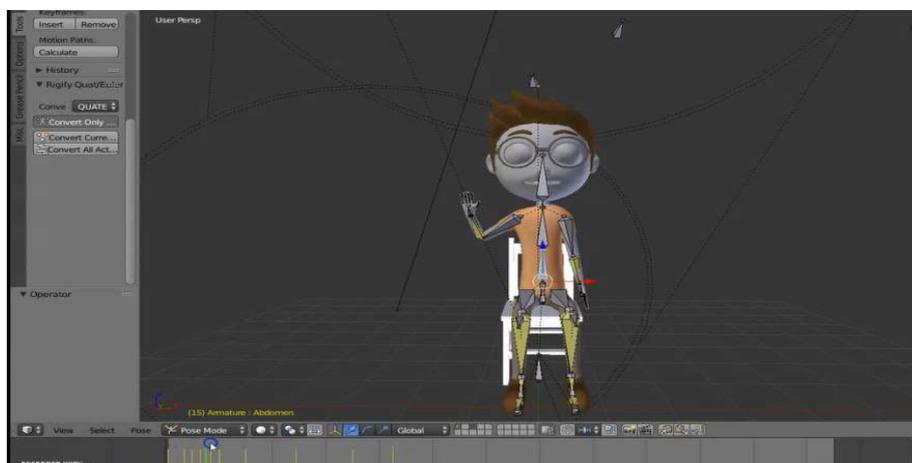


Figure 77 - Caractéristiques du personnage dans l'environnement Blender

Dans l'environnement Blender, 7 animations concernant les items 23 à 29 ont été créées à ce jour. Dans ces items de la MFM pour lesquels le patient est assis ou debout, le kinésithérapeute doit observer les mouvements de tout le corps et notamment la posture globale du patient. Les animations développées représentent le patient effectuant précisément les tâches demandées par le protocole MFM dans le contexte de l'histoire du *Naufragé*. Comme pour les animations sur la tablette, elles ont toutes été conçues par défaut pour une cotation 3. De plus, comme pour la tablette, les mêmes cinq préconisations qui servent de guide au développement des animations ludiques ont été mobilisés. Les visuels des 7 items liés au développement mobilisant le capteur de mouvement sont présentés ci-dessous.

- Item 23 (Annexe 2)(membres supérieurs le long du corps : poser en même temps les 2 avant-bras et/ou les mains sur la table) - Dans le scénario, le *Naufagé* doit augmenter l'amplitude du signal radio. Pour cela, il doit récupérer l'appareil qui se trouve sur ses cuisses puis le poser sur la table, en mettant ses mains sur la table (Figure 78)



Figure 78 - Position de départ de l'animation de l'item 23

- Item 24 (se mettre debout, sans appui des membres supérieurs, les pieds légèrement écartés) - Dans le scénario, le *Naufagé* doit se lever de la chaise, pour pouvoir chercher de nouveaux matériels pour améliorer le signal émis par la radio (Figure 79)



Figure 79 - Position de départ de l'animation de l'item 24

- Item 25 (se lâcher puis maintenir la position debout, pieds légèrement écartés, tête, tronc et membres dans l'axe) - Dans le scénario, le *Naufagé*, une fois debout, doit se positionner correctement (pieds légèrement écartés, tête, tronc et membre inférieur dans l'axe) et lâcher l'appui de la chaise pendant 5 secondes, pour regarder au loin s'il voit des bateaux naviguer (Figure 80).



Figure 80 - Position du Naufagé à un moment de l'animation de l'item 25

- Item 26 (sans appui des membres supérieurs lever un pied, 10 secondes) - Dans le scénario, le *Naufragé* regarde autour de lui et voit une antenne dépasser. Pour la rejoindre, il doit monter sur un pylône pour la récupérer. Il doit donc lâcher ses appuis et lever un pied pour commencer à monter (Figure 81).



Figure 81 - Position du Naufragé à un moment de l'animation de l'item 26

- Item 27 (sans appui, se baisser ou se pencher, toucher le sol avec une main puis se relever) - Dans le scénario, le *Naufragé* doit ramasser une pièce tombée dans le sable pour pouvoir relier la radio à l'amplificateur. Il doit alors se baisser pour toucher le sol et se relever (Figure 82).



Figure 82 - Position du Naufragé à un moment de l'animation de l'item 27

- Item 28 (faire 10 pas en avant sur les 2 talons) - Dans le scénario, le *Naufragé* ne reçoit pas de réponses à ses appels. Il doit alors retourner près de l'épave du bateau pour se débarrasser d'objets pouvant faire interférence. En s'y rendant, le sol sur lequel il marche se dérobe sous son poids. Sa seule façon de s'échapper est de marcher sur les talons. Il doit marcher une dizaine de pas sur les talons pour traverser facilement la zone (Figure 83)



Figure 83 - Position du Naufragé à un moment de l'animation de l'item 28

- Item 29 (faire 10 pas en avant sur une ligne droite) - Dans le scénario, le *Naufragé*, en voulant se rendre près de l'épave du bateau, se retrouve devant un précipice. Sur sa droite, se trouve un tronc encore robuste qui lui permettrait de rejoindre l'autre côté du précipice, pas très profond et pas très large à cet endroit. Le *Naufragé* décide de marcher dessus en posant un pied après l'autre. Ainsi, il doit marcher une dizaine de pas sur la ligne dessinée par terre pour réaliser cette traversée (Figure 84).



Figure 84 - Position du Naufragé à un moment de l'animation de l'item 29

#### 5.4. Validation des animations ludiques du scénario de jeu

Une première phase de validation des animations a été réalisée avec des kinésithérapeutes experts de la MFM pour les items 18, 19, 22 et 23 en présence des concepteurs et chercheurs. Une session de travail démonstration-utilisation a été réalisée, suivie d'une enquête. Lors de ce travail, les kinésithérapeutes pouvaient lancer eux-mêmes les animations sur la tablette, à partir de la feuille de passation numérisée (explication dans le chapitre suivant). Des questions relatives à l'aspect ludique des animations, à l'acceptation du personnage par les enfants, à la pertinence des consignes vocales, à l'ergonomie de manipulation de l'interface et au respect des règles de la passation de la MFM ont été abordées (Tableau 26).

Tableau 26 - Résultats du sondage d'acceptation des animations par les thérapeutes experts de la MFM

Questions	Animations motricité fine	Animations mouvements du corps
Ces animations ajoutent-elles un aspect ludique à la passation ?	Oui	Oui
Trouvez-vous facile le lancement des animations depuis la tablette ?	Très	Très
Êtes-vous satisfaits par la résolution de la vidéo ?	Oui	Oui
Trouvez-vous l'animateur/le personnage satisfaisant ?		Oui

Trouvez-vous les instructions par la voix off pertinentes ?	Oui	Oui " Les instructions claires et adaptées données à l'enfant".
Trouvez-vous le débit de la voix off adapté?	Oui, très bien adaptée.	Oui, très bien adaptée.
Trouvez-vous la durée de l'animation suffisante ?	Oui	Oui
Cette vidéo de démonstration au début de l'item vous est-elle utile ?	Oui "Les animations rend l'enfant acteur de sa propre évaluation"	Oui

En règle générale, les réponses ont été positives et les commentaires passionnés. L'idée initiale de présenter une animation avec une approche de *seriousgames* aux patients avant la réalisation de chaque tâche a été très bien accueillie. Les caractéristiques du personnage et du paysage sont également perçues de manière positive.

Une fois l'idée du système d'évaluation basé sur les animations ludiques approuvée, il est nécessaire de procéder à la conception des animations des autres items. Lors du sondage effectué ci-dessus, uniquement 4 animations d'items avaient été développées. Les 6 suivantes l'ont été que très récemment et d'autres sont encore en cours. Lors de la passation de l'échelle de la MFM, la participation du kinésithérapeute est nécessaire pour tous les items, que les mouvements du patient soient suivis et enregistrés par les outils technologiques ou non. La Figure 68 de ce chapitre (Vue chronologique des items et interaction des technologies) montre que 15 items ne sont pour le moment pas instrumentés, ni par la tablette, ni par le capteur de mouvement. Pour une continuité du scénario de jeu, les animations ludiques des 32 items doivent être développées, la fluidité de l'histoire dépendra aussi et surtout de la capacité du kinésithérapeute à manier naturellement tous les outils mis à sa disposition, notamment par l'intermédiaire de l'interface de contrôle développée sur la base de la feuille de passation (feuille de passation numérisée).

## 6. Discussion et conclusion

Dans le domaine de la santé, les *seriousgames* ont été utilisés dans différents contextes, explorant l'immersion de l'utilisateur dans des environnements spécifiques pour obtenir un meilleur apprentissage, une amélioration des compétences, de la concentration, de l'engagement ou encore de la motivation. La motivation est un élément particulièrement important dans le contexte de la rééducation et de l'évaluation motrice, car elle a des influences importantes sur l'adhésion aux programmes d'exercices physiques et sur la performance des réalisations des activités physiques spécifiques. Dans cet axe de recherche, nous avons proposé le développement d'un système d'évaluation basé sur les animations ludiques, de type *seriousgames*, adapté à la MFM, dans le but d'augmenter la motivation et l'engagement du patient.

La revue bibliographique a été réalisée pour mieux définir le thème, les concepts et les méthodes de conception pour la mise en œuvre des *serious games*. Bien que les *seriousgames* soient très bien adaptés aux activités de rééducation, aucune référence n'a été

trouvée concernant la définition de jeux conçus pour des échelles d'évaluation. Cependant, il a été décidé d'exploiter le modèle de taxonomie de LAAMARTI, EID et SADDIK (2014), qui souligne des caractéristiques importantes à prendre en compte pour la conception de *serious games* (Figure 62), pour dégager 5 préconisations permettant d'orienter la définition de nos animations ludiques. Ainsi, la personnalisation des animations, la capture des mouvements, le feedback, la compatibilité d'implémentation, et la conformité au protocole de la MFM ont été des facteurs déterminants pour valider la conception du scénario de jeu proposé et pour développer les animations correspondantes.

La conception du jeu a commencé par la création d'un scénario. C'est un récit progressif, composé de principes à définir, qui mènent à un objectif final. Une des plus grandes difficultés pour la création du scénario réside dans l'introduction de tous les éléments intrinsèques à l'échelle (position initiale, matériels, mouvement approprié et règles) dans une explication orale simple et compréhensible pour le patient, parfois de très jeune âge. Par contre, du point de vue très pratique de la conception des scénarios, une fois (1) la séquence logique des événements déterminée, (2) le matériel nécessaire pour chaque étape du jeu identifié, (3) les positions initiales connues et (4) les règles et instructions simplifiées en phrases impératives, alors le thème de l'histoire peut être facilement changé, en fonction uniquement de la créativité du concepteur.

Il est important de souligner que, connaissant très bien les patients, certains thérapeutes proposent très souvent, lors des passations des items de la MFM, des histoires pour motiver les enfants. Ainsi, la standardisation d'une histoire appliquée à la MFM peut représenter un handicap à gérer par le kinésithérapeute. Ainsi, lors de la validation du scénario « *Le naufragé* », il est plus facile à comprendre pourquoi l'adoption d'une histoire dans le processus d'évaluation n'a pas semblé si évidente à certains thérapeutes.

La deuxième étape de la conception du système d'évaluation basé sur les animations ludiques a été la création de l'environnement du jeu et donc également la modélisation d'un avatar, étroitement liés au thème adopté. L'environnement du jeu fait référence au concept général du jeu dans lequel les représentations graphiques se concentrent sur la construction du jeu lui-même, sur l'argument et la dynamique, sur les objectifs et les résultats que l'on souhaite obtenir. Dans les items qui utilisent la tablette, le scénario se concentre uniquement sur la représentation de l'objet utilisé pour une évaluation fine des mains. Dans ces items, il n'y a pas de représentation des mouvements de la main, mais plutôt du résultat de ce mouvement sous la forme d'un dessin sur l'écran de la tablette. Dans les items dans lesquels l'évaluation concerne l'ensemble du mouvement du corps, il était nécessaire de créer un personnage qui représente le patient. Au départ, il a fallu créer un squelette articulé pour modéliser les mouvements nécessaires à la réalisation de chaque item. Les caractéristiques physiques du personnage ont été définies dans un second temps. Dans cette deuxième étape, le choix stratégiques de l'adoption d'un squelette et de la mise en place de schémas de mouvements standardisés pour chaque item, peut permettre de modifier facilement le profil du personnage, en fonction du patient.

Une fois l'histoire, le personnage et l'environnement établis, la préoccupation suivante concerne le déroulement du jeu. Dans un contexte d'évaluation fonctionnelle, avec tous les paradigmes et règles de la MFM déjà discutés précédemment, nous avons opté pour un système d'évaluation basé sur les animations ludiques de type animation/démonstration/évaluation piloté complètement par l'intermédiaire de la tablette (Figure 85). Les instructions orales et/ou écrites sont fournies au patient lors du lancement de l'animation, et un défi spécifique est proposé (tâche

à réaliser correspondant à la passation d'un item de la MFM). Le patient tente d'exécuter la tâche et les interactions d'entrée (détection de mouvement) se produisent via l'écran (2D) ou sans contact (capteur de mouvement 3D). Le thérapeute valide la passation puis un feedback est proposé au patient.

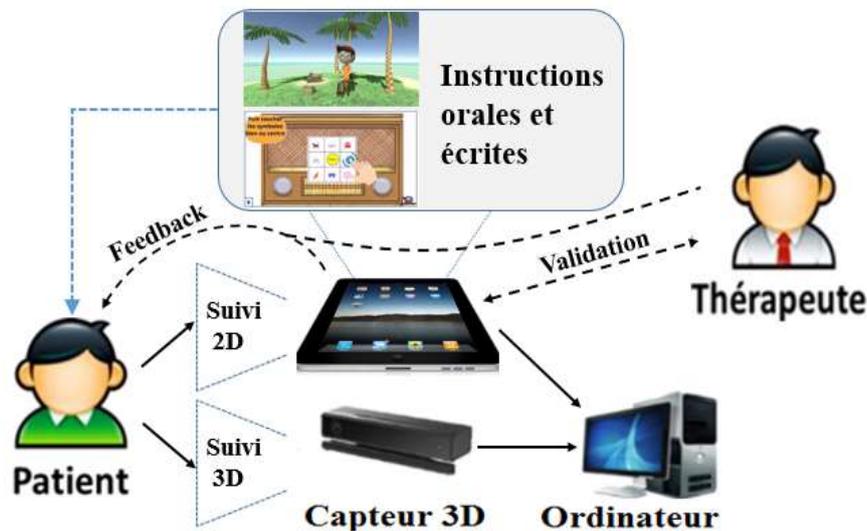


Figure 85 - Proposition du système d'évaluation basé sur les animations ludiques

Actuellement, le feedback sur TabMe2 est proposé sous forme d'audio et de messages écrits et il est complété par le thérapeute. Le modèle simpliste adopté ici ne correspond pas à la complexité de ce paramètre si important identifiés dans la revue bibliographique. Cette étape doit être mieux élaborée et développée puisqu'elle doit intégrer les spécificités de chaque item, les expressions variées des pathologies mais aussi les différents profils psychologiques des patients.

Les caractéristiques des jeux sérieux sont préservées dans notre système, car il offre les principaux éléments d'un jeu sérieux: gameplay et règles, défi (qui détermine les bonus à obtenir à chaque étape), interaction avec le patient et le matériel, objectif à atteindre et design attractif (WATTANASOONTORN et al., 2013).

L'adoption d'un écran d'immersion 3D tout d'abord imaginé, a été temporairement abandonnée: selon le kinésithérapeute, le patient serait trop préoccupé par l'avatar, oubliant le but de la tâche à réaliser. Deuxièmement, il constituerait un matériel de plus à intégrer par le physiothérapeute dans tout le processus l'évaluation.

Quant à l'adaptabilité du jeu, nous n'avons pas été en mesure de développer une base de données de profils globaux des patients. Une demande des thérapeutes est le développement d'histoires, de scénarios et de personnages adaptés à chaque tranche d'âge et à chaque genre. De manière complémentaire à cela, un objectif est également de créer des niveaux de défis correspondant aux capacités motrices des patients, desquels découlerait des instructions et des démonstrations qui seraient fonction des scores réalisables par le patient. Cette étape est imaginée relativement complexe en termes de modélisation de mouvements, car elle est assez variable et spécifique aux patients et à leurs pathologies. Cependant, les objectifs initiaux ont été atteints : le prototype du système d'évaluation basé sur les animations ludiques permet de générer des modèles facilement modifiables comme le thème de l'histoire, le scénario, la texture du jeu et la caractérisation du personnage.

En conclusion, nous pensons que les animations ludiques développées pour accompagner le prototype d'outil d'évaluation des capacités motrices peuvent motiver les jeunes patients lors de l'évaluation de la MFM. Dans le contexte très particulier des évaluations fonctionnelles, les concepts de base du *seriousgame* ont été préservés. Des mesures avec les patients sont maintenant nécessaires pour améliorer le système.

## **Synthèse du chapitre 4**

Ce chapitre présente la création d'animations ludiques ayant les caractéristiques d'un *seriousgame*, et pouvant être utilisées lors des passations du protocole de la MFM. Dans un premier temps les résultats d'une revue bibliographique ont été présentés. Ces référentiels nous ont donné des bases conceptuelles pour adopter notre propre démarche de développement de jeux numériques. Dans un second temps, la méthodologie adoptée pour la conception d'animations pour la MFM a été présentée. Elle est constituée de 7 principes contextuels, 3 éléments d'un cadre structurel et 5 préconisations. Le processus de développement a commencé par la création d'un scénario de jeu, il s'est poursuivi par la modélisation de l'environnement du jeu et d'un personnage articulé. Finalement, le contenu de ce chapitre de thèse permet de répondre à la question de recherche posée au premier chapitre de cette thèse « Quel environnement ludique pour améliorer l'engagement des enfants lors d'une passation de l'échelle MFM ? »



# CHAPITRE 5 - INTÉGRATION DU SYSTÈME

Le cinquième chapitre de ce manuscrit permet de proposer un bilan sur les propositions effectuées lors de cette thèse et de vérifier leurs intégrations dans le protocole MFM actuel. Premièrement, une proposition détaillée de l'utilisation des éléments constituant l'outil sera présentée : le système de suivi des mouvements, le système de mesure de la motricité fine, l'utilisation des animations ludiques seront ainsi pilotées grâce à la présentation d'une interface de contrôle développée sur mesure pour les thérapeutes. Les critères d'une intégration réussie seront présentés, ainsi qu'une analyse de ces critères en relation au fonctionnement proposé de l'outil. L'idée à terme serait de faire valider cette proposition par les thérapeutes au regard des 10 principes d'utilisabilités définis théoriquement. Ainsi, il serait possible d'évaluer l'impact de notre proposition et d'en tirer les conséquences lors d'une mise en application définie par un protocole de test.

## 1 Proposition d'utilisation de l'outil d'évaluation

### 1.1 Utilisation du système de suivi des mouvements

L'utilisation du système de suivi des mouvements, déjà développé en grande partie lors du travail de recherche précédent, consiste à utiliser le capteur de mouvement, le logiciel KiMe2 (système de capture, base de données et analyse de mouvement) et les outils de communication.

#### 1. Installation du matériel

En périphérie de la salle d'examen dont l'espace requis est d'au minimum 3m<sup>2</sup>, le capteur est connecté à un ordinateur par câble USB ou wifi. Le capteur est installé sur un support mobile (trépied), adaptable aux différents positionnements requis du protocole MFM. Une tablette est mise à disposition du thérapeute. Le patient est positionné devant le capteur à une distance de 1,5 m à 1,8 m (selon les conditions d'utilisation du capteur utilisé) pour réaliser les tâches. Le kinésithérapeute, placé à côté du patient, est équipé de la tablette connectée à l'ordinateur via wifi. Par la tablette, le thérapeute pilote le capteur de mouvement par l'intermédiaire du logiciel KiMe2 (Figure 86).

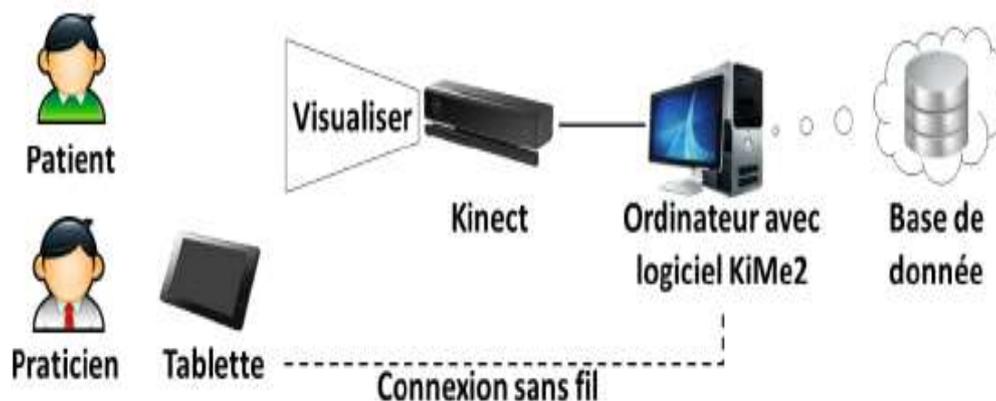


Figure 86 - Schéma de pilotage du système de suivi 3D  
Source: COTON, 2017

## 2. Mesurer les capacités

Le capteur et son module d'identification de squelette numérique sont utilisés pour le suivi des mouvements du patient. Le logiciel KiMe2 traduit ensuite le squelette numérique en données cinématiques définies avec les thérapeutes experts de la MFM et fournies par le manuel MFM : angles d'articulation, angles posturaux, etc. Une fois les mesures prises, les données sont stockées, formalisées et disponibles si nécessaire pour le kinésithérapeute.

Les évaluations enregistrées permettent, via un traitement automatique des données par le logiciel KiMe2, la proposition d'une cotation automatique disponible pour le kinésithérapeute. Il peut l'utiliser pour confirmer directement son diagnostic personnel, ou utiliser les représentations mises à sa disposition en complément de sa première proposition de diagnostic : analyses graphiques par le tracé des composantes cinématiques, reconstitution des mouvements du squelette numérique 3D de la tâche réalisée par le patient (dans un espace numérique sous Unity 3D). La Figure 87 présente la synthèse de fonctionnement du système de suivi 3D dont la pièce maîtresse est le logiciel KiMe2.

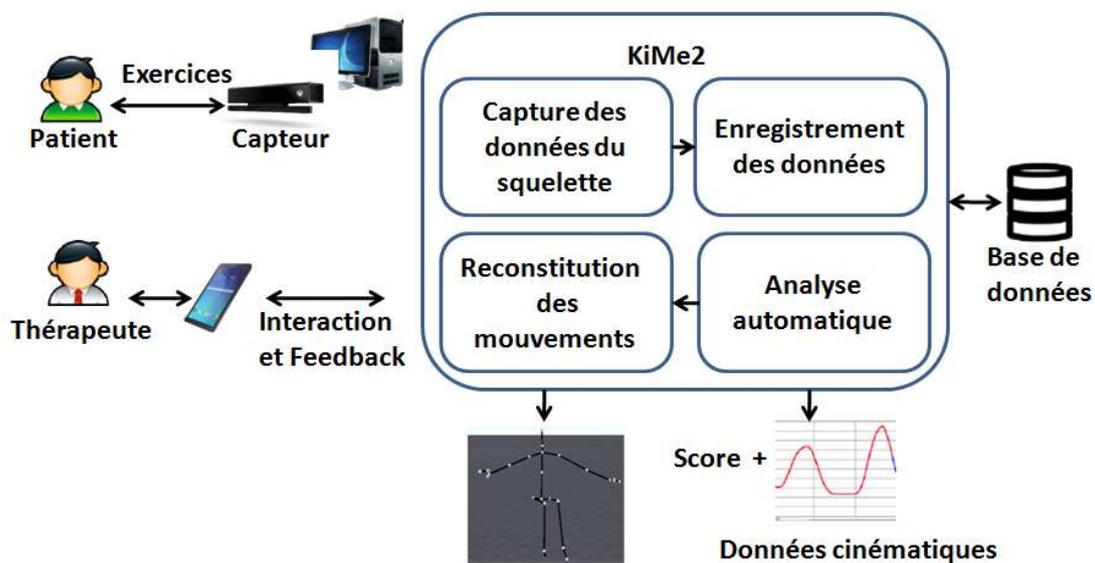


Figure 87 - Schéma résumant les étapes de l'évaluation motrice par le logiciel KiMe2

Concernant le suivi du mouvement 3D, la contribution principale du présent travail de recherche a été (1) de définir et d'évaluer un capteur 3D pouvant remplacer le capteur Kinect au niveau des fonctionnalités et des performances et (2) d'intégrer ces résultats dans le nouvel outil plus complet composé de fonctions supplémentaires détaillées ci-dessous.

### 1.2 Utilisation du système de suivi de la motricité fine

L'utilisation du système de suivi de la motricité fine, développé pratiquement intégralement lors du présent travail de recherche, consiste à utiliser la tablette, le logiciel TabMe2 (système de capture, de base de données et analyse de mouvement) et les outils de communication dédiés.

#### 1. Installation du matériel

La tablette est l'interface utilisée par le thérapeute durant toute la durée de la passation. Elle doit cependant être présentée au patient pour effectuer les tâches correspondant aux items 18, 19 et 22 (Figure 88). Une icône spécifique visible sur l'interface de contrôle de la tablette du

thérapeute lui indiquera cette action. Le styilet actif doit également être mis à disposition du patient pour la tâche 19.



Figure 88 - Utilisation de la tablette comme support pour la passation des items 18, 19 et 22

## 2. Mesurer les capacités

La tablette et le logiciel TabMe2 sont utilisés pour le suivi les mouvements de la motricité fine de la main du patient. TabMe2 formalise les mouvements effectués sur l'écran de la tablette par le patient en données 2D en y ajoutant le temps. Ces informations sont utiles pour coter automatiquement ces trois items du protocole MFM. De la même manière que pour le suivi 3D, le kinésithérapeute peut utiliser les cotations automatiques pour confirmer son diagnostic personnel, ou utiliser les informations mises à sa disposition pour le modifier: les animations des tracés effectués et les justificatifs des cotations. La figure 89 présente la synthèse de fonctionnement du système de suivi de la motricité fine, dont la pièce maîtresse est cette fois-ci le logiciel TabMe2.

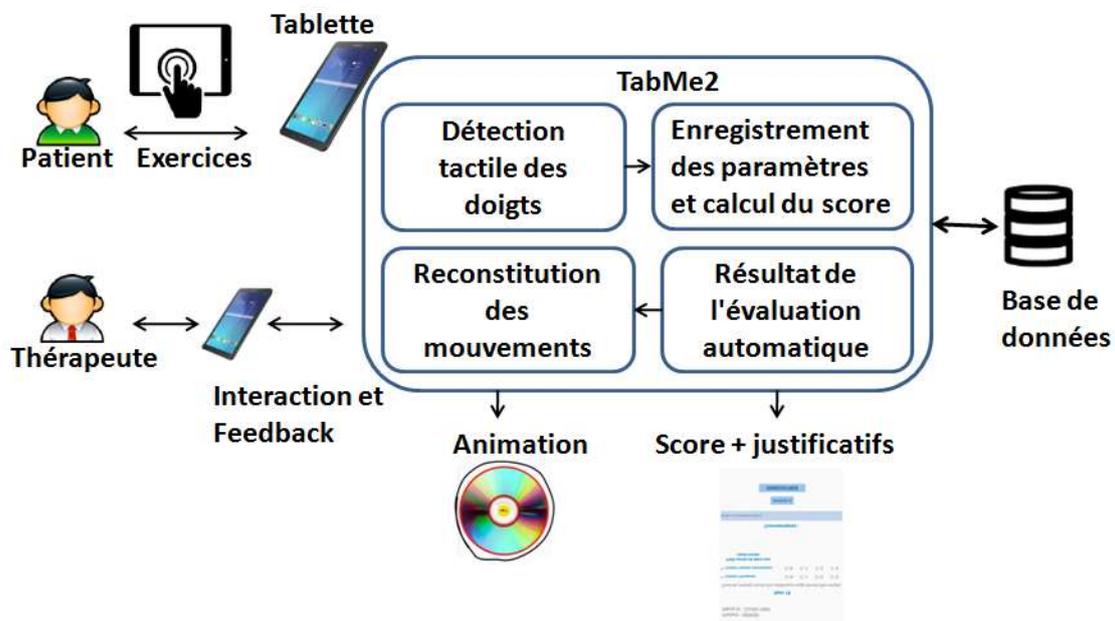


Figure 89 - Schéma résumant les étapes de l'évaluation de la motricité fine par le logiciel KiMe2

## 1.3 Utilisation des animations ludiques

Les réflexions autour de la motivation du patient à effectuer les exercices imposés par le protocole MFM ont débouché sur le concept d'animations proposées au chapitre précédent. De cette manière, la réalisation de l'ensemble des items se déroulera, pour le patient, dans le contexte

d'un scénario de jeu présenté sur la tablette. Lors de la passation d'une MFM le thérapeute, après l'accueil du patient, présente l'histoire. Grâce aux développements effectués, pour chacun des items, la tablette peut être proposée au patient pour qu'il découvre l'animation et les consignes à suivre. L'enfant exécute les gestes demandés sous contrôle du thérapeute qui évalue l'activité. Un feedback piloté par le thérapeute est ensuite proposé. Pour les trois items d'évaluation de la motricité fine modélisés sur la tablette, l'action doit être validée par le thérapeute puis ce sera le logiciel (sous couvert du thérapeute) qui fournira le feedback (Figure90).

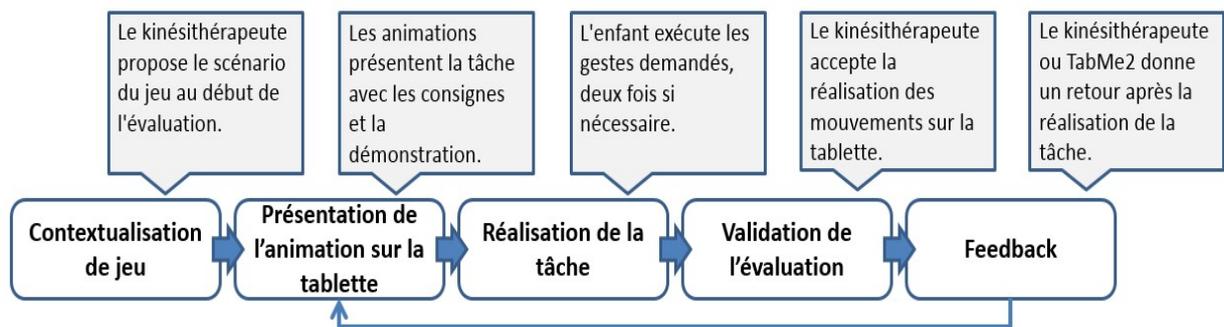


Figure 90 - Processus de passation d'un item de motricité fine, avec les animations et le feedback

L'animation montrée au patient en début d'item peut être visionnée plusieurs fois. Le thérapeute peut renforcer les instructions et la démonstration selon le besoin, si le patient montre toujours des signes d'incompréhension. Comme il sera précisé plus loin dans ce chapitre, les différents types d'interactions (physique, verbale et émotionnelle) sont extrêmement importants entre le thérapeute et le patient, la communication doit donc être maintenue malgré l'insertion de la technologie dans le protocole d'évaluation de la MFM. De plus, le thérapeute doit rester la figure d'autorité durant ce protocole et montrer qu'il pilote la passation.

Pour notre proposition d'outil d'aide à l'évaluation, il est prévu à terme la création d'animations sur la tablette pour les 32 items, indépendamment de l'utilisation ou non de systèmes de suivi 3D ou de la motricité fine.

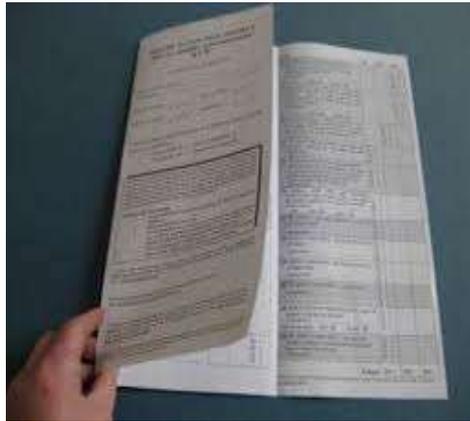
## 1.4 Interface de contrôle

Le pilotage par le thérapeute du matériel et des logiciels proposés pour suivre et analyser les mouvements des patients, doit se faire via une interface unique. Cette interface doit être familière et claire (en référence aux principes d'utilisabilité qui seront vus plus loin) pour le kinésithérapeute et doit comporter autant de fonctionnalités que nécessaire pour faciliter le déroulement du processus d'évaluation dans sa nouvelle version.

Par définition, la feuille de passation (Figures 91) est actuellement le support utilisé à la réalisation d'une MFM. Le kinésithérapeute est déjà familier avec ce support, il en maîtrise toutes les subtilités. Ainsi, la proposition a été faite, en accord avec les thérapeutes, de conserver la feuille de passation et de l'utiliser comme interface principale de pilotage du nouvel outil d'évaluation.

La feuille de passation est un guide simplifié des items, qui permet de visualiser le domaine de chaque item, de rappeler son objectif principal et la position de départ requise. Elle facilite la transcription des cotations ainsi que les calculs nécessaires pour évaluer le patient dans chacun des trois domaines et pour le score total (Figures 91). Elle permet également les annotations de

commentaires concernant les évaluations. Certains commentaires renseignent sur la cotation donnée, ils sont essentiels pour l'interprétation des scores et leur évolution dans le temps.



**MESURE de FONCTION MOTRICE dans les maladies neuromusculaires MFAM**  
**Etude de validation MFAM-Tablette**

**FEUILLE DE COTATION**

Item MFAM 21 (de 4 à 6 ans) - Item MFAM 22 (de 6 ans à 12 ans) - Item MFAM 23 (de 12 ans à 18 ans)

**Score MFAM 21 (%)**  
 01. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 02. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 03. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM 22 (%)**  
 04. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 05. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 06. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM 23 (%)**  
 07. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 08. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 09. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 10. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 11. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 12. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 13. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 14. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 15. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 16. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 17. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 18. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 19. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 20. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 21. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 22. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 23. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 24. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 25. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 26. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 27. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 28. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 29. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 30. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 31. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 32. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 33. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 34. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 35. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 36. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 37. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 38. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 39. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 40. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 41. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 42. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 43. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 44. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 45. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 46. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 47. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 48. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 49. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 50. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 51. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 52. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 53. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 54. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 55. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 56. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 57. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 58. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 59. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 60. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 61. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 62. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 63. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 64. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 65. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 66. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 67. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 68. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 69. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 70. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 71. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 72. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 73. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 74. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 75. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 76. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 77. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 78. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 79. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 80. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 81. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 82. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 83. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 84. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 85. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 86. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 87. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 88. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 89. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 90. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 91. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 92. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 93. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 94. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 95. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 96. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

**Score MFAM global (%)**  
 97. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 98. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 99. Score avant l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %  
 100. Score après l'essai (sur 100) : \_\_\_\_\_ %

Figures 91 - Feuille de passation: version papier

La proposition d'utiliser la feuille de passation comme interface de contrôle (Figure 92) permet d'y ajouter les fonctionnalités permettant :

- de gérer le lancement des animations: présence de boutons (icônes) pour accéder aux animations de chaque item ;
- de gérer les logiciels TabMe2 et KiMe2: l'accès à TabMe2 est direct lors de l'activation des items concernés (18, 19 et 22). Pour accéder à KiMe2, un bouton spécifique permet une connexion automatique et rapide entre la tablette et le PC pour piloter le capteur de mouvement ;
- d'accéder aux justificatifs des cotations automatiques, via KiMe2 et TabMe2, et aux animations vidéo permettant de rejouer l'activité du patient ;
- d'accéder directement aux résultats des cotations automatiques de chaque items, de la cotation automatique globale de chaque domaine et pour le score total de la MFAM ;
- d'enregistrer directement des résultats dans la base de données officielle de la MFAM ;
- d'accéder à une version numérique de chacun des items du manuel de la MFAM ou au manuel MFAM complet.

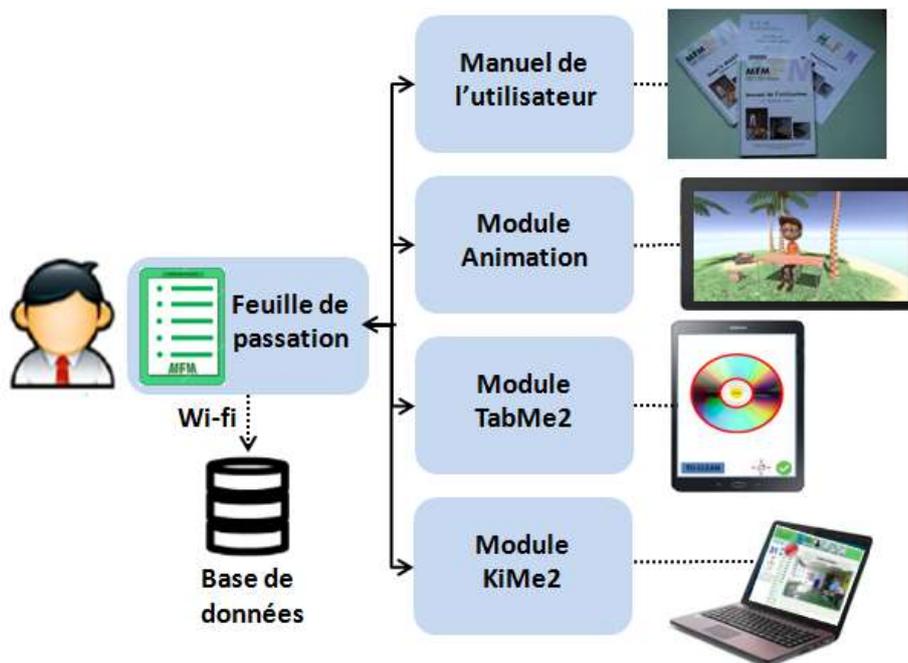


Figure 92 - Feuille de passation comme interface de contrôle de l'outil

Le rendu visuel de la feuille de passation numérique suit évidemment le modèle original de la version papier. Dans l'interface initiale développée de l'outil (Figure 93), certaines informations complémentaires concernant les caractéristiques du patient sont toutefois nécessaires pour l'identifier dans la base de données de la MFM (« Nom de Naissance » ; « Prénom » ; « Date de naissance » et le « Numéro d'identification »). Ces données sont demandées au thérapeute lorsqu'il doit transcrire (recopier) les données inscrites à la main sur la feuille de passation, vers la base de données de la MFM. Ces informations supplémentaires demandées ne constituent donc pas, dans l'absolu, une charge de travail supplémentaire.

Sur les secondes pages de l'interface numérisée, le thérapeute retrouvera une organisation familière des items, comme dans la version papier (Figures 94). C'est sur cette interface que les icônes spécifiques aux applications développées sont placées pour accéder aux autres fonctionnalités : animations, KiMe2, TabMe2, scores automatiques et leurs justificatifs (via KiMe2 et TabMe2), score total, manuel MFM.

La connexion de la tablette au PC, pour le contrôle de KiMe2, se fait par wifi, via *TeamViewer*. *TeamViewer* est un logiciel multiplateforme pour le partage de bureau, les conférences en ligne et le transfert de fichiers entre ordinateurs. Créé par la *TeamViewer Company*, le logiciel se concentre principalement sur l'accès à distance aux ordinateurs. L'utilisation d'un routeur non partagé (ou individuel) est indispensable car il garantit, dans le cas présent, la sécurité des données confidentielles.

En expérimentation en laboratoire, le routeur du capteur VicoVR (qui possède ses propres systèmes Wifi et Bluetooth) a été utilisé car il est suffisamment performant pour contrôler en temps réel le logiciel KiMe2 sur le PC.

## MESURE de FONCTION MOTRICE dans les maladies neuromusculaires MFM

### FEUILLE DE COTATION – Tablette

\* **Nom de Naissance:** Nom de Naissance \_\_\_\_\_ Prénom: Prénom \_\_\_\_\_

**Nom Marital:** Nom Marital \_\_\_\_\_

\* **Date de naissance:** jour \_\_\_ / mois \_\_\_ / année \_\_\_ **Age du Patient:** ans \_\_\_ / mois \_\_\_

**Date d'Évaluation:** jour \_\_\_ / mois \_\_\_ / année \_\_\_ \* **Numéro d'Identification:** Ident \_\_\_\_\_

**Nom de l'Examineur:** Nom \_\_\_\_\_

**Genre:**  Mâle  Femelle

**Latéralité:**  Droite  Gauche

**Fatigue du patient en début de passation de la MFM par rapport à son état habituel (avis du patient):**

Plus en forme  Dans son état habituel  Plus fatigué  Beaucoup plus fatigué

**Depuis la dernière MFM, le patient estime que son niveau moteur est:**

Amélioré  Stable  Diminué

**S'il s'agit de l'avis d'un enfant, ses parents estiment que son niveau moteur est :**

Amélioré  Stable  Diminué

**Passation de la MFM:**  32 MFM  20 MFM

Figure 93 - Interface initiale de la feuille de passation numérisée

		Score		
<p>22.  ASSIS SUR LA CHAISE OU DANS SON FAUTEUIL, UN DOIGT POSE AU CENTRE DU CARRÉ : souève le doigt puis le pose successivement sur les 8 dessins de la figure sans toucher le quadrillage.</p> <p>COMMENTAIRES : .....</p> <p><input type="radio"/> côte droit <input type="radio"/> côte gauche</p> <p style="text-align: center;"><b>Manuel</b></p>			<input type="radio"/> 0 <input type="radio"/> 1 <input type="radio"/> 2 <input type="radio"/> 3 <input type="button" value="ITEM22"/>	<div style="text-align: center; background-color: #4a86e8; color: white; padding: 5px; font-weight: bold;">SCORE</div> <p>Coopération du patient :</p> <p><input type="radio"/> nulle <input type="radio"/> moyenne <input checked="" type="radio"/> optimale</p> <p>COMMENTAIRES : .....</p> <hr/> <p>SCORES MFM EN %</p> <p>D1. Station debout et transferts (total D1/0,39) .....%</p> <p>D2. Motricité axiale et proximale (total D2/0,36) .....%</p> <p>D3. Motricité distale (total D3/0,21) .....%</p> <p>SCORE TOTAL (total cotations/0,96) = .....% <b>Score Total</b></p> <p><small>*Tous les calculs sont effectués automatiquement lorsque les données sont saisies dans la Base de données MFM :</small></p> <p>Informations complémentaires pour la saisie dans la Base de données MFM :</p> <p>Latéralité: <input type="radio"/> droitier <input type="radio"/> gaucher <input type="radio"/> indéterminé, ambidextre</p> <p>Fauteuil roulant à disposition : <input type="radio"/> non <input type="radio"/> manuel <input type="radio"/> manuel + électrique</p> <p>Grade de Vignos : _____</p> <p>1 - Marche et monte les escaliers sans aide.            2 - Marche et monte les escaliers à l'aide de rampes.            3 - Marche et monte lentement les escaliers avec l'aide de rampes (plus de 12 secondes pour 4 marches standard).</p>
<p>23.  ASSIS SUR LA CHAISE OU DANS SON FAUTEUIL, MEMBRES SUPERIEURS LE LONG DU CORPS : pose en même temps les 2 avant-bras et/ ou les mains sur la table sans bouger le tronc.</p> <p>COMMENTAIRES : .....</p> <p><input type="radio"/> Animation</p> <p style="text-align: center;"><b>Animation</b></p>			<input type="radio"/> 0 <input type="radio"/> 1 <input type="radio"/> 2 <input type="radio"/> 3 <input type="button" value="TabMe2"/>	
<p>24.  ASSIS SUR LA CHAISE : sans appui des membres supérieurs, se met debout les pieds rapprochés.</p> <p>COMMENTAIRES : .....</p> <p><input type="radio"/> KiMe2</p> <p style="text-align: center;"><b>KiMe2</b></p>			<input type="radio"/> 0 <input type="radio"/> 1 <input type="radio"/> 2 <input type="radio"/> 3	
<p>25.  DEBOUT AVEC APPUI DES MEMBRES SUPERIEURS SUR UN MATERIEL : sans appui des membres supérieurs maintient 5 secondes la position debout pieds légèrement écartés, tête, tronc et membres inférieurs dans l'axe.</p> <p>COMMENTAIRES : .....</p> <p><input type="radio"/> 0 <input type="radio"/> 1 <input type="radio"/> 2 <input type="radio"/> 3</p>			<input type="radio"/> 0 <input type="radio"/> 1 <input type="radio"/> 2 <input type="radio"/> 3	
<p>26. DEBOUT, AVEC APPUI DES MEMBRES SUPERIEURS SUR UN MATERIEL : sans appui des membres supérieurs, lève un pied 10 secondes.</p> <p>COMMENTAIRES : .....</p> <p><input type="radio"/> côte droit <input type="radio"/> côte gauche</p>			<input type="radio"/> 0 <input type="radio"/> 1	

Figure 94 - Feuille de passation : version numérisée

## 1.5 Déroulement de la passation avec les améliorations proposées

Considérant le matériel installé, connecté et le patient enregistré sur la tablette, l'évaluation peut commencer. Le kinésithérapeute introduit le déroulement de la passation en présentant au patient les équipements utilisés et lui propose ensuite la tablette. Elle contient une introduction qui aborde le thème de l'histoire ainsi que l'animation correspondant au premier item. Le patient observe la démonstration et écoute les instructions. Le thérapeute peut maintenant aider le patient à se positionner pour commencer l'exercice. L'accès au manuel numérisé permet au thérapeute de vérifier, si nécessaire, les exigences du protocole MFM pour l'item considéré. Il est à côté du patient, observe les mouvements, note ses observations et propose une cotation sur la tablette.

La tablette doit pouvoir communiquer avec le PC sur lequel est installé le logiciel KiMe2 pour les items dont les mouvements sont suivis par le capteur de mouvement. Le thérapeute accède donc au PC et au logiciel KiMe2 à travers la tablette (Figure 95). Il contrôle ainsi KiMe2 via sa propre interface, pilote l'enregistrement des mouvements, a accès aux informations communiquées par KiMe2 comme s'il manipulait directement le PC. Les changements d'interface (feuille de passation vers écran du PC et inversement) sont facilités par la présence d'icônes spécifiques sur la feuille de passation numérisée et par le système Android lui-même.

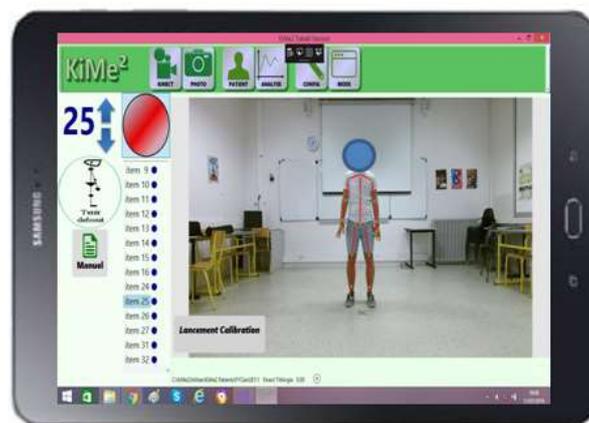


Figure 95 - Pilotage du logiciel KiMe2 à partir de la tablette

Pour les items 18, 19 et 22 concernant l'évaluation de la motricité fine, dont la proposition de cotation automatique est possible, les mouvements sont effectués directement sur la tablette par le patient. La sélection de l'item 18 sur la feuille de passation numérique par le thérapeute active automatiquement le logiciel TabMe2. L'animation est proposée à des fins de démonstration et d'instructions et le thérapeute propose au patient d'effectuer la tâche, là aussi, deux essais sont possibles. Pour effectuer son évaluation, le thérapeute peut, si nécessaire, visionner les tracés enregistrés sur la tablette. Il peut également choisir de les montrer au patient comme une forme de feedback.

Les scores sont enregistrés automatiquement en local sur la tablette tout au long de la séquence d'évaluation. A la fin de la passation, le thérapeute disposera automatiquement des résultats des scores totaux pour chacun des trois domaines de la MFM et du score total de la MFM. Ces calculs devaient précédemment être effectués à la main. Ce n'est qu'après avoir validé ces scores totaux que les résultats seront envoyés vers la base de données de la MFM ou enregistrés temporairement sur la tablette. Actuellement, l'option d'envoi direct des scores à la

base de données ne permet pas un enregistrement des données sur un ordinateur après l'évaluation.

## **2 Pour une intégration réussie de l'outil d'aide à l'évaluation**

L'introduction de différentes technologies dans le protocole d'évaluation de la MFM implique quelques changements. De nouvelles dynamiques d'interaction entre le kinésithérapeute, le patient et la technologie proposée doivent être précisées. Ainsi, l'acceptation et l'intégration de l'outil d'évaluation dans les pratiques des thérapeutes sont des critères essentiels à considérer lors de sa conception.

Les trois principaux critères d'évaluation de la mise en place de l'outil d'aide à l'évaluation de la MFM sont (1) les performances de l'outil lui-même, (2) l'acceptation par le patient et (3) l'acceptation par le kinésithérapeute. Au niveau du protocole, l'outil doit effectuer des mesures avec des performances au moins équivalentes à celles du kinésithérapeute et offrir des résultats compréhensibles et adéquats pour les analyses médicales. Pour le patient, l'interface d'interaction doit être compréhensible, agréable et motivante dans le cadre médical de la passation de la MFM. De plus, l'aspect ludique ajoute de l'intérêt et du divertissement, ayant éventuellement des conséquences sur les performances du patient pendant la passation. Pour le kinésithérapeute, l'outil doit être intégré aux niveaux opérationnel et technique.

### **2.1 Les critères d'intégration**

Les facteurs d'acceptation de la technologie dans le processus d'évaluation MFM ont été identifiés à la fin du travail de recherche précédent, par deux enquêtes réalisées par deux étudiantes en psychologie du travail (Laboratoire Interdisciplinaire de Psychologie de Grenoble) auprès de kinésithérapeutes:

- Étude de la relation thérapeute - capteur de mouvement 3D et son impact sur la relation thérapeute - patient (enquête 1) ;
- Étude de la relation patient - capteur de mouvement 3D et son impact sur la relation thérapeute - patient (enquête 2).

L'objectif était d'identifier les avantages et les difficultés de l'intégration de l'outil dans le protocole de la MFM et de fournir des informations qui favorisent son acceptation et son intégration. Ces deux études ont conduit à la proposition des principaux critères à prendre en compte pour une intégration réussie de l'outil (Tableau 27).

Concernant la partie technique, le kinésithérapeute doit être à même de maîtriser un minimum la manipulation des technologies proposées: la mise en route, la vérification du niveau de charge (pour la tablette et du stylet) et la calibration (positionnement du patient devant le capteur de mouvement au début de l'évaluation) des équipements. En pratique clinique, cette surcharge et ces préoccupations mêmes basiques, peuvent être décisives pour l'adhésion aux technologies dans le processus d'évaluation.

Par contre, l'apport de données quantitatives supplémentaires aux thérapeutes et la mise à disposition d'informations concrètes sur les types de compensations effectuées par les patients constituent les facteurs les plus importants de l'acceptation de l'outil.

Le choix de laisser le contrôle final des propositions de cotations au thérapeute (expertise revendiquée par les thérapeutes) est également prépondérant dans le processus d'acceptation de l'outil.

Tableau 27 - Critères d'intégration de l'outil dans le protocole de la MFM

<p><b>S'intégrer dans la pratique</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Accessibilité</b></li> </ul>
<p><b>S'intègre dans le protocole</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Installation facile</b></li> <li>• <b>Manipulation facile</b></li> <li>• <b>Ne prend pas plus de temps</b></li> <li>• <b>Ne gêne pas les mouvements et/ou interactions avec le patient</b></li> <li>• <b>Ne perturbe pas le thérapeute</b></li> </ul>
<p><b>Conservation des relations</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Relations entre thérapeutes</b></li> <li>• <b>Relation thérapeute-patient</b></li> </ul>
<p><b>Norme et sécurité</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Sécurité personnelle et hygiène</b></li> <li>• <b>Protection des données</b></li> <li>• <b>Règlementations</b></li> </ul>

Source: COTON, 2017 (chapitre 5, page 140)

## 2.2 Mise en relation des critères avec des fonctions de l'outil

Le tableau 1 regroupe les principaux critères à prendre en compte pour une intégration réussie de l'outil auprès des thérapeutes dans le protocole de la MFM. Eprouvons ci-dessous ces critères au regard des développements effectués dans ce présent travail de recherche :

### 2.2.1 *S'intégrer dans la pratique*

- **Accessibilité**

Les résultats fournis au thérapeute des évaluations automatiques sont adaptés à ses besoins. Il y a accès facilement, les justificatifs des cotations sont disponibles rapidement et sont surtout compréhensibles par le thérapeute. Les données sont accessibles via des interfaces et des boutons (icônes) faciles à utiliser.

### 2.2.2 *S'intégrer dans le protocole*

- **Installation et manipulation facile**

Les protocoles d'installation initiale des matériels et le descriptif des technologies seront renseignés lors des sessions spécifiques de formation des experts de la MFM. Une fois la salle dédiée à la MFM équipée, l'installation du matériel avant chaque passation est aisée. Sa manipulation se fait via une tablette, avec des interfaces simples et adaptées au protocole et aux habitudes des thérapeutes.

- **Ne prend pas plus de temps**

Il est nécessaire de vérifier le matériel avant l'évaluation ainsi que d'identifier le patient sur la tablette. Cela ajoute un temps moyen de 10 min à la passation. Le temps de passation en

utilisant la tablette étant estimé (à terme) identique au temps actuel en utilisant la version papier, ces 10 minutes seront compensées par la suppression de l'étape de transcription des résultats dans la base de données officielle de la MFM.

- Ne gêne pas les mouvements et/ou interactions avec le patient et ne perturbe pas le thérapeute

L'utilisation de système de suivi de mouvement 3D et de la tablette ne nécessite aucune préparation spéciale du patient, si ce n'est éventuellement une mise en confiance dans un environnement pouvant paraître déconcertant par la présence de ce matériel spécifique. Le thérapeute pourra interagir normalement avec le patient en faisant toutefois attention à ne pas se positionner entre le capteur de mouvement et le patient lors des items nécessitant l'utilisation du capteur 3D. Pour cela, il se positionnera toujours à côté du patient.

### ***2.2.3 Conservation des relations***

- Relations entre thérapeutes

De ce qui a été observé durant ces travaux de recherche, les thérapeutes sont solidaires et très à l'écoute et critiques des propositions effectuées. Lors de la passation, le thérapeute est seul avec son patient (éventuellement avec sa famille), mais il peut demander des avis de collègues suite à l'examen effectué. Cette situation n'a pas vocation à évoluer avec l'introduction de l'outil d'aide à l'évaluation.

- Relations thérapeute - patient

L'évolution de l'interaction entre le kinésithérapeute et le patient sera forcément impactée au niveau opérationnel. Cette interaction est identifiée à travers ses niveaux physique, verbal et émotionnel :

➤ Physique :

- Déplacement et remplacement du patient entre les items.
- Positionnement et correction de la posture du patient pendant l'item.

➤ Verbale :

- Consignes: ciblées et simples, elles doivent être facilement comprises par le patient. Une démonstration peut augmenter les chances de réussite « du premier coup ». En ce sens, l'animation ludique sur la tablette est un plus.
- Feedback: doit motiver et limiter la frustration, il apporte un complément sur les gestes à réaliser.

➤ Emotionnelle :

- Adaptation à l'humeur : patient fatigué, en forme ou d'humeur morose ou joyeuse.
- Moment positif : quand le patient réussit la réalisation des exercices → déclenchement des émotions positives: la joie, le contentement ⇒ motivation pour la réalisation des gestes.
- Moment tendu : quand le patient échoue à l'exercice, il doit le refaire et/ou a du mal lors de sa réalisation → déclenchement des émotions négatives: frustration ⇒ démotivation pour la réalisation des gestes.

Certaines de ces interactions peuvent en partie être prises en charge par l'outil d'évaluation, notamment au niveau verbal : les consignes et les règles peuvent être fournies lorsque le patient découvre l'animation sur la tablette. De plus, nous avons vu dans le chapitre précédent que les

animations pouvaient être adaptées au degré de handicap du patient. Les feedbacks, eux, doivent encore (pour le moment) être supervisés par le thérapeute.

### **2.2.4 Norme et sécurité**

- Sécurité personnelle et hygiène

Le système ne présente aucun risque physique ou psychologique pour le patient ou le thérapeute. Le système ne met pas en danger le matériel de l'hôpital ni son infrastructures.

- Protection des données et réglementation

L'utilisation d'un réseau privé interne à l'hôpital limite l'accès aux données depuis l'extérieur. Lors des passations officielles, les résultats ne peuvent pas être stockés sur la tablette. Le développement du système proposé doit suivre toutes les réglementations exigées par le protocole MFM et les réglementations hospitalières.

## **3 Vers une validation de l'intégration du système**

En théorie, les critères d'intégration de l'outil dans la pratique des thérapeutes sont respectés, mais pour progresser vers une acceptation de l'outil par les thérapeutes, des expérimentations supplémentaires sont nécessaires sur le terrain, lors de passation avec des patients.

Avant la mise en place de l'état de confinement dû à la crise sanitaire du COVID-19 en mars 2020, une dernière expérimentation avait été envisagée en avril 2020 avec la participation de deux kinésithérapeutes experts de la MFM (du CHU de Lyon et du CHU de Grenoble) auprès d'une cohorte d'environ 30 enfants sains. L'objectif était la mise en situation pratique de l'outil d'aide à l'évaluation motrice dans sa dernière version la plus aboutie, sur une journée complète, permettant l'évaluation de notre proposition à travers les critères d'utilisabilité définis ci-dessous.

### **3.1 Principes d'Utilisabilité**

De nombreuses méthodes d'évaluation de l'utilisabilité sont directement associées aux interfaces homme-machine. JORDAN (1998) présente 10 principes d'utilisabilité considérés comme nécessaires pour guider le processus de conception. Nous voulons nous les approprier pour évaluer les interfaces de l'outil proposées au thérapeute. Un questionnaire devra être créé sur cette base. Ces principes se concentrent sur l'anticipation des actions et collaborent pour établir l'adaptation de la facile utilisation des environnements, des produits et des systèmes aux caractéristiques des futurs utilisateurs :

- 1 Consistance : fait référence à des tâches similaires qui doivent être effectuées de manière identique.
- 2 Compatibilité : concevoir pour la compatibilité signifie s'assurer que la fonction du produit est liée aux attentes de l'utilisateur, en s'appuyant sur ses connaissances.
- 3 Prise en compte des ressources de l'utilisateur : il est important que dans le cadre de l'interaction avec un produit ou un système, aucun canal sensoriel de l'utilisateur ne soit surchargé.
- 4 Feedback : consiste à développer des interfaces qui fournissent des réponses claires sur toute action développée par l'utilisateur.

- 5 Prévention et récupération des erreurs - des produits peuvent être conçus de manière à ce que, si des risques d'erreurs se produisent, ils soient réduits au minimum et que les utilisateurs puissent rapidement et facilement se remettre de toute erreur qu'ils commettent.
- 6 Contrôle par l'utilisateur : les environnements, produits ou systèmes doivent être conçus en vue de permettre aux utilisateurs de contrôler les interactions possibles.
- 7 Clarté visuelle : il est important que les informations soient présentées afin de pouvoir être interprétées rapidement et facilement sans provoquer de confusion.
- 8 Priorité des fonctionnalités et des informations : lorsqu'un produit présente un large éventail de fonctionnalités, il convient de donner la priorité à certaines d'entre elles lors de la conception de l'interface du produit. L'établissement des priorités doit être fondé sur la fréquence d'utilisation de certaines fonctions ou sur l'importance comparative de différentes fonctions. Après avoir décidé quelles fonctions sont les plus importantes, celles qui sont considérées comme prioritaires peuvent recevoir plus d'attention dans le projet.
- 9 Transfert approprié de la technologie : consiste à appliquer des technologies qui ont été développées avec un objectif précis, dans un nouveau domaine, dans le but d'apporter de nouveaux avantages aux utilisateurs.
- 10 Clarté de fonctionnement : fait référence au développement de produits et de systèmes dont le mode de fonctionnement est clair; sa fonctionnalité et son mode de fonctionnement doivent être intégrés.

## **3.2 Protocole de test envisagé**

### ***3.2.1 Population***

Deux physiothérapeutes experts de la MFM, avec plus de 5 ans d'expérience.  
30 enfants en bonne santé âgés de 8 à 14 ans.

### ***3.2.2 Matériels***

- Capteur de mouvement 3D et un trépied ;
- PC chargé avec le logiciel KiMe2 et TeamViewer ;
- Tablette chargée avec le logiciel TabMe2, les animations et la version numérique de la feuille de passation ;
- Caméra vidéo ;
- Matériel nécessaire pour réaliser une MFM.

### ***3.2.3 Les méthodes***

Dans un premier temps, les physiothérapeutes seront formés à l'utilisation de l'outil. Des manipulations des différentes technologies sont prévues avant les passations avec les enfants.

Les enfants et leurs parents devront remplir une fiche d' « Autorisation de capture, de diffusion et d'utilisation d'images et de données informatiques Kinect et Tablette » qui sera élaborée par l'équipe du présent projet de recherche.

Pendant la passation avec les enfants, le kinésithérapeute manipule l'outil d'aide à l'évaluation. Les passations doivent avoir lieu comme prévu à la section 1.5 de ce chapitre, décrite

ci-dessus. À la fin de chaque passation de 20 ou de 32 items, le kinésithérapeute devra répondre au questionnaire d'utilisation et décrire les principales difficultés et suggestions de changements. L'expérience entière sera enregistrée en vidéo et audio.

Les enfants (aidés de leurs parents si besoin) devront également remplir un questionnaire permettant de comprendre leur état d'esprit avant, pendant et après la passation.

## **4 Impacts sur le nouveau protocole MFM**

Concernant le protocole MFM lui-même, validé cliniquement à l'international depuis près de 20 ans, la contrainte imposée dans ce travail était l'impossibilité de modifier les contenus des items, dans leurs préparations, leurs déroulements et leurs critères d'évaluation. Ainsi, la moindre proposition d'évolution a dû être validée auprès des thérapeutes et des patients, comme cela a été réalisé avec une étude pilote (chapitre 3) lors du passage à l'utilisation de la tablette pour les items concernant la motricité fine. Pour tous les autres items, l'ajout d'une animation présentant la tâche à effectuer au patient n'a aucune incidence sur la réalisation de la tâche ou son évaluation.

Les modifications techniques apportées par nos propositions dans le déroulement de la passation de la MFM nécessitent une nouvelle approche du thérapeute auprès du patient, et par rapport aux technologies manipulées. L'utilisation de l'outil aura également un impact sur la dynamique d'évaluation du thérapeute. Les principaux facteurs de changement sont mis en évidence ci-dessous :

1. Vérification du matériel avant la passation : la tablette et le stylet doivent avoir une batterie chargée. Allumer le PC sur lequel KiMe2 est installé. Vérifiez la connexion wifi.
2. Identification du patient : la feuille de passation numérique a été construite pour générer des résultats dans le format approprié de la base de données officielle de la MFM. Cela implique le remplissage correct des identifications minimales du patient (nom, prénom, date de naissance et le numéro d'identification), avant le début de l'évaluation.
3. Interaction kinésithérapeute/patient : l'intensité de l'interaction entre le patient et le thérapeute devrait diminuer en ce qui concerne les aspects médicaux liés à la passation de la MFM. En effet, notre proposition va dans le sens de plus d'autonomie du patient lors des passations et plus d'attention portée aux démonstrations et instructions données par les animations. Cette volonté s'inscrit pour une meilleure implication et donc performance du patient. Ce changement doit néanmoins favoriser l'évolution du rôle du thérapeute vers plus de complicité avec le patient. Ainsi, il doit rester un acteur majeur dans la réalisation du protocole de la MFM, non seulement comme évaluateur principal décisionnaire, mais aussi comme participant au scénario avec pour rôle d'informer et de vérifier les feedbacks présentés sur la tablette.
4. Interaction patient avec la tablette : pour chaque item, la tablette doit être présentée au patient pour visualiser les animations. Cela impliquera une petite manipulation supplémentaire de la tablette par le kinésithérapeute qui la porte sur lui en permanence lors des passations.
5. Transcription des données : la proposition d'utiliser une feuille de passation numérique et donc des scores notés immédiatement de manière informatique permet d'éliminer l'étape de transcription des données du papier vers le système informatique (base de données de

la MFM). Une fois tous les items évalués, les données sont téléchargées en ligne et l'évaluation est finalisée.

## 5 Discussion et conclusion

Le processus d'évaluation automatique des items de l'échelle MFM implique l'ajout de nouvelles technologies au protocole classique validé cliniquement. Tout au long du processus de conception de l'outil d'aide à l'évaluation, de nombreuses discussions ont été menées avec les thérapeutes pour permettre la conservation de la validité du protocole MFM et pour minimiser l'impact sur le thérapeute et sur les interactions avec les patients.

Dans la mise en œuvre de l'outil d'aide à l'évaluation, certains équipements ont été choisis: un capteur de mouvement 3D connecté à un ordinateur, un support pour le capteur de mouvement (trépied, table) et une tablette numérique. De même, des logiciels ont été développés (TabMe2, KiMe2) en utilisant ou mobilisant des environnements de programmation ou de visualisation (Visual Studio, Unity et un logiciel de contrôle à distance (comme TeamViewer)).

Concernant l'installation physique du matériel, elle est considérée comme simple et rapide (moins de 10 min) et consiste à positionner correctement le capteur 3D sur le support, le connecter au PC et à l'alimentation électrique. Quant à la tablette et au stylet, ils doivent avoir des batteries chargées avant l'évaluation. Pour ne pas être pris au dépourvu en début de passation, la pratique de vérification des matériels avant l'évaluation devrait être intégrée dans les habitudes de l'évaluateur.

L'utilisation de l'outil impose l'utilisation de nouveaux supports numériques pour les items 18, 19 et 22, pour le manuel de la MFM, et pour la feuille de passation, de même que l'utilisation d'animation ludiques pour la présentation des items au patient.

Le déroulement de l'évaluation change également, car il est dorénavant nécessaire pour le thérapeute (1) d'inscrire le patient sur la feuille de passation numérique avant de commencer l'évaluation, (2) de veiller à réaliser certains items devant le capteur 3D et d'autres directement sur la tablette, (3) de faire attention à sa position lors de la passation d'items utilisant le capteur de mouvement et (4) d'utiliser la tablette pour piloter le protocole et pour valider les scores. Il a été validé dans le chapitre 3 que les changements de supports pour trois items de la motricité fine ont été bien acceptés par les patients et les kinésithérapeutes impliqués dans la recherche. L'intégration de la feuille de passation et du manuel sur la tablette simplifiera la manipulation des objets pour le kinésithérapeute lors de l'évaluation. Quant aux animations, une évaluation spécifique devra être réalisée pour vérifier leur bonne interprétation par les patients et les conséquences sur l'activité du kinésithérapeute durant la passation.

Un point fort de la proposition est qu'aucune connaissance spécifique en informatique, concernant le capteur de mouvement ou la technologie Tablette n'est nécessaire pour utiliser l'outil proposé. La formation annuelle permettant l'obtention de la certification comme expert de la MFM peut constituer une formation suffisante pour maîtriser les logiciels TabMe2, KiMe2, la feuille de passation numérique et les interfaces de manipulation.

## Synthèse du chapitre 5

Ce chapitre du manuscrit de thèse avait pour objectif de valider l'intégration de l'outil d'aide à l'évaluation motrice, composé de nouveaux logiciels et matériels, dans la pratique actuelle du protocole de la MFM. Le système de suivi des mouvements 3D comprend un capteur 3D, un PC portable, un support (trépied), une tablette et le logiciel KiMe2. Le système de suivi de la motricité fine utilise une tablette, un stylet actif et le logiciel TabMe2, pour l'évaluation des items 18, 19 et 22. Les 10 animations développées (jusqu'à présent) proposent des démonstrations visuelles et des instructions verbales de la tâche à réaliser dans le cadre d'une histoire à vivre pour le jeune patient. La fiche de passation, dans sa version numérisée sur la tablette, permet un contrôle de tous les matériels et logiciels pour une utilisation intégrée de l'outil dans la pratique des thérapeutes. Pour une évaluation finale de l'acceptation de notre outil par les kinésithérapeutes, il avait été planifié, dans la durée de la thèse, une dernière expérimentation. A travers les 10 principes d'utilisabilité de JORDAN, elle aurait permis donner un caractère plus concret aux hypothèses théoriques validées dans ce chapitre.

# CHAPITRE 6 - CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

## 1 Synthèse de la recherche

L'utilisation de la technologie pour la santé peut améliorer les processus médicaux et accroître l'accessibilité aux patients. Ainsi, il existe d'innombrables avancées, qui permettent des diagnostics plus rapides et précis et en conséquence des traitements plus efficaces. Dans le domaine de la kinésithérapie, il est également possible de promouvoir une plus grande efficacité dans les processus d'évaluation et de rééducation, une meilleure dynamique de traitement et des pratiques plus interactives et engageantes pour les patients.

Ainsi, ce travail de recherche a été développé dans le cadre d'une demande d'introduction de la technologie dans le protocole de la MFM (Mesure de la Fonction Motrice), pour assurer plus de cohérence lors des évaluations inter et intra-évaluateur et plus de motivation pour les jeunes patients devant réaliser ces évaluations. Plus précisément, notre activité est organisée sous la forme d'une démarche de conception d'un système d'aide à l'évaluation motrice capable d'assister le kinésithérapeute lors de l'observation et l'analyse des mouvements des patients. Cet outil doit être adaptable au protocole MFM, motivant pour le patient, naturellement intégré à la dynamique de travail du kinésithérapeute et peu coûteux. 4 questions de recherche, définissant 4 axes de travail ont été définis pour organiser cette thèse :

Q1. Quelle est la meilleure solution pour remplacer la Kinect V2 ?

Q2. Comment capturer, analyser et proposer une notation automatique aux thérapeutes, des activités motrices fines des patients ?

Q3. Quel environnement ludique pour améliorer l'engagement des enfants lors d'une passation de l'échelle de la MFM ?

Q4. Comment intégrer l'outil développé dans les pratiques des thérapeutes pour favoriser son adhésion ?

Chaque axe a été initialement exploré de manière isolée, compte tenu de ses enjeux et particularités. Enfin, nous avons proposé d'intégrer toutes ces contributions dans un seul outil piloté de manière centrale par le thérapeute.

Pour répondre aux questions de recherche, nous avons d'abord eu recours à des revues bibliographiques pour comprendre le contexte des techniques de suivi des mouvements et des mesures des mouvements humains. Dans le domaine de la kinésithérapie, il nous a fallu comprendre le contexte de l'échelle MFM. Dans le domaine des jeux, nous avons exploré les concepts et les méthodes de conception de jeux sérieux pour une application en santé. De plus, puisque le projet s'inscrit complètement dans le cadre de la conception d'un nouveau produit dédié à des utilisateurs spécifiques, nous avons cherché à identifier et à mobiliser les méthodes de conception les plus adaptées pour l'exécution de ce projet.

En parallèle à cela, nous avons exploré les ressources méthodologiques, scientifiques et techniques permettant de créer des prototypes et réaliser des tests d'utilisation. À ce stade, l'acquisition de compétences, notamment en programmation (Java et C#), a été impérative. En tant que kinésithérapeute de formation, j'ai également pu bénéficier de la certification à la passation de la MFM obtenue en février 2018.

## 2 Contributions de la thèse et difficultés rencontrées

Dans le **chapitre 1**, en ce qui concerne l'approche de conception choisie pour la mise en œuvre de l'outil d'aide à l'évaluation, la CCU - *conception centrée sur utilisateur* - est basée sur la participation effective des thérapeutes et des patients pour la formulation de connaissances dynamiques qui contribuent aux étapes de mise en œuvre de la solution finale. De cette manière, nous avons cherché à suivre les principales étapes du cycle interactif CCU : préciser les exigences de l'utilisateur ; produire des designs et des prototypes ; effectuer une évaluation basée sur les exigences de l'utilisateur. Il est important de souligner que l'évaluation (étape 5 du processus CCU) se fait à deux niveaux : premièrement lors d'une phase initiale avec le thérapeute qui doit d'abord accepter le prototype afin qu'ensuite, l'étude d'utilisabilité avec les patients puisse être suivie. C'est une bonne démarche pour la protection des patients, mais qui rend les étapes d'évaluation relativement longues. Dans notre cas, les technologies évoluant rapidement, le risque est de proposer une solution validée, dont la technologie est déjà dépassée.

En ce qui concerne le **chapitre 2**, les capteurs de mouvement 3D sont une alternative de suivi des mouvements, compatible avec notre contexte de travail. Ils sont portables, simple d'installation et d'utilisation, ils permettent un accès facile aux données estimées des points d'articulations du corps humain (coordonnées x, y, z) et sont indiqués pour une utilisation dans des environnements fermés.

Actuellement, le marché propose de nombreuses alternatives de capteurs 3D, très similaires en termes de hardware, mais assez variables en terme de logiciel. Les Kinect V1 et V2, par exemple, disposent d'un SDK robuste qui permet le facile développement des applications. La recherche d'un capteur pouvant remplacer la Kinect, a consisté à trouver du matériel comparable, en même temps qu'un logiciel « assez » accessible. C'est un point important à aborder car les difficultés d'utilisation du logiciel ne sont visibles qu'au moment de sa mise en œuvre. Et cela influence également sur les performances du matériel.

Dans nos recherches, nous avons choisi d'utiliser le middleware NuiTrack pour estimer le squelette 3D des deux capteurs RealSense et VicoVR pour faciliter la standardisation du flux de données, car il était compatible avec plusieurs capteurs. Les performances des deux capteurs ont été étudiées lors d'une étude expérimentale réalisée avec 4 volontaires sains. Les résultats des mesures effectuées ont été analysés en comparant deux à deux chacun des deux capteurs avec la Kinect. Les analyses statistiques des résultats ont montré que le capteur VicoVR présente une estimation des points d'articulations du squelette 3D plus similaire à celle de la Kinect que le RealSense. De cette façon nous considérons le VicoVR comme une meilleure option pour une utilisation dans l'évaluation fonctionnelle, en remplacement du capteur Kinect. C'est un produit permettant une communication sans fil dont les performances sont alignées sur celles de Kinect, mais, comme les autres capteurs, il n'évalue que 19 points du squelette numérique et ne dispose pas d'images couleur pour Windows. Son utilisation est intéressante pour notre application de part de sa performance et son accessibilité.

Le **chapitre 3** traite des aspects de la motricité fine. L'utilisation de capteurs 3D tels que le Leap Motion et la Kinect n'est pas validée dans notre contexte de travail. Le Leap Motion avait été évalué et non retenu lors du travail de recherche précédent. Ainsi, la technologie tablette a été choisie grâce au suivi des mouvements du patient sur l'écran. La démarche de conception du

système d'évaluation automatique de la motricité fine a été reprise et formalisée. Nous avons pu placer nos activités dans un second cycle de CCU. L'idée initiale d'utiliser la tablette comme support pour évaluer trois items d'évaluation de la motricité fine de l'échelle MFM existait déjà. A partir de là, les principales contributions du cycle précédent ont été utilisées pour préciser les exigences des utilisateurs. Nous avons alors pu définir une technologie plus appropriée permettant de modéliser et paramétrer les trois items choisis et de créer l'application TabMe2 (logiciel de cotation automatique).

La validation des trois interfaces numériques sur la tablette comme support des trois items 18, 19 et 22 de la MFM a été obtenue lors d'une étude expérimentale avec des patients. Les données obtenues dans l'étude expérimentale préliminaire avec TabMe2 sont très encourageantes (de très bons scores de corrélation ont été obtenus particulièrement pour les items 19 et 22), ce qui permet d'être très ambitieux pour les futures améliorations et validation de cette application.

Dans le **chapitre 4**, nous traitons l'aspect ludique de MFM. L'absence de méthodes de conception d'un *seriousgames* dans le cadre d'une échelle d'évaluation a permis de créer notre propre méthode de conception basée sur 7 principes contextuels, 3 éléments d'un cadre structurel et 5 préconisations. La création des animations, en conservant des caractéristiques du jeu était le moyen le plus approprié pour créer un environnement ludique appliqué au contexte d'une échelle d'évaluation. Notre proposition est donc la création d'une séquence d'animations, dans laquelle chaque animation faisant référence à un item de l'échelle. Les animations suivent une séquence d'étapes à franchir, pour atteindre un objectif final. Il est important que les animations suivent la séquence logique des événements (la même séquence logique que celle du protocole de la MFM), incluent dans leurs tâches le matériel imposé par le MFM et respectent avant tout, les positions initiales et les règles / instructions. Les animations doivent être présentées aux patients sur la tablette sous le contrôle du thérapeute.

Le **chapitre 5** traite de l'intégration des systèmes développés. L'outil d'aide à l'évaluation se compose d'une tablette, d'un capteur de mouvement 3D, d'un ordinateur, des logiciels KiMe2, TabMe2 et des animations. Ces composants sont intégrés dans une interface de contrôle qui a le format de la feuille de passation (outil connu et utilisé par le kinésithérapeute lors de l'évaluation). Ainsi, la feuille de passation numérisée sur la tablette est l'interface de contrôle manipulée par le thérapeute qui pilote tous les systèmes développés. Nous essayons de rendre les commandes aussi intuitives que possible et d'ajouter autant de fonctionnalités que possible. Cela doit encore être validé lors de tests d'usage en utilisant notamment les principes théoriques d'utilisabilité.

L'outil d'aide à l'évaluation est capable de suivre 17 des 32 items de la MFM, 14 par le capteur 3D et 3 par la tablette, et de proposer un score automatique par l'intermédiaire des logiciels KiMe2 et TabMe2. Les items sur la tablette correspondent à 3 des 6 items de la motricité fine. 10 animations sur la tablette ont été présentés dans ce manuscrit dans le but de rendre les évaluations plus stimulantes et engageantes pour les jeunes patients (12 sont effectivement disponibles au moment d'envoyer ce manuscrit aux deux rapporteurs de ce travail de thèse). Le capteur de mouvement 3D VicoVR est suggéré pour remplacer la Kinect dans le logiciel KiMe2 dans les versions futures.

Le travail réalisé dans cette thèse, par l'intermédiaire d'une mise en œuvre d'outils et de méthodes de conception à une problématique médicale concrète d'évaluations motrices de personnes en situation de handicap, permet de **proposer de véritables contributions au**

**domaine du génie industriel.** Chacun des chapitres apporte des éléments dans ce cadre. Nous soulignons notamment l'apport de méthodes de travail autour des potentialités d'utilisation de matériels technologiques à bas coût pour la détection et l'analyse de mouvements du corps humain ou de manipulations manuelles plus précises. Nous pensons effectivement que notre démarche de travail peut être appliquée à divers environnements professionnels, notamment industriels, tant dans sur un site de production qu'au niveau des bureaux d'étude. De la même manière, le processus de développement de Serious Games a été formalisé dans cette thèse de manière a pouvoir être mobilisée dans tout autre cadre professionnel, de santé ou non, en focalisant l'attention sur l'implication de l'utilisateur pour la ou les tâches à réaliser.

Les principales difficultés dans ce travail de recherche sont notamment la nécessité de disposer de compétences multiples nécessaires pour mener à bien ce travail dans sa totalité : de l'émergence des besoins auprès des experts de terrains, aux propositions de solutions de conception, au déploiement de solutions puis aux expérimentations. Le travail auprès et avec des professionnels de santé constitue certes une originalité et une force indéniable de cette thèse, mais cela représente aussi une difficulté non négligeable tant les domaines de connaissances et formations des uns et des autres sont différents. Enfin une dernière difficulté majeure rencontrée est la complexe adaptation d'une technologie et des algorithmes décisionnels associés, aussi bien choisis soient-ils, à une problématique spécifique, d'autant plus si elle implique des avis subjectifs et des aspects décisionnels liés à l'humain.

## **3 Perspectives**

### **3.1 Amélioration de la qualité des mesures par le capteur de mouvement**

Cette demande avait été suggérée dans les travaux précédents pour pouvoir améliorer la précision des mesures, mais également pour mesurer et analyser les mouvements des autres items de la MFM (dans les positions où le patient est couché ou pour les exercices qui nécessitent des déplacements sur de grandes distances par exemple). La proposition serait de synchroniser plusieurs capteurs dans des positions stratégiques pour une meilleure détection et un meilleur suivi des mouvements du patient. Cette demande doit être analysée tant au niveau du hardware du capteur qu'au niveau logiciel, car des développements spécifiques seraient alors nécessaires.

### **3.2 Identification tactile de la paume pour la tablette**

Une limitation majeure actuelle du logiciel TabMe2 est l'impossibilité de distinguer le toucher du doigt et le toucher de la paume de la main. La technologie *multitouch* sur la tablette peut d'identifier plusieurs touchers, ce qui permet l'implémentation d'un système d'identification tactile de la paume pour l'optimisation des scores automatiques sur TabMe2. Cette option n'a pas été développée par manque de temps et de choix stratégique.

### **3.3 Développement des animations ludiques**

Un total de 10 animations ont pour le moment été développées et implémentées sur le prototype final de l'outil à évaluer. Il est évidemment attendu, pour vérifier les aspects ludiques et fonctionnels des animations proposées pour la MFM, de créer l'ensemble des 32 animations.

Cela permettra de vérifier la pertinence des animations pour une échelle d'évaluation, dans les catégories des *seriousgames*.

### **3.4 Implémentation de KiMe2 aussi pour la tablette**

KiMe2 a été conçu en C# sur le Microsoft Visual Studio. Une version actuelle de ce logiciel pour Android est disponible pour la mise en œuvre d'applications sur tablettes et Smartphones. Avec l'utilisation de capteurs sans fil comme le VicoVR, nous pourrions éliminer l'utilisation du PC dans notre outil, avec KiMe2 et TabMe2 installés uniquement sur la tablette.

### **3.5 Standardisation du stylet pour l'item 19**

L'utilisation de la tablette comme support pour l'évaluation de l'item 19 oblige à utiliser un stylet actif. Le manque de continuité dans la technologie des tablettes et de ses accessoires rend la mise à jour des applications problématique. Dans le cas du stylet pour dessiner les boucles sur l'item 19 (*et surtout pour pouvoir ouvrir le coffre-fort*), sa standardisation simplifiera les démarches et recherche permanente du remplacement de la tablette pour des raisons de mise à jour logiciel.

### **3.6 Méthode de conception d'un *Serious Game* pour les échelles d'évaluation**

Une première proposition de méthode de conception d'animations ludiques pour une échelle d'évaluation des fonctions motrices a été proposée dans ce travail de recherche. Elle est élaborée sur la base de 7 principes contextuels, 3 éléments d'un cadre structurel et 5 préconisations. Pour une validation plus approfondie de cette méthode, il pourrait être envisageable à plus long terme de l'expérimenter sur d'autres échelles d'évaluations.



# **PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS EFFECTUEES PENDANT LA THESE**

## **POSTERS**

1. VINCENT-GENOD D., COTON J., RIPPERT P., THOMANN G., MORARD MD., VUILLEROT C., Automatized assessment of motor function in patients with nmd: mfm-digital study, Poster, 12<sup>th</sup> International Society of Physical and Rehabilitation Medecine World Congress, ISPRM, 8-12 July, Paris, France, 2018
2. VINCENT-GENOD D., J. COTON, DE SOUZA Adriana Gomes Lisboa, DARON A., SERVAIS L., DE LATTRE C., LAGRANGE E., GAUTHERON V., FEASSON L., RIPPERT P., THOMANN G., VUILLEROT. Project of playful and automatized assessment of Motor Function in patients with NMD: MFM-digital study. Poster. 31<sup>ème</sup> Conférence de la European Academy of Childhood Disability (EACD), Paris, mai 2019

## **CONFERENCES NATIONALES**

1. DE SOUZA, A. G. L., BRUNOTTE Martin, VINCENT-GENOD Dominique, VUILLEROT Carole, THOMANN Guillaume. Design of Game Scenario Applicable to the Assessment of motor function based on MFM. JCJC – Colloque Jeunes. 2019
2. CUARELLI Gilberto, Guillaume THOMANN, DOS REIS MIRANDA Vania Cristina, TOMAZINI José Elias, FREIRE JUNIOR José Celso, Mesures simultanées du CoP et du CoM pour l'évaluation posturale, pour une évolution de la pratique médicale en kinésithérapie, Poster, HANDICAP 2018, Paris, France, 10-15 Juin, 2018.

## **CONFERENCES INTERNATIONALES**

1. DE SOUZA, A. G. L, VINCENT-GENOD Dominique, VUILLEROT Carole, DUBOIS Michel, THOMANN Guillaume. Validation of a digital interface for assessment of motor function based on MFM. In: International Conference on Human Systems Engineering and Design IHSED2018: Future Trends and Applications. Springer, Cham, , October, 25<sup>th</sup> - 27<sup>th</sup>, p. 921-926, 2018.
2. DE SOUZA, A. G. L., VINCENT-GENOD Dominique, VUILLEROT Carole, THOMANN Guillaume. Hand Dexterity: Design for Automatic Evaluation of Item 18 of MFM Scale. International Conference 29th CIRP Design, 2019.
3. CUARELLI Gilberto, DI DONATO Alain, MISSET Julia, DE SOUZA Gomes Lisboa Adriana, DOS REIS MIRANDA Vania Cristina, TOMAZINI José Elias, THOMANN Guillaume. How to evaluate the postural balance in a more efficient and less expensive way? 28th CIRP Design Conference, May 23rd-25th, Nantes, France, 2018
4. DE SOUZA, AGL.; THOMANN Guillaume. Implementation of a motor functions assessment system based on the MFM scale. 10<sup>th</sup> International Joint Conference on Mechanics, JCM2019, Design Engineering and Advanced Manufacturing. 2020.

## REVUES

1. DE SOUZA, A G L.;et al. Tablet-Based Automatic Evaluation of Hand Dexterity for patients with Neuromuscular Disabilities. Ergonomics, 2020. En analyse.

## RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUE UTILISEES DANS LE MANUSCRIT

1. ABERNETHY, A. P. et al. Improving health care efficiency and quality using tablet personal computers to collect research-quality, patient-reported data. *Health services research*, v. 43, n. 6, p. 1975-1991, 2008.
2. ALEXANDER, M. A.; MATTHEWS, D. J.; MURPHY, K. P. (ed.). *Pediatric rehabilitation: principles and practice*. Demos Medical Publishing, 2015.
3. ALEXANDERSON, S.; O'SULLIVAN, C.; BESKOW, J. Robust online motion capture labeling of finger markers. In: *Proceedings of the 9th International Conference on Motion in Games*. p. 7-13, 2016
4. ALLAHYARI, T.; SAHRANESHIN SAMANI, A.; KHALKHALI, H. Validity of the Microsoft Kinect for measurement of neck angle: comparison with electrogoniometry. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, v. 23, n. 4, p. 524-532, 2017
5. ANCILLAO, A. Analysis and measurement of human motion: modern protocols and clinical considerations. *Journal of Robotics and Mechanical Engineering Research*, v. 1, n. 4, p. 30-37, 2016.
6. ARGASIŃSKI, J.K.; WEGRZYN, P. Affective patterns in serious games. *Future Generation Computer Systems*, v.92, p. 526-538, 2019.
7. BALDOMINOS, A; SAEZ, Y; DEL POZO, C G. An approach to physical rehabilitation using state-of-the-art virtual reality and motion tracking technologies. *Procedia Computer Science*, v. 64, p. 10-16, 2015.
8. BENAÏM, C.; DESNUELLE, C.; FOURNIER-MÉHOUS, M. Echelles fonctionnelles et évaluation des fonctions motrices dans la sclérose latérale amyotrophique. *Revue Neurologique*, v. 162, p. 131-137, 2006.
9. BÉRARD, C., et al. A motor function measure scale for neuromuscular diseases. Construction and validation study. *Neuromuscular disorders*, v. 15, n. 7, p. 463-470, 2005.
10. BÉRARD, C., et al. La mesure de fonction motrice, outil d'évaluation clinique des maladies neuromusculaires. Étude de validation. *Revue Neurologique*, v.162, n.4, p. 485-493, 2006.
11. BOHANNON, R. W. Test-retest reliability of hand-held dynamometry during a single session of strength assessment. *Physical therapy*, v. 66, n.2, p. 206-209, 1986.
12. BOLINK, S. A. A. N. et al. Validity of an inertial measurement unit to assess pelvic orientation angles during gait, sit-stand transfers and step-up transfers: Comparison with an optoelectronic motion capture system. *Medical engineering & physics*, v. 38, n. 3, p. 225-231, 2016.
13. BONNECHERE, B., et al. Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: comparison with standard stereophotogrammetry. *Gait & posture*, v. 39, n.1, p. 593-598, 2014.
14. BRAUN, S. *Maladies rares: laboratoires d'innovation pour la santé humaine*. La Presse Médicale, v.41, p. S48-S5, 2012.
15. BREGLER, C., et al. Turning to the masters: motion capturing cartoons. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, v. 21, n. 3, p. 399-407, 2002.
16. BROOKE, M. H. et al. Clinical trial in Duchenne dystrophy. I. The design of the protocol. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, v. 4, n. 3, p. 186-197, 1981.
17. BUJARI, A. et al. Can a Game improve People's Lives? The case of Serious Games. In: *International Internet of Things Summit*. Springer, Cham, 2015. p. 270-275.

18. BUTT, A. H., et al. Objective and automatic classification of Parkinson disease with Leap Motion controller. *Biomedical engineering online*, v.17, n.1, p. 168, 2018.
19. CAI, L., et al. Validity and Reliability of Upper Limb Functional Assessment Using the Microsoft Kinect V2 Sensor. *Applied bionics and biomechanics*, 2019.
20. CAPPOZZO, A., et al. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. *Gait & posture*, v. 21, n. 2, p. 186-196, 2005.
21. CARABEO, C. G. G. et al. Stroke patient rehabilitation: A pilot study of an android-based game. *Simulation & Gaming*, v. 45, n. 2, p. 151-166, 2014
22. CARFAGNI, M., et al. Metrological and critical characterization of the Intel D415 stereo depth camera. *Sensors*, v. 19, n.3, p. 489, 2019.
23. CARVALHO, M. B., et al. An activity theory-based model for serious games analysis and conceptual design. *Computers & education*, v. 87, p. 166-181, 2015.
24. CHABROL, B.; MAYER, M. Principes de prise en charge multidisciplinaire des dystrophies musculaires de Duchenne. *Archives de pédiatrie*, v. 22, n. 12, p. 12S69-12S72, 2015.
25. CHOI, J-S et al. The development and evaluation of a program for leg-strengthening exercises and balance assessment using Kinect. *Journal of physicaltherapy science*, v. 28, n. 1, p. 33-37, 2016.
26. CHORIANOPOULOS, K; GIANNAKOS, M. Design principles for serious video games in mathematics education: from theory to practice. 2014.
27. CIDOTA, M. A., et al. Serious Gaming in Augmented Reality using HMDs for Assessment of Upper Extremity Motor Dysfunctions. *i-com*, v. 15, n. 2, p. 155-169, 2016.
28. CLARK, R. A. et al. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait& posture*, v. 36, n. 3, p. 372-377, 2012.
29. CLARK, R. A., et al. Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control. *Gait& posture*, v. 42, n.2, p. 210-213, 2015.
30. COMMARE, M.-C. Maladies neuromusculaires (MNM): mise au point. *La Lettre de médecine physique et de réadaptation*, v.24, n.1, p. 15, 2008.
31. COTON J, VEYTIZOU J, THOMANN G, Villeneuve F. Feasibility study of hand motion analysis by the Leap Motion Sensor Key words. *AMSE JOURNALS-AMSE IFRATH Publication –2016- Modelling C. v.77, p.73–83, 2016.*
32. COTON J. Utilisation de nouvelles technologies pour l'évaluation clinique des activités motrices de patients. Thèse (Doctorat Génie Industriel) - UNIVERSITÉ GRENOBLE ALPES, Grenoble, 2017.
33. ÇUBUKÇU, B., et al. Reliability and validity analyzes of Kinect V2 based measurement system for shoulder motions. *Medical Engineering & Physics*, v. 76, p. 20-31, 2020.
34. DALGAARD, L. G.; GRÖNVALL, E.; VERDEZOTO, N. MediFrame: a tablet application to plan, inform, remind and sustain older adults' medication intake. In: 2013 IEEE International Conference on Healthcare Informatics. IEEE, p. 36-45, 2013.
35. DAS, R; SHIVAKUMAR, K. B. Augmented World: Real Time Gesture Based Image Processing Tool with Intel RealSense™ Technology. *International Journal of Signal Processing, Image Processing and Pattern Recognition*, v.9, n.1, p 63-84, 2016.
36. DAS, A.; SVANÆS, D. Human-centred methods in the design of an e-health solution for patients undergoing weight loss treatment. *International journal of medicalinformatics*, v. 82, n.11, p.1075-1091, 2013.
37. DARBY, J., et al. An evaluation of 3D head pose estimation using the Microsoft Kinect v2. *Gait& posture*, v.48, p. 83-88, 2016.
38. DEENEN, J. CW et al. The epidemiology of neuromuscular disorders: Age at onset and gender in the Netherlands. *Neuromuscular Disorders*, v. 26, n. 7, p. 447-452, 2016.

39. DE LATTRE, C., et al. Motor function measure: validation of a short form for young children with neuromuscular diseases. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 94, n.11, p. 2218-2226, 2013.
40. DELINGETTE H, A. N. Hepatic surgery simulation. *ACM Communications*. v. 48, n. 2, p.31-6, 2005.
41. DE SOUZA, A. G. L. et al. Hand Dexterity: Design for Automatic Evaluation of Item 18 of MFM Scale. *Procedia CIRP*, v. 84, p. 514-519, 2019.
42. DOLATABADI, E., TAATI, B., & MIHAILIDIS, A. Concurrent validity of the Microsoft Kinect for Windows v2 for measuring spatiotemporal gait parameters. *Medical engineering & physics*, v.38, n.9, p.952-958, 2016.
43. DOS SANTOS MACHADO, L.; ZUFFO, M. K. Development and Evaluation of a Simulator of Invasive Procedures in Pediatric Bone Marrow Transplant.
44. DRAELOS, M., et al. Intel realsense= real low cost gaze. In: *2015 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*. IEEE, p. 2520-2524, 2015.
45. DUBOWITZ, V. Ramblings in the history of spinal muscular atrophy. *Neuromuscular disorders*, v.19, n.1, p. 69-73, 2009.
46. EARTHY, J.; JONES, BRIAN S.; BEVAN, N.. The improvement of human-centred processes—facing the challenge and reaping the benefit of ISO 13407. *International Journal of Human-Computer Studies*, v. 55, n. 4, p. 553-585, 2001.
47. ELLIOTT, M. T., et al. Feasibility of using the Leap Motion hand gesture sensor for tracking wrist fracture physiotherapy, 2017. <<https://pdfs.semanticscholar.org/ac81/655cd5fd703c750d6eea81c703ce5292edf5.pdf>>
48. ENGEL, A. G., et al. Congenital myasthenic syndromes: pathogenesis, diagnosis, and treatment. *The Lancet Neurology*, v.14, n.4, p. 420-434, 2015.
49. ENRIGHT, P. L. The six-minute walk test. *Respiratory care*, v.48, n.8, p. 783-785, 2003.
50. EROL, A., et al. Vision-based hand pose estimation: A review. *Computer Vision and Image Understanding*, v.108, n.1-2, p. 52-73, 2007.
51. FANG, B. et al. 3D human gesture capturing and recognition by the IMMU-based data glove. *Neurocomputing*, v. 277, p. 198-207, 2018.
52. FERCHE, O; MOLDOVEANU, A; MOLDOVEANU, F. Evaluating lightweight optical hand tracking for Virtual Reality rehabilitation. *Romanian Journal of Human-Computer Interaction*, v. 9, n. 2, p. 85, 2016.
53. FLORENCE, J. M., et al. Intrarater reliability of manual muscle test (Medical Research Council scale) grades in Duchenne's muscular dystrophy. *Physical therapy*, v.72, n.2, p. 115-122, 1992.
54. FOXLIN, E. et al. Motion tracking requirements and technologies. *Handbook of virtual environment technology*, v. 8, p. 163-210, 2002.
55. GALDINO, L.A.C.S; VARISE, E.M. Os efeitos do comando verbal na reabilitação física. *Revista Neurociências*, v. 18, n. 1, p. 95-102, 2010.
56. GALNA, B., et al. Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease. *Gait & posture*, v.39, n.4, p. 1062-1068, 2014.
57. GEURTS, L., et al. Digital games for physical therapy: fulfilling the need for calibration and adaptation. In: *Proceedings of the fifth international conference on Tangible, embedded, and embodied interaction*. p. 117-124, 2010.
58. GHAZALI, M.; ARIFFIN, N. A. M; OMAR, R. User centered design practices in healthcare: A systematic review. In: *2014 3rd International Conference on User Science and Engineering (i-USER)*. IEEE, p. 91-96, 2014.
59. GLANZMAN, A. M., et al. The Children's Hospital of Philadelphia infant test of neuromuscular disorders (CHOP INTEND): test development and reliability. *Neuromuscular Disorders*, 2010, v.20, n.3, p. 155-161, 2010.

60. GLANZMAN, A. M., et al. Validation of the Expanded Hammersmith Functional Motor Scale in spinal muscular atrophy type II and III. *Journal of childneurology*, v. 26, n.12, p. 1499-1507, 2011.
61. GÖBEL, S., et al. Serious games for health: personalized exergames. In: *Proceedings of the 18th ACM international conference on Multimedia*. p. 1663-1666, 2010.
62. GONZÁLEZ-GONZÁLEZ, C. S., et al. Serious games for rehabilitation: Gestural interaction in personalized gamified exercises through a recommender system. *Journal of biomedicalinformatics*, v.97, p. 103266, 2019.
63. GRAAFLAND, M., et al. How to systematically assess serious games applied to health care. *JMIR seriousgames*, v.2, n.2, p. e11, 2014.
64. GRAY, A. D. et al. Development and validation of a portable and inexpensive tool to measure the drop vertical jump using the Microsoft Kinect V2. *Sports health*, v. 9, n. 6, p. 537-544, 2017
65. GUSTAVSSON, A, et al. Cost of disorders of the brain in Europe 2010. *European Neuropsychopharmacology*, v. 21, p. 718-779, 2011.
66. HARLAAR, L., et al. Imaging of respiratory muscles in neuromuscular disease: A review. *Neuromuscular Disorders*, v.28, n.3, p. 246-256, 2018.
67. HARTE, R., et al. A human-centered design methodology to enhance the usability, human factors, and user experience of connected health systems: a three-phase methodology. *JMIR humanfactors*, v. 4, n. 1, p. e8, 2017.
68. HAUT CONSEIL DE LA SANTE PUBLIQUE. Evaluation du plan national maladies rares 2005-2008. *Paris: HCSP.2009*.
69. HENRY, P., et al. RGB-D mapping: Using depth cameras for dense 3D modeling of indoor environments. In: *Experimental robotics*. Springer, Berlin, Heidelberg, p. 477-491, 2014.
70. HOBART, J.; CANO, S. Rating scales for clinical studies in neurology—challenges and opportunities. *US Neurol*, v. 4, n.1, p. 12-18, 2008.
71. HOCINE, N., et al. Adaptation in seriousgames for upper-limb rehabilitation: an approach to improve training outcomes. *User Modeling and User-Adapted Interaction*, v.25, p.1, p. 65-98, 2015.
72. HOGREL, J. Y.; OLLIVIER, G.; DESNUELLE, C. Testing musculaire manuel et quantifié dans les maladies neuromusculaires. Comment assurer la qualité des mesures de force dans les protocoles cliniques?. *Revue neurologique*, v. 162, n.4, p. 427-436, 2006.
73. HOUWEN, S., et al. Motor skill performance of school-age children with visual impairments. *DevelopmentalMedicine& Child Neurology*, v. 50, n. 2, p. 139-145, 2008.
74. HSU, D. T. Cardiac manifestations of neuromuscular disorders in children. *Paediatricrespiratoryreviews*, v.11, n.1, p.35-38, 2010.
75. INGADOTTIR, B., et al. Development, usability, and efficacy of a serious game to help patients learn about pain management after surgery: an evaluation study. *JMIR seriousgames*, 2017, 5.2: e10.ver a metodologia
76. INSTITUT DES NEUROSCIENCES CLINIQUES DE RENNES: INCR <<https://www.incr.fr/>>.
77. INTERNATIONAL STANDARD ISO: ISO 9241–210 Ergonomics of Human-System Interaction - Part 210: Human-Centered Design for Interactive Systems. International Organization for Standardization ISO (2010)
78. IOSA, M. et al. Seven capital devices for the future of stroke rehabilitation. *Stroke research and treatment*, v. 2012, 2012.
79. ISO 9241-210, “ISO 9241-210:2010 International Organization for Standardization. Ergonomics of human-system interaction -- Part 210: Human-centred design for interactive systems,,” p. 36, 2010.

80. JANTKE, K. P.; GAUDL, S. Taxonomic contributions to digital games science. In: *2010 2nd International IEEE Consumer Electronics Society's Games Innovations Conference*. IEEE, p. 1, -8, 2010.
81. JOHANSSON, C.A.; KENT, B.E.; SHEPARD, K.F. Relationship between verbal command volume and magnitude of muscle contraction. *Physical Therapy*, v. 63, n. 8, p. 1260-1265, 1983.
82. JORDAN, P. An introduction to usability. London: Taylor & Francis, 1998.
83. JØRGENSEN, V. et al. Comparison of the Berg Balance Scale and the Mini-BESTest for assessing balance in ambulatory people with spinal cord injury: validation study. *Physical Therapy*, v. 97, n. 6, p. 677-687, 2017.
84. KAPANDJI, I. A. The physiology of the ligamentum teres. *The physiology of the joints*, 1978, v.2, p. 42.
85. KATALINIC, O; YOUNG, A; DOOLAN, D. Case study: the interact home telehealth project. *Journal of telemedicine and telecare*, v. 19, n. 7, p. 418-424, 2013.
86. KESELMAN, L., et al. Intel realsense stereoscopic depth cameras. In: *Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops*, p. 1-10, 2017.
87. KIM, W-S., et al. Upper extremity functional evaluation by Fugl-Meyer assessment scoring using depth-sensing camera in hemiplegic stroke patients. *PloS one*, v. 11, n. 7, 2016.
88. KIZONY, R et al. Tablet apps and dexterity: Comparison between 3 age groups and proof of concept for stroke rehabilitation. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, v. 40, n. 1, p. 31-39, 2016.
89. KOLB, S. J.; KISSEL, J. T. Spinal muscular atrophy: a timely review. *Archives of neurology*, v. 68, n. 8, p. 979-984, 2011.
90. KOSTANJSEK, N. Use of The International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) as a conceptual framework and common language for disability statistics and health information systems. In: *BMC public health*. BioMed Central, p. S3, 2011.
91. KUMAR, M.S.N; BABU, R. V.. Human gait recognition using depth camera: a covariance based approach. In: *Proceedings of the Eighth Indian Conference on Computer Vision, Graphics and Image Processing*. p. 1-6, 2016.
92. KURLAND, J.; WILKINS, A. R.; STOKES, P. iPractice: Piloting the effectiveness of a tablet-based home practice program in aphasia treatment. In: *Seminars in speech and language*. Thieme Medical Publishers, p. 051-064, 2014.
93. LAAMARTI, F., EID, M., and SADDIK, A. E. An overview of serious games. *International Journal of Computer Games Technology*, v.11, 2014 s <http://dx.doi.org/10.1155/2014/358152>, 2014.
94. LANGE, B., FLYNN, S., and RIZZO, A. Initial usability assessment of off-the-shelf video game consoles for clinical game-based motor rehabilitation. *Physical TherapyReviews*, v. 14, n5, p.355-363, 2009. doi>10.1145/3051488.3051511.
95. LARKINDALE, J, et al. Cost of illness for neuromuscular diseases in the United States. *Muscle & nerve*, v. 49, n. 3, p. 431-438, 2014.
96. LARSEN, L. H. et al. Changes in corticospinal drive to spinal motoneurons following tablet-based practice of manual dexterity. *Physiological reports*, v. 4, n. 2, 2016
97. LATORRE, J., et al. A low-cost Kinect™ for Windows® v2-based gait analysis system. In: *2017 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*. IEEE, p. 1-2, 2017.
98. LI, L. Time-of-flight camera—an introduction. Technical white paper, n. SLOA190B, 2014.
99. LIAO, B., et al. Hand gesture recognition with generalized hough transform and DC-CNN using realsense. In: *2018 Eighth International Conference on Information Science and Technology (ICIST)*. IEEE, 2018. p. 84-90.

100. LIN, P. C., et al. A digital assessment system for evaluating kinetic tremor in essential tremor and Parkinson's disease. *BMC neurology*, v. 18, n. 1, p. 25, 2018.
101. MA, Mengxuan et al. VicoVR-based wireless daily activity recognition and assessment system for stroke rehabilitation. In: 2018 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine (BIBM). IEEE, 2018. p. 1117-1121.
102. MACHADO, L. D. S., et al. Serious games baseados em realidade virtual para educação médica. *Revista Brasileira de Educação Médica*, v.35, n.2, p. 254-262, 2011.
103. MACHADO, S. L.; ZUFFO, M. K. Development and evaluation of a simulator of invasive procedures in pediatric bone marrow transplant. *Studies in health technology and informatics*, v. 94, p. 193-195, 2003.
104. MAGY, L. Échelles fonctionnelles et neuropathies périphériques: L'exemple des neuropathies dysimmunitaires. *Revue Neurologique*, v. 162, n.4, p. 495-501, 2006.
105. MAGUIRE, M. Methods to support human-centred design. *International journal of human-computer studies*, v. 55, n.4, p. 587-634, 2001.
106. MALADIES RARES INFO SERVICES <<https://www.maladiesraresinfo.org/formation-informations-maladies-rares/plans-nationaux-maladies-rares.html>> Accédé en janvier de 2020.
107. MALLET, K. H., et al. Recovernow: Viabilidade de uma intervenção de reabilitação baseada em tablet móvel para tratar défices de comunicação pós-AVC no contexto de cuidados agudos. *PloSum*, v. 11, n. 12, p. e0167950, 2016
108. MANGHISI, V. M., et al. Real time RULA assessment using Kinect v2 sensor. *Applied ergonomics*, v. 65, p. 481-491, 2017.
109. Manuel MFM <<https://mfm-nmd.org/obtenir-un-manuel-utilisateur/>>
110. MARSH, S.; ROSS, N.; PITTARD, A. Neuromuscular disorders and anaesthesia. Part 1: generic anaesthetic management. *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain*, v.11, n.4, p. 115-118, 2011.
111. MARSH, T. Serious games continuum: Between games for purpose and experiential environments for purpose. *Entertainment Computing*, v.2, n.2, p. 61-68, 2011.
112. MARY, P.; SERVAIS, L. and VIALLE, R. Neuromuscular diseases: Diagnosis and management. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, v. 104, n.1, p. 89-95, 2018.
113. MAYER, R.E. Teoria: Aplicando Ciência Cognitiva a Jogos para Aprender. 2014.
114. MCGUIRE, D. et al. Relationship of the Tufts Quantitative Neuromuscular Exam (TQNE) and the Sickness Impact Profile (SIP) in measuring progression of ALS. *Neurology*, v. 46, n. 5, p. 1442-1442, 1996.
115. MCDONALD, C. M. Clinical approach to the diagnostic evaluation of hereditary and acquired neuromuscular diseases. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, v. 23, n. 3, p. 495-563, 2012.
116. MENTIPLAY, B. F., et al. Reliability and validity of the Microsoft Kinect for evaluating static foot posture. *Journal of foot and ankle research*, v. 6, n.1, p. 14, 2013.
117. MERCURI, E., et al. Diagnosis and management of spinal muscular atrophy: part 1: recommendations for diagnosis, rehabilitation, orthopedic and nutritional care. *Neuromuscular Disorders*, v. 28, n.2, p.103-115, 2018.
118. MERCURI, E. et al. Reliability of the Hammersmith functional motor scale for spinal muscular atrophy in a multicentric study. *Neuromuscular Disorders*, v. 16, n. 2, p. 93-98, 2006.
119. MISTRY, Jayan; INDEN, Benjamin. Uma abordagem para tradução de linguagem de sinais usando a câmera Intel Realsense. In: 2018 10ª Ciência da Computação e Engenharia Eletrônica (CEEC) . IEEE, 2018. p. 219-224.

120. MOTILAN, S. et al. Automated extraction and validation of children's gait parameters with the Kinect. *Biomedical engineering online*, v. 14, n. 1, p. 112, 2015.
121. MULLER, B. et al. Development of computer tablet software for clinical quantification of lateral knee compartment translation during the pivot shift test. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, v. 19, n. 2, p. 217-228, 2016.
122. MURPHY, S., et al. Proteomic serum biomarkers for neuromuscular diseases. *Expert review of proteomics*, v. 15, n.3, p. 277-291, 2018.
123. MUSKENS, L., et al. Never too old to use a tablet: designing tablet applications for the cognitively and physically impaired elderly. In: *International Conference on Computers for Handicapped Persons*. Springer, Cham, p. 391-398, 2014.
124. NAPOLI, A., et al. Performance analysis of a generalized motion capture system using Microsoft kinect 2.0. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 38, p. 265-280, 2017.
125. NICOLAIDOU, I., et al. A virtual emergency telemedicine serious game in medical training: a quantitative, professional feedback-informed evaluation study. *Journal of medical Internet research*, v.17, n.6, p. e150, 2015.
126. OH, J., et al. Validity of the microsoftkinect™ in assessing spatiotemporal and lower extremity kinematics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Medical engineering & physics*, v. 60, p. 70-76, 2018.
127. OTTE, K., et al. Accuracy and reliability of the kinect version 2 for clinical measurement of motor function. *PloS one*, v. 11, n. 11, 2016.
128. PARASKEVOPOULOS, I. T., et al. Design guidelines for developing customised serious games for Parkinson's Disease rehabilitation using bespoke game sensors. *Entertainment Computing*, 5(4), 413-424, 2014.
129. PATERNOSTRO-SLUGA, T, et al. Reliability and validity of the Medical Research Council (MRC) scale and a modified scale for testing muscle strength in patients with radial palsy. *Journal of rehabilitation medicine*, v.40, n.8, p. 665-671, 2008.
130. PEDRAZA-HUESO, M., et al. Rehabilitation using kinect-based games and virtual reality. *Procedia Computer Science*, v. 75, p. 161-168, 2015.
131. PIPER, Martha C. et al. *Motor assessment of the developing infant*. Philadelphia: Saunders, 1994.
132. PLACIDI G., et al. Overall design and implementation of the virtual glove. *Computers in Biology and Medicine*. v 43, n 11, p 1927–1940, 2013.
133. PROENÇA J. P., QUARESMA C., VIEIRA P. Serious games for upper limb rehabilitation: a systematic review. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2018 Jan;13(1):95-100
134. TELETHON. PRINCIPALES MALADIES NEUROMUSCULAIRES. Fiche Technique, 2015. <<https://www.afm-telethon.fr/medecin-chercheur/publications-afm-telethon/fiches-techniques-1174>> Accédé février 2020.
135. RAHMAN, M. *Beginning Microsoft Kinect for Windows SDK 2.0: Motion and Depth Sensing for Natural User Interfaces*. Apress, 2017.
136. RAMDAS, S.; JAYAWANT, S. Advances in neuromuscular disorders—an update. *Paediatrics and Child Health*, v. 27, n.6, p. 271-275, 2017
137. RANAVOLO, A., et al. Modelling the spine as a deformable body: Feasibility of reconstruction using an optoelectronic system. *Applied Ergonomics*, v. 44, n.2, p. 192-199, 2013.
138. RAND, D. et al. The use of the iPad for poststroke hand rehabilitation; a pilot study. In: *2013 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*. IEEE, p. 109-113, 2013.
139. RAPIN, A., et al. Actualités de l'évaluation clinique dans les maladies neuromusculaires lentement progressives à l'âge adulte. *Journal de Réadaptation Médicale: Pratique et Formation en Médecine Physique et de Réadaptation*, v. 31, n.3-4, p. 115-118, 2011.

140. RATAN, R. A.; RITTERFELD, Ute. Classifying serious games. In: *Serious games*. Routledge, p. 32-46, 2009
141. REIMER, A. M., et al. Improvement of fine motor skills in children with visual impairment: an explorative study. *Research in developmental disabilities*, v.32, n.5, p. 1924-1933, 2011.
142. REININGA, I. H.F., et al. Compensatory trunk movements in patients with hip osteoarthritis: accuracy and reproducibility of a body-fixed sensor-based assessment. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, v. 90, n. 8, p. 681-687, 2011.
143. REVERDY, Clément; GIBET, Sylvie; LARBOULETTE, Caroline. Optimal marker set for motion capture of dynamical facial expressions. In: *Proceedings of the 8th ACM SIGGRAPH Conference on Motion in Games*. 2015. p. 31-36.
144. RINKUS S., WALJI M., JOHNSON-THROOP K. A., MALIN J. T., TURLEY J. P., SMITH J. W., and ZHANG J., Human-centered design of a distributed knowledge management system, *J. Biomed. Inform.*, vol. 38, no. 1, pp. 4–17, Feb. 2005.
145. SALVO, M.J. ETHICS of engagement: User centered design and rhetorical methodology. *Technical Communication Quarterly*. v.10, n.3, p. 273–290, 2001.
146. SAVAZZI, Federica et al. Design and implementation of a Serious Game on neurorehabilitation: data on modifications of functionalities along implementation releases. *Data in brief*, v. 20, p. 864-869, 2018.
147. SCALZO, Paula L. et al. Validation of the Brazilian version of the Berg balance scale for patients with Parkinson's disease. *Arquivos de neuro-psiquiatria*, v. 67, n. 3B, p. 831-835, 2009.
148. SCANO, A., et al. Kinect V2 implementation and testing of the reaching performance scale for motor evaluation of patients with neurological impairment. *Medical engineering & physics*, v.56, p. 54-58, 2018.
149. SIENA, F. L., et al. Utilising the Intel RealSense camera for measuring health outcomes in clinical research. *Journal of medical systems*, v. 42, n.3, p. 53, 2018.
150. SILVA, S. B. et al. Verbal and visual stimulation effects on rectus femoris and biceps femoris muscles during isometric and concentric. *International archives of medicine*, v. 6, n. 1, p. 38, 2013.
151. SIMEONSSON, R. J., et al. Revision of the International Classification of Impairments, Disabilities, and Handicaps: developmental issues. *Journal of clinical epidemiology*, v.53, n.2, p.113-124, 2000.
152. SHAH S. G. S. and ROBINSON I., Benefits of and barriers to involving users in medical device technology development and evaluation, *Int. J. Technol. Assess. Health Care*, vol. 23, no. 1, pp. 131–137, Jan. 2007.
153. SHUKOR, et al. A new data glove approach for Malaysian sign language detection. *Procedia Computer Science*, v. 76, p. 60-67, 2015.
154. SWASH, M; SCHWARTZ, M S. *Neuromuscular diseases: a practical approach to diagnosis and management*. Springer Science & Business Media, 2013.
155. STEVENSON, Ted J .; GARLAND, S. Jayne. Equilíbrio em pé durante perturbações produzidas internamente em indivíduos com hemiplegia: validação da escala de equilíbrio. *Arquivos de medicina física e reabilitação* , v. 77, n. 7, pág. 656-662, 1996.
156. TANG, S.; HANNEGHAN, M. Game content model: an ontology for documenting serious game design. In: *2011 Developments in E-systems Engineering*. IEEE, p. 431-436, 2011.
157. TANNOUS, H. et al. Feasibility study of a serious game based on Kinect system for functional rehabilitation of the lower limbs. *European Research in Telemedicine/ La Recherche Européenne en Télémédecine*, v. 5, n. 3, p. 97-104, 2016.

158. TEIXEIRA L., FERREIRA C., and SANTOS B. S., User-centered requirements engineering in health information systems: A study in the hemophilia field, *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 106, no. 3, pp. 160–174, Jun. 2012.
159. TSIRIKOS, A. I.; BAKER, A. DL. Spinal muscular atrophy: Classification, aetiology, and treatment of spinal deformity in children and adolescents. *Current Orthopaedics*, v. 20, n. 6, p. 430-445, 2006.
160. TUBELO, R. A., et al. Serious game is an effective learning method for primary health care education of medical students: A randomized controlled trial. *International journal of medical informatics*, v.130, p. 103944, 2019.
161. URTIZBEREA, J.A.; BOUCHAREF, W.; FRISCHMANN, M. Maladies neuromusculaires : évolution des concepts médicoscientifiques et des pratiques de soins. *Neuropsychiatrie de l'enfance et de l'adolescence*, v. 56, n. 2, p. 51-57, 2008.
162. VAMSIKRISHNA, K. M.; DOGRA, D. P; DESARKAR, M. S. Computer-vision-assisted palm rehabilitation with supervised learning. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 63, n.5, p. 991-1001, 2015
163. VIGNOS, P. J., and K. C. ARCHIBALD. Maintenance of ambulation in childhood muscular dystrophy. *Journal of Clinical Epidemiology*, v. 12, n.2, p. 273-290, 1960.
164. VREDENBURG K., MAO J.-Y., SMITH P. W., and CAREY T., A survey of user-centered design practice, *Proc. SIGCHI Conf. Hum. factors Comput. Syst. Chang. our world, Chang. ourselves - CHI '02*, no. 1, p. 471, 2002.
165. VISSER, F. S., et al. Contextmapping: experiences from practice. *CoDesign*, v. 1, n.2, p. 119-149, 2005.
166. WALK, D (ed.). *Clinical handbook of neuromuscular medicine*. Springer, 2018.
167. WANG, Q., et al. Evaluation of pose tracking accuracy in the first and second generations of microsoft kinect. In: 2015 international conference on healthcare informatics. IEEE, 2015. p. 380-389.
168. WATTANASOONTORN, V., et al. Serious games for health. *Entertainment Computing*, v.4, n.4, p. 231-247, 2013.
169. WHITE, P. J.F.; PODAIMA, B. W.; FRIESEN, M. R. Algorithms for smartphone and tablet image analysis for healthcare applications. *IEEE Access*, v. 2, p. 831-840, 2014.
170. WIRZ, Markus; MÜLLER, Roland; BASTIAENEN, Caroline. Falls in persons with spinal cord injury: validity and reliability of the Berg Balance Scale. *Neurorehabilitation and neural repair*, v. 24, n. 1, p. 70-77, 2010.
171. XU, X., et al. Using the Microsoft Kinect™ to assess 3-D shoulder kinematics during computer use. *Applied ergonomics*, v.65, p.418-423, 2017.
172. ZULKARNAIN, R. F. et al. Digital data acquisition of shoulder range of motion and arm motion smoothness using Kinect v2. *Journal of shoulder and elbowsurgery*, v. 26, n. 5, p. 895-901, 2017.
173. YOUNGER, D. S.; GORDON, P. H. Diagnosis in neuromuscular diseases. *Neurologic clinics*, v.14, n.1, p. 135-168, 1996.



# ANNEXE 1 - TESTS ET ÉCHELLES D'ÉVALUATION MOTRICE

Tableau 28 - Description des tests d'évaluation motrice

Teste d'évaluation	
Tests	Protocole de tests
Foot Posture Index - FPI	Méthode de classification de la posture du pied à l'aide de critères définis et d'une échelle simple. Quantifie le degré de pronation, de neutralité ou de supination d'un pied.
Test de portée latérale	Avec les deux pieds au sol, enlevez vos bras jusqu'à ce que vous soyez parallèle au sol et atteignez le côté le plus loin possible. Maintenez la position pendant environ deux secondes et revenez à la position de départ.
Test de portée avant	Les deux pieds au sol, enlevez vos bras jusqu'à ce que vous soyez parallèle au sol et atteignez l'avant le plus loin possible. Maintenez la position pendant environ deux secondes et revenez à la position de départ.
<b>Test de d'équilibre d'une jambe</b>	Gardez l'équilibre en vous tenant debout avec un membre et les yeux fermés
One-leg Standing Test	Test utilisé pour évaluer le contrôle postural et l'équilibre statique chez les personnes âgées. Le test consiste à se tenir debout avec une jambe (les jambes ne doivent pas se toucher). Mesurer le temps de permanence dans cette position
Functionalreach test	C'est un outil pour évaluer l'équilibre dynamique dans une tâche simple. Consiste à se tenir debout, les bras en abduction, parallèlement au sol. Essayer d'atteindre des objets sur plusieurs plans

Tableau 29 - Échelle d'évaluation Motrice

Échelle d'évaluation	
Échelle de évaluation	
<b>Reaching Performance Scale</b>	C'est une échelle visuelle utilisée dans les cliniques pour fournir une évaluation des habiletés motrices à atteindre. Il évalue les éléments suivants: déplacement du tronc, mouvements fluides, mouvements des épaules, mouvements des coudes, adhérence et score global.
<b>Fugl-Meyer Assessment (FMA)</b>	L'évaluation Fugl-Meyer (FMA) est un indice d'incapacité basé sur des performances spécifiques pour l'AVC. Il a été développé pour évaluer la fonction motrice, la sensibilité, l'équilibre, la portée et les douleurs articulaires chez les patients hémiplegiques après un AVC. Il est utilisé en clinique et en recherche pour déterminer la gravité de la maladie, décrire la récupération motrice, planifier et évaluer le traitement.

---

**RULA - Rapid  
UpperlimbAssessment**

L'évaluation RULA a été développée pour évaluer «rapidement» l'exposition individuelle des travailleurs aux facteurs de risque ergonomiques associés aux mouvements de la partie supérieur du tronc. L'outil d'évaluation ergonomique RULA prend en compte les exigences de charge biomécanique et posturale des tâches / exigences de travail sur le cou, le tronc et les membres supérieurs.

**Berg Balance Scale**

L'échelle d'équilibre de Berg est un protocole clinique utilisé pour évaluer les compétences d'équilibre statique et dynamique d'une personne. Le test dure de 15 à 20 minutes et comprend un ensemble de 14 tâches simples liées à l'équilibre, allant de la position debout à la position debout avec un pied. Le degré de réussite dans l'exécution de chaque tâche reçoit un score de zéro (incapable) à quatre (indépendant), et la mesure finale est la somme de tous les scores.

---

## ANNEXE 2 - MFM, ITEM 23



MFM-20

### 24. ASSIS SUR LA CHAISE

**Position de départ :** Installer le sujet assis<sup>1</sup> sur la chaise adaptée à sa taille, pieds au sol, légèrement écartés<sup>2</sup>. La table réglée à hauteur adaptée peut être placée à proximité si l'examineur pense que le sujet en a besoin pour la tâche.

**Tâche à accomplir :** Se mettre debout.

**Consignes complémentaires :** Pour une cotation 1, le sujet peut prendre des appuis différents sur le corps, la table et/ou la chaise à hauteur adaptée. Pour une cotation 1 ou 2, les pieds peuvent être très écartés. L'utilisation des membres supérieurs pour maintenir l'équilibre ou pour donner de l'élan limite la cotation à 2. Pour une cotation 3, les membres supérieurs ne peuvent apporter aucune aide pour s'équilibrer ou donner de l'élan.

☺ Demander à l'enfant de se lever en gardant les mains en l'air.

✂ 0 : ne se met pas debout

✂ 1 : avec appui<sup>3</sup> sur la table placée à proximité ou sur la chaise et/ou sur le corps, se met debout

✂ 2 : sans appui des membres supérieurs<sup>4</sup>, se met debout avec compensation

✂ 3 : sans appui des membres supérieurs, se met debout les pieds légèrement écartés

<sup>1</sup> "assis" se définit comme une position verticale du tronc en appui sur les fesses. L'alignement du bassin et du tronc peut varier mais le tronc ne doit pas être penché de plus de 45° quel que soit le sens. Sauf précisée, la position des membres inférieurs est indifférente.

<sup>2</sup> "pieds légèrement écartés" signifie que l'écartement des pieds correspond à la largeur du bassin.

<sup>3</sup> "avec appui" signifie que le sujet peut utiliser un ou ses membres supérieurs ou toute autre partie du corps pour prendre appui sur le corps, sur le sol ou sur un matériel.

<sup>4</sup> "sans appui des membres supérieurs" signifie que le sujet n'est pas autorisé à s'appuyer avec ses membres supérieurs sur le corps, sur le sol ou sur un matériel.





Items MFM 32 (de 6 à 60 ans), © Items MFM 20 (enfant de moins de 7 ans)

Items 18, 19 et 22 à réaliser sur tablette	D1	D2	D3
1. ☺ COUCHE SUR LE DOS, TÊTE DANS L'AXE : maintient la tête dans l'axe puis la tourne complètement d'un côté puis de l'autre. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
2. COUCHE SUR LE DOS : soulève la tête et la maintient soulevée. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
3. ☺ COUCHE SUR LE DOS : fléchit la hanche et le genou de plus de 90° en soulevant le pied du tapis durant tout le mouvement. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
4. ☺ COUCHE SUR LE DOS, JAMBE SOUTENUE PAR L'EXAMINATEUR : de la position, pied en flexion plantaire, réalise une flexion dorsale du pied à 90° par rapport à la jambe. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
5. ☺ COUCHE SUR LE DOS : soulève la main et la porte jusqu'à l'épaule opposée. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
6. ☺ COUCHE SUR LE DOS, MEMBRES INFÉRIEURS DEMI FLECHIS, ROTULES AU ZENITH, PIEDS SUR LE TAPIS LÉGEREMENT ÉCARTÉS : soulève le bassin ; la colonne lombaire, le bassin et les cuisses sont alignés et les pieds légèrement écartés. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
7. ☺ COUCHE SUR LE DOS : se retourne sur le ventre et dégage les membres supérieurs de dessous le tronc. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
8. COUCHE SUR LE DOS : sans appui des membres supérieurs s'assoie. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
9. ☺ ASSIS SUR LE TAPIS : sans appui des membres supérieurs, maintient 5 secondes la position assise puis maintient 5 secondes un contact entre les 2 mains. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
10. ☺ ASSIS SUR LE TAPIS, LA BALLE DE TENNIS DEVANT LE SUJET : sans appui des membres supérieurs se penche en avant, touche la balle puis se redresse. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
11. ☺ ASSIS SUR LE TAPIS : sans appui des membres supérieurs, se met debout. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
12. ☺ DEBOUT : sans appui des membres supérieurs, s'assoie sur la chaise en gardant les pieds légèrement écartés. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3

Items	D1	D2	D3
13. ASSIS SUR LA CHAISE : sans appui des membres supérieurs et sans appui contre le dossier de la chaise, maintient 5 secondes la position assise, tête et tronc dans l'axe. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
14. ☺ ASSIS SUR LA CHAISE OU DANS SON FAUTEUIL, TÊTE POSITIONNÉE EN FLEXION : de la position tête fléchie complètement, relève la tête puis la maintient relevée 5 secondes, le mouvement et le maintien se faisant tête dans l'axe. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
15. ASSIS SUR LA CHAISE OU DANS SON FAUTEUIL, AVANT-BRAS POSÉS SUR LA TABLE, COUDES EN DEHORS DE LA TABLE : porte en même temps les 2 mains sur le sommet du crâne, la tête et le tronc restant dans l'axe. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
16. ASSIS SUR LA CHAISE OU DANS SON FAUTEUIL, LE CRAYON SUR LA TABLE : sans bouger le tronc, atteint le crayon avec la main, avant-bras et main soulevés de la table, coude en extension complète en fin de mouvement. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
17. ASSIS SUR LA CHAISE OU DANS SON FAUTEUIL, 10 PIÈCES DE MONNAIE SUR LA TABLE : prend successivement et stocke 10 pièces dans une main au bout de 20 secondes. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
18. ☺ ASSIS SUR LA CHAISE OU DANS SON FAUTEUIL, UN DOIGT POSE AU CENTRE D'UN CD FIXE : fait le tour du CD avec le doigt, sans appui de la main. <i>Côté* :</i> droit : <input type="checkbox"/> gauche : <input type="checkbox"/> * Utiliser le même côté pour la passation sur support papier et la passation sur support tablette	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3

19. ASSIS SUR LA CHAISE OU DANS SON FAUTEUIL, LE CRAYON SUR LA TABLE : prend le crayon puis dessine une série continue de boucles sur toute la longueur du cadre touchant les bords supérieur et inférieur du cadre.  <b>Essai n° 1</b>  <b>Essai n° 2</b>  <i>Côté* :</i> droit : <input type="checkbox"/> gauche : <input type="checkbox"/> * Utiliser le même côté pour la passation sur support papier et la passation sur support tablette  <b>Cotation sur support tablette :</b> <input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3  QUESTION PATIENT La réalisation sur tablette est : plus facile <input type="checkbox"/> identique <input type="checkbox"/> moins facile <input type="checkbox"/> NSP <input type="checkbox"/> <i>Pourquoi</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
20. ASSIS SUR LA CHAISE OU DANS SON FAUTEUIL, LA FEUILLE DE PAPIER DANS LES MAINS : déchire la feuille pliée en 4 en commençant par le pli. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3
21. ☺ ASSIS SUR LA CHAISE OU DANS SON FAUTEUIL, LA BALLE DE TENNIS SUR LA TABLE : soulève la balle puis retourne la main complètement en tenant la balle. <i>commentaires :</i> .....	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3	<input type="checkbox"/> 0 <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3

## ANNEXE 4 - RESULTATS DE L'ANALYSE DE MOUVEMENT REALISES AVEC VICOVR ET REALSENSE

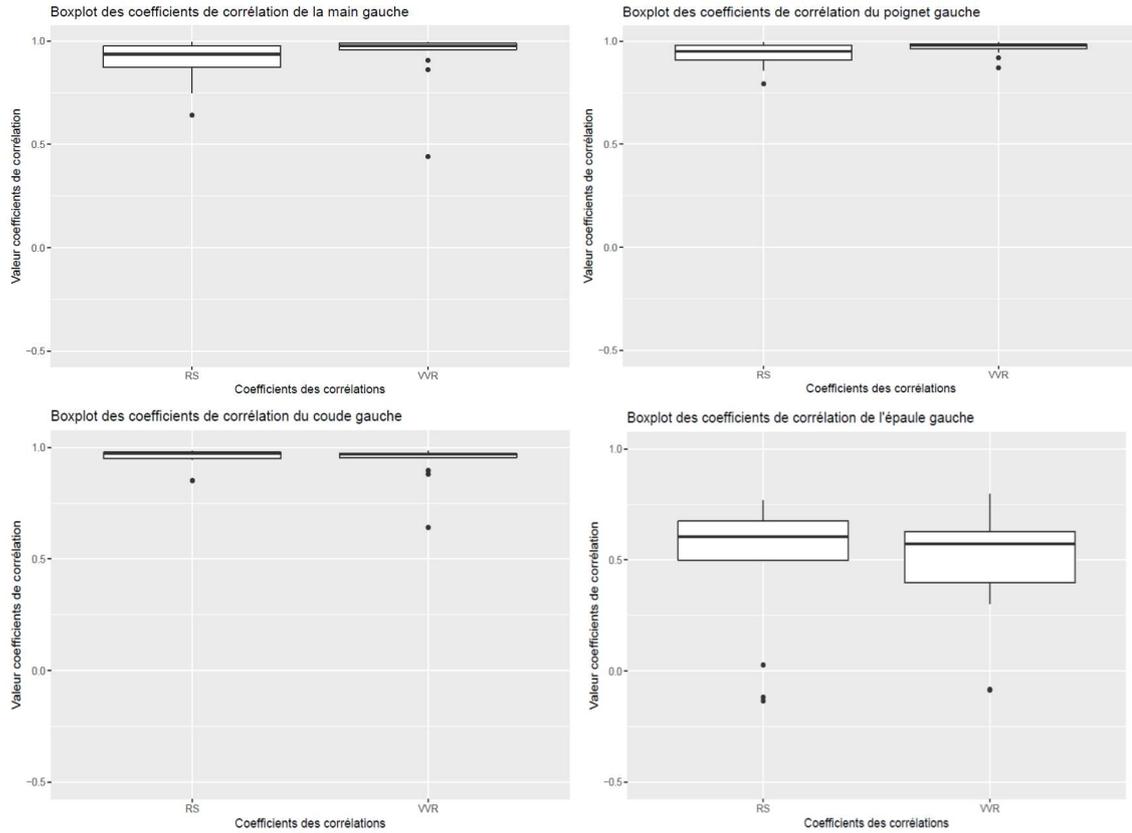
Tableau 30 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice du lever de bras - LB), coordonnée x

LB_Main_Gauche coordonnée x				LB_Poignet Gauche coordonnée x				LB_Coude Gauche coordonnée x				LB_Épaule Gauche coordonnées x			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,871	0,86	0,091	0,089	0,859	0,869	0,084	0,072	0,849	0,88	0,045	0,036	0,027	0,627	0,187	0,065
0,938	0,981	0,067	0,047	0,939	0,979	0,059	0,035	0,981	0,972	0,019	0,02	0,496	0,607	0,096	0,034
0,642	0,984	0,311	0,062	0,794	0,982	0,236	0,045	0,977	0,967	0,021	0,022	0,652	0,302	0,071	0,106
0,948	0,99	0,11	0,069	0,95	0,992	0,074	0,038	0,978	0,972	0,018	0,022	0,582	0,695	0,023	0,027
0,976	0,979	0,083	0,073	0,973	0,985	0,055	0,044	0,982	0,976	0,017	0,022	0,627	0,382	0,12	0,231
0,873	0,971	0,083	0,048	0,883	0,977	0,063	0,029	0,985	0,964	0,012	0,019	0,767	0,539	0,052	0,078
0,983	0,995	0,041	0,026	0,989	0,993	0,025	0,019	0,972	0,976	0,02	0,018	0,742	0,796	0,025	0,021
0,978	0,973	0,044	0,045	0,982	0,973	0,032	0,038	0,976	0,984	0,017	0,014	0,733	0,628	0,044	0,079
0,993	0,954	0,034	0,06	0,994	0,944	0,024	0,056	0,977	0,952	0,02	0,026	0,683	0,62	0,081	0,082
0,973	0,989	0,04	0,034	0,981	0,984	0,031	0,025	0,964	0,973	0,027	0,018	0,628	0,524	0,053	0,076
0,823	0,97	0,092	0,048	0,931	0,962	0,05	0,04	0,949	0,972	0,023	0,015	0,577	0,71	0,103	0,042
0,75	0,992	0,108	0,031	0,907	0,991	0,056	0,021	0,946	0,966	0,025	0,016	0,508	0,447	0,12	0,198
0,878	0,904	0,08	0,074	0,951	0,919	0,042	0,054	0,95	0,896	0,023	0,029	0,118	0,083	0,234	0,341
0,934	0,442	0,065	0,173					0,946	0,642	0,026	0,062	0,134	0,085	0,154	0,176

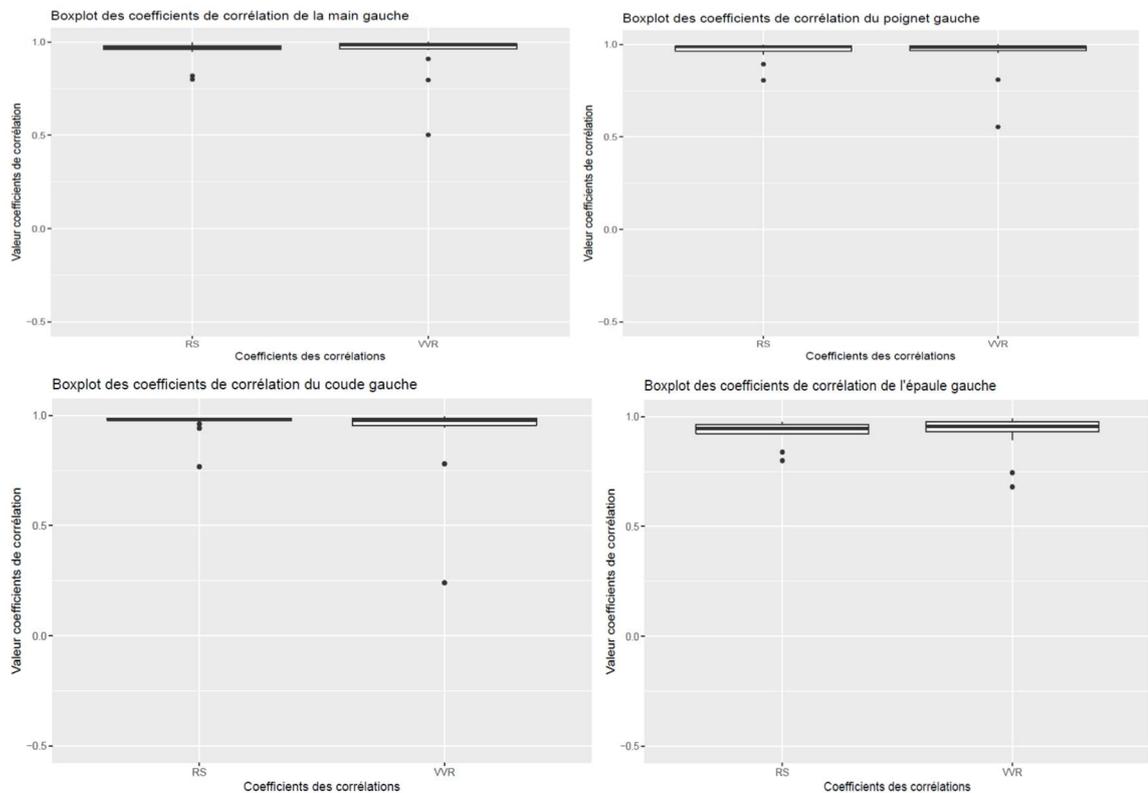
Tableau 31 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice du lever de bras - LB), coordonnée y

LB_Main Gauche coordonnée y				LB_Poignet Gauche coordonnée y				LB_Coude Gauche coordonnée y				LB_Épaule Gauche coordonnées y			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,8	0,796	0,185	0,183	0,806	0,807	0,156	0,15	0,768	0,781	0,084	0,082	0,799	0,743	0,012	0,014
0,973	0,959	0,06	0,079	0,977	0,954	0,046	0,065	0,988	0,96	0,019	0,034	0,934	0,678	0,004	0,007
0,818	0,977	0,165	0,085	0,894	0,972	0,112	0,078	0,982	0,953	0,04	0,059	0,944	0,893	0,006	0,01
0,958	0,971	0,102	0,106	0,962	0,969	0,076	0,089	0,981	0,977	0,047	0,044	0,972	0,951	0,011	0,014
0,948	0,984	0,105	0,189	0,944	0,986	0,089	0,157	0,942	0,978	0,058	0,046	0,922	0,951	0,011	0,013
0,97	0,984	0,087	0,069	0,97	0,981	0,069	0,055	0,98	0,979	0,042	0,036	0,964	0,971	0,011	0,012
0,994	0,999	0,07	0,035	0,995	0,999	0,077	0,032	0,984	0,991	0,051	0,045	0,968	0,979	0,012	0,012
0,987	0,992	0,061	0,049	0,989	0,994	0,056	0,044	0,976	0,988	0,058	0,047	0,923	0,958	0,015	0,014
0,997	0,99	0,039	0,057	0,998	0,989	0,048	0,057	0,987	0,98	0,053	0,054	0,956	0,969	0,014	0,013
0,981	0,998	0,069	0,028	0,992	0,997	0,044	0,035	0,987	0,993	0,046	0,042	0,974	0,989	0,012	0,014
0,964	0,991	0,099	0,068	0,995	0,992	0,052	0,062	0,989	0,994	0,051	0,05	0,96	0,991	0,01	0,018
0,974	0,991	0,083	0,073	0,989	0,99	0,056	0,069	0,981	0,985	0,05	0,065	0,946	0,986	0,01	0,026
0,979	0,91	0,09	0,132	0,99	0,965	0,064	0,08	0,96	0,945	0,062	0,066	0,839	0,924	0,021	0,02
0,96	0,503	0,113	0,458	0,985	0,552	0,074	0,394	0,982	0,24	0,057	0,309	0,919	0,952	0,022	0,04

**Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche (exercice 1)**



Figures 96 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche selon coordonnée x (exercice 1)



Figures 97 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche selon coordonnée y (exercice 1)

**Coefficients de corrélation et RMSE des points du bras droit (exercice 2)**

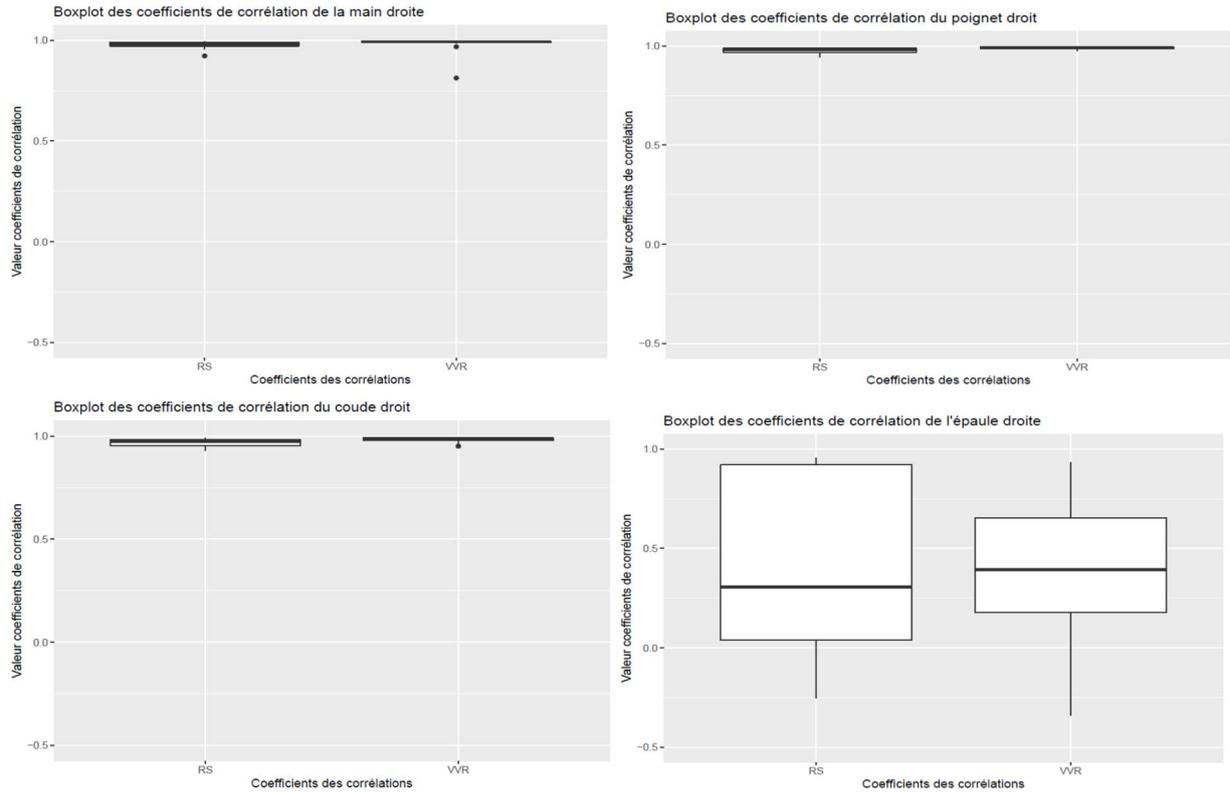
Tableau 32 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras droite (exercice du lever de bras à 45° - LB45), coordonnée x

LB45_Main Droite coordonnées x				LB45_Poignet Droit coordonnées x				LB45_Coude Droit coordonnées x				LB45_Épaule Droit coordonnées x			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,993	0,993	0,045	0,068	0,989	0,989	0,032	0,049	0,984	0,989	0,026	0,026	0,069	0,341	0,315	0,286
0,993	0,995	0,021	0,027	0,992	0,996	0,02	0,014	0,98	0,994	0,015	0,013	0,303	0,324	0,189	0,174
0,988	0,992	0,041	0,043	0,986	0,994	0,022	0,027	0,973	0,99	0,021	0,016	0,269	0,296	0,094	0,107
0,989	0,983	0,064	0,071	0,988	0,982	0,056	0,023	0,962	0,95	0,041	0,017	0,817	0,531	0,013	0,075
0,99	0,994	0,088	0,013	0,991	0,995	0,025	0,013	0,967	0,982	0,017	0,01	0,919	0,547	0,029	0,164
0,98	0,986	0,029	0,027	0,974	0,984	0,028	0,021	0,951	0,962	0,025	0,015	0,924	0,933	0,082	0,091
0,978	0,993	0,032	0,023	0,978	0,994	0,027	0,017	0,983	0,992	0,011	0,009	0,954	0,875	0,038	0,064
0,988	0,996	0,026	0,025	0,987	0,998	0,025	0,018	0,983	0,99	0,016	0,012	0,936	0,921	0,014	0,018
0,97	0,996	0,084	0,029	0,966	0,996	0,039	0,019	0,974	0,985	0,021	0,012	0,31	0,419	0,112	0,103
0,958	0,996	0,051	0,014	0,955	0,992	0,03	0,012	0,932	0,978	0,016	0,007	0,54	0,144	0,005	0,003
0,955	0,811	0,061	0,082	0,955	0,985	0,033	0,021	0,929	0,964	0,017	0,012	0,026	0,222	0,412	0,388
0,974	0,992	0,037	0,034	0,973	0,99	0,028	0,023	0,98	0,992	0,03	0,015	0,062	0,368	0,298	0,193
0,922	0,968	0,058	0,043	0,943	0,975	0,045	0,031	0,95	0,979	0,019	0,013	0,505	0,282	0,156	0,22
0,983	0,995	0,056	0,035	0,981	0,994	0,03	0,021	0,991	0,995	0,011	0,01	0,254	0,69	0,309	0,093

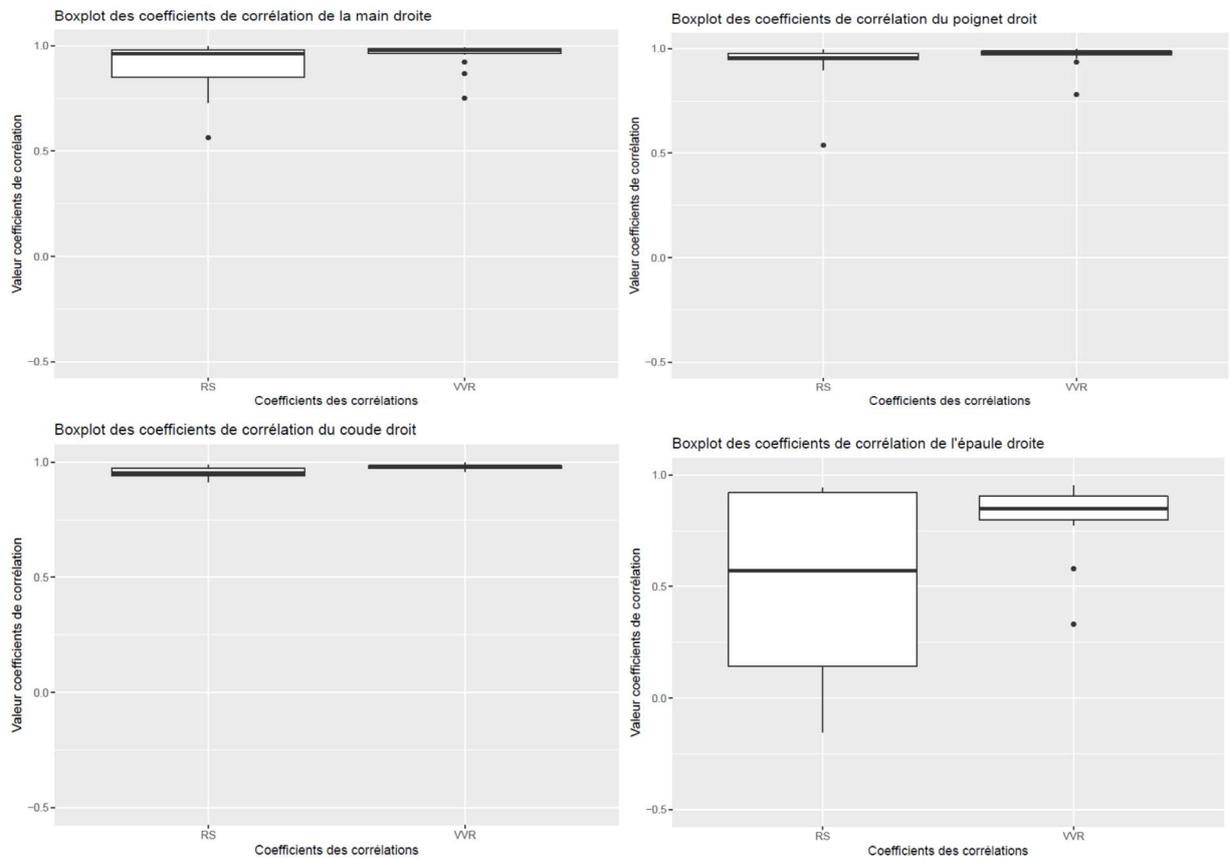
Tableau 33 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras droite (exercice du lever de bras à 45° - LB45), coordonnée y

LB45_Main Droite coordonnées y				LB45_Poignet Droit coordonnées y				LB45_Coude Droit coordonnées y				LB45_Épaule Droit coordonnées y			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,961	0,976	0,056	0,124	0,944	0,971	0,053	0,069	0,951	0,972	0,051	0,034	0,928	0,866	0,023	0,037
0,985	0,99	0,026	0,109	0,978	0,988	0,027	0,051	0,973	0,982	0,039	0,02	0,942	0,912	0,05	0,053
0,997	0,983	0,019	0,156	0,993	0,982	0,021	0,081	0,937	0,96	0,035	0,021	0,917	0,827	0,011	0,032
0,952	0,75	0,031	0,08	0,953	0,779	0,025	0,052	0,954	0,978	0,02	0,01	0,922	0,796	0,087	0,094
0,976	0,922	0,184	0,039	0,977	0,935	0,224	0,045	0,989	0,992	0,022	0,007	0,941	0,881	0,032	0,078
0,979	0,973	0,024	0,125	0,981	0,985	0,024	0,021	0,946	0,982	0,032	0,021	0,216	0,578	0,317	0,124
0,981	0,984	0,029	0,026	0,971	0,98	0,034	0,028	0,974	0,993	0,035	0,022	0,119	0,329	0,119	0,102
0,994	0,992	0,025	0,02	0,994	0,997	0,034	0,02	0,977	0,997	0,039	0,031	0,704	0,831	0,053	0,035
0,816	0,988	0,063	0,097	0,901	0,992	0,041	0,065	0,942	0,983	0,034	0,024	0,467	0,872	0,245	0,095
0,962	0,991	0,033	0,024	0,958	0,989	0,027	0,017	0,94	0,984	0,025	0,018	0,042	0,774	0,243	0,025
0,952	0,867	0,033	0,054	0,951	0,951	0,027	0,027	0,929	0,957	0,027	0,031	0,399	0,801	0,189	0,015
0,563	0,974	0,086	0,026	0,537	0,977	0,076	0,021	0,957	0,972	0,031	0,019	0,676	0,931	0,057	0,0122
0,785	0,959	0,067	0,032	0,898	0,968	0,073	0,026	0,912	0,959	0,042	0,023	0,152	0,934	0,198	0,029
0,728	0,975	0,085	0,029	0,951	0,986	0,041	0,02	0,972	0,984	0,043	0,022	0,086	0,952	0,377	0,004

**Boxplot des coefficients de corrélation du bras droit (exercice 2)**



Figures 98 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras droite selon coordonnée x (exercice 2)



Figures 99 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras droite selon coordonnée y (exercice 2)

**Coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice 2)**

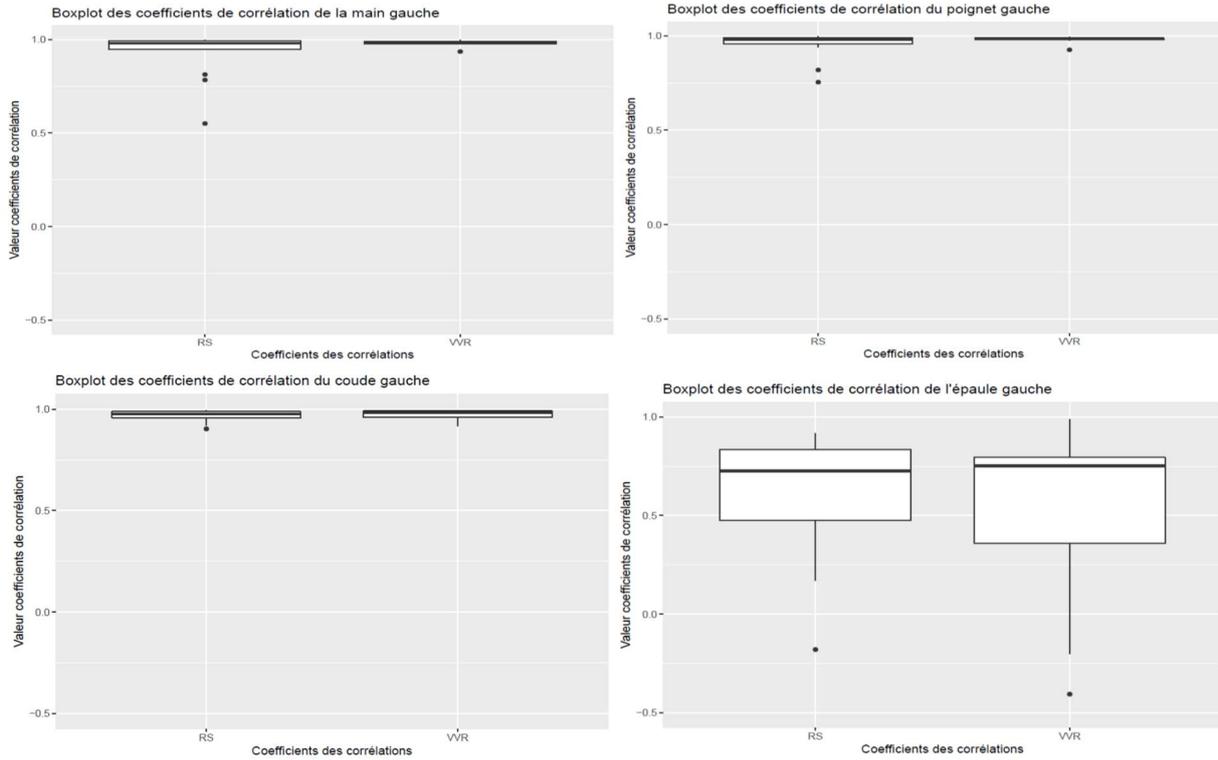
Tableau 34 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice du lever de bras à 45° - LB45), coordonnée x

.LB45_Main Gauche coordonnées x				LB45_Poignet Gauche coordonnées x				LB45_Coude Gauche coordonnées x				LB45_Épaule Gauche coordonnées x			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,993	0,99	0,023	0,06	0,992	0,989	0,021	0,042	0,988	0,992	0,01	0,013	0,828	0,824	0,045	0,039
0,994	0,996	0,022	0,029	0,994	0,994	0,025	0,021	0,988	0,993	0,012	0,008	0,918	0,839	0,015	0,026
0,982	0,985	0,028	0,03	0,989	0,986	0,02	0,028	0,973	0,989	0,014	0,009	0,172	0,785	0,371	0,089
0,784	0,973	0,085	0,03	0,982	0,975	0,022	0,024	0,968	0,927	0,014	0,018	0,814	0,752	0,014	0,018
0,549	0,982	0,136	0,021	0,755	0,987	0,071	0,019	0,979	0,959	0,009	0,014	0,858	0,794	0,012	0,031
0,978	0,975	0,031	0,033	0,977	0,975	0,027	0,026	0,963	0,954	0,016	0,015	0,755	0,78	0,051	0,048
0,99	0,995	0,019	0,021	0,98	0,993	0,023	0,016	0,98	0,99	0,012	0,007	0,865	0,988	0,065	0,012
0,993	0,993	0,019	0,029	0,991	0,991	0,018	0,024	0,988	0,991	0,012	0,01	0,675	0,407	0,087	0,189
0,96	0,978	0,043	0,032	0,957	0,979	0,039	0,029	0,947	0,961	0,016	0,014	0,397	0,675	0,145	0,076
0,812	0,973	0,078	0,026	0,817	0,983	0,068	0,018	0,921	0,967	0,018	0,01	0,179	0,202	0,126	0,107
0,945	0,934	0,041	0,046	0,938	0,926	0,036	0,04	0,901	0,917	0,018	0,016	0,591	0,358	0,034	0,123
0,997	0,99	0,023	0,037	0,997	0,986	0,015	0,029	0,994	0,993	0,007	0,008	0,698	0,64	0,021	0,029
0,949	0,976	0,05	0,039	0,957	0,98	0,036	0,026	0,956	0,981	0,015	0,01	0,5	0,357	0,056	0,076
0,983	0,988	0,041	0,033	0,98	0,983	0,031	0,026	0,986	0,989	0,01	0,008				

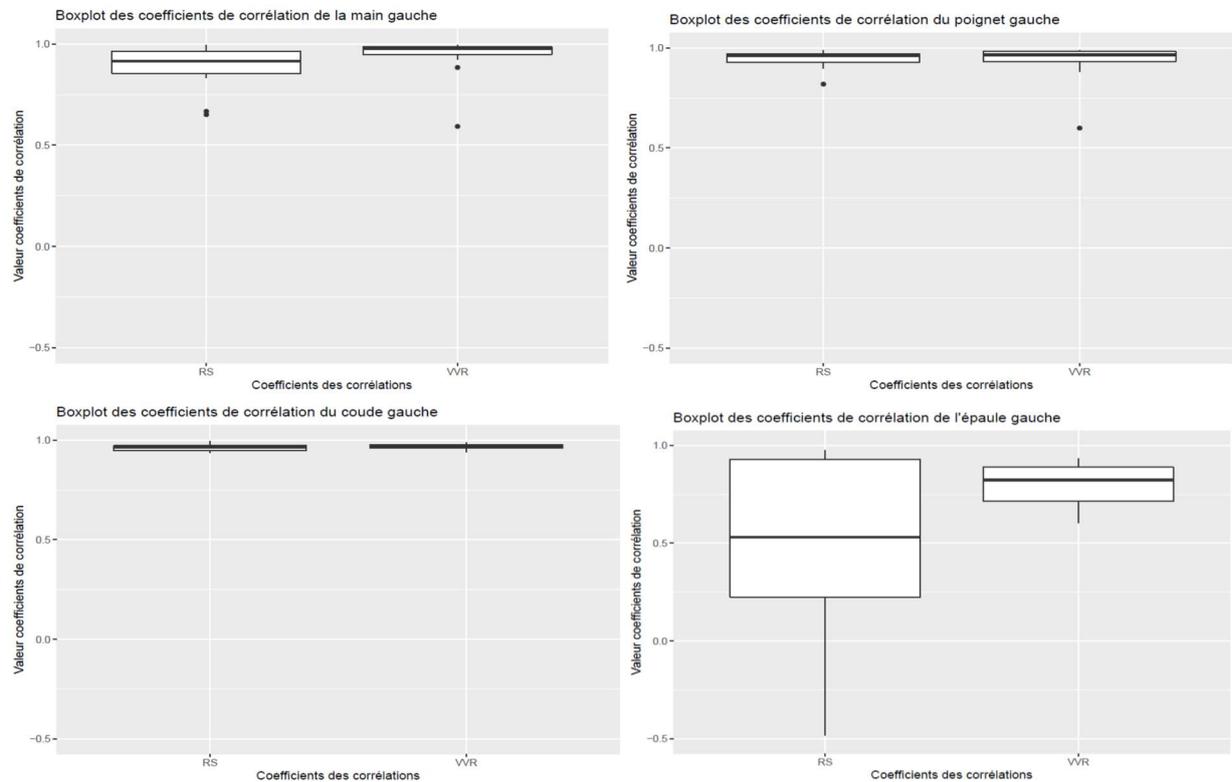
Tableau 35 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice du lever de bras à 45° - LB45), coordonnée y

LB45_Main Gauche coordonnées y				LB45_Poignet Gauche coordonnées y				LB45_Coude Gauche coordonnées y				LB45_Épaule Gauche coordonnées y			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,965	0,942	0,05	0,062	0,956	0,922	0,045	0,087	0,937	0,977	0,042	0,043	0,968	0,931	0,014	0,016
0,972	0,97	0,033	0,038	0,966	0,962	0,032	0,062	0,971	0,977	0,03	0,03	0,974	0,849	0,01	0,034
0,994	0,923	0,023	0,048	0,989	0,908	0,02	0,042	0,961	0,969	0,029	0,028	0,943	0,919	0,076	0,081
0,833	0,593	0,055	0,132	0,939	0,598	0,031	0,155	0,972	0,952	0,02	0,022	0,882	0,87	0,045	0,046
0,651	0,883	0,096	0,048	0,818	0,88	0,217	0,136	0,993	0,988	0,019	0,013	0,946	0,863	0,034	0,076
0,667	0,985	0,083	0,018	0,971	0,967	0,026	0,027	0,966	0,965	0,032	0,054	0,335	0,662	0,143	0,054
0,875	0,983	0,057	0,023	0,968	0,964	0,032	0,032	0,979	0,984	0,036	0,052	0,694	0,712	0,087	0,065
0,847	0,994	0,076	0,018	0,975	0,987	0,039	0,03	0,977	0,985	0,043	0,061	0,631	0,798	0,187	0,089
0,899	0,987	0,053	0,025	0,915	0,984	0,087	0,023	0,938	0,967	0,038	0,034	0,244	0,603	0,103	0,034
0,911	0,991	0,049	0,027	0,897	0,983	0,044	0,022	0,95	0,966	0,026	0,026	0,218	0,706	0,274	0,016
0,933	0,972	0,038	0,03	0,942	0,973	0,031	0,038	0,946	0,945	0,031	0,029	0,429	0,767	0,156	0,037
0,991	0,981	0,025	0,025	0,984	0,977	0,022	0,022	0,972	0,958	0,034	0,032	0,182	0,895	0,465	0,129
0,918	0,964	0,051	0,032	0,922	0,962	0,044	0,029	0,939	0,94	0,039	0,034	0,481	0,921	0,092	0,003
0,961	0,985	0,042	0,024	0,965	0,984	0,038	0,023	0,952	0,971	0,043	0,039	0,037	0,72	0,243	0,025

**Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche (exercice 2)**



Figures 100 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche selon coordonnée x (exercice 2)



Figures 101 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche selon coordonnée y (exercice 2)

**Coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras droit (exercice 3)**

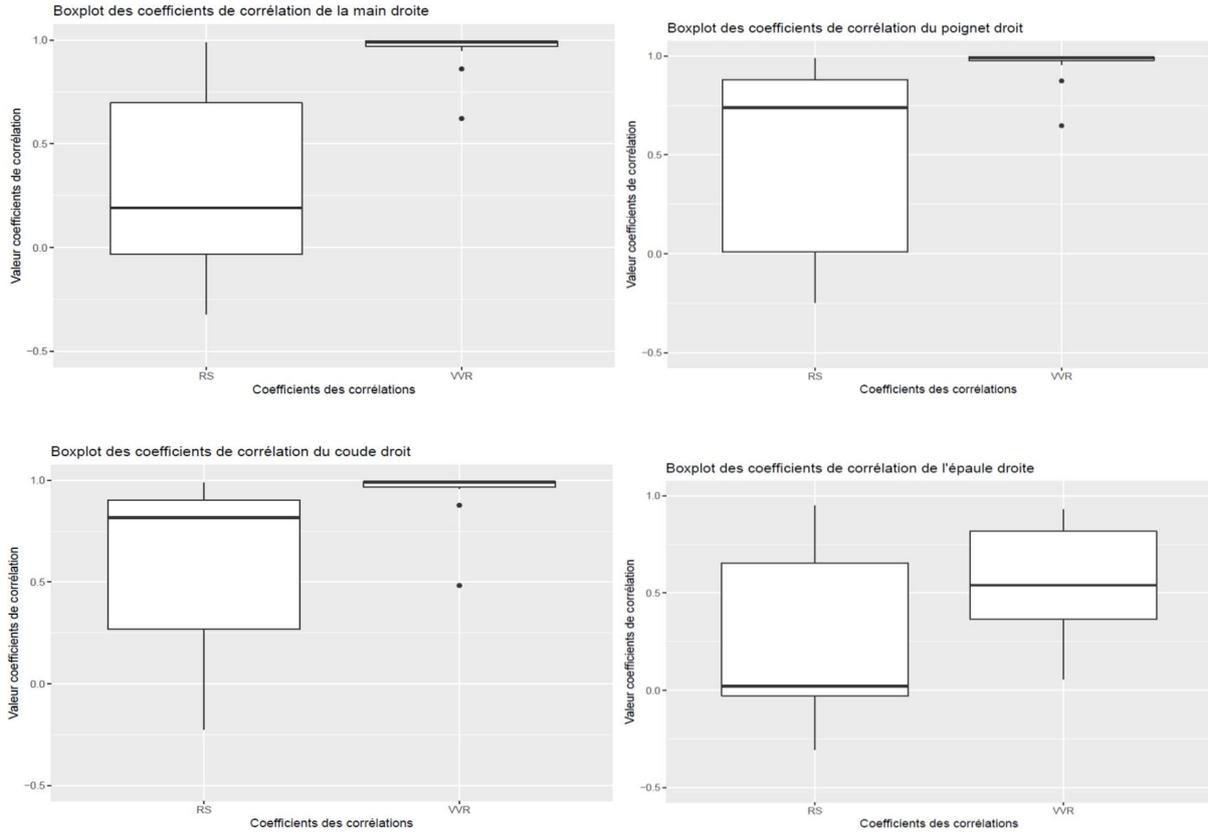
Tableau 36 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras droit (exercice du lever de bras à 90° - LB90), coordonnée x

LB90_Main Droite coordonnées x				LB90_Poignet Droit coordonnées x				LB90_Coude Droit coordonnées x				LB90_Épaule Droite coordonnées x			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,021	0,622	0,605	0,186	0,07	0,648	0,513	0,141	0,378	0,482	0,13	0,073	0,049	0,181	0,651	0,326
0,625	0,975	0,201	0,062	0,757	0,988	0,122	0,051	0,758	0,994	0,06	0,021	0,577	0,495	0,128	0,167
0,234	0,994	0,429	0,063	0,816	0,996	0,109	0,041	0,873	0,993	0,044	0,024	0,304	0,058	0,462	0,738
0,321	0,996	0,987	0,036	0,17	0,996	0,721	0,021	0,06	0,989	0,329	0,015	0,035	0,474	0,478	0,125
0,32	0,996	0,683	0,087	0,245	0,996	0,559	0,057	0,225	0,997	0,322	0,034	0,006	0,825	0,722	0,056
0,188	0,986	0,964	0,065	0,212	0,986	0,822	0,046	0,157	0,981	0,422	0,024	0,025	0,326	0,265	0,104
0,987	0,994	0,029	0,032	0,987	0,995	0,028	0,023	0,989	0,994	0,018	0,01	0,95	0,93	0,012	0,022
0,092	0,859	0,384	0,64	0,87	0,873	0,082	0,089	0,878	0,875	0,045	0,043	0,885	0,814	0,054	0,072
0,975	0,983	0,038	0,036	0,977	0,984	0,034	0,03	0,955	0,959	0,029	0,02	0,928	0,885	0,025	0,043
0,149	0,996	0,272	0,057	0,225	0,994	0,221	0,044	0,72	0,995	0,064	0,024	0,001	0,585	0,976	0,083
0,913	0,994	0,136	0,053	0,909	0,991	0,085	0,043	0,963	0,993	0,033	0,014	0,037	0,378	0,427	0,184
0,294	0,95	0,244	0,075	0,722	0,956	0,166	0,046	0,886	0,967	0,033	0,02	0,295	0,658	0,769	0,162

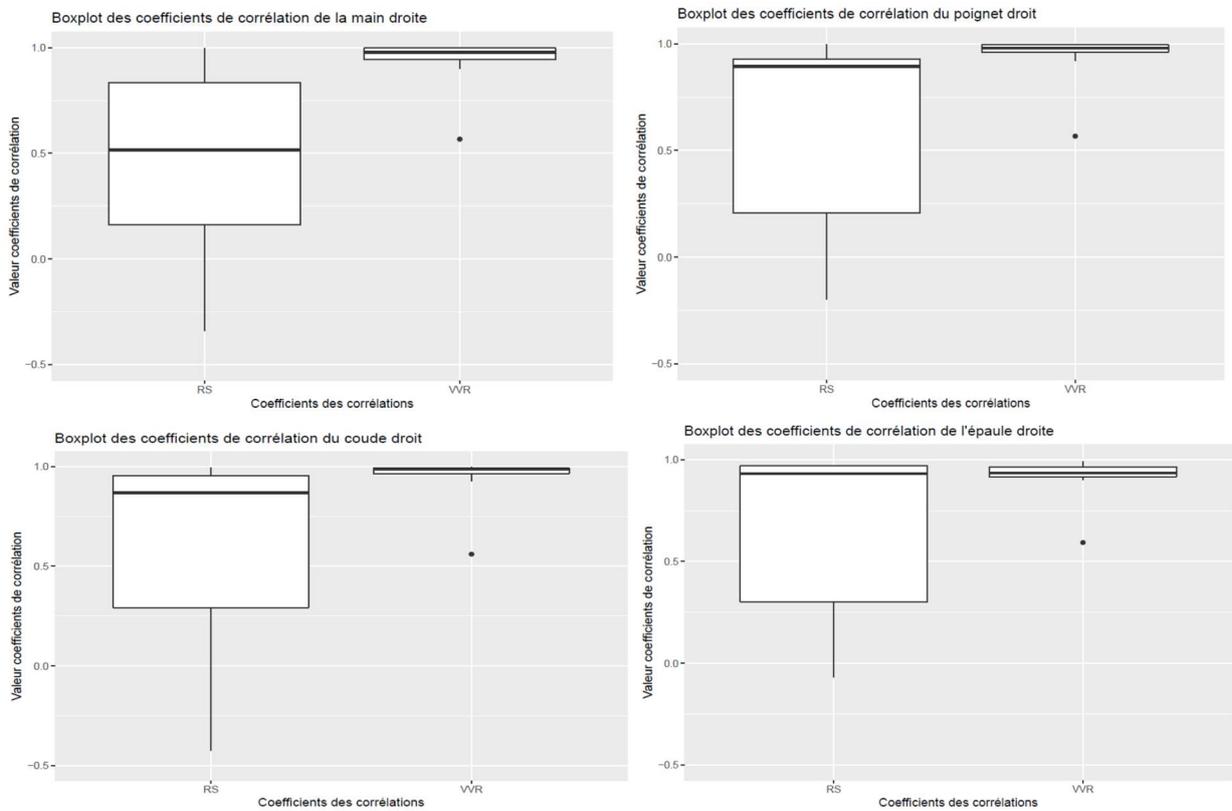
Tableau 37 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras droit (exercice du lever de bras à 90° - LB90), coordonnée y

LB90_Main Droite coordonnées y				LB90_Poignet Droit coordonnées y				LB90_Coude Droit coordonnées y				LB90_Épaule Droite coordonnées y			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,184	0,567	0,356	0,098	0,221	0,566	0,367	0,156	0,439	0,559	0,167	0,129	0,393	0,591	0,342	0,187
0,806	0,9	0,148	0,106	0,88	0,971	0,101	0,054	0,818	0,99	0,069	0,031	0,971	0,98	0,06	0,052
0,535	0,974	0,251	0,081	0,906	0,976	0,103	0,064	0,948	0,967	0,056	0,045	0,972	0,899	0,012	0,084
0,341	0,997	0,258	0,028	0,009	0,994	0,268	0,02	0,145	0,991	0,219	0,018	0,033	0,959	0,654	0,035
0,096	0,999	0,293	0,051	0,163	0,998	0,262	0,036	0,424	0,995	0,239	0,039	0,069	0,908	0,328	0,072
0,147	0,951	0,276	0,064	0,199	0,951	0,263	0,054	0,277	0,953	0,231	0,034	0,028	0,919	0,782	0,038
0,997	0,993	0,047	0,034	0,997	0,994	0,049	0,027	0,994	0,997	0,039	0,027	0,969	0,99	0,085	0,031
0,497	0,917	0,259	0,618	0,919	0,919	0,105	0,121	0,917	0,926	0,077	0,068	0,938	0,921	0,028	0,041
0,982	0,983	0,079	0,048	0,982	0,983	0,079	0,045	0,976	0,983	0,051	0,04	0,969	0,984	0,014	0,011
0,483	0,998	0,204	0,056	0,591	0,998	0,164	0,04	0,729	0,99	0,075	0,029	0,76	0,927	0,059	0,013
0,922	0,998	0,08	0,031	0,953	0,998	0,045	0,026	0,941	0,994	0,055	0,039	0,923	0,94	0,187	0,098
0,564	0,967	0,173	0,059	0,907	0,964	0,067	0,048	0,983	0,971	0,044	0,028	0,94	0,941	0,089	0,092

**Boxplot des coefficients de corrélation du bras droit (exercice 3)**



Figures 102 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras droit selon coordonnée x (exercice 3)



Figures 103 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras droit selon coordonnée y (exercice 3)

*Coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice 3)*

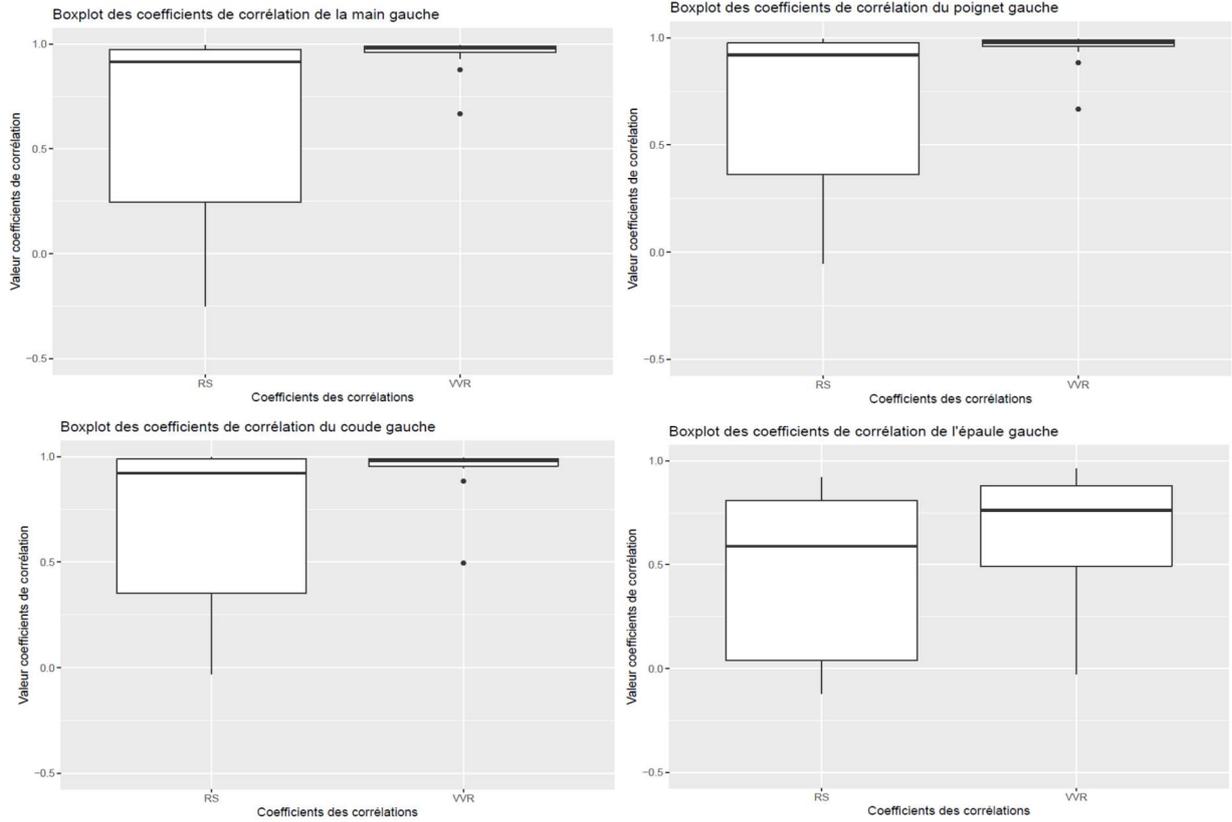
Tableau 38 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice du lever de bras à 90° - LB90), coordonnée x

LB90_Main Gauche coordonnées x				LB90_Poignet Gauche coordonnées x				LB90_Coude Gauche coordonnées x				LB90_Épaule Gauche e coordonnées x			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,016	0,667	0,357	0,208	0,342	0,668	0,253	0,173	0,311	0,494	0,119	0,09	0,115	0,028	0,255	0,307
0,995	0,982	0,02	0,06	0,994	0,981	0,02	0,043	0,996	0,993	0,009	0,015	0,855	0,888	0,065	0,044
0,966	0,989	0,054	0,056	0,966	0,989	0,047	0,044	0,973	0,981	0,021	0,019	0,684	0,743	0,077	0,013
0,332	0,989	0,214	0,027	0,37	0,989	0,18	0,018	0,367	0,981	0,098	0,012	0,075	0,788	0,365	0,094
0,248	0,99	0,327	0,06	0,053	0,993	0,265	0,039	0,112	0,993	0,138	0,013	0,039	0,672	0,421	0,089
0,015	0,97	0,315	0,057	0,017	0,967	0,285	0,043	0,031	0,959	0,168	0,019	0,066	0,915	0,956	0,009
0,995	0,929	0,027	0,076	0,994	0,935	0,018	0,064	0,991	0,994	0,011	0,009	0,92	0,962	0,006	0,005
0,869	0,878	0,084	0,075	0,877	0,884	0,076	0,063	0,881	0,882	0,053	0,049	0,802	0,779	0,006	0,112
0,984	0,977	0,032	0,041	0,98	0,974	0,03	0,033	0,962	0,957	0,021	0,021	0,826	0,877	0,005	0,004
0,97	0,995	0,051	0,044	0,974	0,993	0,034	0,025	0,988	0,985	0,013	0,013	0,582	0,452	0,107	0,179
0,476	0,989	0,174	0,041	0,625	0,985	0,12	0,031	0,825	0,988	0,043	0,01	0,596	0,506	0,043	0,065
0,961	0,97	0,054	0,049	0,961	0,968	0,042	0,037	0,99	0,945	0,011	0,022	0,121	0,188	0,164	0,154

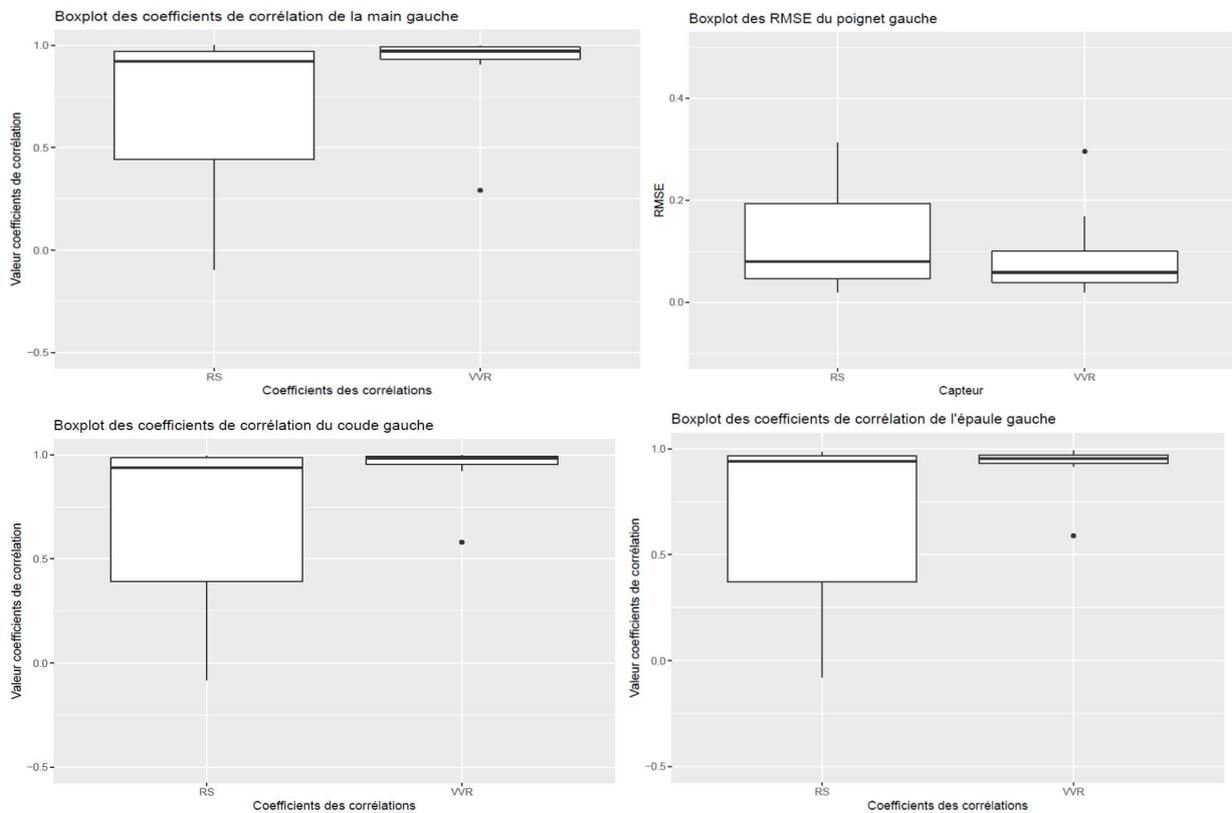
Tableau 39 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points du bras gauche (exercice du lever de bras à 90° - LB90), coordonnée y

LB90_Main Gauche coordonnées y				LB90_Poignet Gauche coordonnées y				LB90_Coude Gauche coordonnées y				LB90_Épaule Gauche e coordonnées y			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,095	0,292	0,392	0,346	0,321	0,338	0,313	0,295	0,367	0,58	0,159	0,126	0,508	0,589	0,017	0,016
0,945	0,975	0,076	0,054	0,995	0,979	0,02	0,042	0,988	0,99	0,026	0,04	0,983	0,969	0,005	0,006
0,965	0,966	0,069	0,084	0,967	0,968	0,062	0,048	0,956	0,957	0,044	0,053	0,952	0,915	0,007	0,009
0,546	0,99	0,208	0,181	0,606	0,989	0,167	0,029	0,398	0,99	0,129	0,023	0,047	0,96	0,104	0,006
0,112	0,995	0,317	0,056	0,285	0,994	0,273	0,168	0,058	0,994	0,223	0,046	0,079	0,973	0,065	0,011
0,136	0,938	0,297	0,074	0,126	0,936	0,28	0,066	0,08	0,94	0,236	0,046	0,035	0,946	0,089	0,009
0,999	0,906	0,051	0,108	0,998	0,926	0,027	0,088	0,995	0,998	0,038	0,041	0,974	0,991	0,007	0,006
0,913	0,916	0,109	0,115	0,913	0,916	0,102	0,108	0,918	0,922	0,073	0,077	0,929	0,919	0,025	0,015
0,986	0,978	0,049	0,055	0,986	0,978	0,045	0,051	0,978	0,979	0,048	0,057	0,972	0,986	0,035	0,009
0,994	0,997	0,049	0,022	0,991	0,994	0,048	0,027	0,993	0,992	0,055	0,055	0,835	0,938	0,065	0,042
0,759	0,998	0,141	0,022	0,841	0,998	0,101	0,02	0,782	0,994	0,073	0,05	0,966	0,962	0,019	0,048
0,93	0,949	0,069	0,058	0,968	0,953	0,046	0,049	0,984	0,962	0,047	0,047	0,957	0,934	0,015	0,051

### Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche (exercice 3)



Figures 104 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche selon coordonnée x (exercice 3)



Figures 105 - Boxplot des coefficients de corrélation du bras gauche selon coordonnée y (exercice 3)

*Coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe droite (exercice 4)*

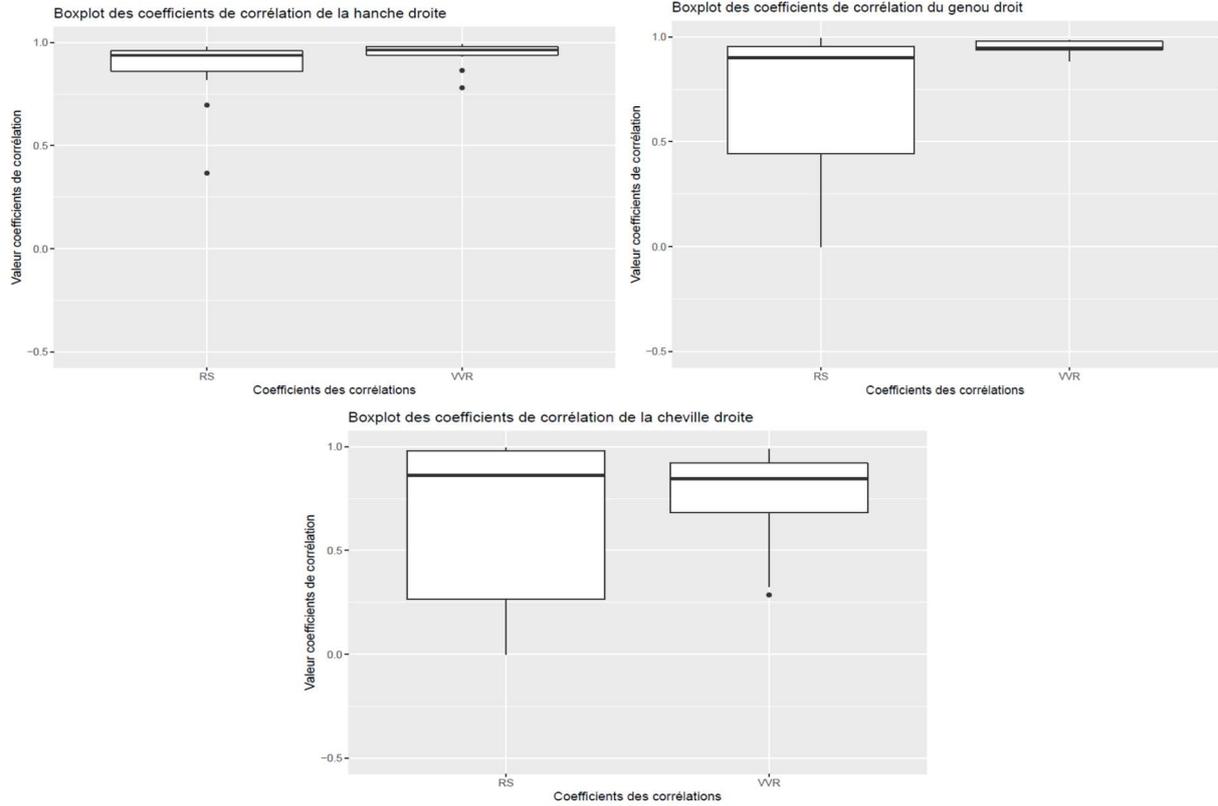
Tableau 40 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe droite (exercice du lever la jambe - LJ90), coordonnée x

LJ_Hanche droite coordonnées x				LJ_Genou droit coordonnées x				LJ_Cheville droite coordonnées x			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,934	0,973	0,017	0,011	0,931	0,883	0,035	0,033	0,985	0,284	0,038	0,297
0,904	0,862	0,021	0,02	0,961	0,947	0,038	0,021	0,976	0,325	0,064	0,268
0,366	0,949	0,05	0,008	0,559	0,98	0,091	0,014	0,465	0,988	0,218	0,031
0,818	0,931	0,015	0,008	0,884	0,947	0,022	0,017	0,808	0,986	0,071	0,028
0,697	0,781	0,02	0,015	0,901	0,906	0,026	0,026	0,862	0,7	0,074	0,111
0,939	0,965	0,025	0,017	0,325	0,945	0,121	0,023	0,067	0,957	0,173	0,051
0,937	0,947	0,02	0,015	0	0,932	0,072	0,027	0	0,846	0,192	0,11
0,945	0,963	0,032	0,018	0	0,977	0,075	0,016	0	0,866	0,201	0,089
0,976	0,985	0,009	0,007	0,993	0,985	0,02	0,014	0,994	0,884	0,034	0,102
0,978	0,99	0,011	0,006	0,947	0,951	0,025	0,017	0,966	0,662	0,06	0,144
0,972	0,988	0,008	0,005	0,978	0,981	0,017	0,017	0,985	0,727	0,049	0,137

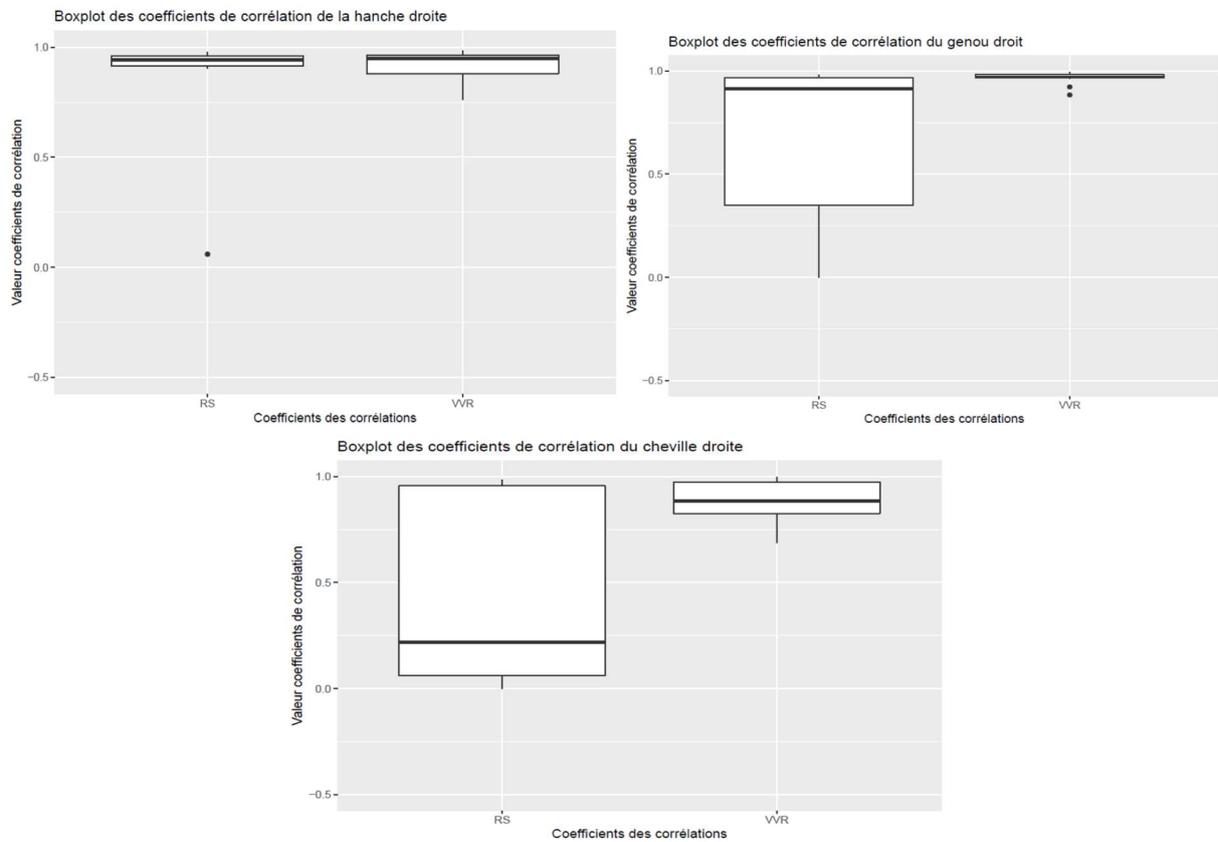
Tableau 41 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe droite (exercice du lever la jambe - LJ90), coordonnée y

LJ_Hanche droite coordonnées y				LJ_Genou droit coordonnées y				LJ_Cheville droite coordonnées y			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,959	0,76	0,01	0,022	0,913	0,923	0,045	0,051	0,971	0,876	0,035	0,127
0,977	0,951	0,008	0,022	0,968	0,967	0,03	0,047	0,219	0,687	0,207	0,137
0,06	0,861	0,230	0,014	0,258	0,994	0,107	0,023	0,323	0,996	0,201	0,027
0,916	0,899	0,035	0,063	0,964	0,963	0,036	0,037	0,942	0,977	0,042	0,034
0,903	0,85	0,0143	0,037	0,575	0,883	0,092	0,046	0,195	0,83	0,169	0,072
0,913	0,965	0,012	0,007	0,442	0,984	0,159	0,026	0,103	0,976	0,227	0,05
0,943	0,932	0,009	0,009	0	0,969	0,154	0,05	0	0,775	0,276	0,087
0,96	0,984	0,018	0,01	0	0,992	0,167	0,022	0	0,971	0,268	0,065
0,962	0,974	0,007	0,006	0,982	0,979	0,037	0,039	0,984	0,926	0,043	0,065
0,939	0,962	0,009	0,007	0,972	0,972	0,036	0,036	0,022	0,82	0,194	0,083
0,95	0,948	0,008	0,007	0,967	0,967	0,032	0,034	0,969	0,884	0,046	0,069

**Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe droite (exercice 4)**



Figures 106 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe droite selon coordonnée x (exercice 4)



Figures 107 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe droite selon coordonnée y (exercice 4)

*Coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe gauche (exercice 4)*

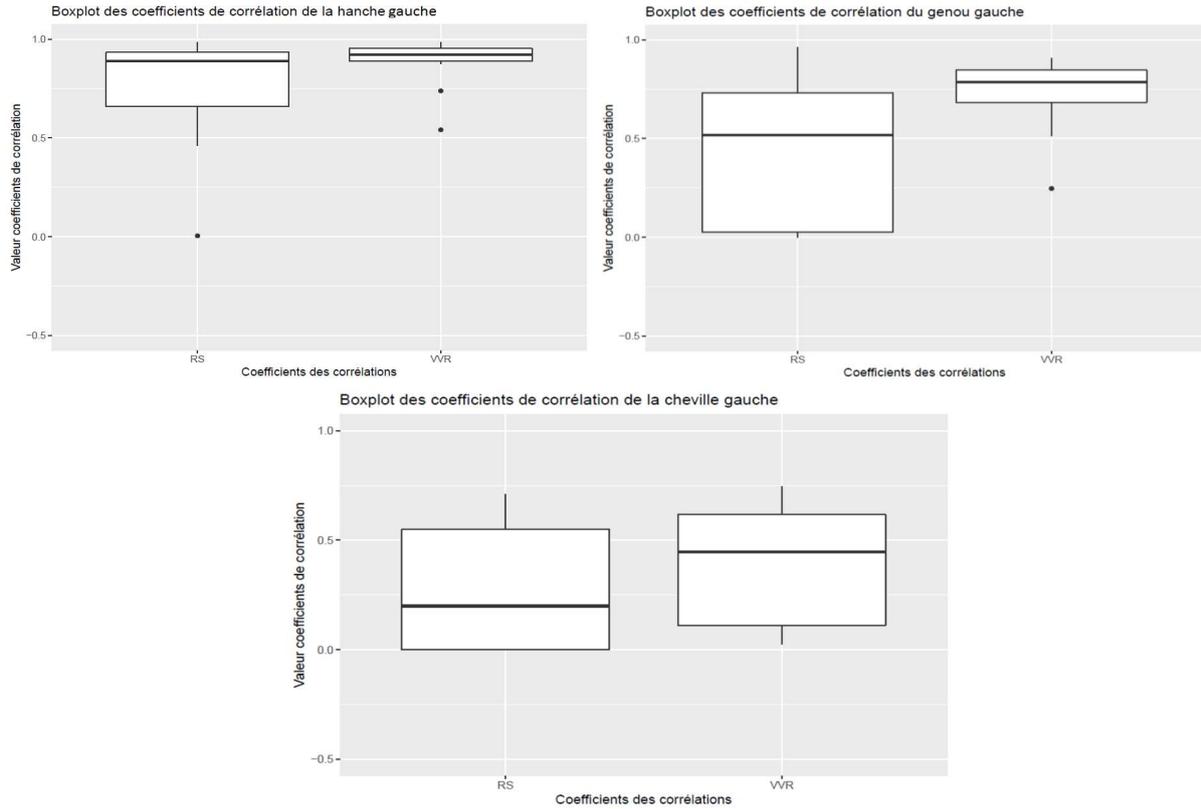
Tableau 42 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe gauche (exercice du lever la jambe - LJ), coordonnée x

LJ_Hanche Gauche coordonnées x				LJ_Genou Gauche coordonnées x				LJ_Cheville Gauche coordonnées x			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,84	0,913	0,031	0,015	0,647	0,841	0,01	0,007	0,513	0,54	0,069	0,067
0,785	0,739	0,036	0,026	0,518	0,247	0,023	0,146	0,649	0,162	0,058	0,193
0,005	0,899	0,114	0,009	0	0,771	0,341	0,021	0	0,087	0,352	0,267
0,532	0,876	0,02	0,005	0,56	0,78	0,008	0,006	0,2	0,136	0,156	0,231
0,462	0,54	0,022	0,015	0,503	0,828	0,013	0,009	0,031	0,446	0,523	0,084
0,937	0,962	0,03	0,018	0,013	0,9	0,197	0,015	0,002	0,706	0,341	0,076
0,93	0,943	0,032	0,022	0,04	0,596	0,129	0,013	0	0,026	0,413	0,287
0,894	0,921	0,047	0,03	0	0,851	0,201	0,024	0	0,446	0,187	0,043
0,985	0,985	0,013	0,01	0,961	0,907	0,008	0,013	0,711	0,048	0,027	0,173
0,971	0,971	0,01	0,012	0,953	0,785	0,007	0,014	0,365	0,693	0,097	0,016
0,889	0,939	0,018	0,012	0,816	0,512	0,012	0,017	0,585	0,745	0,015	0,007

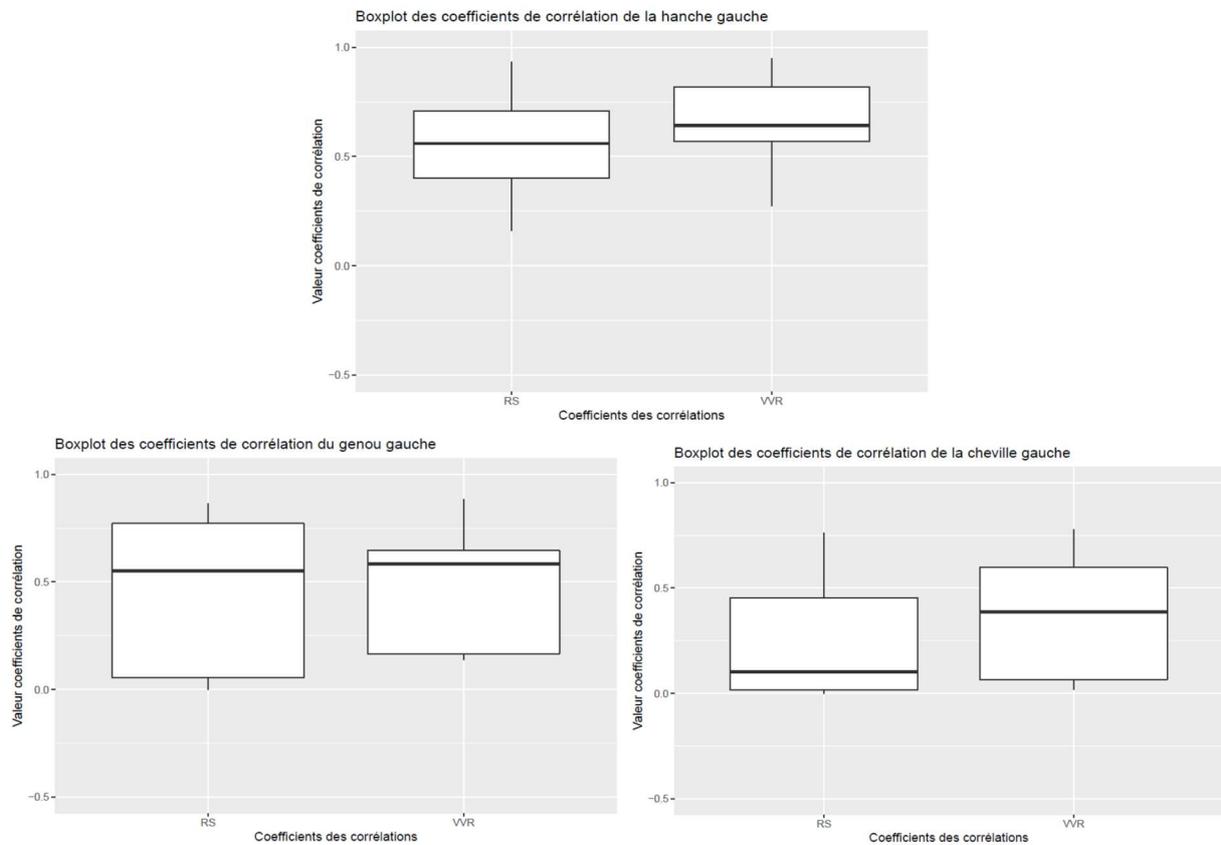
Tableau 43 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe gauche (exercice du lever la jambe - LJ), coordonnée y

LJ_Hanche Gauche coordonnées y				LJ_Genou Gauche coordonnées y				LJ_Cheville Gauche coordonnées y			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,25	0,55	0,023	0,014	0,767	0,658	0,067	0,098	0,752	0,632	0,067	0,073
0,16	0,275	0,024	0,012	0,864	0,747	0,045	0,053	0,714	0,643	0,069	0,084
0,56	0,642	0,056	0,007	0	0,137	0,114	0,102	0	0,09	0,172	0,176
0,388	0,587	0,015	0,006	0,552	0,142	0,176	0,194	0,085	0,428	0,097	0,067
0,639	0,589	0,005	0,007	0,089	0,171	0,252	0,158	0,763	0,562	0,065	0,102
0,414	0,666	0,024	0,013	0,033	0,61	0,071	0,017	0,103	0,387	0,287	0,148
0,537	0,432	0,035	0,045	0,079	0,162	0,045	0,021	0	0,374	0,109	0,097
0,592	0,718	0,021	0,011	0	0,192	0,021	0,032	0	0,779	0,085	0,016
0,918	0,949	0,012	0,004	0,833	0,885	0,019	0,009	0,12	0,029	0,042	0,133
0,933	0,928	0,011	0,007	0,653	0,584	0,34	0,051	0,195	0,042	0,096	0,153
0,777	0,92	0,013	0,007	0,776	0,635	0,018	0,027	0,033	0,018	0,102	0,018

**Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe gauche (exercice 4)**



Figures 108 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe gauche selon coordonnée x (exercice 4)



Figures 109 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe gauche selon coordonnée y (exercice 4)

*Coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe droite (exercice 5)*

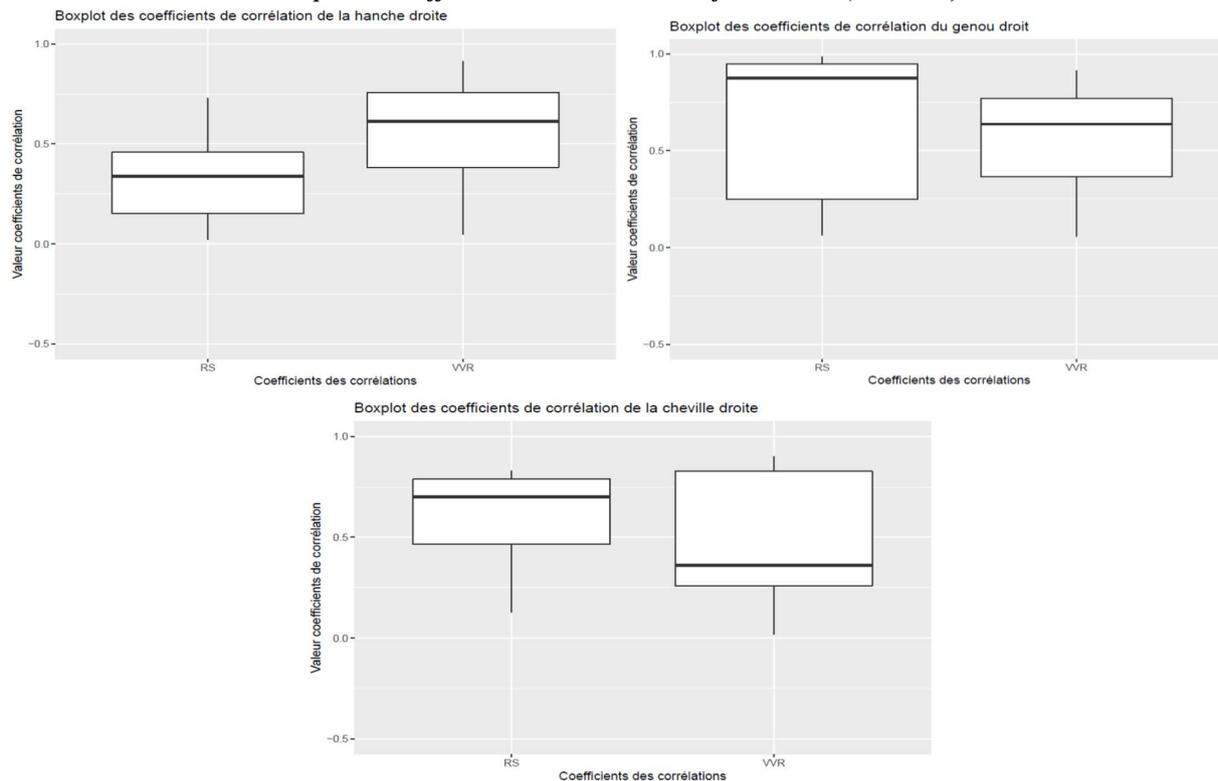
Tableau 44 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe droite (exercice de s'asseoir - SA), coordonnée x

SA_Hanche Droite coordonnées x				SA_Genou Droite coordonnées x				SA_Cheville Droite coordonnées x			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,172	0,133	0,012	0,023	0,306	0,376	0,008	0,009	0,318	0,182	0,044	0,104
0,638	0,382	0,007	0,018	0,929	0,766	0,005	0,006	0,466	0,427	0,004	0,026
0,38	0,756	0,105	0,035	0,194	0,057	0,006	0,018	0,129	0,299	0,026	0,01
0,142	0,627	0,015	0,011	NA	0,783	0,019	0,015	NA	0,825	0,013	0,007
0,126	0,047	0,01	0,015	0,401	0,912	0,062	0,017	NA	0,174	0,004	0,006
0,73	0,645	0,007	0,015	0,064	0,736	0,04	0,009	NA	0,019	0,002	0,068
0,156	0,578	0,076	0,054	0,953	0,699	0,003	0,016	0,788	0,334	0,043	0,14
0,338	0,383	0,008	0,013	0,953	0,576	0,004	0,012	0,594	0,286	0,068	0,092
0,482	0,764	0,043	0,014	0,984	0,503	0,003	0,012	0,73	0,388	0,074	0,208
0,339	0,913	0,35	0,01	0,069	0,331	0,022	0,02	0,83	0,901	0,077	0,051
0,022	0,599	0,263	0,049	0,943	0,152	0,017	0,074	0,7	0,898	0,047	0,038
0,45	0,888	0,017	0,01	0,875	0,823	0,006	0,007	0,802	0,83	0,025	0,021

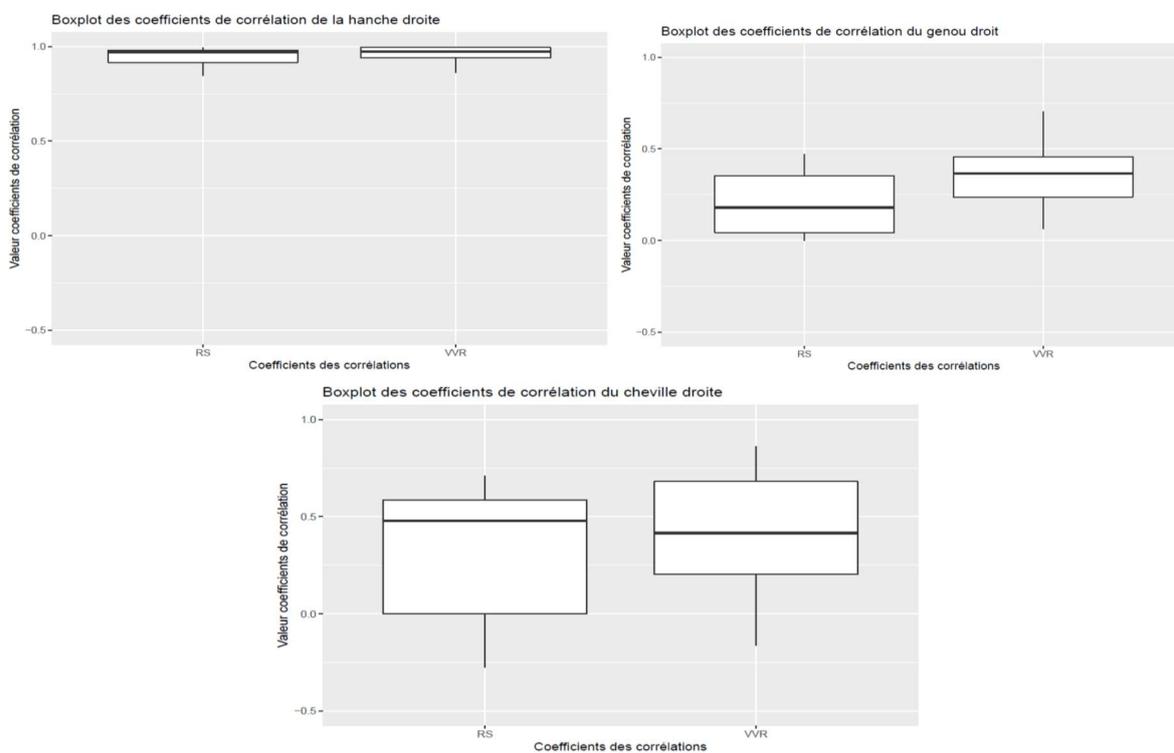
Tableau 45 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe droite (exercice de s'asseoir - SA), coordonnée y

SA_Hanche Droite coordonnées y				SA_Genou Droite coordonnées y				SA_Cheville Droite coordonnées y			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,965	0,975	0,08	0,054	0,22	0,703	0,035	0,026	-0,274	-0,162	0,189	0,191
0,993	0,995	0,216	0,062	0,166	0,595	0,032	0,023	0,315	0,669	0,163	0,018
0,985	0,995	0,154	0,059	0,036	0,275	0,037	0,039	0,571	0,017	0,054	0,087
0,968	0,96	0,026	0,036	0	0,064	0,065	0,042	0	0,821	0,103	0,051
0,971	0,97	0,033	0,045	0,336	0,097	0,115	0,127	0	0,394	0,045	0,032
0,994	0,995	0,019	0,029	0,409	0,518	0,064	0,03	0	0,163	0,131	0,091
0,876	0,877	0,057	0,054	0,007	0,278	0,045	0,032	0,71	0,241	0,192	0,241
0,844	0,862	0,058	0,052	0,046	0,126	0,101	0,076	0,632	0,71	0,339	0,27
0,887	0,878	0,057	0,053	0,43	0,356	0,111	0,187	0,704	0,439	0,053	0,141
0,926	0,968	0,055	0,051	0,115	0,436	0,049	0,034	0,521	0,671	0,3	0,253
0,977	0,994	0,068	0,054	0,472	0,375	0,094	0,102	0,471	0,863	0,282	0,239
0,974	0,978	0,046	0,044	0,195	0,416	0,175	0,032	0,486	0,218	0,042	0,53

**Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe droite (exercice 5)**



Figures 110 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe droite selon coordonnée x (exercice 5)



Figures 111 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe droite selon coordonnée y (exercice 5)

*Coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe gauche (exercice 5)*

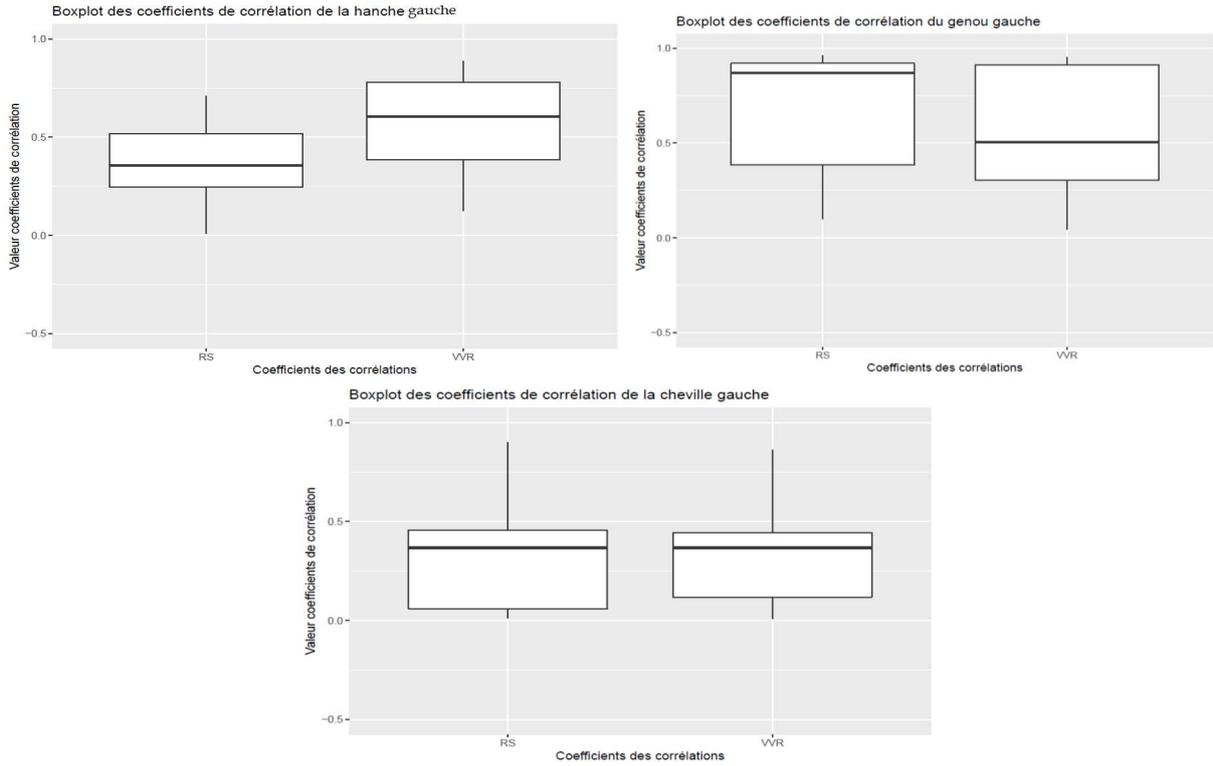
Tableau 46 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe gauche (exercice de s'asseoir - SA), coordonnée x

SA_Hanche Gauche coordonnées x				SA_Genou Gauche coordonnées x				SA_Cheville Gauche coordonnées x			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,26	0,374	0,004	0,002	0,098	0,143	0,015	0,008	0,013	0,443	0,03	0,004
0,515	0,614	0,014	0,012	0,317	0,044	0,008	0,013	0,373	0,448	0,009	0,003
0,602	0,54	0,012	0,027	0,385	0,283	0,012	0,019	0,271	0,379	0,037	0,017
0,008	0,387	0,142	0,043	NA	0,31	0,012	0,011	NA	0,863	0,004	0,007
0,287	0,307	0,198	0,139	NA	0,729	0,011	0,008	NA	0,06	0,003	0,006
0,35	0,803	0,006	0,002	NA	0,91	0,013	0,007	NA	0,396	0,002	0,007
0,061	0,772	0,043	0,02	0,92	0,951	0,008	0,007	0,9	0,355	0,003	0,012
0,363	0,739	0,027	0,011	0,922	0,952	0,008	0,005	0,368	0,692	0,027	0,016
0,711	0,887	0,141	0,102	0,963	0,918	0,007	0,007	0,037	0,093	0,011	0,015
0,199	0,126	0,006	0,022	0,87	0,443	0,007	0,011	0,06	0,291	0,112	0,096
0,453	0,594	0,027	0,17	0,879	0,565	0,015	0,085	0,595	0,126	0,012	0,051
0,527	0,863	0,065	0,025	0,832	0,423	0,008	0,017	0,456	0,01	0,065	0,152

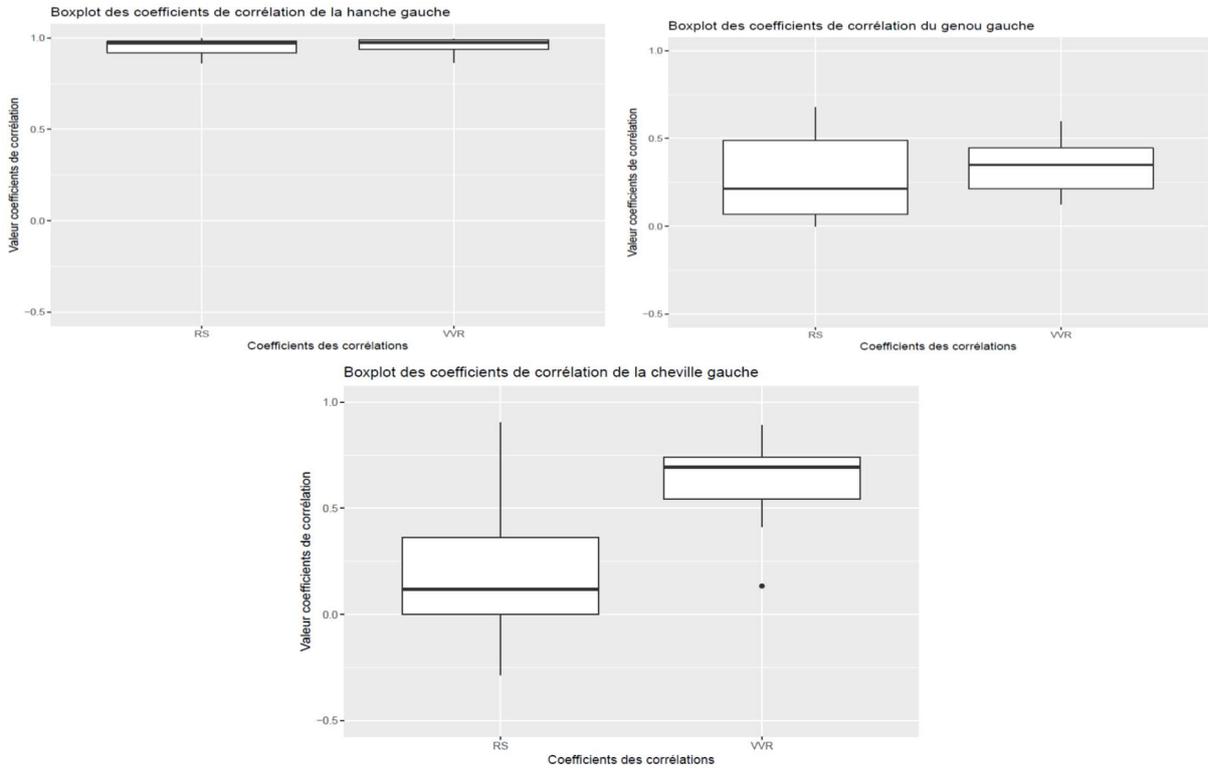
Tableau 47 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la jambe gauche (exercice de s'asseoir - SA), coordonnée y

SA_Hanche Gauche coordonnées y				SA_Genou Gauche coordonnées y				SA_Cheville Gauche coordonnées y			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,966	0,979	0,077	0,052	0,473	0,597	0,028	0,023	-0,286	0,717	0,248	0,014
0,994	0,994	0,209	0,058	0,117	0,487	0,038	0,019	0,903	0,717	0,04	0,046
0,983	0,995	0,16	0,058	0,092	0,147	0,039	0,031	0,84	0,133	0,054	0,128
0,97	0,957	0,025	0,036	0,0	0,125	0,005	0,001	0,0	0,564	0,016	0,016
0,976	0,97	0,029	0,041	0,0	0,136	0,045	0,035	0,0	0,414	0,08	0,011
0,996	0,995	0,018	0,029	0,0	0,432	0,031	0,01	0,0	0,68	0,137	0,032
0,861	0,874	0,056	0,053	0,181	0,384	0,028	0,019	0,731	0,811	0,315	0,253
0,861	0,865	0,055	0,051	0,248	0,487	0,026	0,019	0,24	0,622	0,241	0,171
0,904	0,872	0,032	0,044	0,575	0,41	0,013	0,036	0,124	0,707	0,005	0,003
0,924	0,964	0,057	0,051	0,363	0,235	0,103	0,175	0,025	0,891	0,063	0,042
0,981	0,988	0,066	0,055	0,676	0,316	0,004	0,003	0,219	0,813	0,291	0,171
0,971	0,983	0,047	0,041	0,538	0,287	0,032	0,036	0,114	0,477	0,332	0,239

**Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe gauche (exercice 5)**



Figures 112 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe gauche selon coordonnée x (exercice 5)

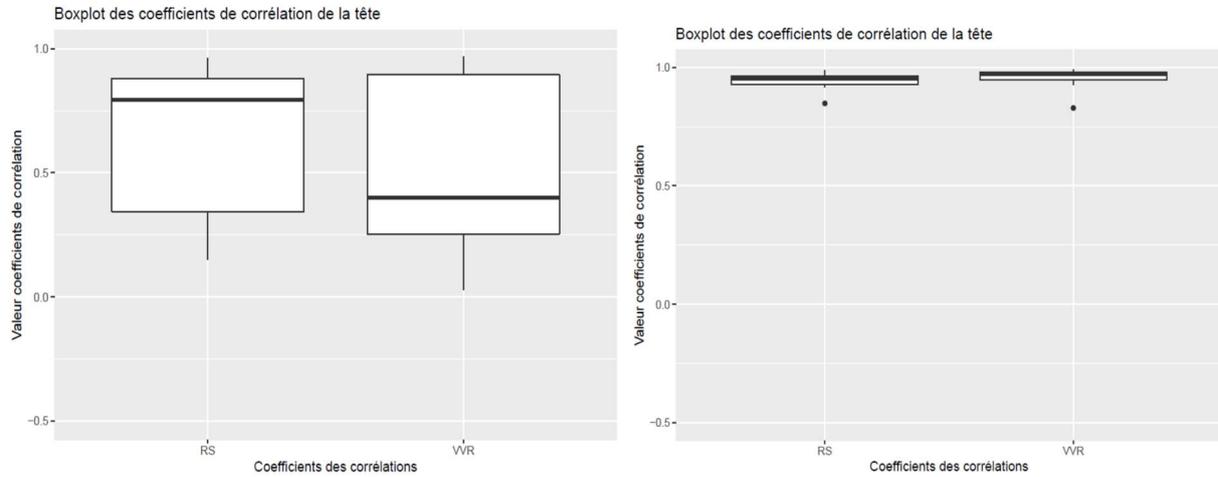


Figures 113 - Boxplot des coefficients de corrélation de la jambe gauche selon coordonnée y (exercice 5)

*Coefficients de corrélation et des RMSE des points de la tête (exercice 5)*

Tableau 48 - Résultats des coefficients de corrélation et des RMSE des points de la tête (exercice de s'asseoir - SA)

SA Têtecoordonées x				SA Têtecoordonées y			
(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR	(r) K x RS	(r) K x VVR	RMSE K x RS	RMSE K x VVR
0,161	0,165	0,034	0,023	0,919	0,926	0,07	0,065
0,629	0,804	0,043	0,049	0,952	0,966	0,066	0,055
0,394	0,915	0,054	0,017	0,935	0,957	0,07	0,057
0,86	0,1	0,007	0,025	0,929	0,948	0,061	0,052
0,815	0,028	0,005	0,028	0,846	0,828	0,075	0,083
0,939	0,373	0,004	0,021	0,973	0,978	0,032	0,028
0,962	0,313	0,009	0,03	0,961	0,982	0,045	0,03
0,151	0,427	0,013	0,019	0,953	0,98	0,047	0,031
0,195	0,283	0,007	0,021	0,962	0,975	0,041	0,033
0,955	0,929	0,005	0,014	0,989	0,992	0,033	0,025
0,771	0,968	0,032	0,022	0,98	0,991	0,035	0,025
0,819	0,888	0,024	0,020	0,917	0,942	0,05	0,042



Figures 114 - Boxplot des coefficients de corrélation des points de la tête x et y





## Résumé

La MFM est une échelle d'évaluation fonctionnelle validée pour le diagnostic et le suivi clinique des patients atteints d'une maladie neuromusculaire. Elle permet d'anticiper les besoins d'adaptation des patients, de fournir un langage commun à tous les professionnels et d'évaluer les effets des différents traitements thérapeutiques. Pour améliorer les performances des mesures, la reproductibilité des évaluations et la participation des patients, il est proposé de développer un outil d'assistance aux thérapeutes basé sur des technologies accessibles. Cette thèse est ainsi développée selon quatre axes de recherche: (1) le choix d'un capteur de mouvement 3D en remplacement du capteur Kinect™ de Microsoft, (2) le développement d'un logiciel sur tablette pour l'évaluation de la motricité fine, (3) la proposition d'un environnement ludique pour motiver les jeunes patients lors des évaluations et (4) des propositions pour intégrer l'outil à la pratique actuelle des thérapeutes. Ce contexte de travail suggère fortement l'utilisation d'une approche de conception centrée sur l'utilisateur (CCU), dans laquelle les thérapeutes et patients sont sollicités pour exprimer leurs besoins à chaque étape du processus de conception. Comme résultats, en remplacement de la Kinect, le capteur VicoVr a montré une meilleure performance dans le contexte de la MFM que le capteur Intel® RealSense™. Le logiciel développé de notation automatique de la motricité fine TabMe2 a obtenu de très bons résultats pour 3 items considérés de la MFM. 10 animations ludiques pour la MFM ont été développées selon une approche issue du développement de *Serious Games*. Enfin, une intégration de tous les outils développés a été proposée par l'intermédiaire d'une interface sur mesure déjà familière des kinésithérapeutes, pour en faciliter leur adhésion.

**Mots clés :** Conception Centrée Utilisateur, échelle d'évaluation motrice, MFM, capteur de mouvement, Tablette, motricité fine, évaluation automatique

## Abstract

The MFM is a validated functional evaluation scale for the diagnosis and clinical monitoring of patients with neuromuscular disease. It anticipates the adaptation needs of patients, provides a common language for all professionals and assesses the effects of different therapeutic treatments. To improve the performance of measurements, the reproducibility of evaluations and patient participation, it is proposed to develop a tool, based on accessible technologies, for assisting therapists. Thus, this thesis is developed along four research axes: (1) the choice of a 3D motion sensor to replace the Microsoft Kinect™ sensor, (2) the development of software on a Tablet for the assessment of fine motor skills, (3) the proposal of a playful environment to motivate the young patients during the evaluations and (4) proposals to integrate the tool into the current practices of the therapists. This working context strongly suggests the use of a user-centered design approach (UCD), in which therapists and patients are asked to express their needs at each stage of the design process. As results, replacing the Kinect, the VicoVr sensor showed better performance in the context of MFM than the Intel® RealSense™ sensor. The automatic fine motor rating TabMe2 software developed obtained very good results for 3 items considered from the MFM. 10 fun animations for the MFM were developed according to an approach resulting from the development of *Serious Games*. Finally, an integration of all the tools developed has been proposed through a custom interface already familiar to physiotherapists, to facilitate their adherence.

**Keywords:** User Centered Design, motor rating scale, MFM, motion sensor, Tablet, fine motor skills, automatic rating.