



**HAL**  
open science

# utilisation de nouvelles technologies pour l'évaluation clinique des activités motrices de patients

Justine Coton

► **To cite this version:**

Justine Coton. utilisation de nouvelles technologies pour l'évaluation clinique des activités motrices de patients. Autre. Université Grenoble Alpes, 2018. Français. NNT : 2018GREAI005 . tel-01744204v2

**HAL Id: tel-01744204**

**<https://theses.hal.science/tel-01744204v2>**

Submitted on 29 Mar 2018

**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 LA COMMUNAUTÉ UNIVERSITÉ GRENOBLE ALPES**

Spécialité : **Génie Industriel**

Arrêté ministériel : 25 mai 2016

Présentée par

**Justine COTON**

Thèse dirigée par **François VILLENEUVE, Professeur, UGA** et  
codirigée par **Guillaume THOMANN, Grenoble INP**

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

## **Utilisation de nouvelles technologies pour l'évaluation clinique des activités motrices de patients**

Thèse soutenue publiquement le « **26 Janvier 2018** », devant le  
jury composé de :

**M., Guy, BOURHIS**

Professeur des Universités, Université de Lorraine, Rapporteur

**M., Vincent, GAUTHERON**

Professeur des Universités, Praticien Hospitalier, Université Jean-  
Monnet, Saint-Etienne, Examineur

**M., Jean-François, PETIOT**

Professeur des Universités, Ecole Centrale Nantes, Président

**M., Jean-Claude, SAGOT**

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

**M., Guillaume, THOMANN**

Maître de Conférences, Univ. Grenoble Alpes, Co-directeur de thèse

**M., François, VILLENEUVE**

Professeur des Universités, Univ. Grenoble Alpes, Directeur de thèse





*A mon grand-père,*

## REMERCIEMENTS

Je souhaite remercier mon directeur de thèse François Villeneuve ainsi que mon co-directeur Guillaume Thomann qui ont su trouver le temps de soutenir ce travail autant scientifiquement que moralement. Je souhaite remercier Julien Veytizou, docteur et ami, dont les travaux ont initié cette recherche et qui a continué de soutenir celle-ci jusqu'au bout.

Je souhaite remercier chaleureusement le service de kinésithérapie pédiatrie neurologique de l'Escale pour avoir travaillé en collaboration avec le laboratoire G-SCOP afin de développer et tester les propositions de cette thèse. Ce service fut représenté par Carole Vuillerot, médecin pédiatre, Dominique Vincent-Genod, kinésithérapeute et Pascal Rippert, attaché recherche clinique. Leurs disponibilités et leurs intérêts ainsi que ceux du reste de l'équipe est ce qui a permis la mise en place de ces travaux.



Hospices Civils de Lyon

Je souhaite également remercier les étudiants et ingénieurs qui ont travaillé sur ce projet. C'est la synergie de leurs compétences aussi diverses que complémentaires allant de la psychologie du travail à l'ingénierie des systèmes qui a permis d'explorer pleinement ce sujet. Je remercie Julie Commerçon de l'Université Jean Monet à Saint-Etienne pour son travail sur la validation des mesures Kinect. Je remercie également Sophie Dolleans et Nino Natchkebia du Laboratoire Inter-université de Psychologie (LIP) de Grenoble pour leurs travaux sur les besoins des thérapeutes et leur intérêt apporté au projet. Merci à Eloise Liogier, Eloise Gronlier, Ambre Mirc de Polytech'Grenoble et Alison Rodrigues Louzano de Grenoble INP – Phelma pour leurs travaux sur les tablettes numériques. Je remercie particulièrement les informaticiens de G-SCOP, Jonathan Martinat, Fabrice Gravelat et Kévin Barra pour leur aide sur l'architecture de l'application sans quoi les développements informatiques de ce projet seraient plutôt bancals.

Nous souhaitons, moi-même ainsi que toutes les personnes impliquées dans ce projet, remercier la SFR Innovacs ayant financé les travaux effectués par le Laboratoire Interdisciplinaire de Psychologie (LIP) de Grenoble ainsi que EOVI-MCD Fondation de l'Avenir pour avoir supporté financièrement ce projet et ainsi permis ses travaux.





# GLOSSAIRE

---

|        |  |
|--------|--|
| AQM    | Analyse Quantifiée de la Marche<br><i>Technique d'analyse médicale visant à évaluer la marche</i>  |
| ASI    | Amyotrophie Spinale Infantile<br><i>Maladie neuromusculaire</i>  |
| KBS    | Knowledge-Based System<br><i>Système à base de connaissance</i>  |
| KiMe2  | Software d'analyse des mouvements issue de la Kinect (Kinect Medical Measurement)<br><i>Logiciel développé au cours de la thèse pour traiter et analyser les mouvements capturés</i>   |
| Kinect | Capteur de mouvement infra-rouge produit par Microsoft<br><i>Lorsque la Kinect est évoquée au cours de cette thèse, et à moins que cela ne soit indiqué autrement, il s'agit de la Microsoft Kinect Xbox One aussi connue sous l'appellation Kinect v2</i> |
| MFM    | Mesure de la Fonction Motrice<br><i>Echelle d'évaluation de la fonction motrice utilisée dans les centres de maladies neuromusculaires</i>   |
| MoCap  | Motion Capture<br><i>Terme générique pour parler de capture de mouvement</i>   |
| UCD    | User-Centered Design<br><i>Conception centrée utilisateur</i>  |
| UTAUT  | Unified Theory of Acceptance and Use of Technology<br><i>Modèle d'acceptation des technologies</i>   |

---

## SIGLES SECONDAIRES

---

|            |  |
|------------|--|
| Caméra RGB | Caméra couleur <i>Camera à flux rouge-vert-bleue (Red – Green -Blue)</i>           |
| IR         | Infra-rouge  |
| EMG        | Electromyographie  |
| VICON      | Marque d'un système de capture mouvement par caméras infra-rouge et avec marqueurs |
| GSPT       | General System Performance Theory  |
| ERM        | Elemental Resource Model   |
| SDK        | Software Development Kit   |
| FRE        | Fauteuil Roulant Electrique  |

---



# RESUMES

## RESUME : UTILISATION DE NOUVELLES TECHNOLOGIES POUR L'ÉVALUATION CLINIQUE DES ACTIVITES MOTRICES DE PATIENTS

L'évaluation des capacités motrices est une activité essentielle de l'analyse de mouvement. Cette activité permet de quantifier la performance d'un patient et ainsi d'être capable de suivre et de contrôler son évolution pour assurer un traitement adapté. Les kinésithérapeutes ont donc besoin d'outils précis leur permettant de mesurer cette performance. Pour cela, ils ont développé leurs propres outils basés sur l'observation et des exercices normés. Pourtant, cette activité pourrait être supportée et augmentée par l'utilisation de technologies avancées. Il existe une catégorie d'outils technologiques permettant le suivi et la capture de ces mouvements. Leur utilisation dans des systèmes d'aide à l'évaluation pourrait affiner l'évaluation des thérapeutes et également augmenter sa reproductibilité. Pour assurer l'utilisation dans la durée de ce type d'outils, il est nécessaire de répondre à la question suivante : « quels sont les enjeux et les critères de développement spécifiques aux systèmes d'évaluation des capacités motrices ? ». Dans ce travail de thèse, cette question a été restructurée suivant 3 axes : « comment mesurer les capacités motrices ? », « comment analyser et communiquer le résultat ? » et enfin « comment intégrer ce système dans la pratique médicale ? ». Pour chacun de ces axes, les critères clés de développement ont été investigués et des contributions sont présentées. Afin d'illustrer ces critères, une étude de cas a été menée : l'instrumentation, à l'aide de nouvelles technologies de capture de mouvements, d'un protocole de mesure de capacités motrices (aussi appelé MFM ou Mesure de la Fonction Motrice).

**MOTS-CLES** : Conception de produit ; Conception centrée utilisateur ; Nouvelles technologies ; Kinect ; LeapMotion ; Mesure des Capacités Motrices

## ABSTRACT: USE OF NEW TECHNOLOGIES FOR CLINICAL EVALUATION OF PATIENTS' MOTOR CAPACITIES

The motor capacities (motor skills)' evaluation is an essential activity for movement analysis. This activity aims is to quantify the human's motor performance to be able to follow-up and control the evolution of the patient's pathology thus allowing an adapted treatment. The physiotherapists need accurate tools able to measure this performance. They developed their own tools based on observations and normalized exercises. This activity can be supported and enhanced by the technological advances. A category of motion tracking tools exists to track and record those movements. Their use in motor evaluation system could refine the therapist's evaluations and increase their reproducibility. To insure the correct development and use of such tools it is necessary to answer the following question: "what are the development stakes and criteria related to a system for measure and evaluation of motor capacities?" This thesis work refined this question into the 3 following research axis: "how to measure motor capacities?", "how to analyze and communicate the result?", "how to integrate this system in the medical practice?" For each of those axis the key criteria for development were investigated and contributions are presented. To illustrate those criteria a case study was conducted: the instrumentation, with new motion capture technologies, of an assessment protocol for motor capacities also called MFM (The Motor Function Measure).

**KEYWORDS**: Product development; User centered design; New technologies; Kinect; LeapMotion; Motor Capacities Measurement





# TABLE DES MATIERES

|  |           |
|--|-----------|
| <b>Remerciements</b> .....   | <b>3</b>  |
| <b>Glossaire</b> .....   | <b>5</b>  |
| <b>Résumés</b> .....   | <b>7</b>  |
| Résumé : Utilisation de nouvelles technologies pour l'évaluation clinique des activités motrices de patients . | 7         |
| Abstract: Use of new technologies for clinical evaluation of patients' motor capacities .....                  | 7         |
| <b>Table des matières</b> .....  | <b>9</b>  |
| <b>Table des illustrations</b> .....   | <b>13</b> |
| Liste des figures .....  | 13        |
| Liste des tableaux .....   | 17        |
| <b>Introduction</b> .....  | <b>19</b> |
| 1. L'évaluation motrice.....   | 19        |
| 2. Développement de la recherche.....  | 20        |
| 2.1. Objectifs et revendications de recherche .....  | 20        |
| 2.2. Etude de cas : exemple du protocole d'évaluation motrice MFM.....   | 21        |
| 2.3. Déroulement du mémoire .....  | 22        |
| <b>Chapitre 1 Etat de l'art</b> .....  | <b>23</b> |
| 1. Motricité et pathologies neuromusculaires .....   | 23        |
| 1.1. Les Capacités motrices.....   | 23        |
| 1.2. Méthodes d'évaluation.....  | 26        |
| 1.3. Synthèse .....  | 31        |
| 2. Processus de conception .....   | 32        |
| 2.1. Une solution médicale .....   | 32        |
| 2.2. Modèles de conception systémique.....   | 35        |
| 2.3. Modeles de conception itératif .....  | 36        |
| 2.4. Méthodes centrées sur l'utilisateur .....   | 37        |
| 2.5. Synthèse .....  | 39        |
| 3. Capture du mouvement .....  | 40        |
| 3.1. La capture du mouvement.....  | 40        |
| 3.2. Choix de la technique de capture du mouvement .....   | 41        |
| 3.3. L'analyse du mouvement humain : système optique.....  | 43        |
| 3.4. Choix des capteurs.....   | 44        |
| 3.5. Motricité globale : Capteur Kinect.....   | 46        |
| 3.6. Motricité fine.....   | 50        |
| 3.7. Autres systèmes basés sur la détection de contacts.....   | 52        |

|                   |   |            |
|-------------------|---|------------|
| 3.8.              | Synthèse capture du mouvement .....   | 54         |
| 4.                | Analyser et représenter le mouvement .....  | 54         |
| 4.1.              | Modèle d'analyse du mouvement.....  | 54         |
| 4.2.              | Systèmes à bases de connaissances (KBS Knowledge-based system) .....                                | 58         |
| 4.3.              | Communiquer le résultat .....   | 62         |
| 5.                | Synthèse et exploitation .....  | 65         |
| <b>Chapitre 2</b> | <b>Développer un système d'aide à l'évaluation motrice .....</b>                                    | <b>69</b>  |
| 1.                | Notions clés liées à notre contexte .....   | 69         |
| 2.                | La méthode UCD pour la conception d'un système d'aide à l'évaluation motrice .....                  | 72         |
| 2.1.              | Planifier, explorer, spécifier .....  | 73         |
| 2.2.              | Prototyper, évaluer et corriger .....   | 77         |
| 3.                | Etude de cas : Exploration du protocole d'évaluation motrice MFM .....                              | 77         |
| 3.1.              | Outils pour l'analyse des besoins et la connaissance du contexte .....                              | 78         |
| 3.2.              | Application à l'étude de cas : protocole MFM .....  | 79         |
| 4.                | Proposition de la solution pour l'étude de cas .....  | 88         |
| 4.1.              | Installation et fonctionnement du système .....   | 89         |
| 4.2.              | Etat d'avancement du système .....  | 91         |
| 5.                | Synthèse .....  | 92         |
| <b>Chapitre 3</b> | <b>Mesurer le mouvement .....</b>   | <b>95</b>  |
| 1.                | Modéliser, paramétrer et calibrer le mouvement.....   | 95         |
| 1.1.              | Modéliser .....   | 96         |
| 1.2.              | Paramétrer .....  | 98         |
| 1.3.              | Calibrer et valider un outil médical .....  | 99         |
| 2.                | Application : Evaluer le mouvement avec la Kinect.....  | 100        |
| 2.1.              | Protocole : réalisation des items MFM ( <a href="http://www.mfm-nmd.org">www.mfm-nmd.org</a> )..... | 101        |
| 2.2.              | Facteurs avantageux et limitants à l'issue des études .....   | 106        |
| 2.3.              | Synthèse .....  | 109        |
| 3.                | Application : Motricité fine.....   | 110        |
| 3.1.              | Expérimentation LeapMotion .....  | 110        |
| 3.2.              | Expérimentations avec tablettes numériques .....  | 115        |
| 4.                | Synthèse « axe mesurer » .....  | 118        |
| <b>Chapitre 4</b> | <b>Communiquer le mouvement .....</b>   | <b>119</b> |
| 1.                | Caractérisation de la communication du mouvement .....  | 119        |
| 1.1.              | Analyser et restituer l'information pour le thérapeute.....   | 119        |
| 1.2.              | Exemple de l'analyse quantifiée de la marche (AQM) .....  | 121        |
| 2.                | Application : modules d'analyse et modules de restitution.....                                      | 124        |
| 2.1.              | Modes de représentation et de communication pour la MFM .....                                       | 125        |

|   |   |            |
|---|---|------------|
| 2.2.  | Analyse des données : 4 niveaux.....  | 126        |
| 2.3.  | Proposition de modules de restitution des résultats .....   | 130        |
| 3.  | Evaluation de la compréhension et de l'usage.....   | 135        |
| 3.1.  | Evaluer la compréhension et l'usage des modules de restitution .....  | 136        |
| 3.2.  | Evolution à prévoir pour le prochain cycle .....  | 138        |
| 4.  | Synthèse « axe analyser et communiquer ».....   | 139        |
| <b>Chapitre 5</b>                           | <b>Intégrer le système .....</b>  | <b>141</b> |
| 1.  | Identifier les éléments et critères impactant l'activité d'évaluation.....  | 142        |
| 2.  | Les acteurs principaux du protocole d'évaluation.....   | 144        |
| 2.1.  | Le thérapeute .....   | 144        |
| 2.2.  | Le patient .....  | 145        |
| 3.  | Conséquences de L'Implémentation d'un nouveau système .....   | 146        |
| 3.1.  | Impact(s) physique(s).....  | 146        |
| 3.2.  | Impact(s) sur les interactions internes au protocole.....   | 147        |
| 3.3.  | Impact(s) sur les interactions externes au protocole .....  | 149        |
| 4.  | Application sur le cas d'étude.....   | 149        |
| 4.1.  | Prototype.....  | 151        |
| 4.2.  | Evaluation.....   | 156        |
| 5.  | Synthèse « axe intégrer » .....   | 161        |
| <b>Conclusions et perspectives .....</b>    |   | <b>163</b> |
| 1.  | Apports .....   | 164        |
| 1.1.  | Apport de l'axe mesurer .....   | 164        |
| 1.2.  | Apport de l'axe analyser et communiquer .....   | 165        |
| 1.3.  | Apport de l'axe intégrer .....  | 165        |
| 2.  | Perspective(s) technique(s) .....   | 166        |
| 2.1.  | Optimiser le placement de la Kinect.....  | 166        |
| 2.2.  | Utilisation d'autres technologies.....  | 167        |
| 2.3.  | Création de nouveaux paramètres .....   | 168        |
| 2.4.  | Optimiser l'analyse des mouvements : apport des algorithmes de reconnaissances et de l'intelligence artificielle..... | 168        |
| 2.5.  | Optimiser les communications avec le thérapeute.....  | 169        |
| 3.  | Autre(s) Perspective(s) d'utilisations .....  | 170        |
| 3.1.  | Aspect ludique .....  | 170        |
| 3.2.  | Aspect formateur.....   | 170        |
| 3.3.  | La télémédecine et la télésanté .....   | 171        |
| 4.  | Vers de nouvelles méthodes pour les produits médicaux ? .....   | 171        |
| <b>Publications et Communications .....</b> |   | <b>172</b> |

|  |            |
|--|------------|
| <b>Bibliographie .....</b>   | <b>173</b> |
| <b>Annexes.....</b>  | <b>183</b> |
| Annexe 1 : Résultats et préconisations pour l'intégration d'une évaluation ludique numérique .....                 | 183        |
| Annexe 2 : MFM, item 16.....   | 184        |
| Annexe 3 : Extraits de paramètres mesurés pour les enfants sains .....   | 185        |
| Annexe 4 : Etude de marché des tablettes numériques .....  | 186        |
| Annexe 5 : Les alertes du logiciel KiMe2.....  | 188        |
| Annexe 6 : Matériels utilisés ou étudiés.....  | 189        |
| <b>Résumés .....</b>   | <b>191</b> |
| Résumé : Utilisation de nouvelles technologies pour l'évaluation clinique des activités motrices de patients ..... | 191        |
| Abstract: Use of new technologies for clinical evaluation of patients' motor capacities .....                      | 191        |

# TABLE DES ILLUSTRATIONS

## LISTE DES FIGURES

|   |    |
|---|----|
| Figure 1: Evolution des chapitres de cette thèse .....  | 22 |
| Figure 2 : Schématisation de la motricité volontaire [7]. .....   | 24 |
| Figure 3 : Schématisation du traitement possible d'un patient déficient moteur.....   | 26 |
| Figure 4: (haut) MANUS du MIT pour le membre supérieur [9] (bas) Exosquelette LOPES pour l'analyse de marche [10] .....   | 27 |
| Figure 5: MyoTools : MoviPlate (A), tapping (B), MyoGrip (C), MyoPinch (D), and MyoWrist (E) [11] .....   | 27 |
| Figure 6 : Exemple d'EMG .....  | 28 |
| Figure 7 : Exemple de système Vicon (optique avec marqueurs) .....  | 28 |
| Figure 8 : Résumé graphique de la MFM .....   | 29 |
| Figure 9 : Exemple d'évolution de pathologie vu par la MFM (extrait du manuel MFM) .....  | 30 |
| Figure 10 : Elemental Resource Model développé par Kondraske [24] .....   | 33 |
| Figure 11 : « Aspects liés à la conception de logiciels pour la performance humaine représentant la diversité et la portée des problèmes sous-jacents » [25] .....  | 34 |
| Figure 12 : Modèle de Pahl and Beitz [30] .....   | 35 |
| Figure 13 : Modèle de Cross [31].....   | 35 |
| Figure 14 : Waterfall Model adapté du modèle de Royce [32].....   | 36 |
| Figure 15 : Modèle en V[33].....  | 36 |
| Figure 16 : Modèle itératif [36] .....  | 37 |
| Figure 17 : Modèle spirale [33].....  | 37 |
| Figure 18 : Le modèle Scrum issu des méthodes AGILE .....   | 37 |
| Figure 19 : Cycle centré-utilisateur [38].....  | 38 |
| Figure 20 : Processus modulaire de la « vision par ordinateur » vu par Moeslund et Al [49].....   | 43 |
| Figure 21 : Caractéristiques des Kinect v1 et v2 [59][60] .....   | 47 |
| Figure 22 : Processus de labélisation et d'estimation des points à partir d'une image de profondeur [61] .....  | 47 |
| Figure 23 : Squelette numérique de la Kinect v2 [59][60] .....  | 47 |
| Figure 24 : Exemple de squelette numérique du LeapMotion .....  | 51 |
| Figure 25 : Tablettes graphiques (a) Wacom Bamboo (b) Wacom MobileStudio, Tablettes internet (c) Samsung Galaxy TabA (d) Apple iPad et ses outils graphiques.....   | 53 |
| Figure 26 : Exemple d'extraction : de gauche à droite: (a) extraction de la Kinect par point, (b) modèle de segmentation par zone d'intérêt [91], (c) modèle de segmentation par primitive [92], (d) Identification des contours [93] ..... | 55 |
| Figure 27 : (a) Méthodologies communes pour les systèmes experts [98] (b) Exemple de méthodes et tâches pour un système à base de connaissances [99] .....  | 58 |
| Figure 28 : Architecture d'un système expert à base de connaissances [98] .....   | 59 |
| Figure 29 : Pyramide donnée – information – connaissance [103].....   | 60 |

|   |     |
|---|-----|
| Figure 30 : Image d'une page de l'explorateur de l'ontologie FMA .....  | 61  |
| Figure 31 : Organiser la connaissance suivant son rôle dans le processus de raisonnement [107] .....  | 61  |
| Figure 32 : (a) Exemple de paramètres AQM (b) Exemple de courbes issues d'AQM (la zone grise, rouge et bleu représentent respectivement la norme, le membre gauche et le membre droit) (Images issues d'un rapport AQM anonyme fourni par le CHU de Lyon).....  | 64  |
| Figure 33 : Vidéos avec 2 angles de vue utilisées en kinésithérapie (image de référence du logiciel Kinovea) ...  | 64  |
| Figure 34 : Trois axes de recherche pour le développement d'un système d'évaluation des capacités motrices  | 70  |
| Figure 35 : Rappel du processus centré-utilisateur .....  | 72  |
| Figure 36 : Eléments liés aux axes de recherche .....   | 74  |
| Figure 37 : 6 éléments constitutifs du système d'évaluation des capacités motrices .....  | 76  |
| Figure 38 : Premières étapes du cycle UCD .....   | 80  |
| Figure 39 : (a) Gros matériels nécessaire à la MFM mais non spécifique (table réglable, lit de physiothérapie et des cousins) ; (b) Petits matériels spécifique à la MFM.....   | 80  |
| Figure 40 : Processus Delphi pour l'utilisation de la Kinect dans le protocole MFM .....  | 82  |
| Figure 41 : Modèle de la théorie unifiée de l'acceptation et de l'utilisation de la technologie [122] .....   | 85  |
| Figure 42 : Captation de l'enfant par le capteur Microsoft Kinect V2.....   | 89  |
| Figure 43 : Architecture KiMe2 [123].....   | 90  |
| Figure 44 : Installation au CHU de Lyon, test avec tablette sans fil [123] .....  | 91  |
| Figure 45 : Schématisation de l'installation physique du système [123].....   | 91  |
| Figure 46 : Exemple de modélisation pour l'item 16: toucher le crayon (extension du coude) vue de profil .....  | 96  |
| Figure 47 : Recherche de l'exercice .....   | 97  |
| Figure 48 : Squelette numérique de la Kinect avec ses 25 points.....  | 101 |
| Figure 49 : Exemple d'installation.....   | 102 |
| Figure 50 : Décomposition des items MFM .....   | 102 |
| Figure 51 : Enregistrement des essais Kinect : 3 angles de vues et un feedback du logiciel (carré en haut à droite). Expérimentations réalisées en salle MEXICO du laboratoire G-SCOP. ....   | 103 |
| Figure 52 : Répartition de l'angle du coude lors de l'extension maximal (item 16).....  | 104 |
| Figure 53 : illustration de la difficulté à modéliser un contact avec le squelette numérique .....  | 108 |
| Figure 54 : Exemples de recherche de contacts par zones d'intérêts. (1) Silhouette et squelette numérique fournis par le SDK Microsoft (2) Labélisation de la main droite en vert clair (3) Identification de la zone de contact entre la main et l'environnement (petite interface en pixels bleu clair) ..... | 108 |
| Figure 55 : Schéma des 3 fonctions motrices à mesurer .....   | 110 |
| Figure 56 : De gauche à droite, (1) le système de coordonnées du LeapMotion, (2) Zone d'application du LeapMotion (3) Exemple de squelette numérique.....   | 111 |
| Figure 57 : (a) CD en Plexiglas (b) détection à travers le support (c) Suspension du LeapMotion sous le support plexiglas .....   | 112 |
| Figure 58 : Exemple de tracé avec des mouvements non représentatifs.....  | 113 |
| Figure 59 : De gauche à droite : (a) Sujet contrôle (bleu) Tour du petit CD (vert) Tour du grand CD (b) Sujet ASI A Essai avec index (c) Sujet ASI A Essai avec majeur .....  | 114 |

|  |     |
|--|-----|
| Figure 60 : Installation du sujet B .....  | 114 |
| Figure 61 : (a) Exemple de réalisation pour l'exercice 18 avec en bleu le tracé du sujet, (b) Exemple de réalisation pour l'exercice 22 avec en vert le pointage du sujet.....   | 116 |
| Figure 62 : Exemple de test multi-touch sur Asus ZenPad.....   | 117 |
| Figure 63 : Rappel des éléments constituant le système d'aide à l'évaluation .....   | 120 |
| Figure 64 : Vue frontale et sagittale d'un patient réalisant une AQM : 2 essais (1) le sujet est équipé d'EMG et de marqueurs Motion Analysis puis (2) sans équipement de mesure mais avec ses attelles (images fournies par le CHU de Lyon) ..... | 122 |
| Figure 65 : (a) Capture d'écran de démonstration Kinovea, et (b) extrait d'analyse réalisée à partir des systèmes de mesure.....   | 123 |
| Figure 66 : (a) Exemple de courbe cinétique avec leurs normes (b) Exemple de courbes EMG .....   | 123 |
| Figure 67 : Modélisation du traitement par un expert.....  | 127 |
| Figure 68 : Modélisation du traitement par un KBS [99] .....   | 127 |
| Figure 69 : Cotation 2 de l'item 16 de la MFM (extrait du manuel MFM).....   | 128 |
| Figure 70 : Exemple de fonction d'activation d'observable abstrait .....   | 129 |
| Figure 71 : Structure parallèle entre les niveaux d'analyse et les niveaux de restitution [128].....   | 130 |
| Figure 72 : Exemple de restitution selon le module A, description de la solution .....   | 131 |
| Figure 73 : Exemple de module B (a) Arbre des concepts / composantes (b) Courbe d'activation d'un concept (composante).....  | 132 |
| Figure 74 : Exemple de module C (a) Arbre des concepts étendu jusqu'aux observables (b) Courbe d'un observable (angle du coude gauche).....  | 132 |
| Figure 75 : Exemple de module D, Image de la reconstruction 3D du squelette numérique de la Kinect .....   | 133 |
| Figure 76 : Page « analyse » du logiciel KiMe2.....  | 133 |
| Figure 77 : Exemple de description et de signaux pour la validité de l'information.....  | 134 |
| Figure 78 : Résumé des modules de restitution pour KiMe2 [128].....  | 135 |
| Figure 79 : Photo de l'expérimentation avec 4 thérapeutes (des observateurs sont venus assister à cette expérimentation) .....   | 136 |
| Figure 80 : Rappel des éléments constituant le système d'aide à l'évaluation motrice .....   | 141 |
| Figure 81 : Parties prenantes lors du développement d'un outil médical pour les protocoles d'évaluation .....  | 143 |
| Figure 82 : Interaction thérapeute-patient sur la passation MFM actuelle .....   | 147 |
| Figure 83 : Cognition distribuée du dispositif d'évaluation pour les éléments internes de l'activité d'évaluation .....  | 150 |
| Figure 84 : Schéma de l'installation .....   | 152 |
| Figure 85 : Schéma de la connectique .....   | 152 |
| Figure 86 : Exemple d'installation dans une salle de kinésithérapie pédiatrique.....   | 153 |
| Figure 87 : Exemple de page de capture.....  | 154 |
| Figure 88 : Exemple de fenêtre « pop-up » permettant l'acquisition des informations et commentaires relatifs à l'exercice.....   | 155 |



|  |     |
|--|-----|
| Figure 89 : (a) Exemple d’alerte dans le module de capture de KiMe2 (b) Photo prise durant la passation MFM d’un patient. Le thérapeute utilise la tablette .....  | 156 |
| Figure 90 : Apports et illustration sur l’étude de cas.....  | 164 |
| Figure 91 : Placements possibles pour la Kinect .....  | 167 |
| Figure 92 : (a) Exemple de courbe cinématique normé (image issue d'un rapport AQM du CHU de Lyon) (b) Exemple de normalisation du déplacement du centre de masse en hauteur sur un exercice de transfert de la MFM (en gris la norme faite sur 14 enfants sains et en bleu le déplacement d’un enfant ASI) ..... | 168 |
| Figure 93: Manuel MFM, page de l’item 16 .....   | 184 |
| Figure 94: Exemple d'alertes du module de capture dans le logiciel KiMe2 .....   | 188 |
| Figure 95: Liste des alertes fournis par le module de capture .....  | 188 |
| Figure 96: De haut en bas: (a) alerte issue du rapport de capture dans l'interface (b) Rapport de capture : un "saut" dans la captation par le paramètre d'instabilité (c) Rapport de capture : déformation prolongé du squelette.....   | 188 |

## LISTE DES TABLEAUX

|  |     |
|--|-----|
| Tableau 1 : Exemples de capteur infra-rouge .....  | 46  |
| Tableau 2 : Performance du capteur suivant les axes [64] .....   | 48  |
| Tableau 3 : Evaluation des points de la Kinect V1 par rapport au VICON. Etude à partir de posture et de mouvement de type abduction d'épaule, de flexion du sternum, etc. [68] ..... | 49  |
| Tableau 4 : Critères du système d'aide à l'évaluation motrice .....  | 71  |
| Tableau 5 : Facteurs essentiels d'acceptation .....  | 86  |
| Tableau 6 : Facteurs d'acceptation et de non-acceptation.....  | 86  |
| Tableau 7 : Rappel des critères importants pour l'axe « Mesurer » .....  | 95  |
| Tableau 8 : Description des sujets pour les 3 études .....   | 101 |
| Tableau 9 : Performance du système Kinect vs Cotation Thérapeute .....   | 106 |
| Tableau 10 : Performance du système Kinect vs Cotation Thérapeute pour les ASI 3 (population ambulante) .....  | 106 |
| Tableau 11 : Performance du système Kinect vs Cotation Thérapeute pour les ASI 2 (population non - ambulante) .....  | 106 |
| Tableau 12 : Résumé de l'étude de la Kinect .....  | 109 |
| Tableau 13 : Résultats des tests préliminaires du LeapMotion .....   | 113 |
| Tableau 14 : Résultats des tests préliminaires par conditions du LeapMotion .....  | 113 |
| Tableau 15 : Rappel des critères pour l'axe "Analyser et Communiquer" .....  | 119 |
| Tableau 16 : Connaissances mobilisées pour la cotation 2 de l'item 16 .....  | 128 |
| Tableau 17 : Participants pour l'évaluation du prototype KiMe2 .....   | 135 |
| Tableau 18 : Rappel des critères pour l'axe « Intégrer » .....   | 142 |
| Tableau 19 : (Rappel) Liste des impacts à contrôler .....  | 159 |
| Tableau 20 : Rôles du thérapeute et fonctionnalités associées.....   | 183 |
| Tableau 21 : Extraits de paramètres mesurés par la Kinect pour les enfants sains .....   | 185 |
| Tableau 22 : Benchmark, comparaison de différents modèles de tablettes .....   | 186 |
| Tableau 23 : Benchmark, comparaison de différents stylets.....   | 187 |



# INTRODUCTION

## 1. L'ÉVALUATION MOTRICE

Les troubles moteurs touchent plus de 8 millions de français [1]. Ces troubles, voire déficiences, peuvent affecter significativement l'autonomie et les capacités d'un individu. A ce stade, le chemin du médical est souvent nécessaire pour retrouver cette autonomie. Les thérapeutes vont identifier les particularités de la déficience afin de proposer un programme thérapeutique adapté au besoin du patient. Les soins destinés à identifier et évaluer ces déficiences représentent une lourde charge d'argent et de temps pour l'état et le secteur de la santé. Les thérapeutes deviennent de plus en plus demandeurs d'outils permettant d'aider et de faciliter l'évaluation des capacités physiques de leurs patients. Les praticiens ont à leur disposition des études et plusieurs outils afin d'analyser et de traiter ces déficiences. Lorsqu'il s'agit de réaliser des exercices moteurs, au moins 2 formes d'études existent, chacune ayant des outils similaires mais ayant des objectifs bien différents :

- L'évaluation motrice : elle est réalisée à l'aide de protocoles standards et validés. Son objectif est de quantifier l'ampleur des capacités du patient à un instant « t ». Son but principal est l'analyse : l'étude de la précision des mouvements, de leur amplitude, de leur force et des stratégies de compensations. Un exemple de protocole est celui de la MFM (Mesure de la Fonction Motrice) [2], composée de 32 items (exercices), chacun scoré de 0 à 3, qui permettent de qualifier et de représenter l'état d'avancement de maladies neuromusculaires.
- Les exercices de réhabilitation : le but est de traiter et d'entraîner le patient pour conserver ou améliorer des capacités existantes. Dans ce cas, il est nécessaire de contrôler le mouvement pour s'assurer que l'exercice est réalisé correctement et ainsi d'éviter un effet contre-productif. Il s'agit d'un exercice à réaliser sur du long terme, qui va donc solliciter beaucoup la motivation du patient. La performance et les progrès peuvent être contrôlés à l'aide de protocoles de mesure comme décrit ci-dessus.

Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéressons à l'évaluation motrice et plus particulièrement à l'évaluation des capacités motrices par l'observation à l'aide d'une échelle de cotation. Ces protocoles consistent souvent en la réalisation d'une série de mouvements et/ou d'activités à faire réaliser au patient. Cette série de tâches est en général accompagnée d'une liste de consignes : position de départ autorisée, mouvements interdits, accessoires autorisés ou nécessaires, etc., et d'une échelle de cotation permettant de scorer la performance du patient au cours de l'exercice. Ces échelles sont multiples<sup>1</sup>. Celles pour l'évaluation motrice peuvent être destinées à évaluer la capacité de manière globale ou pour des maladies et/ou tranches d'âges spécifiques [3], etc. Les travaux de cette thèse visent à définir les possibilités d'instrumentation de ces échelles et de créer des systèmes techniques permettant de soutenir cette activité d'évaluation motrice. L'étude vise notamment à identifier comment faire progresser ces méthodes d'évaluation clinique en utilisant les nouvelles technologies

---

<sup>1</sup> Base de donnée répertoriant les diverses échelles de mesures : <http://www.rehabmeasures.org> [18/09/2017]

de capture de mouvements pour fournir un système d'aide lors d'évaluations quotidiennes réalisées par les kinésithérapeutes. L'objectif de l'utilisation de ce système d'aide est :

1. D'améliorer la répétabilité et la variabilité de l'évaluation.
2. De fournir des informations et des descriptions nouvelles sur ces mouvements (nouvelles représentations et données sur le mouvement, boîte à outils permettant une nouvelle analyse du mouvement, etc.).
3. De capitaliser de manière systématique et complète les mouvements du patient.

Plusieurs facteurs peuvent expliquer pourquoi ces échelles n'ont pas encore été instrumentées et restent basées principalement sur l'observation. En premier lieu, le besoin d'un outil simple, accessible à tous. Cela peut également venir du temps disponible pour ce type d'analyse (durée courte entre 30 min et 2h), de la difficulté à trouver des outils suffisamment puissants capables de s'adapter à toutes les circonstances qui sont parfois difficiles à contrôler. Mais cela peut aussi venir des difficultés à identifier les facteurs et critères essentiels lors de la conception de ces systèmes. L'émergence et la démocratisation de nouvelles technologies de capture de mouvements pourraient faire évoluer cela et faciliter la création de nouveaux protocoles de mesure instrumentés. Il est donc important d'identifier les critères à prendre en compte pour s'assurer du bon développement de ce type de système et de sa bonne acceptation par la communauté médicale.

## 2. DEVELOPPEMENT DE LA RECHERCHE

L'intérêt de cette recherche est d'identifier les facteurs et critères à prendre en compte pour le développement d'un système d'aide à l'évaluation motrice. Pour cela il faut d'abord identifier les objectifs et les éléments entrant en jeu dans sa création.

### 2.1. OBJECTIFS ET REVENDICATIONS DE RECHERCHE

Un système d'aide à l'évaluation motrice a pour objectif primaire la mesure des capacités motrices. Il doit donc être capable de mesurer les mouvements avec une performance au moins aussi bonne que l'évaluation réalisée actuellement par l'observation. Cette nécessité constitue un premier axe auquel nous sommes confrontés : « comment mesurer ces capacités motrices ? ». Toutefois le système ne peut pas réaliser seul ces mesures. Ces données doivent être traitées et utilisées par les thérapeutes qui devront prendre des décisions à partir de ces mesures. Ils doivent donc avoir les outils en main pour argumenter les résultats. Le système doit, à travers ces mesures, améliorer leur expertise et leur compréhension des effets des pathologies. Les mesures doivent donc être structurées sous un format permettant la lecture et l'analyse médicale. Cela forme un nouvel axe centré sur la restitution de données mesurées : « comment communiquer l'analyse et le résultat de mesure aux kinésithérapeutes ? ». Ainsi, il est nécessaire de conserver l'humain dans ce développement. Les thérapeutes seront toujours les personnes chargées d'interagir avec ce système. Il est donc essentiel qu'ils soient pris en compte et intégrés dans la prise de décision. Dans notre cas, il s'agit d'instrumenter un outil existant. Un standard d'utilisation doit être pris en considération : les usagers ont des

habitudes, des réticences aux changements mais également des perspectives d'amélioration. Le dernier axe consiste donc « à intégrer ce système dans une pratique existante et à l'intégrer sur la population particulière que forme le corps médical pour l'analyse de mouvement ». Cette étude soulève ainsi trois axes de recherches :

1. Comment mesurer l'activité motrice ?
2. Comment communiquer l'analyse et le résultat à l'utilisateur (kinésithérapeute) ?
3. Comment intégrer le système dans l'usage et la pratique médicale ?

Ces trois axes auraient certainement pu être décomposés différemment, toutefois nous pensons que cette distinction permet de recouvrir l'étendue des problématiques liées au développement d'un tel système. Cette thèse permettra donc de présenter des critères de développement au regard des trois axes de recherches. A travers l'état de l'art, un panel d'outils existants permettant de répondre à chacun de ces axes de recherche sera présenté. Elle proposera également des apports techniques en illustrant ces axes à travers un cas d'étude défini en partenariat avec les Hospices Civils de Lyon : le bilan moteur MFM appliqué aux Amyotrophies Spinales Infantiles (ASI) 2/3 pour des patients âgés de 6 à 18 ans. Dans ce cadre, des outils de capture du mouvement comme l'outil Kinect, l'outil LeapMotion ou encore les tablettes numériques seront caractérisés et validés. Une méthode d'analyse basée sur les connaissances permettant de restituer les informations aux thérapeutes de manière organisée et compréhensible sera proposée. Une structure et une démarche d'utilisation permettant d'intégrer les acquis de la MFM actuels et surtout d'assurer la conservation du lien social nécessaire à la pratique médicale seront mises en place lors de ce travail.

## 2.2. ETUDE DE CAS : EXEMPLE DU PROTOCOLE D'ÉVALUATION MOTRICE MFM

Le service de médecine physique et de réadaptation pédiatriques<sup>2</sup> des Hospices Civils de Lyon, aussi appelé l'Escale, a travaillé en collaboration avec le laboratoire G-SCOP afin de développer et tester les propositions issues de cette thèse. Ce service fut représenté par Carole Vuillerot, médecin pédiatre, et Dominique Vincent-Genod, kinésithérapeute. Le reste de l'équipe fut également sollicité de manière ponctuelle pour des expérimentations. L'Escale a développé et validé il y a une vingtaine d'années une échelle de mesure nommée Mesure de la Fonction Motrice communément appelée MFM<sup>3</sup> [4][5]. Cette échelle vise à évaluer les personnes atteintes de faiblesses musculaires ou neuromusculaires. Il s'agit d'une échelle composée de 32 exercices cotés de 0 à 3. Ces exercices permettent de quantifier les fonctions motrices de sujets atteints de maladies neuromusculaires. Cette méthode est couramment utilisée pour sa simplicité, son côté économe et surtout sa rapidité. Cette échelle, comme de nombreuses autres, est donc évaluée visuellement par les kinésithérapeutes et pourrait être améliorée en l'instrumentant. En effet l'évaluation est faite par un humain, ce qui génère une erreur de reproductibilité dans la mesure et dans son traitement. Il existe encore un manque d'automatisation dans la capitalisation de données sur le long terme. Finalement la partie de traitement des résultats, bien que capitale et protocolaire, peut s'avérer fastidieuse pour le thérapeute et pourrait être

---

<sup>2</sup> Service de l'Escale : <http://www.chu-lyon.fr/fr/service-medecine-physique-readaptation-pediatriques-HFME> [31/08/2017]

<sup>3</sup> Site web de la MFM : [www.mfm-nmd.org](http://www.mfm-nmd.org) [31/08/2017]

simplifiée. Au cours de cette thèse, nous avons donc travaillé au développement d'un système d'aide à l'évaluation pour ce protocole MFM, basé sur des capteurs issus des nouvelles technologies notamment à travers l'outil de capture Microsoft Kinect ou encore les tablettes numériques, etc.

### 2.3. DEROULEMENT DU MEMOIRE

La thèse est organisée suivant le schéma représenté en Figure 1. Tout d'abord, l'introduction vise à familiariser le lecteur avec le sujet abordé et la recherche associée : l'évaluation des capacités motrices de patients atteints de maladies neuromusculaires et son instrumentation par des outils de mesure et des systèmes d'aide à l'analyse. Un état de l'art permet de mieux comprendre l'état de la pratique médicale actuelle concernant les capacités motrices mais aussi d'explorer les outils relatifs aux trois questions de recherches. A l'issue de cet état de l'art, les outils sélectionnés sont explicités. Le chapitre suivant (Chapitre 2) vise à décrire la méthode de recherche, il contient également l'explicitation de l'étude de cas en deux étapes. La première étape d'intégration y est décrite notamment à travers la première phase d'étude du contexte et d'explicitation des besoins. Cette première étape sert de base à tous les développements qui seront décrits dans les chapitres suivants. La deuxième étape présente la solution actuelle dans son ensemble afin de familiariser les lecteurs avec celle-ci et avant que son développement ne soit détaillé dans les chapitres suivants. Les trois chapitres suivants, développés en parallèle, visent à présenter les critères liés aux axes de recherches relatifs à l'instrumentation des échelles d'évaluation. Un chapitre (Chapitre 3) est dédié à la définition des outils permettant l'enregistrement et la mesure du mouvement. Un chapitre (Chapitre 4) est dédié à la communication et à la formalisation du résultat issu de la technologie pour être exploité par les thérapeutes. Le dernier chapitre (chapitre 5) vise à expliciter les enjeux de l'intégration de ces nouveaux systèmes dans la pratique médicale. Finalement les conclusions, les verrous restant et les perspectives à étudier sont résumés dans le chapitre 6 « Conclusions et perspectives ».

## Instrumenter les échelles d'évaluation

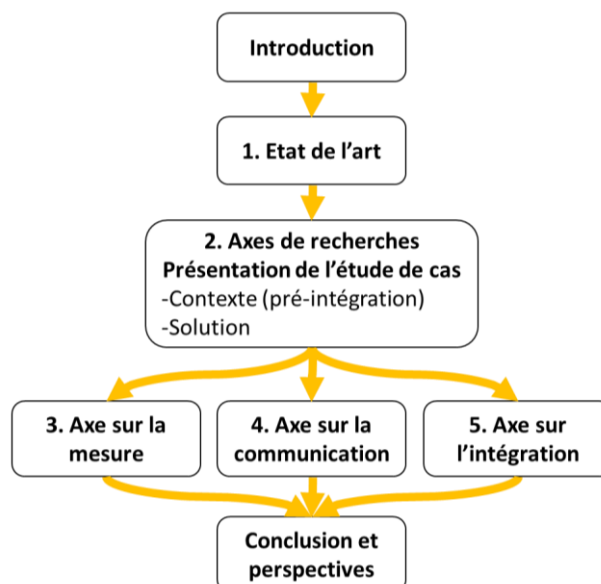


Figure 1: Evolution des chapitres de cette thèse

# CHAPITRE 1 ETAT DE L'ART

Ce chapitre vise à explorer et comprendre l'état actuel de la recherche dans l'analyse de mouvement du point de vue médical et technologique. Pour cela plusieurs axes sont parcourus. Une première étape consiste à mieux comprendre l'état de l'activité médicale pour les maladies motrices. Cela sera fait en 2 parties, la première permettra de mieux comprendre les capacités motrices et particulièrement l'Amyotrophie Spinale Infantile (ASI) pathologie étudiée dans le cadre de cette thèse. La deuxième partie permettra de définir l'état des outils technologiques actuellement mobilisés par le domaine médical. L'étape suivante visera à identifier les méthodes de conception existantes et sélectionner celle la plus adaptée à notre problématique. Finalement les 2 étapes suivantes viseront à définir l'état de la recherche dans le domaine de l'analyse de mouvement avec d'une part sa capture et d'autres part ses techniques de traitement et de représentations. Une synthèse permettra de résumer cela, notamment les outils sélectionnés pour la suite de ce mémoire.

## 1. MOTRICITE ET PATHOLOGIES NEUROMUSCULAIRES

Les personnes atteintes de maladies ou ayant subi un accident peuvent voir leurs capacités motrices altérées ou diminuées et se retrouver dans une situation de handicap. Afin d'aider ces personnes au mieux (diagnostic et traitement) il est important de pouvoir mesurer et quantifier l'état et l'évolution de la situation motrice du patient. Une évaluation correcte des capacités motrices d'un patient permet de déterminer les aides techniques ou autres aides nécessaires, de déterminer l'efficacité ou non d'une thérapie et ainsi d'ajuster les traitements à destination du patient.

### 1.1. LES CAPACITES MOTRICES

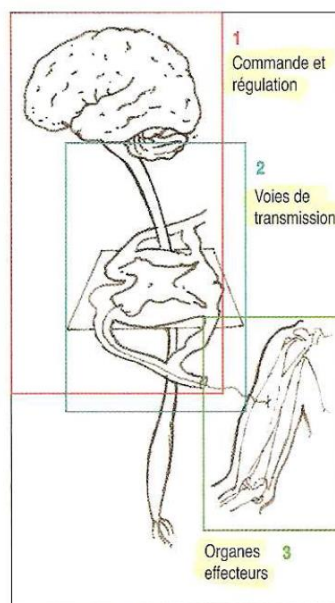
Une première étape consiste à définir cette motricité. La motricité correspond à l'ensemble des mouvements réalisables par le corps humain. Il existe 2 types de mouvements [6] : les mouvements volontaires et les mouvements réflexes (aussi appelés mouvements automatiques). Les mouvements volontaires sont les mouvements contrôlables. On y retrouve par exemple les mobilités liées à la locomotion ou au contrôle postural. Les mouvements réflexes sont les réactions motrices/musculaires automatiques suite à un stimulus extérieur. Mesurer les capacités motrices revient à établir le niveau de déficiences sur les organes et les fonctions motrices pour les mouvements volontaires.



La motricité s'organise en 3 parties [6] (voir Figure 2) :

1. Le système de commande et de régulation chargé de recevoir les informations, de les traiter et de commander : il est situé en divers endroits du système nerveux central (cerveau, cervelet et moelle épinière notamment).
2. Le système de transmission chargé de transmettre les informations et les commandes entre les différents organes : il est constitué de la voie de sortie du système nerveux central (motoneurones, etc.) et du système nerveux périphérique (racines nerveuses et des nerfs).
3. Le système opératif chargé de réaliser les mouvements et les efforts : il est notamment constitué des muscles, du squelette et des articulations.

Une déficience apparaît lors d'un dysfonctionnement d'une ou plusieurs de ces parties mais également des jonctions entre ces parties [7]. Les maladies affectant l'un de ces systèmes sont appelées « pathologies neuromusculaires ».



**Figure 2 : Schématisation de la motricité volontaire [7].**

De nombreuses pathologies neuromusculaires existent et peuvent être rangées en diverses catégories : les maladies affectant la partie musculaire sont nommées les « myopathies », celles affectant la jonction entre les muscles et le système de transmission les « myasthénies », celles affectant le système nerveux périphériques les « neuropathies périphériques » et celles affectant les motoneurones (système central) les « scléroses amyotrophiques ». Dans le cadre de la présente étude, la pathologie neuromusculaire Amyotrophie Spinale Infantile a été sélectionnée, elle est de la famille des myasthénies.

#### 1.1.1.1. L'AMYOTROPHIE SPINALE INFANTILE (ASI)

L'amyotrophie spinale infantile (ASI) ou Spinal Muscular Atrophy (SMA) est une maladie neuromusculaire génétique affectant le système de transmission de l'information (n°2 Figure 2). Il s'agit plus particulièrement d'une détérioration des cellules nerveuses (motoneurones). C'est une

maladie progressive empêchant petit à petit la transmission des messages vers les muscles, cela se traduit par une perte progressive des capacités motrices. Les ASI sont en général classées en 3 catégories définies par le niveau de gravité au départ de la maladie :

- ASI Type 1 : Il apparaît dès la naissance et est le type le plus sévère. L'enfant ne peut générer quasiment aucun mouvement et il est sujet à des problèmes respiratoires induisant souvent un décès survenant dans les premières années de vie.
- ASI type 2 : La maladie apparaît rapidement après la naissance (entre 6 mois et 3 ans). Elle induit une faiblesse musculaire qui est la plus importante dans les jambes et empêche la marche de l'enfant et les activités impliquant des déplacements. La perte des capacités se fait ensuite progressivement.
- ASI type 3 : Ce type est le moins sévère et est diagnostiqué plus tardivement mais souvent dans l'enfance (3-4 ans). Une faiblesse musculaire est présente mais l'enfant peut se tenir debout, marcher, etc., ses capacités se réduisant au fur et à mesure.

Les déficiences sont purement neuromusculaires. La défaillance du système de transmissions conduit à une déficience musculaire du fait de la non-utilisation des muscles. Ces faiblesses musculaires empêchent souvent un maintien de posture correct, ce qui induit des déformations telles que des scoliozes etc. Enfin la pathologie ASI ne génère pas de problème cognitif.

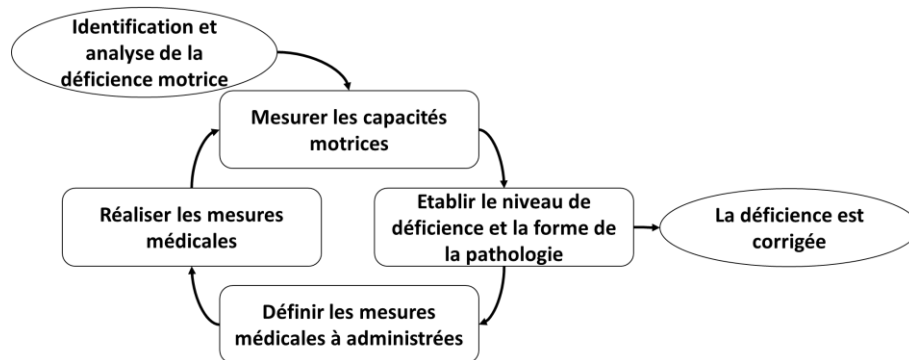
---

### 1.1.2. TRAITEMENT DE LA DEFICIENCE

Lors de la détection d'une déficience motrice ou neuromusculaire, la mesure des capacités est une action possible pour permettre l'analyse de cette déficience. Mesurer les capacités motrices consiste donc à définir le degré de perte par rapport à des capacités dites « normales ». Dans le cas d'un dysfonctionnement moteur, plusieurs actions sont à faire ou envisageables (voir Figure 3) :

1. Evaluer l'état de la pathologie à cet instant (mesurer et établir le niveau de déficience (voir Figure 3)) : Outre les analyses visant à déterminer la pathologie exacte, une évaluation des capacités est à réaliser. Celle-ci permet de décrire la forme de la pathologie, de quantifier le niveau de déficience du patient de manière objective et de fournir un support de communication entre les différentes personnes impliquées (interpersonnels médicaux mais également avec le patient et ses encadrants). Finalement cette évaluation (avec les analyses de la pathologie) permet également d'orienter les mesures médicales à prendre.
2. Si nécessaire, prendre des mesures médicales (définir et réaliser les mesures médicales (voir Figure 3)) : suivant l'état de la pathologie plusieurs mesures sont possibles :
  - a. La réhabilitation : un entraînement physique régulier afin de récupérer des mouvements.
  - b. Le traitement médicamenteux : prise d'un médicament visant à améliorer ou retarder une pathologie.
  - c. L'opération correctrice : opération chirurgicale visant à corriger un problème, par exemple par la mise en place de prothèses.
  - d. L'appareillage : utilisation d'un appareil pour assister et/ou corriger le mouvement avec par exemple la mise en place d'orthèses.

3. Contrôler l'évolution de la pathologie et l'efficacité des mesures (refaire le cycle de la Figure 3) : une fois les mesures réalisées, il convient de refaire une évaluation pour vérifier l'effet de l'action corrective ou l'évolution de la pathologie. Pour cela il faut refaire une évaluation à intervalle régulier.



**Figure 3 : Schématisation du traitement possible d'un patient déficient moteur**

Dans le cas des maladies neuromusculaires, ce sont souvent des maladies évolutives difficilement « corrigeables » définitivement. Il sera donc important de contrôler régulièrement l'évolution des capacités motrices du patient à travers des évaluations.

## 1.2. METHODES D'ÉVALUATION

L'évaluation des capacités motrices vise à quantifier à un instant « t » l'étendue des capacités du patient. Pour cela il faut pouvoir suivre ses mouvements ou attester de leurs réalisations. Diverses techniques ont donc été développées pour permettre ce suivi, notamment en réhabilitation [8], mais ces outils peuvent également être utilisés dans un but d'évaluation, certains étant exclusivement utilisés pour quantifier les mouvements. Quatre catégories d'outils peuvent être mises en avant :

- Les matériels « robotiques » ou les structures électromécaniques.
- Les systèmes par capteurs inertiels (goniomètre, accéléromètre), électrique (EMG, etc.) et/ou magnétique.
- Les caméras (système avec ou sans marqueur, système colorimétrique ou de profondeur, etc.).
- Les observations à l'œil à l'aide d'échelle ou de grille d'évaluation.

Il existe d'autres outils et systèmes permettant le suivi et la capture du mouvement mais qui ne sont soit pas utilisés, soit pas approuvés pour une utilisation médicale. Ces systèmes seront explorés plus avant dans section 3 page 40 de ce chapitre.

---

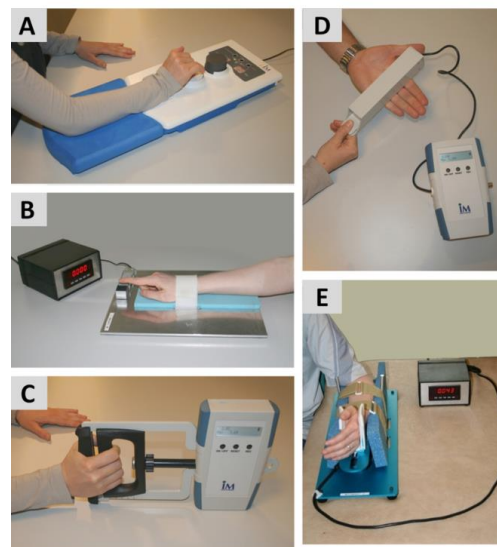
### 1.2.1. METHODE PAR SYSTEMES ROBOTIQUES

Une manière de mesurer le mouvement consiste à développer toute une structure capable de suivre ou de compter un type de mouvement. La réhabilitation compte un certain nombre d'applications avec des « bras robotiques » capables de suivre le mouvement du patient et de l'amplifier/assister comme par exemple le MANUS du MIT (voir Figure 4).

Il existe également quelques exemples pour l'évaluation tels que les « Myo-tools » qui sont des structures spécifiquement développées pour mesurer et évaluer des fonctions motrices précises telles que la force de pincement ou la force d'appui du doigt et du poignet (voir MyoPinch D et tapping B Figure 5).



**Figure 4: (haut) MANUS du MIT pour le membre supérieur [9] (bas) Exosquelette LOPES pour l'analyse de marche [10]**



**Figure 5: MyoTools : MoviPlate (A), tapping (B), MyoGrip (C), MyoPinch (D), and MyoWrist (E) [11]**

Les points forts de ces structures sont leurs précisions et fiabilités. Elles sont parfaitement calibrées pour leurs utilisations et sont simples et rapides à l'utilisation. Un point faible de ces structures est qu'elles s'adaptent mal aux évolutions et aux nouvelles utilisations. Elles sont souvent dédiées à un seul et unique but et chaque nouvelle capacité à mesurer demandera un nouveau développement. De plus cette spécialisation rend en général le coût de ces produits élevé. Quand il s'agit donc de vérifier l'ensemble des capacités motrices, cela revient à développer tout un ensemble de petites structures dédiées, ce qui peut être long, coûteux et encombrant.

---

### 1.2.2. METHODE PAR SYSTEMES DE CAPTEURS ET CAMERAS

Les systèmes par capteur ou caméra consistent à installer un ou plusieurs capteurs sur le patient et/ou l'enregistrer à l'aide d'une caméra optique (couleur et/ou de profondeur). Un certain nombre de systèmes validés cliniquement sont déjà utilisés pour évaluer les capacités : notamment les capteurs EMG (électromyographie) utilisés pour mesurer la puissance musculaire du patient (voir Figure 6) ou

les capteurs inertiels tels que les accéléromètres ou les goniomètres pour mesurer vitesse et angles des membres ou articulations [8].

Pour ce qui est des systèmes caméras, 2 types sont utilisés, les caméras couleurs (RGB) et les caméras infra-rouge (IR). L'enregistrement par caméra RGB nécessite au moins 2 caméras une pour le plan frontal (plan de face) et une autre pour le plan sagittal (plan de côté), dans le but de re-visionner complètement le mouvement [12][13]. Les systèmes de type VICON consistent à installer des marqueurs sur le patient et le filmer avec des caméras de profondeur pour reconstruire son squelette numériquement (Figure 7). Ce système est utilisé notamment pour étudier la marche des patients [14].

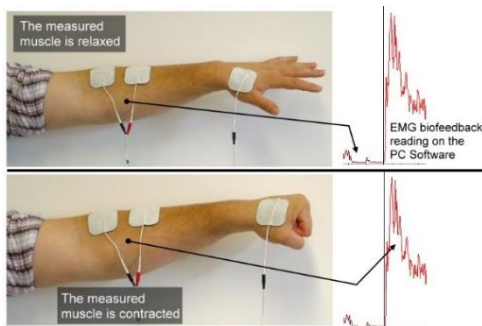


Figure 6 : Exemple d'EMG<sup>4</sup>



Figure 7 : Exemple de système Vicon (optique avec marqueurs)<sup>5</sup>

Ces systèmes ont l'avantage d'être très précis et/ou de retranscrire les mouvements et les données difficilement représentables autrement. Ils s'adaptent également à une grande variété de mouvements. Il est donc possible d'adapter le protocole. Toutefois ce sont des systèmes qui nécessitent une longue préparation, un temps important de calibration et un temps d'analyse qui mobilise beaucoup de ressources humaines (équipe technique chargée de traiter les résultats, thérapeutes formés aux analyses de marches et une équipe multidisciplinaire pour l'analyse).

A part pour les caméras couleurs, ces systèmes utilisent des capteurs portatifs ou des marqueurs ce qui ajoute en plus de l'inconfort lors de la procédure. Les systèmes de caméras couleurs permettent un retour visuel pratique sans cet inconfort mais leur usage se limite souvent au visionnage à posteriori si besoin. Le traitement des fichiers générés est, de plus, complexe et long.

### 1.2.3. METHODE PAR GRILLES D'ÉVALUATION

Un des outils d'évaluation couramment utilisé par les kinésithérapeutes est la grille ou l'échelle de mesures constituée d'exercices aussi appelés « items ». Ces items sont des tâches à réaliser (exemple : étendre le coude) qui sont notées (ou cotées pour utiliser un vocabulaire plus approprié) à l'aide de

<sup>4</sup> Image issue de Neurotracshop : <https://www.neurotracshop.com/pages/51/definition-biofeedback-emg> [10/09/17]

<sup>5</sup> Image issue du magazine Santé-digitale.fr : <http://www.sante-digitale.fr/lexcellence-scientifique-des-etudes-cliniques-du-labcom-brain-e-novation> [10/09/17]

grille d'évaluation allant, par exemple, de 0/3 (tâche non réalisée) à 3/3 (tâche réalisée normalement). Peu de matériel est nécessaire, le matériel à utiliser étant en général disponible dans les salles de kinésithérapie ou facilement fabriqué sur place.

Il existe de nombreuses grilles [15], chacune développée et/ou validée pour un contexte défini. Ces grilles peuvent être développées pour mesurer le niveau de motricité pour une tranche d'âge de la population (personne âgée ou au contraire chez les enfants), pour des personnes affectées par une certaine maladie (AVC, sclérose, myopathie, etc.) ou encore pour un certain avancement dans la pathologie (handicap léger ou très avancé). Elles peuvent également être spécifiques à un membre du corps (membres supérieurs, membres inférieurs, mains, etc.) ou pour tester certain type de mobilité (mobilité élémentaire, transfert de position, locomotion, etc.). Les tests peuvent ainsi viser à qualifier certaines catégories de la motricité [16] :

- La force fonctionnelle
- La force statique
- La force du tronc
- La force explosive
- La souplesse
- L'endurance
- L'équilibre corporel
- La coordination oculomotrice

Certains tests prennent également en compte les facteurs environnementaux [17] afin de mesurer l'autonomie du patient.

#### ETUDE DE CAS : LE PROTOCOLE MFM, MESURE DE LA FONCTION MOTRICE [2]

Dans l'étude de cas traitée dans ce document, l'exemple du protocole MFM a été sélectionné pour être évalué technologiquement. Il s'agit d'une échelle créée et validée cliniquement [2][5] par le groupe Escalé du CHU de Lyon pour les pathologies de type neuromusculaire progressive. Elle a également été étudiée, utilisée et comparée avec d'autres échelles dans diverses études [11][18][19]. Il en existe 2 versions : une pour les enfants de plus de 7 ans (MFM-32) composé de 32 items et une version simplifiée (MFM-20) composée de 20 items pour les enfants de moins de 7 ans. Cette échelle permet de mesurer les capacités motrices fonctionnelles/élémentaires à travers 3 dimensions (voir Figure 8) : station debout et transfert (D1, items identifiés en bleu sur la Figure 8), motricité axiale et proximale (D2, items identifiés en orange sur la Figure 8) et motricité distale (D3, items identifiés en vert sur la Figure 8).

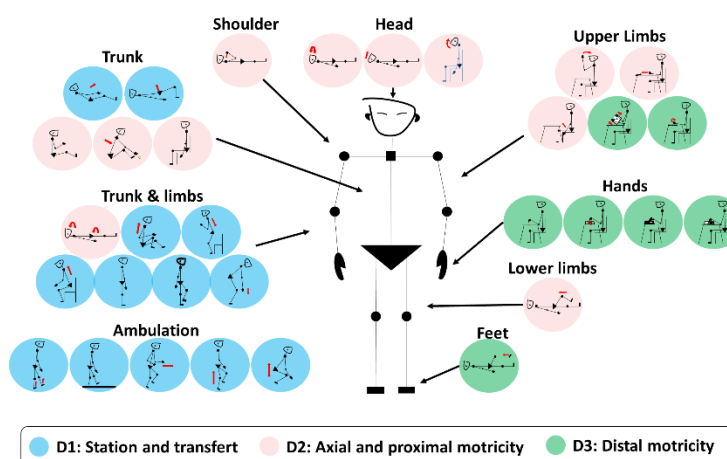
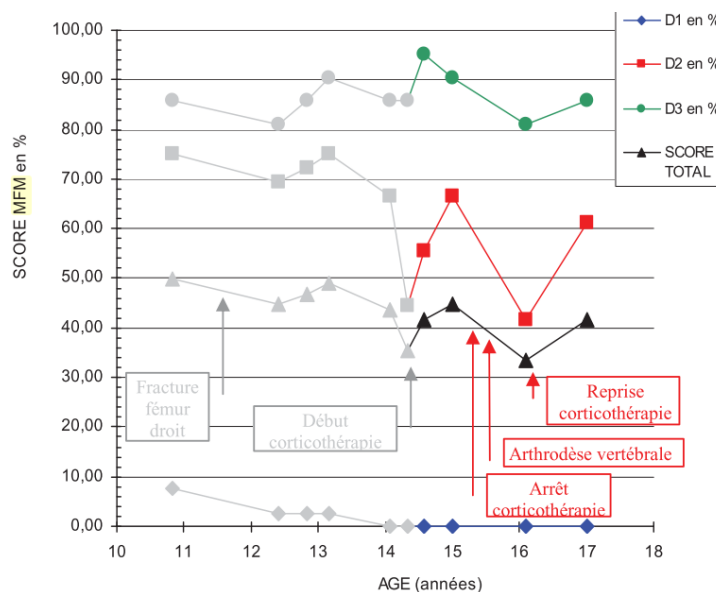


Figure 8 : Résumé graphique de la MFM

La Figure 8 illustre également un groupement possible des items/exercices par membre affecté. Il y a par exemple 3 items dédiés à la motricité de la tête, appartenant tous à la dimension D2 (orange) : 2 items servent à établir l'amplitude et la force de la tête en position couchée (support du sol et limitation de la gravité), l'un vise à déplacer la tête de gauche à droite et l'autre à relever la tête. Le troisième item permet de qualifier la motricité de la tête en position assise (pas de support et lutte contre la gravité) en vérifiant la capacité à relever et à maintenir la tête en position. On peut ainsi voir que les items MFM parcourent tous les membres et activités du corps.

Les résultats de ces scores sont représentés sur des graphiques d'évolution tels que sur la Figure 9. Ils permettent de synthétiser de manière très visuelle l'état et l'évolution globale de la pathologie. L'évolution du score total mais également de chacune des dimensions y sont illustrés. Dans l'exemple de Figure 9, il est ainsi possible de voir que la dimension D1 est très faible, cette dimension indiquant que le sujet ne marche pas, n'est pas capable de tenir debout et qu'il est donc en fauteuil roulant électrique. Le score total et D2 montrent une baisse notable de la capacité au cours de la 13<sup>ème</sup> année qui a probablement encouragé le début d'une corticothérapie dont les effets ont pu être observés l'année suivante. Finalement la thérapie a dû être suspendue au cours de la 15<sup>ème</sup> année le temps d'une opération de l'arthrodèse vertébrale, ce qui a entraîné une baisse de ses capacités qui a pu être récupérée dès la reprise de la thérapie. Il est ainsi possible avec un graphe et quelques commentaires de résumer l'histoire de la maladie du patient.



**Figure 9 : Exemple d'évolution de pathologie vu par la MFM (extrait du manuel MFM)**

En plus de leur capacité à échelonner la pathologie dans le temps, ces échelles sont souvent très appréciées pour plusieurs raisons :

- Leur simplicité : des exercices faciles à comprendre et à réaliser, une notation simple et rapide à mettre en place, le tout prenant assez peu de temps (en moyenne 36 minutes, au plus 1h).
- Leur facilité d'accès : elles ne demandent généralement pas ou peu d'outils spécifiques. Les objets utilisés sont normalement soit du quotidien (des coussins, des balles et des cubes) ou des objets habituels pour un kinésithérapeute (des poids ou des tables de kinésithérapie).
- Leur coût : sans matériel spécifique ce sont des échelles peu coûteuses.



Mais il peut exister un certain nombre de freins à ces grilles :

- Manque de validité : Toutes ces échelles ne sont pas toujours validées cliniquement, des campagnes de validation ont été menées par exemple pour la MFM [4], mais il existe encore des échelles non validées ou validées uniquement pour quelques types de pathologies.
- Erreur d'interprétation : ces échelles reposent sur un manuel et éventuellement une formation. Cela peut amener le praticien à mal interpréter l'exercice : il risque donc de ne pas faire faire l'exercice correctement au patient ou de mal le coter.
- Variabilité inter-intra personnelle : outre le fait de mal interpréter l'exercice, il existe une variabilité intra-personnelle et interpersonnelle dans l'évaluation. Bien qu'essayant d'être le plus clair possible, certains mouvements ou termes des manuels restent subjectifs et le thérapeute possède une capacité d'attention limitée.
- Finalement les échelles utilisent souvent un score cumulé ce qui a tendance à masquer certains progrès spécifiques, ou à assimiler deux personnes aux pathologies ou au niveau d'avancée assez différents. La finesse de ces échelles pourrait être encore améliorée.

### 1.3. SYNTHÈSE

Nous avons pu voir au cours de cette section que l'utilisation de la technologie dans la pratique médicale est là principalement pour assister le personnel médical. Elle permet, entre autres, de fournir de nouvelle information, d'améliorer la standardisation et la précision des pratiques. Nous avons également pu voir que l'évaluation motrice est une étape importante dans la définition et le traitement de la pathologie. Diverses méthodes ont été développées pour permettre cette quantification et la méthode par grille d'évaluation est très prisée mais pourrait potentiellement être encore améliorée par la technologie. Toutefois il ne faut pas retomber dans les travers des autres méthodes d'évaluation car l'utilisation de ces grilles est globalement positive : les points forts sont leurs performances dans la qualité de l'évaluation et de forts avantages pratiques tels que la simplicité et la rapidité du protocole.

Dans le cadre de cette thèse, il est proposé de travailler sur l'amélioration et la mise en place d'outils technologiques sur la base du protocole MFM. Cela permet de travailler avec une échelle et des exercices valides médicalement qui pourront servir de standard. Ces outils technologiques seront étudiés sur la pathologie neuromusculaire ASI de types 2 et 3 permettant ainsi de travailler avec des enfants sans biais cognitif. Se limiter à une seule pathologie apporte également un deuxième avantage qui est de limiter les types de compensations et de mouvements réalisables par le patient et permet de vérifier plus facilement la capacité de l'outil à échelonner et à caractériser correctement la pathologie.



## 2. PROCESSUS DE CONCEPTION

Pour pouvoir proposer des supports technologiques pour l'aide à l'évaluation motrice, il s'agit tout d'abord d'identifier les critères clés de développement d'un tel système, notamment ceux favorisant l'intégration de ce système dans la pratique médicale. Les méthodes de conception permettent d'assurer le bon développement des systèmes et d'apporter une philosophie dans la démarche de conception. Cette partie de l'état de l'art vise donc à explorer des méthodes existantes et identifier celle(s) qui sembleraient la (les) plus adaptée(s) pour notre situation.

### 2.1. UNE SOLUTION MÉDICALE

Différentes solutions existent pour répondre à un problème, il est toutefois important de bien cerner ce problème au préalable. Nous sommes ici dans le cas du développement d'un outil à destination de la communauté médicale, plus particulièrement de la communauté traitant de la thérapie physique dans un but de suivi et d'évaluation pour le thérapeute.

#### **Equipement médical : produit, service ou logiciel**

La solution proposée pourra se présenter sous plusieurs formes. Elle peut être purement physique (un bien), complètement intangible (un service ou un logiciel) ou une combinaison des deux. Toutefois quelle que soit la forme que prendra cette solution, son objectif de suivi de la pathologie la place dans la catégorie des équipements médicaux telle qu'elle est définie par la norme européenne.

#### **Equipement médical : définition européenne [20]**

Any instrument, apparatus, appliance, material, or other article, whether used alone or in combination, including the software necessary for its proper application, intended by the manufacturer to be used for human beings for the purpose of:

- diagnosing, prevention, monitoring, treatment or alleviation of disease,
- diagnosis, monitoring, treatment, alleviation of or compensation for an injury or handicap,
- investigation, replacement or modification of the anatomy or of a physiological process,
- control of conception,

and which does not achieve its principal intended action in or on the human body by pharmacological, immunological or metabolic means, but which may be assisted in its function by such means.'

Cette solution devra donc répondre aux besoins des utilisateurs et s'adapter à l'organisation de son environnement mais également respecter les normes de qualité en matière de conception, fabrication et organisation des processus et se verra réglementer, par ailleurs, en terme de qualité pour chacun de ces points [21].

La particularité du domaine médical et des réglementations associées à la pratique de l'ingénierie ont amené à la création d'un domaine spécifique : l'ingénierie biomédicale ou **Biomedical Engineering** [22]

et plus particulièrement le domaine de la « **performance humaine** » (**Human Performance Design**) dont le but est la création de connaissances, de méthodes et d'outils pour le domaine médical. Ce domaine de la performance humaine a notamment donné lieu à 2 modèles permettant de faire ressortir les ressources et paramètres essentiels pour l'évaluer :

- Le modèle « General System Performance Theory » ou GSPT [23] créé en 1987 par Kondraske. Il vise à évaluer la performance d'un système, les causes et effets sur sa performance, quels qu'ils soient, en séparant le concept de « système » de celui de « tâche ». Historiquement le « système » étudié est l'humain. Pour cela 3 éléments sont mis en avant : la structure (concret et quantifiable), la fonction (objectif, abstrait et qualitatif) et la performance (quantifier la réussite de la structure à réaliser la fonction).
- Toutefois la GSPT ne mettant pas ou peu de structuration sur les ressources nécessaires et mobilisées pour chacun de ses objets, le modèle a donc été complété avec l'« Elemental Resource Model » [24] ou ERM pour la performance humaine (voir Figure 10). Ce modèle conserve la distinction système-tâche mais vise à décomposer la tâche en 3 niveaux de ressources : le haut-niveau pour les activités complexes souvent quantitatives et nombreuses, un niveau intermédiaire et un bas niveau pour les ressources élémentaires du corps humain, quantifiables, limitées et finies.

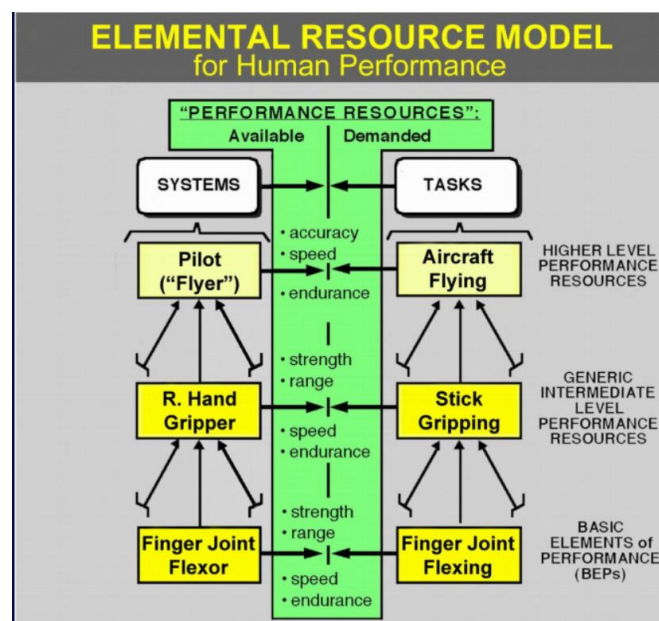


Figure 10 : Elemental Resource Model développé par Kondraske [24]

L'équipe de Kondraske [25] a également travaillé sur la création d'outils logiciels pour l'analyse de la performance humaine et sur la diversité des aspects touchés par un tel développement (voir Figure 11). Il est intéressant de noter la nécessité de travailler sur les concepts médicaux (taxonomies et paramètres), le besoin de précision de l'outil, les fonctionnalités associées et les difficultés d'implémentation.

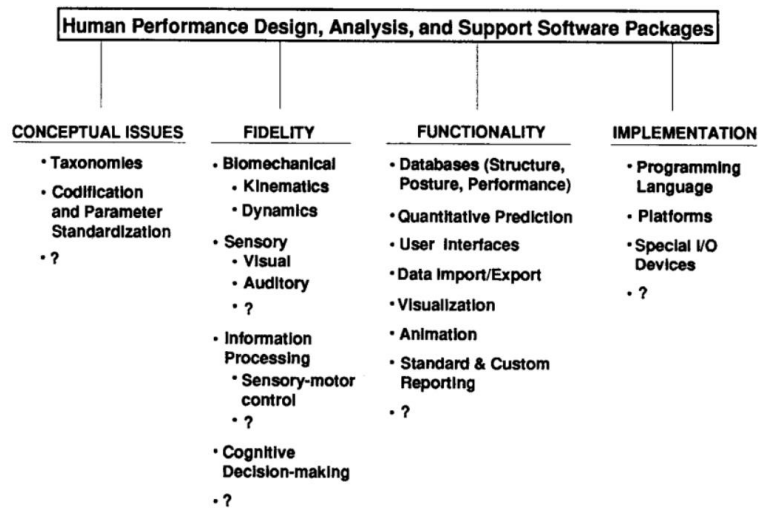


Figure 11 : « Aspects liés à la conception de logiciels pour la performance humaine représentant la diversité et la portée des problèmes sous-jacents » [25]

Toujours dans le cas de la création d'outil d'évaluation de la performance humaine, il est intéressant de relever la lettre de Brand et Crowninshield [26] qui établit la liste des critères essentiels pour qu'un système technique d'évaluation soit utile et accepté par la communauté médicale (traduit de l'anglais) :

1. « Les paramètres mesurés doivent être corrélés suffisamment correctement avec la capacité fonctionnelle du patient. »
2. « Le paramètre mesuré ne doit pas être directement observable ou semi-quantifiable par le physicien ou thérapeute (être capable d'ajouter de la précision à une mesure ne signifie pas nécessairement ajouter de la valeur à l'évaluation globale du patient, en particulier si la mesure ne représente qu'une partie de toutes les mesures nécessaires pour l'évaluation). »
3. « Les paramètres mesurés doivent clairement distinguer le normal du pathologique. »
4. « La technique de mesure ne doit pas altérer de manière significative l'évaluation de l'activité. »
5. « La mesure doit être précise et répétable. »
6. « Les résultats doivent être communiqués d'une manière qui soit rapidement identifiable dans un contexte médical ou de physiothérapie.»

Finalement le biomédical a également permis le développement du **Clinical Engineering** [27], dont le but est de former du personnel chargé d'assurer l'approvisionnement des équipements technologiques médicaux dans les hôpitaux et cliniques, leur utilisation correcte et leur maintenance. Eventuellement les ingénieurs cliniciens sont également chargés de fournir des conseils et retours sur les outils aux ingénieurs biomédicaux pour améliorer la conception de ces équipements. Ces ingénieurs, localisés directement dans les hôpitaux et cliniques, servent de passerelle entre le domaine de l'ingénierie (bureaux de développement des équipements médicaux mais aussi avec le marché de ces équipements) et le domaine médical. Leur formation illustre le besoin de ce type de produit :

l'ergonomie et les facteurs humains, la psychologie, l'instrumentation et la mesure mais également la recherche d'état de l'art et le management.

Les ingénieurs en biomédical sont donc ceux chargés de concevoir ces outils. Ils ne possèdent pas forcément de méthodes de conception prédéfinies, si ce n'est le cas particulier de la réhabilitation menant au **Rehabilitation Design** [28] aussi nommé **Assistive Design** [29] visant à encadrer la conception d'outils et de systèmes visant à améliorer la vie des personnes handicapées. Ces ingénieurs sont aussi chargés de développer des outils permettant les mesures de capacités et de performances neuromusculaires, des outils d'aides à la décision et au suivi, à la surveillance etc. Si le contexte est spécifique, les méthodes de conception appliquées sont issues des courants présents dans tout autre bureau de conception.

## 2.2. MODELES DE CONCEPTION SYSTEMIQUE

De nombreux processus de design ont été mis en place au fil du temps. Leurs buts étant de proposer une philosophie et une méthode permettant de structurer un projet. En conception de produit, il existe notamment deux modèles systémiques relevant de l'engineering design : le **modèle de Pahl and Beitz** [30] en Figure 12, et celui de **Cross** [31] en Figure 13. Ces modèles sont linéaires et ont été développés pour aider la gestion des projets de large ampleur.

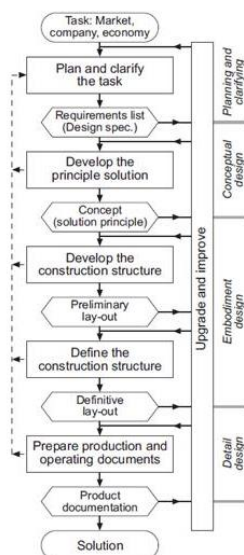


Figure 12 : Modèle de Pahl and Beitz [30]

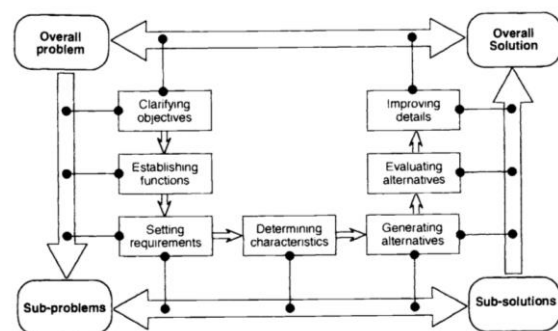
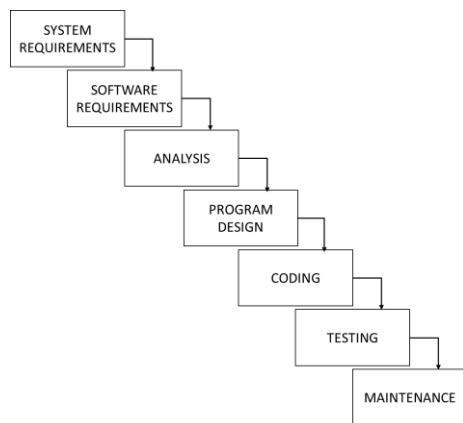


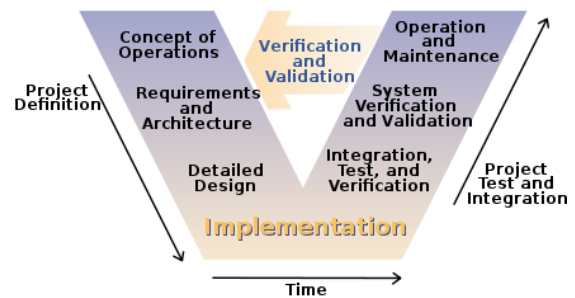
Figure 13 : Modèle de Cross [31]

Ces processus permettent une séparation claire des grandes étapes du projet et des documentations permettent une bonne collaboration entre les différents bureaux de développement. Toutefois ce sont des modèles assez rigides qui s'adaptent peu aux changements, et supposent donc qu'il est possible de définir intégralement et clairement le problème et le planning de développement en début de projet. Dans le même sens, cela signifie qu'il n'y aura qu'un nombre limité de prototypes qui arriveront assez tardivement dans le processus, la création de prototype étant quelque peu coûteuse à mettre en place. Si ces deux modèles sont historiquement liés à la conception mécanique et de manière

générale à la conception de produits physiques, ils peuvent s'appliquer également à l'ingénierie software. Toutefois le génie logiciel possède ses propres modèles systémiques : le modèle en **cascade** « **waterfall model** » et le cycle en V « **V-modèle** » (Figure 14 et Figure 15).



**Figure 14 : Waterfall Model adapté du modèle de Royce [32]**



**Figure 15 : Modèle en V [33]**

Il est à noter que si le modèle en cascade a été développé pour les grands projets et se base sur le fait qu'il n'y pas ou peu de retour en arrière, son créateur Royce [32] l'avait pourtant vu comme un processus à réaliser deux fois : le premier, plus court, servant de prototype au second. Lorsque les besoins et fonctions ne sont pas clairement définis, que le besoin a un risque d'être mal documenté, les modèles systémiques linéaires sont un risque. C'est pourquoi la pratique du modèle en V est notamment encouragée par l'équipe d'Alexander [34], mais approfondie à travers un Framework des bonnes pratiques dans la conception des équipements médicaux en mettant l'accent sur des étapes de vérifications et de validation pour chaque étape de développement. Une autre solution pour contrer ce type de problème est d'avancer de manière incrémentale afin d'éviter les coûts de re-design en fin de projet ou le rejet pur et simple de la solution. Il est également à noter que le modèle en V est un modèle assez privilégié pour des projets longs [35].

### 2.3. MODELES DE CONCEPTION ITÉRATIF

Afin de s'adapter aux projets dans lesquels les besoins peuvent évoluer, des modèles itératifs existent. Ces modèles se basent sur la création d'un certain nombre de cycles et donc de définitions du besoin et de prototypes. Ils sont à mettre en place lors de projets comportant plus de risque. C'est notamment le cas des **modèles itératifs** (Figure 16) ou à **spirales** (Figure 17).

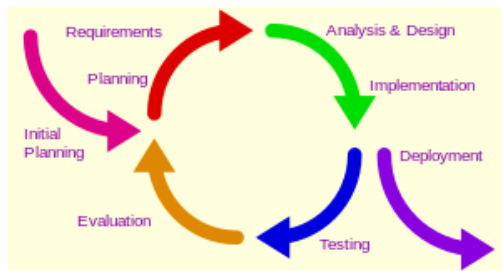


Figure 16 : Modèle itératif [36]

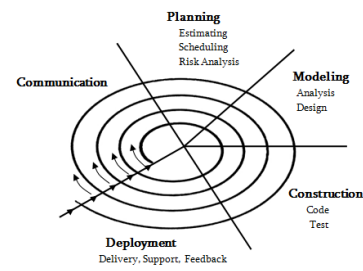


Figure 17 : Modèle spirale [33]

Une meilleure flexibilité est nécessaire pour faire évoluer ces modèles et donc permettre un allègement des démarches de documentation (qui prennent énormément de temps) et des changements de fonctionnalités même tardifs. C'est sur ces bases que s'est développé le **modèle AGILE** (Figure 18) qui repose sur plusieurs principes décrits dans son manifeste [37]. Ce modèle vise à être au plus près du client et repose directement sur les discussions clients et non sur une analyse documentée. Il fonctionne par des « sprints ». Ces « sprints » sont des phases courtes visant à rapidement mettre en place et tester avec le client un prototype qui sera mis à jour au fur et à mesure des « sprints ». Il y a donc peu de documentation sur les besoins ou même sur le design de la solution qui est créée en direct avec le client. Cela permet de s'assurer qu'un produit fonctionnel est créé rapidement tout en étant en accord avec les besoins clients. Toutefois, il n'y a à la fin que peu de documentations pouvant être utiles à de futurs projets ou pour assurer une quelconque maintenance. Cette méthode repose donc sur plusieurs points : une forte implication et disponibilité du client, une grande réactivité de l'équipe de développement, des projets suffisamment courts permettant de conserver une dynamique et une assez bonne maîtrise des technologies utilisées. La philosophie d'AGILE, qui est de faire peu d'analyse et de recherche en amont mais de développer directement avec le client, peut ainsi créer un problème de fond lorsque les besoins sont nouveaux ou difficiles à exprimer. De plus, la grande disponibilité du client peut être compliquée à obtenir et une analyse claire de ses besoins pourrait être nécessaire pour partir sur des bases solides dans les périodes de non-disponibilité du client. Outre ces nécessités, il est à noter que le client d'un produit n'est pas forcément son utilisateur. En ce sens certains modèles se concentrent sur cet utilisateur.

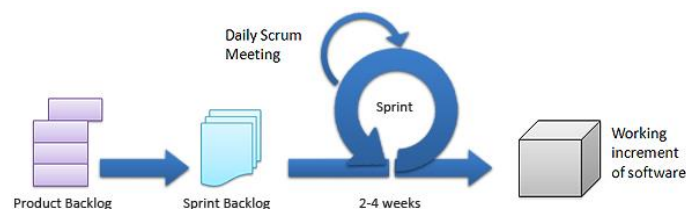


Figure 18 : Le modèle Scrum issu des méthodes AGILE

## 2.4. METHODES CENTREES SUR L'UTILISATEUR

La méthode qui est probablement la plus connue prenant en compte et centrant son développement autour de l'utilisation et dite celle du **User-Centered Design** ou conception centrée utilisateur.

---

### 2.4.1. USER-CENTERED DESIGN (UCD) OU CONCEPTION CENTREE UTILISATEUR

La philosophie de l'approche centrée sur l'utilisateur final est de mettre l'utilisateur au cœur du processus de conception. Cette approche a été formalisée dans la norme ISO 9241-210 [38]. Elle est composée de 6 étapes qui doivent être itérées jusqu'à satisfaction de l'utilisateur final (voir Figure 19). Le but de ce système est de calibrer le produit sur les besoins utilisateur et de le mettre en relation avec les techniques de design « pull » : c'est l'utilisateur qui tire les fonctionnalités et les besoins.

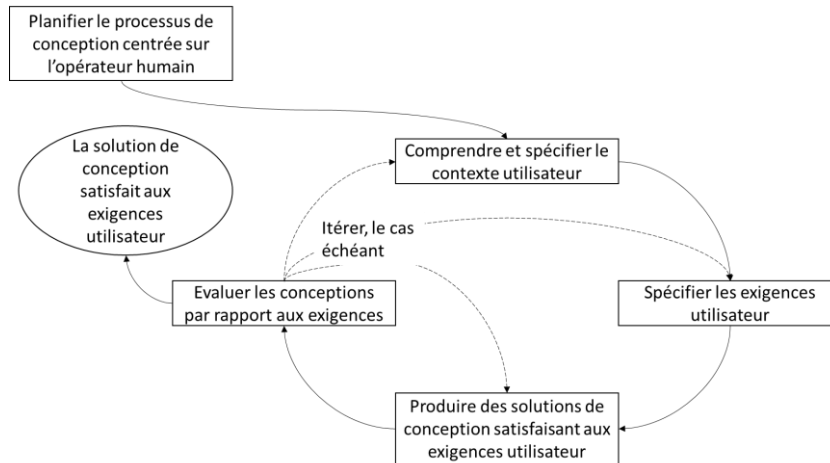


Figure 19 : Cycle centré-utilisateur [38]

Cette méthode a déjà été mise à l'épreuve dans bon nombre d'entreprises. L'étude de Vredenburg et al. [39] sur sa pratique durant les projets industriels a notamment permis de faire ressortir les ressentis et l'application pratique de cette méthode. Elle permet effectivement d'améliorer la qualité, l'efficacité et l'utilisabilité de la solution. En revanche il existe de nombreux freins qui empêchent l'application totale de l'UCD, notamment la difficulté à maintenir l'utilisateur final engagé au cours de tout le processus. L'implication étant la plus forte principalement au début du processus, durant la phase de définition et de recherche. Ces caractéristiques sont également valables pour le domaine médical [40], 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 [41][42].

Cette philosophie autour de l'utilisateur final a notamment généré des sous-courants ou des courants similaires à cette méthode UCD, certains préférant par exemple mettre l'accent sur l'une des 6 étapes, d'autres proposant des étapes différentes.

---

### 2.4.2. COURANTS ISSUS DE L'UCD OU DE MEME PHILOSOPHIE

Le **Contextual Design (CD)** [43] est un processus de type UCD prônant l'utilisation des études de terrain et l'analyse de population. C'est un processus mettant en avant les deux premières étapes de l'UCD en priorité et la recherche utilisateur amont (**User Research**) afin de s'assurer que la solution corresponde bien aux besoins de l'utilisateur et à son contexte d'utilisation. Au contraire, le processus **Expérience Utilisateur (UX pour User eXperience)** [44] met l'accent sur la partie test du prototype

de l'approche UCD : cette fois c'est le ressenti de l'utilisateur à travers la manipulation qui sera centrale pour mener le développement. Ce processus se concentre donc sur la mesure du ressenti de l'utilisateur sur chaque fonction du produit pour fournir une solution qui sera agréable et appréciée par celui-ci. Le **Design Thinking**, suivant l'approche UCD, proposera des méthodes et outils centrés sur l'amélioration des usages et des méthodes mettant en avant la création de solutions dites innovantes. Finalement d'autres processus visent à pousser le principe de l'inclusion utilisateur encore plus loin en faisant de l'utilisateur un membre à part entière de l'équipe de conception, comme c'est le cas pour le **Participatory Design** ou **Co-Design** [45][46].

## 2.5. SYNTHÈSE

De nombreuses méthodes existent pour encadrer le développement d'un produit. Nous avons pu voir que le domaine du médical ne privilégie pas forcément une méthode, même si le modèle cycle en V semble être bien adapté grâce à ses phases de validation clairement établies et son adaptation aux projets de longues durées. En effet les régulations et les normes encadrant le développement du produit médical mènent souvent à de longs projets : il faut développer et prototyper le produit, puis s'assurer qu'il soit efficace et valide dans un cadre contrôlé et enfin dans un cadre non contrôlé avant d'être mis sur le marché. Pour cela les systèmes doivent être très clairs sur leurs objectifs et leurs méthodes de fabrication et de validation. En ce sens les modèles systémiques très calibrés et génériques en documentations ont été privilégiés aux systèmes plus itératifs et « agiles ». Les méthodes basées sur l'utilisateur permettent de mieux comprendre leurs enjeux et leurs besoins ce qui est essentiel lorsque l'on développe pour des personnes dont le domaine est très éloigné de celui des concepteurs. Ceci est également accentué par le fait qu'il peut être très difficile de définir parfaitement les besoins et contraintes d'un projet en amont. Ce n'est que lorsque les premiers prototypes sont « testés » par les utilisateurs que ceux-ci arrivent à préciser certains besoins ou que des besoins implicites ou jugés négligeables apparaissent comme nécessaires. Ainsi les méthodes plus cycliques basées sur l'utilisateur et le développement de prototypes peuvent apporter beaucoup lors des développements de systèmes médicaux. Toutefois, ces méthodes, qu'elles soient systémiques ou itératives, ne sont pas forcément incompatibles et allier des étapes claires et une bonne documentation avec une forte implication de l'utilisateur pourraient corriger et amener de nouveaux outils de conception. Cela demandera toutefois une bonne maîtrise du planning du projet qui devra être suffisamment flexible pour permettre des développements et des tests suivant les disponibilités des utilisateurs. Dans le cas de cette thèse nous proposons donc d'utiliser l'UCD pour identifier comment intégrer correctement l'utilisateur et faire ressortir les critères d'intégration nécessaires au développement de système d'aide à l'évaluation motrice.



### 3. CAPTURE DU MOUVEMENT

Pour aider le thérapeute, il faut donc pouvoir analyser les mouvements de l'enfant et renvoyer des informations pertinentes. En ce sens, cette section s'articule autour de la capture de mouvement du corps en général, jusqu'à la motricité fine, en proposant également un choix de capteurs sélectionnés à partir de l'existant.

#### 3.1. LA CAPTURE DU MOUVEMENT

La capture de mouvement, souvent raccourci en MoCap (Motion capture) peut être appliquée à un grand nombre d'applications. Moeslund and Granum [47] et Aggarwal and Cai [48] ont identifié 3 principaux champs d'application :

- La surveillance : pour la sécurité d'un espace en suivant et identifiant les gens allant dans un parking ou un magasin, etc.
- Le contrôle : pour être utilisé comme interface homme-machine, ou pour manipuler un robot ou un espace virtuel, etc.
- L'analyse du mouvement : pour l'ergonomie, pour faciliter les bilans cliniques ou améliorer une performance sportive, etc.

Dans le cas de cette thèse, c'est l'aspect analyse du mouvement qui nous intéresse. Jusqu'en 2006 la majorité des recherches scientifiques se concentraient sur les applications de surveillance [47][49] mais la recherche dans les applications d'analyse s'est progressivement répandue et montre dorénavant un bon potentiel. De nombreux domaines de la médecine sont intéressés par une évolution technique des méthodes d'analyse de mouvements : par exemple le diagnostic médical et/ou ergonomique (analyse des handicaps, de la posture de travail, etc.) et la réhabilitation [50][48][47].

La plupart des systèmes utilisés actuellement dans l'analyse de mouvements peuvent être rangés en 4 catégories [8], chaque système ayant ses avantages et inconvénients :

- Les systèmes basés sur la vision avec marqueurs.
- Les systèmes basés sur la vision sans marqueur.
- Les systèmes qui ne sont pas basés sur la vision : des capteurs basés sur le magnétisme, l'électromécanique, l'acoustique, etc.
- Les systèmes complexes, les systèmes robotiques.

La première partie de cet état de l'art a déjà pu mettre en avant quelques dispositifs présents spécifiquement dans le domaine médical : principalement les systèmes robotiques, les systèmes visuels avec marqueurs (avec par exemple le VICON) ainsi que les capteurs non-visuels tels que les détecteurs inertiels ou magnétiques : par exemple les capteurs microsystèmes électromécaniques, les EMG (électromyographie) ou encore les plateformes de force [8][50].

La famille de capteurs qui n'a pas encore été présentée est celle des systèmes visuels sans marqueurs. Peu voire pas d'application ont dépassé le stade des essais cliniques en ce qui concerne l'évaluation motrice. En réhabilitation, les premiers systèmes validés cliniquement commencent à apparaître. Pourtant, les systèmes de vision sans marqueurs tendent à intéresser de plus en plus le monde de la recherche dans le domaine de l'analyse de mouvement [50][48]. Ces systèmes ont l'avantage d'être non-intrusif et non-invasif : pas de câbles, capteurs ou marqueurs à installer sur le patient. De plus de nouvelles technologies comme le capteur Kinect de Microsoft proposent des systèmes puissants, à bas coût et facile d'accès [51]. Le développement de ces systèmes pourrait permettre une généralisation des études techniques des mouvements en clinique ou à domicile plus pointues. Les principaux inconvénients de ces systèmes peuvent être classés en trois catégories [50][52] :

- Des limitations techniques : il existe encore aujourd'hui un manque de précision et des difficultés à observer les mouvements rapides et/ou de faibles amplitudes.
- Les erreurs dues aux occlusions : les systèmes basés uniquement sur la vision sont sujets à problèmes de superposition des membres et sont limités par leurs angles de vue, etc.
- Les erreurs issues de la forme/taille de l'objet/personne : il faut pouvoir adapter l'identification dans des conditions pouvant être très différentes. Le type de vêtement porté peut limiter la précision du système, et les objets et vêtements portés peuvent également perturber le système d'acquisition, etc.

Toutefois ces limitations peuvent en partie être comblées grâce à l'utilisation de données, de techniques ou de technologies complémentaires. Par exemple l'utilisation de données colorimétriques couplées aux textures, à l'intensité et à l'imagerie de profondeur ou à l'utilisation de plusieurs angles de vue pour limiter les soucis d'occlusion, etc.

### 3.2. CHOIX DE LA TECHNIQUE DE CAPTURE DU MOUVEMENT

L'instrumentation d'une échelle existante, par exemple la MFM, signifie qu'il faut identifier les capteurs de MoCap susceptibles de fournir des informations nécessaires et complémentaires capables de s'adapter à l'étude des mouvements moteurs pour cette échelle spécifiquement. L'intérêt est toutefois de pouvoir généraliser leurs utilisations à diverses échelles et de prévoir l'évolution potentielle de l'échelle d'origine. Il faut donc que le système permette une certaine flexibilité dans les mouvements mesurables. Pour aider dans notre choix, il faut garder en tête le descriptif du protocole MFM décrit dans la première partie de ce chapitre bibliographique :

- Les exercices traités par la MFM et autres grilles d'évaluation mesurent autant les mouvements globaux de tout le corps, que des mouvements précis de compensation voir de sous-parties du corps tels que les pieds ou les mains.
- Les grilles d'évaluations sont des protocoles peu chers et peu encombrants (tout ergothérapeute et kinésithérapeute doit facilement pouvoir se le procurer et l'appliquer).
- Ces protocoles sont également simples à l'installation et à l'utilisation (ce sont des activités « rapides »).

Pour permettre une utilisation généralisée d'un outil d'analyse de mouvement celui-ci devrait donc :

- Etre facile d'accès : en termes de disponibilité et de prix.
- Etre simple à installer : en termes de temps et d'encombrement.
- Permettre une analyse rapide : le personnel médical doit pouvoir rapidement extraire les informations qui lui sont nécessaires.
- Posséder une précision suffisante pour être valable, utilisable et adapté aux mouvements à évaluer.

Les systèmes robotiques sont souvent chers, peu adaptables (ils sont construits pour répondre à un besoin unique) et encombrants [53][11]. Les systèmes optiques avec marqueurs et les détecteurs sont souvent chers et longs à mettre en place, les logiciels associés demandant beaucoup de temps et de compétences pour récupérer et analyser les données. Finalement ce sont les systèmes optiques sans marqueurs qui semblent les plus à même de répondre à nos besoins. Ils demandent un certain temps d'installation initial mais n'ont ensuite plus besoin d'être reconfigurés. Des systèmes bas coûts existent (caméra, Microsoft Kinect, etc.). Il reste toutefois à s'assurer que le traitement de l'information soit suffisamment simple, rapide et performant pour le domaine médical identifié. Certains outils de détection de forces et de contacts, type tablette, bien que spécifiques restent également intéressants.

---

### 3.2.1. UTILISATIONS DE LA KINECT DANS LE MEDICAL

La démocratisation des capteurs et leurs puissances relativement élevées ont amené beaucoup de chercheurs à étudier leurs capacités en tant que capteur RGBD [54] mais aussi comme potentiels équipements médicaux [55], principalement dans le domaine de la surveillance de patients et de la réhabilitation [56][57]. De nombreuses applications sont déjà développées ou en cours de développement. Plusieurs stades de développement sont identifiés :

1. Preuve de concept.
2. Etude d'efficacité (inclusion de la population en situation favorable).
3. Etude de non efficacité (inclusion de la population en situation non favorable).
4. Etude coût-efficacité-bénéfice.

Dans le cadre de l'analyse de mouvement clinique des maladies motrices, la majorité des études sont au stade 1. Les recherches et études récentes (2 à 3 dernières années) sont au stade 2. Assez peu de recherches ont pour le moment atteint le stade 3. Les exemples de systèmes ayant atteint et validé le stade 4 sont rares mais existent déjà et gagnent en reconnaissance. En France, le pionnier est le groupe GENIOUS Healthcare. Il développe des « serious game » en réhabilitation, utilisant la Kinect, qui sont validés en laboratoires et dans les hôpitaux partenaires avant d'être diffusés sur le site curapy.com. A noter que ce type de jeux existait déjà sur d'autres supports mais que la complexité et la spécificité du matériel rendaient leurs utilisations marginales.

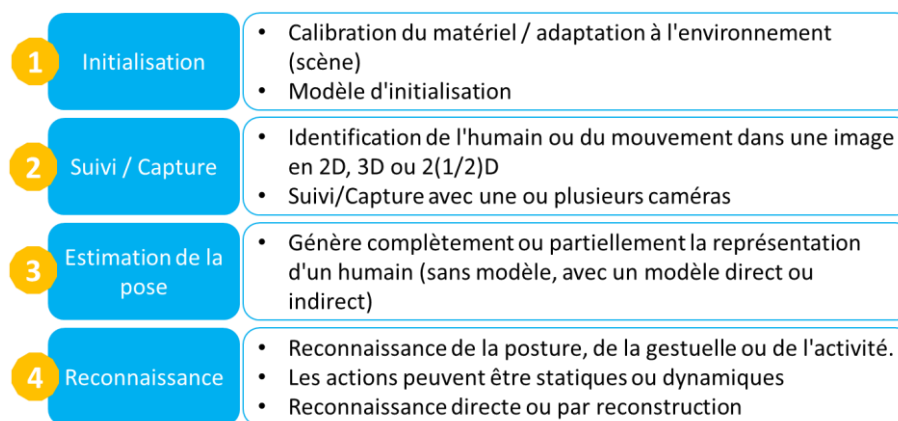
Les références sur l'analyse de mouvement en soins médicaux utilisant des caméras de types RGBD Kinect se focalisent sur différents objectifs (118 papiers identifiés dans 3 principales revues de littératures [56][57][55]) :

- Réhabilitation (40) : jeux et exercices testés avec patients ou non.
- *Assessment* ou évaluation (6) : évaluation de composantes ou protocoles.

- Gaming (25) : jeux qui ne sont pas forcément dédiés à des « malades / pathologies ».
- Evaluation du capteur (souvent comparé à un système de type VICON qui fait office de référence) (9).
- Monitoring ou surveillance de personnes âgées et ou de patients au sens large (12).
- Amélioration des techniques de tracking (7).
- Autres (11).

### 3.3. L'ANALYSE DU MOUVEMENT HUMAIN : SYSTEME OPTIQUE

De nombreuses recherches sur les techniques d'analyse de mouvement utilisant des caméras (computer-vision) existent. Les équipes d'Aggarwal and Cai ont notamment étudié l'utilisation et l'analyse de mouvement par computer-vision jusqu'aux années 1999 [48], celles de Moeolsund et al ont également réalisé 2 études similaires respectivement jusqu'au année 2000 [47] et 2006 [49]. Moeslund and Granum [47] ont notamment pu proposer un processus modulaire en quatre étapes pour l'analyse de mouvement à partir de méthode de computer-vision (Figure 20) :



**Figure 20 : Processus modulaire de la « vision par ordinateur » vu par Moeslund et Al [49]**

En d'autres termes : (1) initialiser, (2) suivre, (3) représenter et (4) reconnaître. La première étape consiste à calibrer les éléments du capteur. Cela peut passer par l'utilisation de quadrillage pour calibrer le capteur infra-rouge (IR) ou la nécessité de prendre une certaine pose en face du capteur pour initialiser la détection de l'humain, etc. L'étape 2 de suivi consiste à définir comment enregistrer la scène et identifier l'élément recherché (un humain ou un objet) sans forcément chercher à le comprendre. L'étape 3 d'estimation de pose consiste à représenter l'élément détecté, en cherchant par exemple à identifier s'il s'agit d'un humain et identifier chaque partie de son corps (tête, mains, etc.). Enfin la reconnaissance consiste à comprendre ce qui se passe dans la scène : en identifiant clairement la posture prise (debout, assis, etc.) ou en comprenant l'activité réalisée par le sujet (se lève, marche, etc.). Ce processus est considéré comme modulaire car chaque étape peut être supprimée ou absorbée par une autre. Par exemple, certains systèmes ne nécessitent pas d'initialisation (l'initialisation est la même que le traitement de l'image). Certains systèmes n'utilisent également pas d'estimation de pose, étape qui est alors soit réalisée dans l'opération de suivi ou dans la reconnaissance. Seule l'étape de suivi / capture peut réellement être considérée comme essentielle.

Les méthodes de reconnaissance de mouvement sont diverses [52] et ne reposent pas toutes sur la même technologie. Il faut donc dans un premier temps sélectionner les outils permettant l'étape de suivi. Deux grandes catégories existent. La première se repose uniquement sur les caméras optiques : elle utilise la colorimétrie ou la variation de mouvement. La deuxième utilise la technologie infra-rouge ou de profondeur [51] ce qui permet notamment de s'absoudre des limitations de couleur. De plus elle apporte de manière directe une information de profondeur qui était difficilement disponible jusqu'à présent.

Il est à noter également que la plupart des techniques et capteurs réalisant la partie estimation se focalisent sur une « vue » dédiée. Par exemple, le capteur recherche le corps d'une personne en entier et sera donc imprécis sur les petits mouvements des articulations et extrémités. A l'inverse certains outils vont se focaliser sur une extrémité comme la main et ne donneront aucune information sur le reste du corps. Les vues les plus courantes sont celles-ci :

- **Suivi global de personne (full-body) ou vue longue portée** : la posture du corps dans son intégralité est connue mais il y a une simplification sur les extrémités qui sont normalement des sous-éléments complexes (la tête, les mains et les pieds sont représentés par un point ou par une zone d'intérêt).
- **Suivi du haut du corps (mid-range) ou vue rapprochée** : seule la partie haute du corps sera suivie mais avec plus de précision notamment sur les extrémités tête et mains.
- **Suivi faciale ou vue de la tête (head tracking)** : un focus est mis sur la tête où les expressions du visage sont visibles et, dans une certaine mesure, l'orientation du regard.
- **Suivi du regard (eye-tracking)** : un focus est mis sur l'œil et permet de suivre la pupille et l'orientation du regard.
- **Suivi des mains (hand-tracking)** : une attention particulière est apportée à la main et à son haut niveau de complexité (26 degrés de liberté).

Il est également possible qu'un même capteur permette de passer d'un mode de vue à l'autre mais l'installation est dans ce cas à adapter (par exemple la Kinect permet de capter le corps en entier mais possède un mode de reconnaissance faciale nécessitant de repositionner la Kinect par rapport à la personne captée). Ces vues sont donc à prendre en compte lors du choix d'un capteur. Dans le cas d'un protocole visant à évaluer aussi bien la posture du corps et les mouvements des doigts, un seul capteur risque de ne pas être suffisant ou alors il faudra prévoir des adaptations pour l'installation.

### 3.4. CHOIX DES CAPTEURS

Dans notre étude de cas (protocole MFM) il est important de pouvoir analyser les mouvements d'une personne de manière simple, efficace et abordable :

- L'analyse de mouvement suggère des vitesses de mouvements variables allant des plus lents aux plus rapides : pour des sportifs de haut niveau une haute fréquence sera requise mais dans le cadre de personne ayant des difficultés motrices une fréquence moindre peut être acceptée. 60 Hz est une fréquence assez confortable, 30 Hz étant un minimum.

- Le protocole MFM, présenté en partie 1, doit suivre des personnes suivant 3 dimensions : la dimension « D1 debout, station et transfert » fait référence à un capteur capable de visualiser l'intégralité de la posture. De même la dimension « D2 proximale et axiale » demande de capter l'intégralité du corps en faisant un focus soit sur les membres supérieurs soit sur les membres inférieurs. Finalement la dimension « D3 motricité distale » demande de capter de manière précise les extrémités (tête, pieds, mains). Le protocole demande donc de passer d'une vue à une autre. Un seul capteur (ou une seule installation) risque donc de ne pas être suffisant.

En plus de ces contraintes de détection pour une bonne estimation de la pose (étape 3 de la Figure 20 page 43), des contraintes techniques s'imposent :

- Les caméras couleurs (ou IR) sont souvent utilisées dans la MoCap. En particulier dans le cas des systèmes visant à reconstruire ce mouvement, ces caméras sont fournies avec une structure de « cave de Mocap » afin d'assurer un placement optimal et adapté de ces caméras<sup>6</sup> : bien que très performantes, ces caves nécessitent un investissement en termes de coût et de surface de travail non disponible dans la plupart des environnements cliniques et sont relativement complexes à utiliser.
- Assurer nous-même la reconnaissance de formes est un pari peu pertinent et hors de nos champs de compétences : il sera difficile d'assurer le support et l'évolution de la technologie. Il est donc préférable d'opter pour un système fournissant la reconnaissance des formes/squelettes de manière intégrée (système fournissant le processing de haut niveau dans un pack de développement ou « software development kit », SDK).

Ces points ont permis de faire un choix parmi les capteurs infra-rouge disponibles sur le marché, dont une partie est illustrée dans le Tableau 1 :

- Microsoft Kinect : ce capteur est sélectionné car il permet de visualiser tout le corps, il possède un système de reconnaissance de haut niveau (squelette numérique) librement utilisable et surtout sans marqueur. Il possède une des meilleures performances dans ce domaine (nous mettons à part les systèmes de cave à cause de leurs prix, de la complexité de l'installation et la nécessité d'espace de travail) et sa grande diffusion assure en partie la pérennité du système. Une étude bibliographique et des essais dédiés ont été réalisés (dans la section suivante) pour vérifier sa capacité technique en analyse de mouvement vis-à-vis de notre contexte de recherche.
- LeapMotion : ce capteur est sélectionné pour sa spécialisation dans la détection des mains et également pour son prix attractif. Une étude bibliographique dédiée et des essais ont également été réalisés pour vérifier sa capacité technique en analyse de mouvement au regard de notre contexte de recherche (section 3.6.2 page 51).

---

<sup>6</sup> Par exemple: Qualysis : <http://www.qualisys.com/> [20/06/17]

**Tableau 1 : Exemples de capteur infra-rouge**

|   | Champs de vision          | Fréquence | Résolution (profondeur) | Prix    | Autres caractéristiques          |
|---|---------------------------|-----------|-------------------------|---------|----------------------------------|
| <i>Kinect V1/V2</i> <sup>7</sup>                    | 0.5-4.5m (full body)      | 15-30Hz   | 512*424p                | €150    | Win 8 ou +                       |
| <i>Asus Xtion pro Live</i> <sup>8</sup>             | 0.8-3.5m (full body)      | 30-60Hz   | 640*480-320*240p        | ~€150   | 18 x 3.5 x 5 cm<br>C++/C# / JAVA |
| <i>LeapMotion</i> <sup>9</sup>                      | Close range (hand/facial) | 60-120Hz  |                         | €90     | C#/C++/Unity – Orion beta        |
| <i>Creative F200 intel Real Sense</i> <sup>10</sup> | 0.2-1.2m (hand/facial)    | 60Hz      | 640*480p                | \$100   | 50mm x 30mm x 58mm (Win 8)       |
| <i>Creative R200 intel Real Sense</i> <sup>11</sup> | 0.5-4.5m (full body)      | 60Hz      | 640*480p                | \$179   | 130mm x 20mm x 7mm (Win 8)       |
| <i>Duo3D</i> <sup>12</sup>                          | 0.25-2.5m                 | 56-360Hz  | 752*480p-320*120        | \$200   | 52 x 25 x 11mm                   |
| <i>PMDTec CamCube</i> <sup>13</sup>                 | 0.0-7.5m<br>40.0° x 40.0° | 40-60Hz   | 200*200p                | \$7,500 |                                  |
| <i>Swiss ranger SR400 (TOF)</i> <sup>14</sup>       | 0.1-10m / 69x55°          | 10-30Hz   | +/-10 mm (+/-15 mm)     | \$4,300 | 65 x 65 x 76 mm                  |
| <i>VicoVr</i> <sup>15</sup>                         | 0.6-5m (full body)        |           |                         | \$200   | Sans-fil / C# / 188*68*62mm      |

### 3.5. MOTRICITE GLOBALE : CAPTEUR KINECT

Le capteur Kinect est un capteur couleur et profondeur, aussi nommé RGBD, développé et lancé en 2008 par Microsoft. Ce capteur avait été mis en place pour permettre la création de jeux vidéo sur Xbox360 utilisant les mouvements du joueur comme manette. La sortie de la nouvelle console XBoxOne a également amené la version 2.0 de la Kinect en 2013. Sa production de masse permet un prix bon marché (150 € + 50 € pour un adaptateur Windows) et une bonne accessibilité sur le marché<sup>16</sup>. Devant l'intérêt de la communauté scientifique pour cette technologie, Microsoft a permis l'utilisation de cet outil sur des ordinateurs Windows et pourvu la communauté du SDK (Software Development Kit) pour acquérir les informations issues de la Kinect (flux caméra et squelette numérique). Ainsi les développeurs indépendants peuvent créer leurs propres solutions informatiques. Cela a donc généré de nombreuses applications de la Kinect à d'autres domaines très différents du jeu vidéo.

<sup>7</sup> Microsoft Kinect : <https://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/> [16/08/2016]

<sup>8</sup> Asus Xtion : [http://www.asus.com/Multimedia/Xtion\\_PRO\\_LIVE/](http://www.asus.com/Multimedia/Xtion_PRO_LIVE/) [16/08/2016]

<sup>9</sup> LeapMotion Inc : <https://www.leapmotion.com/> [16/08/2016]

<sup>10</sup> Intel : <https://software.intel.com/en-us/RealSense/Devkit/> [16/08/2016]

<sup>11</sup> Intel : <https://software.intel.com/en-us/RealSense/Devkit/> [16/08/2016]

<sup>12</sup> Duo3d : <https://duo3d.com/> [16/08/2016]

<sup>13</sup> PMDTEC Camcube : [http://www.pmdtec.com/news\\_media/video/camcube.php](http://www.pmdtec.com/news_media/video/camcube.php) [16/08/2016]

<sup>14</sup> Mesa-Imaging – Ranger : <http://www.mesa-imaging.ch/products/sr4000/> [16/08/2016]

<sup>15</sup> VicoVR – 3Divi : <http://vicovr.com/faq/> [16/08/2016]

<sup>16</sup> La 1<sup>ière</sup> version de la Kinect n'est plus ni produite, ni vendue par Microsoft.



### 3.5.1. CARACTERISTIQUES DE LA KINECT<sup>17</sup>

Les deux versions du capteur Kinect sont équipées de différents composants : une caméra couleur (composant RGB), un émetteur et récepteur infra-rouge (IR) pour identifier la profondeur ainsi qu'un microphone. La deuxième version de la Kinect (Kinect V2 en Figure 21) a amené une amélioration de la résolution de la caméra couleur et de l'émetteur IR mais également de la technologie IR elle-même permettant d'acquérir l'information de profondeur en passant d'une technique basée sur la lumière structurée (Structured Light, SL) à une méthode basée sur le temps de vol (time of flight ou ToF) plus adaptée pour la reconnaissance de mouvement [58].

| KINECT V1<br>Structured Light                                      | KINECT V2<br>Time Of Flight  |
|--|--|
| <b>IR emitter/Depth Sensor</b><br>320*240 – 30Hz<br>Distance ~4,5m | <b>IR emitter/Depth Sensor</b><br>512*424 – 30Hz<br>Distance ~4,5m |
| <b>Color camera</b><br>640*480 – 30Hz (15Hz)                       | <b>Color camera</b><br>1080p – 30Hz (15Hz)                         |
| <b>Modèle humanoïde</b><br>20 points                               | <b>Modèle humanoïde</b><br>25 points                               |

Figure 21 : Caractéristiques des Kinect v1 et v2 [59][60]

Les deux systèmes possèdent également un algorithme de reconnaissance de formes basé sur l'imagerie de profondeur obtenue, et développé par l'équipe de recherche de Microsoft [61]. A partir de l'image de profondeur, cette technique permet d'identifier un humain (identification de pose), de labéliser les sections du corps humain et de finalement proposer une estimation des points d'articulation de l'humain (Figures 22 et 23). Dans la première version de la Kinect, cette technique permettait l'identification d'un squelette numérique composé de 20 points, qui a été augmenté à 25 points dans la Kinect V2 (augmentation du nombre de points décrivant la main et un point de plus pour le cou). Cette technique permet donc de capter la personne sans phase de calibration ou d'initialisation de pose (à noter qu'une phase de calibration non obligatoire était possible pour la Kinect V1).

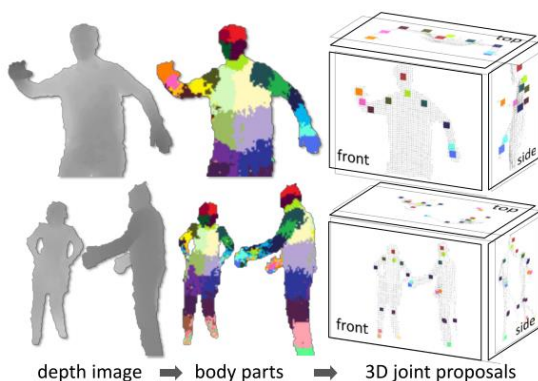


Figure 22 : Processus de labélisation et d'estimation des points à partir d'une image de profondeur [61]

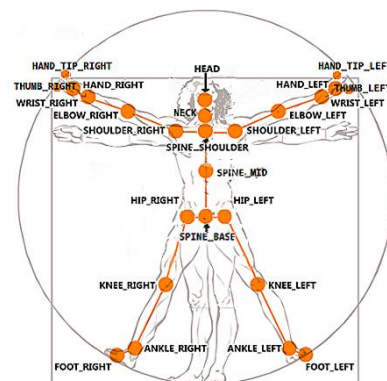


Figure 23 : Squelette numérique de la Kinect v2 [59][60]

<sup>17</sup>Microsoft : <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131033.aspx> [16/08/2016]



Un certain nombre d'équipes de recherche a donc étudié les deux versions de la Kinect en tant que capteur (capteur de performance) et en tant qu'outil de capture de mouvement (performance de l'estimation du squelette numérique). Ce qui a permis de donner un ensemble d'observation sur la meilleure utilisation de cette technologie et sur ses performances de mesure. Les performances des composants, notamment du système IR des deux versions de la Kinect ont permis d'émettre les observations suivantes [62][63][64][65][66] :

- La personne enregistrée doit rester de préférence au centre du champ de vision du système afin d'éviter les effets de distorsion en périphérie (un écart d'au moins 25 pixels par rapport aux bords est recommandé).
- La captation optimale se situe entre 1m et 3 m du système pour une erreur sur le pixel de 1cm à 2 cm avec une erreur moyenne sur le pixel dépendant des axes (voir Tableau 2).
- La lumière extérieure doit être limitée au minimum.
- Les vêtements et/ou surfaces noires et/ou réfléchissantes et/ou brillantes doivent être évités (perturbation de la technologie, principalement pour la Kinect V2).
- Globalement les Kinect V1 et V2 sont équivalentes avec une erreur aléatoire légèrement amoindrie pour la V2 (le changement de technologie est plus à mettre en relation avec l'activité pour déterminer quelle version est la meilleure, globalement la V1 est plus efficace pour tracer la cartographie de l'espace là où la V2 est plus efficace pour le mouvement).
- Certains angles de vues sont moins performants que d'autres suivant les situations : une caméra de face ou une caméra orientée à 20° par rapport au patient fournira des erreurs sur les axes bien différentes (orienter la caméra de quelques degrés permet une meilleure vue des mouvements en avant du sujet mais augmente l'imprécision sur les autres axes). Cette différence peut être avantageuse suivant la précision recherchée sur les axes (toutefois peu d'études visent à évaluer la différence de performance suivant l'angle entre le sujet et la Kinect).

**Tableau 2 : Performance du capteur suivant les axes [64]**

| Axes | Moindre carrées : moyenne (écart-type) |
|------|--|
| x    | 6.5 mm (4.8 mm)                        |
| y    | 10.9 mm (5.9 mm)                       |
| z    | 5.7 mm (4.2 mm)                        |

L'estimation du squelette numérique est, elle, en général étudiée à partir d'une comparaison avec des systèmes déjà validé comme les systèmes optiques avec marqueurs tel que le VICON ou les plateformes de force. Ils permettent une estimation très précise du squelette numérique ou de points du squelette. La méthode consiste à comparer les points donnés par le « système de référence » avec ceux donnés par la Kinect lors de mouvements prédéfinis. Ces mouvements peuvent être complexes comme la marche, jusqu'à des mouvements plus simples, comme l'équilibre postural ou les mouvements de flexion et/ou abduction des membres [67][68][69][70][71][72][73] etc. Les observations suivantes ont été faites concernant la Kinect :

- La posture debout est légèrement mieux détectée que la posture assise.
- La détection des membres supérieurs est plus précise que pour les membres inférieurs.
- Les extrémités (tête, pieds et mains) sont plutôt imprécises.
- Les mouvements frontaux sont mieux vus que les mouvements sagittaux (mouvements réalisés dans le plan de profondeur).
- Une erreur moyenne de 1° par tranche de 10° a pu être établie sur les angles de postures.
- Une erreur moyenne de placement de 7 cm à 9 cm existe sur les points d'articulation avec des longueurs segmentaires de membres variables.

- Il n’y a pas de différence vraiment significative entre les deux Kinect mais une partie de la communauté semble considérer la Kinect V2 comme légèrement meilleure en ce qui concerne la capture du mouvement.
- Le système est assez robuste et reproductible avec un facteur de corrélation (ICC) de 0.61-0.89 suivant la valeur mesurée.

Les performances sur chacun de ces points observés ont été données dans plusieurs de ces études. Le Tableau 3 présente un exemple de valeurs obtenues au cours de ces études.

**Tableau 3 : Evaluation des points de la Kinect V1 par rapport au VICON. Etude à partir de posture et de mouvement de type abduction d'épaule, de flexion du sternum, etc. [68]**

Agreement between the Microsoft Kinect™ and 3D camera methods based on OLP analyses. Biases are presented in regard to the system which possesses the significantly ( $p < 0.05$ ) greater magnitude. Values are representative of displacement (mm) or angular (°) change during the test.

|                           | Kinect        | 3D camera    | r    | Fixed bias | Proportional bias |
|---------------------------|---------------|--------------|------|------------|-------------------|
| <i>Lateral reach</i>      |               |              |      |            |                   |
| Sternum (mm)              | 305.2 (50.5)  | 290.0 (42.3) | 0.94 | None       | KINECT            |
| Hand (mm)                 | 230.9 (41.8)  | 274.8 (46.8) | 0.84 | None       | None              |
| Trunk (°)                 | 25.8 (5.2)    | 29.8 (5.3)   | 0.93 | None       | None              |
| <i>Forward reach</i>      |               |              |      |            |                   |
| Sternum (mm)              | 371.1 (55.7)  | 292.1 (40.1) | 0.90 | None       | KINECT            |
| Hand (mm)                 | 397.9 (71.1)  | 384.8 (67.6) | 0.95 | None       | None              |
| Trunk (°)                 | 46.5 (11.1)   | 46.1 (10.3)  | 0.98 | None       | None              |
| <i>Single leg balance</i> |               |              |      |            |                   |
| Ankle range (mm)          | 24.4 (16.7)   | 22.1 (17.9)  | 0.92 | None       | None              |
| Ankle SD (mm)             | 5.1 (3.8)     | 4.2 (3.9)    | 0.94 | None       | None              |
| Knee range (mm)           | 51.0 (32.2)   | 51.2 (35.9)  | 0.97 | None       | None              |
| Knee SD (mm)              | 10.7 (7.1)    | 10.1 (7.5)   | 0.98 | None       | None              |
| Pelvis ML range (mm)      | 70.9 (55.1)   | 62.6 (49.8)  | 0.99 | None       | KINECT            |
| Pelvis ML SD (mm)         | 15.5 (11.7)   | 13.5 (11.0)  | 0.93 | None       | None              |
| Pelvis AP range (mm)      | 49.6 (28.1)   | 52.1 (31.2)  | 0.98 | None       | None              |
| Pelvis AP SD (mm)         | 12.0 (6.8)    | 12.4 (7.9)   | 0.98 | None       | 3D camera         |
| Sternum ML range (mm)     | 157.6 (104.7) | 152.0 (94.5) | 0.99 | None       | KINECT            |
| Sternum ML SD (mm)        | 33.6 (22.0)   | 32.3 (20.1)  | 0.99 | None       | KINECT            |
| Sternum AP range (mm)     | 68.4 (29.6)   | 65.3 (25.9)  | 0.99 | KINECT     | KINECT            |
| Sternum AP SD (mm)        | 16.6 (8.0)    | 15.7 (6.7)   | 0.99 | KINECT     | KINECT            |
| Trunk ML range (°)        | 13.8 (11.9)   | 17.9 (15.5)  | 0.99 | None       | 3D camera         |
| Trunk ML SD (°)           | 2.7 (2.3)     | 3.4 (2.8)    | 0.99 | None       | 3D camera         |
| Trunk AP range (°)        | 6.7 (5.4)     | 7.3 (5.7)    | 0.99 | None       | None              |
| Trunk AP SD (°)           | 1.5 (1.3)     | 1.7 (1.2)    | 0.99 | KINECT     | None              |

Values are mean (SD) unless otherwise indicated. OLP: ordinary least products regression; r: Pearson's correlation coefficient; COM: center of mass; CI: confidence interval; SD: standard deviation; AP: anteroposterior; ML: mediolateral.

Il est à noter que la plupart de ces études se concentrent sur des adultes en sous-vêtement ou avec des vêtements très près du corps. L'impact du poids ou de la taille de la personne n'est jamais abordée, seule l'équipe de développement de Microsoft [61] revendique une haute performance sur une large variété de silhouette (adulte et enfant, maigre et gros).

Une erreur de position dans l'espace n'indique pas forcément une erreur similaire lors du calcul d'angle ou de segment. A savoir que si l'erreur de placement est reportée sur tout le squelette, celui-ci peut rester cohérent dans son propre espace. Le tableau 3 indique globalement les erreurs minimales et maximales lors des postures.

### 3.5.2. CONCLUSION CAPTEUR KINECT

Le capteur optique type Kinect est évidemment moins bon que les systèmes utilisés actuellement officiellement en analyse de mouvements pour la médecine, mais il propose une bonne corrélation avec ces derniers (ils possèdent notamment les mêmes tendances lors des mouvements usuels). Il pourrait fournir une alternative sur des exercices ne demandant pas forcément de précision trop élevée. Un certain nombre de points sont toutefois à voir :

- Problème d'occlusion
- Difficultés pour observer des mouvements de motricité fine.

- Difficultés pour observer des mouvements limités en amplitudes.
- La rotation interne des articulations n'est souvent pas visible correctement.
- Les études publiées se concentrent uniquement sur des mouvements avantageux pour la Kinect.
- Problème des fauteuils roulants et des personnes n'ayant pas une silhouette clairement définie (exemple : manque d'un membre)<sup>18</sup>.
- Système plus précis dans le plan frontal que dans la profondeur.

Le capteur Kinect pourrait donc être utilisé dans notre cas, mais il faudra veiller avec attention aux conditions d'installation et d'utilisation.

### 3.6. MOTRICITE FINE

Pour les personnes atteintes de maladies neuromusculaires progressives, la motricité fine (des doigts notamment) est très importante. C'est en général la dernière fonction qu'ils perdent. Il est donc important de pouvoir récupérer et étudier ces mouvements. La motricité fine de la main notamment est l'une des plus complexes : les amplitudes de mouvement sont faibles et la main possède de nombreuses articulations.

#### 3.6.1. ANALYSE DES MOUVEMENTS DE MAIN

L'étude d'Erol et al. [74] permet un état des lieux (2007) des capacités d'analyse des mouvements de mains. L'analyse des mouvements de la main s'avère complexe. Plusieurs grandes difficultés sont identifiées :

- La complexité du système de la main avec 20 degrés de liberté.
- Les forts problèmes d'occlusion : les doigts se cachent entre eux, en plus des différentes positions possibles des doigts les mains réalisent souvent des rotations rendant la visibilité difficile à suivre à partir d'un point de vue fixe.

Ces deux problèmes majeurs sont souvent gérés par les systèmes en imposant (ou conseillant) des positions initiales. La plus standard est d'avoir la paume de la main parallèle au capteur. Il reste toutefois les problèmes dus à la vitesse de traitement parfois incompatible avec la rapidité des mouvements et à l'environnement peu contrôlable (conditions lumineuses, qualité des objets à détecter, etc.).

De la même manière que dans les parties précédentes, les catégories d'outils de capture de mouvement sont les systèmes robotiques, les systèmes avec capteurs magnétiques /électromagnétique et les systèmes optiques. Les plus performants professionnellement sont les systèmes robotiques dont certains sont testés et validés sur les patients comme les « MyoSet » [75]. Ce sont des structures spécialisées dans l'analyse d'un mouvement ou d'une force très précise comme pour le MoviPlate [75] qui compte le nombre d'allers-retours que peut faire le patient avec son doigt

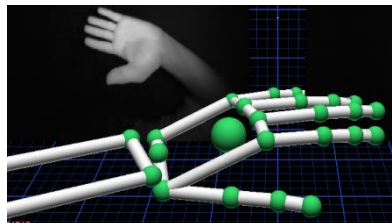
<sup>18</sup> Accessibilité et Kinect, Microsoft 2017 : <http://support.xbox.com/fr-FR/xbox-one/console/accessibility-faq> [05/2017]

entre deux cylindres. Les « vêtements » instrumentés (avec capteurs magnétiques /électromagnétique) tels que les « gants de données » [76][77] sont également très performants. Il s'agit là de gants équipés de capteurs angulaires haute précision permettant de retranscrire l'ensemble des mouvements de la main. Toutefois ces systèmes robotiques sont très spécialisés et les gants de données sont complexes à utiliser et inconfortables. De plus, ils sont relativement coûteux. Si les systèmes optiques n'ont pas encore été validés cliniquement, ils présentent par contre de nombreux avantages : non-invasif et non-intrusif, ils s'adaptent à de nombreuses situations, et nécessitent peu d'installation. Les principales difficultés [74] viennent de la complexité de ou des éléments à détecter et des problèmes d'occlusion pouvant apparaître au cours des mouvements. Depuis 2012, un capteur IR bas coût (90\$) permettant de récupérer un squelette numérique de main est disponible sur le marché: le LeapMotion [78]. Ce capteur semble un ajout pertinent pour notre étude de cas notamment, car il ne nécessite pas d'installer de capteur sur le sujet ni d'être longuement calibré. De plus, il est possible de retransmettre facilement les performances avec les logiciels adaptés et son prix reste en cohérence avec le protocole MFM. Il reste à vérifier que la main des patients les plus faibles peut être correctement identifiée dans toutes les positions qu'elle peut prendre et qu'elle doit prendre dans le protocole de mesure.

---

### 3.6.2. LEAPMOTION

Le LeapMotion [78] est un capteur IR spécialisé dans la détection des mouvements de la main. Il permet de récupérer un squelette numérique pour chaque main (Figure 24). Le squelette de la main est composé du centre de la main ainsi que de 5 doigts découpés chacun en quatre points (la base du doigt, puis un point par extrémité de phalange). A noter qu'il peut également être utilisé avec un pointeur comme un crayon.



**Figure 24 : Exemple de squelette numérique du LeapMotion**

La fréquence d'émission peut aller de 20 Hz à 200 Hz suivant les conditions d'enregistrement. Une position en trois dimensions est associée à chaque point. Plusieurs conseils d'utilisation sont prodigués par les fabricants du LeapMotion. Il est notamment conseillé d'avoir les mains positionnées entre 9 cm et 20 cm au-dessus du capteur, bien centrées à la verticale du capteur et d'éviter de se pencher par-dessus. De plus, il faut éviter de se tenir les mains ou de les avoir recroquevillées. C'est sur cette dernière recommandation que nous allons chercher à valider la technologie LeapMotion auprès des patients les plus faibles (ASI de type 2 pour notre étude).

#### **LITTERATURE LEAP MOTION :**

Afin de faciliter la création d'applications utilisant ce système, certaines équipes, dont celle de Weichert et al. [79] et de Guna et al. [80], ont réalisé des études sur la précision et la robustesse d'un

tel outil. Weichert et al. se sont centrés sur la détection avec pointeur. Ils ont utilisé pour cela un robot industriel équipé d'un stylo et ont ainsi trouvé une précision statique de 0.2mm et dynamiques de 1.2 mm pour le mode pointeur (utilisation d'un outil de pointage) du LeapMotion. Guna et al. ont proposé de réaliser une étude comparative entre le système de référence Qualysis et le LeapMotion sur le squelette numérique de la main. Pour les mesures statiques, ils ont utilisé une main prothétique équipée de capteurs passifs. Les données dynamiques ont, quant à elles, été réalisées à l'aide de 2 baguettes équipées de capteurs passifs représentant deux doigts humains. Ils ont ainsi pu démontrer une précision de moins de 0.5 mm en statique. Toutefois ils remarquent des difficultés à maintenir une détection stable. Le pic de détection apparaît lorsque la main est bien visible (ouverte et +/- parallèle au plan) au-dessus du LeapMotion. La détection lors des mesures dynamiques baisse significativement. Il est à noter que les mouvements captés durant ces expérimentations sont assez favorables au LeapMotion, les positions prises limitant fortement les problèmes d'occlusion.

A partir de là, de nombreuses applications ont vu le jour : des applications de réalité augmentées [81], dont le but est d'utiliser nos mains pour explorer un environnement ou étudier/manipuler un objet virtuel, ont montré une bonne prise en main par les utilisateurs. Lors d'applications pour faire de la reconnaissance de la langue des signes, de nombreux problèmes ont été relevés lors des applications [82], notamment le manque de précision du aux occlusions et les échecs de détections dans certaines positions. Ils relèvent toutefois un grand potentiel notamment pour la langue Auslan. Des applications pour contrôler un robot industriel à distance [83] (industriel ou non) ont également permis de récupérer les mouvements d'un soudeur pour les traduire en un programme de soudage [84].

Quelques applications plus récentes du LeapMotion dans la réhabilitation des mouvements de la main sont présentées ici. Khademi et al. [85] ont détourné le jeu « Fruit Ninja » pour entraîner la main des personnes traumatiques. Ils ont pu observer une corrélation entre leurs scores dans le jeu et leurs scores issus de l'échelle Fugl-Meyer<sup>19</sup> (protocole de mesure clinique). Iosa et al [86] ont également entraîné les mains de personnes âgées traumatiques à l'aide de jeux sérieux. Ils ont observé une augmentation de la participation de leurs patients sur l'échelle de réhabilitation de Pittsburgh<sup>20</sup> ainsi qu'une amélioration de leurs performances en mobilisant cette technologie.

Ces diverses expérimentations laissent à penser qu'il semble intéressant de récupérer les dimensions de motricité fines à l'aide de cet outil. De la même manière que pour le capteur Kinect, il faudra veiller avec attention aux conditions d'installation et d'utilisation.

### 3.7. AUTRES SYSTEMES BASES SUR LA DETECTION DE CONTACTS

Les parties précédentes ne s'intéressaient qu'aux systèmes permettant une description complexe de l'espace par vue caméra (Kinect et LeapMotion). Certains items de la MFM nécessitant une activité de motricité fine par contact (tâche de pointage par exemple), il est également nécessaire d'aborder les catégories de capteurs pouvant répondre au besoin des kinésithérapeutes. Ainsi, bien que fournissant moins de données, il existe un certain nombre de capteurs qui permettent d'avoir l'assurance d'une

<sup>19</sup> Fugl-Meyer : <http://www.strokingengine.ca/fr/indepth/revue-detaillee-du-fugl-meyer-assessment-fma/> [20/06/17]

<sup>20</sup> Pittsburgh : <http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/DispForm.aspx?ID=996> [20/06/17]

action bien réalisée. Ces systèmes peuvent être utilisés de manière seule ou complémentaire avec d'autres capteurs.

---

### 3.7.1. LES TABLETTES

Pour vérifier si un utilisateur est capable d'effectuer certains mouvements, il est possible d'utiliser un outil permettant de valider uniquement le contact. Plusieurs outils existent comme les contacteurs, les capteurs de pressions etc. Lorsqu'il s'agit d'étudier des mouvements fins, un type d'outil s'est démocratisé : les tablettes. Un certain nombre d'entre elles permettent de dessiner, toucher des zones et d'autres prennent également en compte la pression d'appui et l'angle d'inclinaison de l'effort appliqué, ce qui pourrait permettre de décrire la fonctionnalité de la main. Avec la tablette, nous n'avons peu voire pas d'information sur la qualité du mouvement, mais nous pouvons attester de la réussite ou non d'un exercice en fonction de ses objectifs, notamment par rapport au toucher.

Le domaine de la réhabilitation s'est déjà intéressé à cet outil pour permettre un suivi et un entraînement à travers des exercices et jeux sur tablettes. Ainsi l'équipe de Kizony [87][88] a développé et testé des applications pour la réhabilitation suite à des AVC. L'équipe de Knoche et al. [89], et l'équipe de Susini [90] ont travaillé sur un jeu pour entraîner mais aussi mesurer la performance de patients hémiparétiques.

Deux types principaux de tablettes existent actuellement sur le marché :

- **Tablette graphique** (Figure 25 (a) et (b)) : le système est souvent utilisé avec un ordinateur et un stylet graphique. Ce système est utilisé notamment par les graphistes et illustrateurs pour la précision du dessin. Le rendu visuel peut être limité à l'ordinateur.
- **Tablette internet** (Figure 25 (c) et (d)) : système autonome pouvant reposer sur différentes techniques de contacts. Les systèmes utilisent tous le toucher de la main. Une majorité est également multi-touch (plusieurs points de contacts peuvent être suivis en même temps), il est à noter toutefois que les appuis trop importants semblent parfois faire faillir le système. Cela n'est pas automatique mais un certain nombre de tablettes est également compatible avec des stylets afin d'augmenter la précision du toucher.



Figure 25 : Tablettes graphiques (a) Wacom Bamboo (b) Wacom MobileStudio, Tablettes internet (c) Samsung Galaxy TabA (d) Apple iPad et ses outils graphiques

### 3.8. SYNTHÈSE CAPTURE DU MOUVEMENT

Le mouvement peut être capturé et analysé de diverses manières. La médecine s'est déjà emparée de nombreux outils pour aider les thérapeutes et praticiens dans leurs tâches de captation et de mesure des mouvements. Si des outils existants ont fait leurs preuves, ils ne peuvent pas toujours s'adapter aux conditions dans lesquelles exercent les professionnels. Ainsi dans le contexte des maladies musculaires et neuromusculaires à évaluer rapidement au cours de sessions quotidiennes, les systèmes les plus couramment utilisés comme les systèmes optiques avec marqueurs ou les capteurs magnétiques ou intentionnels ne semblent pas pertinents. Les systèmes optiques sans marqueurs, bien que non validés encore cliniquement, ont réalisés des progrès et améliorations pouvant bientôt leur permettre d'atteindre un stade accessible à la médecine. Dans l'étude de cas de cette thèse, portant sur l'évaluation des capacités motrices à travers l'échelle MFM, il a donc été décidé de porter notre attention sur ces systèmes émergents : la Kinect pour une vision globale du mouvement et le système LeapMotion pour la motricité fine. Finalement des systèmes non optiques comme les tablettes peuvent être utilisés comme capteur de contact dans les évaluations de motricités fines nécessitant un contact.

## 4. ANALYSER ET REPRÉSENTER LE MOUVEMENT

L'évaluation motrice consiste à vérifier la performance d'un mouvement à partir d'exercices clairs (lot de règles) et de définitions. Nous avons vu dans la partie précédente une liste d'outils permettant de capturer les mouvements nécessaires à l'évaluation. Il faut donc les analyser (étapes 3 et 4 du processus de Moeslund (Figure 20 page 43) présenté dans la section précédente : estimation de la pose et reconnaissance du mouvement) et renvoyer les résultats sous une forme « plus adaptée » pour être exploités.

### 4.1. MODÈLE D'ANALYSE DU MOUVEMENT

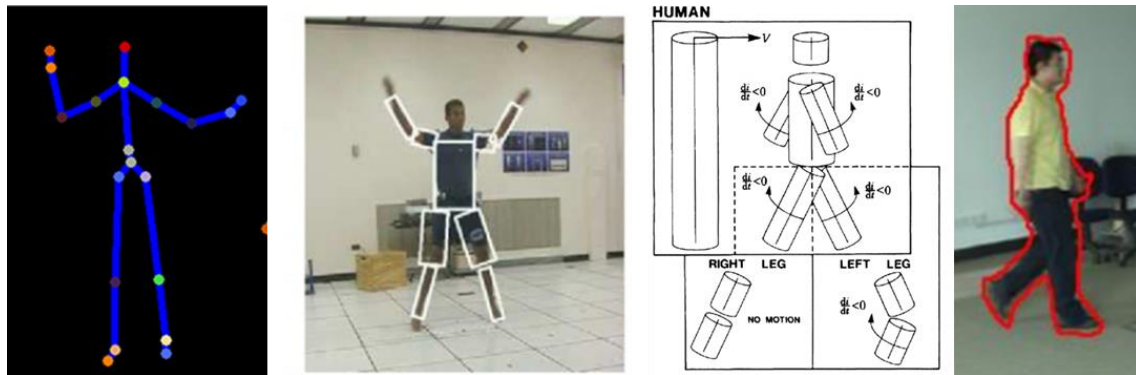
L'analyse du mouvement peut être réalisée de différentes manières qui ne fournissent pas le même type de données. L'équipe d'Aggarwal et al. [48] a donné une classification des méthodes d'analyse et d'identification des mouvements. Deux étapes semblent modifier la manière d'interpréter le mouvement : la manière de représenter / d'extraire celui-ci dans la vidéo (le 3<sup>ème</sup> module d'estimation de pose de Moeslund) et la manière de le reconnaître (le 4<sup>ème</sup> module de reconnaissance de Moeslund).



---

#### 4.1.1. REPRESENTATION L'HUMAIN (ESTIMATION DE LA POSE)

Il est possible de représenter le mouvement en extrayant des caractéristiques en 2D ou en 3D du corps humain. Cette extraction peut modéliser les parties du corps par des points, des zones d'intérêts, des primitives, des « stick figures », etc. (Figure 26 (a)-(c)). Il est aussi possible de l'interpréter sans faire de distinction sur l'état du corps mais juste sur l'apparence, le contour, le volume (voir Figure 26 (d)). Chacune de ces représentations propose des informations différentes sur le mouvement identifié.



**Figure 26 : Exemple d'extraction : de gauche à droite: (a) extraction de la Kinect par point, (b) modèle de segmentation par zone d'intérêt [91], (c) modèle de segmentation par primitive [92], (d) Identification des contours [93]**

---

#### 4.1.2. RECONNAISSANCE DU MOUVEMENT

Il faut ensuite décrire cette représentation. Moeslund [49] classe cette description en trois niveaux :

1. La description du membre : niveau élémentaire, atomique
2. La description de l'action : au niveau de la posture, du corps
3. La description de l'activité : une séquence d'actions

Si l'on applique ces définitions aux exercices d'évaluation motrice, le mouvement à réaliser est une « activité » mais la distinction entre les niveaux de pathologies se fait au niveau des « actions » réalisées et aussi et surtout sur l'état des membres « élémentaires ». Cela signifie que pour des analyses, il est nécessaire de pouvoir reconnaître l'activité (s'assurer que c'est le bon exercice) mais également de pouvoir contrôler et suivre les actions et membres pour faire ressortir la particularité de la réalisation de cette activité. Autrement dit, le but est de pouvoir identifier les petites distinctions issues de la pathologie pour une même activité, et non d'effacer ces variations pour reconnaître l'activité, ce qui est normalement l'objectif des étapes de reconnaissance d'action (*action recognition*). Les techniques et algorithmes souvent utilisés et présentés dans la littérature visent justement à identifier l'action malgré les variations. Ils peuvent toutefois être adaptés, entraînés pour identifier ces variations. Parmi les techniques basées sur la capture visuelle plusieurs courants se distinguent [48][94] :

- la reconnaissance à partir de modèle (*Template approach*)[95] : le mouvement est identifié comme une séquence d'image à comparer avec des séquences préenregistrées (action/activité préenregistrée).



- la reconnaissance par analyse d'état (*State-space approach*) : chaque image du mouvement étant un état, cette méthode consiste soit à calculer la probabilité qu'une action / activité subisse cette séquence d'états, soit à définir de manière logique, quelles séquences correspondent à quelles actions ou activités.

---

#### 4.1.3. TECHNIQUES DE RECONNAISSANCE

##### TECHNIQUES BASES SUR LES MODELES SPATIO-TEMPORELS

Les techniques par *templates* consistent à comparer les images ou séquences d'images à des bases de données d'exemples. La quantité de mouvement y est représentée par des volumes et/ou contours puis comparée en base. On note comme technique par exemple le Motion History Image (MHI) et le Volume Motion Template, l'Intensity Template [95] ou encore l'Histogram of Optical Flow (HOF) [51].

Parmi les outils les plus utilisés, on retrouve les algorithmes de comparaison tels que les méthodes des plus proches voisins (k-nearest, nearest centroid classifié) pour identifier des scènes (image) ou pour identifier des trajectoires (temporelle), le Dynamic Time Warping (DTW) pour mesurer la similarité entre deux séquences malgré les variations de vitesses. Il est également souvent utilisé en combinaison avec des graphes probabilistes tels que les modèles de Markov décrit plus bas.

##### TECHNIQUES BASES SUR LES STATISTIQUES ET PROBABILITES

Pour ces techniques, le but est de construire un modèle permettant de proposer différents résultats avec « différentes chances » d'être vrais, associés à leurs valeurs de « probabilité » (ou juste la plus probable). Ces modèles appelés classifieurs permettent de classer, de catégoriser statistiquement des éléments. Ces modèles se basent donc sur des probabilités. Celles-ci peuvent venir d'études statistiques, de faits universels ou être obtenus après apprentissage. Dans le cas de l'apprentissage, les techniques d'apprentissage plus ou moins supervisées (*machine learning*) sont souvent utilisées pour créer et entraîner le modèle en lui fournissant un ensemble d'exemples d'action / activité identifiés pour que celui-ci se calibre ou définisse des paramètres de comparaison. Ces modèles sont capables de s'améliorer dans le temps et ne sont finalement pas aussi dépendant de la base d'exemple une fois le modèle établi.

Un certain nombre de techniques est utilisé de manière récurrente en reconnaissance de mouvement ou de signaux [52] [74] [96] : un classifieur couramment utilisé avec plus ou moins de succès suivant l'application est la machine à vecteur de support (*Support Vector Machine SVM*). D'autres types de classifieurs devenus très populaires pour l'analyse de mouvement se basent sur les graphes probabilistes tels que les réseaux neuronaux (*neural network NN*), les réseaux Bayésiens ou encore les chaînes de Markov (*Hidden Markov Model, HMM*).

De manière générale il y a deux courants pour ces modèles : les **modèles génératifs** (réseaux Bayésiens, HMM, etc.) et les **modèles discriminants** (SVM, NN, arbre de décision, etc.). Les modèles génératifs cherchent à modéliser la distribution entre les catégories (compréhension des catégories, de la structure de l'activité) là où les modèles discriminants se basent sur les frontières entre ces catégories (recherche des différences entre les catégories de l'activité sans chercher à la comprendre).

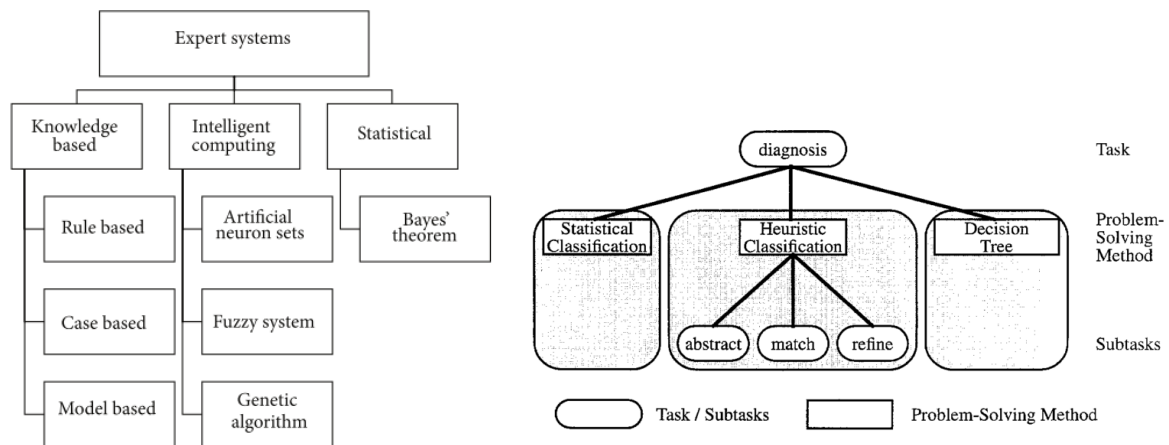
Les deux techniques (par templates ou par modèles statistiques) précédentes ont pour avantages d'être assez simples pour enregistrer un mouvement et pour faire une comparaison spatio-temporelle ou une étude statistique. De plus, si l'on référence correctement le mouvement, il est possible d'y décrire la cotation et le mouvement associé pour valider l'analyse. Toutefois ces méthodes demandent une grande phase de référencement des cas possibles, ce qui semble difficile à obtenir dans le cas d'une évaluation où le nombre de mouvements possibles semble trop varié pour être représenté complètement. Cela est d'autant plus vrai dans le cas des sujets atteints de maladies neuromusculaires qui développent des mouvements particuliers et atypiques. De plus, cette méthode tend à gommer les petites différences entre deux mouvements alors que c'est parfois cette petite différence qui génèrera un écart d'évaluation.

### **TECHNIQUES BASEES SUR LA LOGIQUE**

Les procédés par contraintes ou/et basés sur la logique consistent à qualifier le mouvement par un ensemble de contraintes plus ou moins précises à partir de connaissances préétablies. Cette méthode est assez fastidieuse et demande beaucoup de rigueur dans l'établissement de ces contraintes. Par contre, elle permet non seulement plus de latitude dans la précision du mouvement à étudier mais aussi de décrire clairement le mouvement de manière intelligible sans une base de données conséquente.

Il est à noter que ces techniques ne sont pas forcément incompatibles entre elles et qu'il devrait être possible de mixer deux techniques pour améliorer le résultat. Il est possible par exemple de définir un système par contraintes mais de fixer les valeurs des contraintes à l'aide d'un modèle stochastique tel que les chaînes de Markov. Les comparateurs temporels (DTW) sont également souvent associés à un modèle qu'il soit par contraintes ou par apprentissage [97]. Il est également possible de définir un modèle par apprentissage et de le réduire ensuite à un système par règles.

Ces techniques et modèles sont utilisés dans des applications pour prédire et aider le traitement de données notamment dans des systèmes à bases de connaissances ou plus globalement des systèmes experts et ont déjà été utilisés dans le cadre de la médecine en tant qu'outil d'aide à la décision et au diagnostic [98][99]. Leur but est de résoudre un problème habituellement résolu par un expert. Ce type de système se repose soit sur la connaissance établie à partir de règles définies par un expert soit extraite à partir de modèles d'intelligence artificielle entraînés (Figure 27 (a) et (b)). Ils appartiennent au domaine de la représentation de connaissance (*Knowledge Representation, KR*) et de son management.



**Figure 27 : (a) Méthodologies communes pour les systèmes experts [98] (b) Exemple de méthodes et tâches pour un système à base de connaissances [99]**

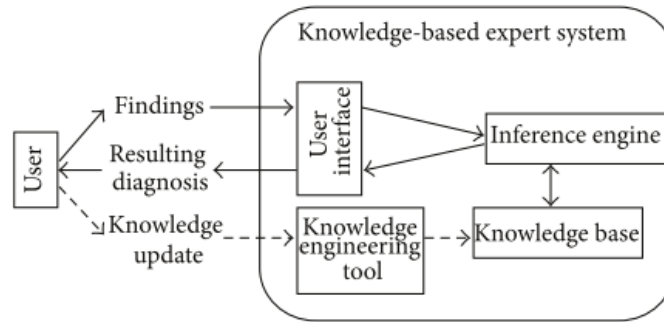
#### 4.2. SYSTEMES A BASES DE CONNAISSANCES (KBS KNOWLEDGE-BASED SYSTEM)

L'ingénierie de connaissances a été introduite dans le domaine du médical dès les années 70 avec par exemple le système MYCIN [100]. A partir de symptômes, ce modèle devait proposer des sources de maladies potentielles. Depuis, ce domaine s'est formalisé et étendu. Les systèmes à base de connaissances posent plusieurs questions :

- « Comment fournir la bonne information (connaissances) au bon moment dans un temps raisonnable ? »
- « Comment exprimer ce que l'on sait ? »
- « Comment raisonner sur ce que l'on sait ? »
- « Comment le système peut-il avoir un regard sur le monde et s'adapter au besoin utilisateur ? »

Plusieurs types d'outils sont nécessaires à un système à base de connaissances (Figure 28) : une « base de connaissance », un « raisonneur » et un « module de traduction » (ou une interface utilisateur) [101][99] :

- Une base de connaissances : c'est une base de données contenant toutes les connaissances sous forme décrites et organisées de manière à être interprétées par un humain et un ordinateur (« Knowledge Base »).
- Raisonneur : c'est un module qui permet de raisonner et de manipuler les connaissances. Celui-ci peut être utilisé pour résoudre des problèmes ou gérer la prise de décision. Ce raisonneur est couramment appelé « moteur d'inférence » ou « Inference Engine ».
- Module de traduction : c'est un module nécessaire à la communication entre l'utilisateur et la machine. L'utilisateur doit pouvoir enrichir le système et lui donner des informations (Knowledge engineering tools) et le système doit pouvoir renvoyer un résultat compréhensible par l'utilisateur (interface utilisateur, User interface). Il existe pour cela des traitements automatiques du langage naturel (exemple NLP ou natural language processing).



**Figure 28 : Architecture d'un système expert à base de connaissances [98]**

Ainsi, le domaine de l'ingénierie de connaissances (Knowledge Engineering – KE) cherche à déterminer plusieurs caractéristiques :

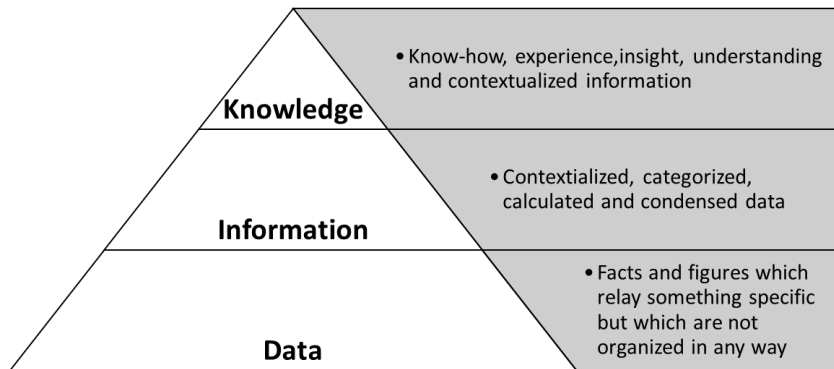
1. Comment capturer les données de connaissances ?
2. Comment stocker ces données ?
3. Comment accéder à ces données ?
4. Comment utiliser / représenter ces données ?

Le type de données et surtout la manière de les interpréter, de les stocker (une structure adaptée pour être lue par un ordinateur et par divers outils informatiques) et de les raisonner modifiera la manière et les possibilités de les représenter et de les retranscrire à un utilisateur. C'est pourquoi il faut penser à ces 4 points pour définir un tel système d'analyse. Dans la situation de notre étude de cas, il s'agit d'analyser et de retranscrire le mouvement. Les données seront les flux issus des différents capteurs utilisés (Kinect, LeapMotion, tablette, etc.).

Une première étape consistera donc à définir le type de données recherchées et le format que nous souhaiterions que celles-ci prennent : il s'agit d'extraire et de formaliser la connaissance du domaine de l'évaluation des capacités motrices.

#### 4.2.1. ACQUISITION DE LA CONNAISSANCE (KA : KNOWLEDGE ACQUISITION)

Il est nécessaire de commencer par définir la notion de « connaissance ». La connaissance peut être de plusieurs natures : elle peut être numérique (dévée d'analyse de données) ou abstraite (subjective ou de jugement), théorique ou scientifique, consciente ou inconsciente. Le KE suppose communément la manipulation de trois types d'éléments : les données (data), les informations et les connaissances (knowledge) [102]. La communauté semble s'accorder sur le fait que la donnée correspond à une valeur numérique ou à un état de fait, un élément sur lequel aucun jugement ou contexte n'est émis. L'information est vue par une partie de la communauté comme une donnée qui aurait été mise en relation avec un contexte, l'autre partie la définit comme une donnée ayant été interprétée. Finalement, la connaissance est vue comme une information interprétée, contextualisée (Figure 29). Elle est combinable et manipulable pour émettre d'autres connaissances. Il est à relever toutefois que la limite entre deux de ces éléments (donnée - information et information - connaissance) peut être assez délicate et ne fait pas forcément consensus au sein de la communauté scientifique.



**Figure 29 : Pyramide donnée – information – connaissance [103]**

Au préalable à la manipulation de la connaissance, il faut déterminer quelle est cette connaissance et comment la représenter sous une forme compréhensible par un ordinateur. Cette phase est appelée « Knowledge acquisition ».

Le contexte médical présuppose un langage et une connaissance de domaine peu, voire pas du tout, accessible pour un personne extérieure à ce domaine. Il est donc nécessaire d’acquérir et d’expliciter cette connaissance spécifique. Le travail de Garbay [104] fournit un état des méthodes d’acquisition de ces connaissances en relation avec le contexte médical notamment à travers un description des formes que peut prendre cette connaissance et des méthodes d’acquisition utilisées dans le contexte médical.

### **DEFINIR ET ORGANISER**

Chaque domaine possède une terminologie, une taxonomie propre. Ces termes peuvent être organisés de différentes manières, par exemple en mettant en avant leurs définitions, leurs relations et leurs hiérarchies pour former ce que l’on appelle des ontologies. Le domaine médical possède de nombreuses ontologies notamment dans le domaine de la biologie et de l’étude des gènes [105]. On peut noter particulièrement le SNOMED CT<sup>21</sup> visant à standardiser le langage médical en général. En kinésithérapie, la structure anatomique du corps humain a pu être formalisée, par exemple à travers le FMA (Foundational Model of Anatomy<sup>22</sup>, Figure 30). En ce qui concerne l’étude du mouvement et de la performance, il n’y a, à notre connaissance, aucune ontologie de référence, même si des équipes travaillent à leur développement, par exemple avec la création d’une ontologie pour la kinésithérapie en neuro-pédiatrie [106]. Il existe toutefois un langage commun sur la biomécanique pouvant servir de base. Il est donc possible de classer ses connaissances de diverses manières. Cette classification peut être sémantique ou axiomatique. Elle peut aussi se baser sur les concepts du domaine d’étude ou encore être centrée sur les caractéristiques même de la connaissance et son rôle dans le processus de raisonnement : la connaissance est-elle empirique, est-ce un fait, une observation, une réflexion etc. (Figure 31).

<sup>21</sup> SNOMED CT : <http://www.snomed.org> [10/06/2017]

<sup>22</sup> FMA : <http://xiphoid.biostr.washington.edu/fma/index.html> [10/06/17]

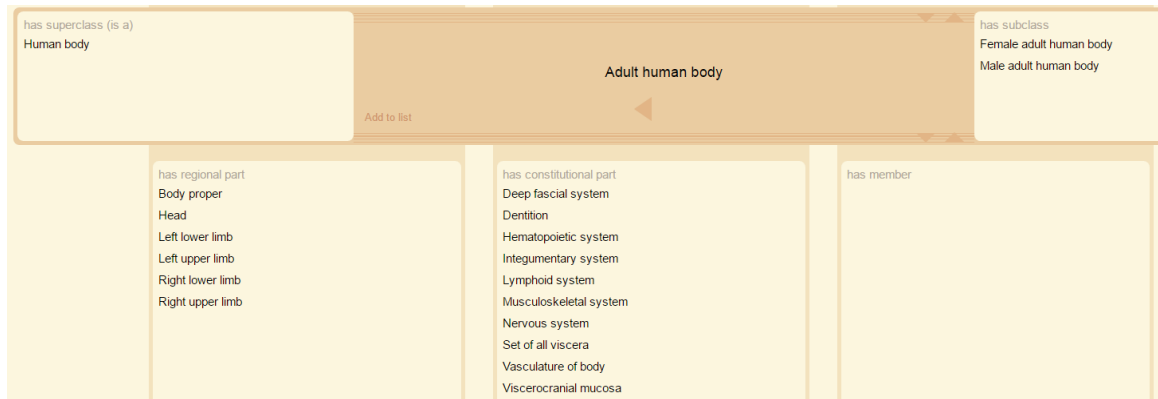


Figure 30 : Image d'une page de l'explorateur de l'ontologie FMA<sup>23</sup>

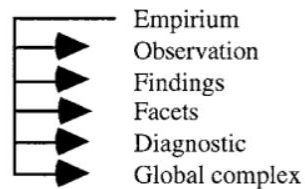


Figure 31 : Organiser la connaissance suivant son rôle dans le processus de raisonnement [107]

## OUTILS ET TECHNIQUES D'ACQUISITION DE CONNAISSANCES

Garbay [104] fait état de deux grandes catégories de méthodes pour acquérir ces données : celle se basant sur l'utilisateur et celle dirigée et basée sur le traitement de données.

- Les approches utilisateurs concernent les méthodes basées sur des interactions directes avec les utilisateurs (et leurs environnements) que ce soit de façon purement manuelle à partir d'interviews (cela comprend les entretiens des utilisateurs mais également les supports à disposition tels que les livres, rapports, bases de données ou études de cas) ou assistée par des outils d'acquisitions, logiciel ou non (le logiciel Protégé [108] [109] par exemple). La base de connaissances se gère alors sous forme de base de données et les outils logiciels sont là pour faciliter sa création, vérifier sa cohérence, déduire les règles de production, etc. Des méthodologies permettent notamment d'encadrer la démarche et de s'assurer une structure et une abstraction standardisée (exemple du KADS [110] de Breuker et Wielinga avec 4 niveaux : la connaissance du domaine, l'inférence, la tâche et la stratégie).
- Les approches par les données reposent sur les principes de « data-mining » [111] [112] et du « machine learning » [113] [114] pour créer cette base. Ils fonctionnent à partir d'extraction, d'induction, de raisonnement analogique, etc. sur des données disponibles informatiquement.

L'étape suivante est de représenter et de raisonner ces connaissances : le but étant de fournir l'information sous une forme ou une synthèse adaptée aux attentes des thérapeutes. Plusieurs manières de raisonner, représenter et manipuler la connaissance ont été formalisées. On y retrouve

<sup>23</sup> Image issue de l'explorateur FMA : <http://xiphoid.biostr.washington.edu/fma/index.html> [10/06/17]

les techniques proposées précédemment pour l'analyse du mouvement (templates matching, classifieur, etc.) basées sur les règles, la logique floue, etc.

### CONDITIONS ET FAIBLESSES

De tels systèmes permettent ainsi d'incorporer l'utilisateur au cœur du produit. Il existe toutefois un certain nombre de limitations [115] :

- L'une des plus grandes critiques pour ce type système est la difficulté à absorber les connaissances de l'utilisateur : en effet il faut qu'il ait le temps de bien décrire ses connaissances et qu'il ait conscience de celles-ci. Un utilisateur n'a pas forcément conscience de tout ce qu'il mobilise pour évaluer une situation : il y a une connaissance explicite et une connaissance implicite.
- Malgré la définition d'un module de traduction et d'ontologie, la standardisation du langage reste une tâche délicate.
- L'entretien de la base et la rigidité du modèle peuvent également limiter sa portée. Plus il y a de connaissances, plus le système sera complexe et donc difficile à faire évoluer autrement que par des ajouts mineurs, ajouts dont il est difficile de contrôler l'impact. Il sera difficile de vérifier la cohérence et la véracité de la base de connaissances. Le temps de calcul peut également devenir exponentiel.
- La gestion de l'incomplétude : les cas inconnus ou exceptionnels peuvent être difficiles à interpréter par de tels systèmes et ainsi générer des erreurs ou des failles dans le système.
- De manière générale, un certain nombre d'hypothèses est émis par le système ce qui suppose que le « problème du cadre »<sup>24</sup> du domaine de l'intelligence artificielle s'applique également ici, notamment la difficulté de représentation du cadre (temps, espace, etc.), sa conservation et son évolution ou la gestion du « bon sens » par un système informatique.

Les systèmes d'informations doivent finalement « traduire » le résultat pour le communiquer aux thérapeutes.

### 4.3. COMMUNIQUER LE RESULTAT

Une fois la donnée traitée, il faut la retransmettre. Il s'agit cette fois de trouver la bonne représentation de l'information mais également le moment et la manière d'y accéder. La transmission du résultat peut être réalisée à différents niveaux :

- Les analyses de systèmes boîtes-noires : le résultat final se suffit à lui-même, il devra être fourni sous une forme facilement compréhensible par le thérapeute. Les systèmes boîtes-noires permettent une totale liberté sur la manière de réaliser l'analyse et peuvent notamment faire appel à des méthodes et processus non explicables à un non-expert, voire à un expert.

---

<sup>24</sup>Problème du cadre :

<http://groups.engin.umd.umich.edu/CIS/course.des/cis479/projects/frame/welcome.html> [16/08/17]

- Les analyses de systèmes transparents : il peut être également possible de mettre en avant la manière et les composants ayant permis d'arriver au résultat. Dans les cas particuliers où ce résultat traduit un développement basé sur différents niveaux de réflexion, il peut être question d'expliciter ces différents niveaux. Cela consiste à permettre à la personne de comprendre et d'avoir accès au modèle d'analyse. Il s'agit d'assurer un « dialogue » entre le système et l'utilisateur pour s'assurer : (1) une bonne compréhension du fonctionnement du système et donc sa bonne utilisation, et (2) une analyse cohérente et une interprétation qui ne risque pas de mener à des erreurs de jugements.

Il existe évidemment tout un spectre entre ces deux extrêmes : il est possible que la boîte soit plus ou moins opaque en expliquant le raisonnement du module d'analyse de manière plus ou moins complète. La manière de retransmettre ce résultat va donc dépendre de la manière d'analyser le mouvement.

Le choix de l'opacité de la boîte relève du domaine du « knowledge management », à savoir « avoir la bonne information au bon moment dans un temps acceptable ». L'information doit s'adapter au besoin de l'utilisateur, une étude ergonomique est notamment nécessaire : il faut une information complète et rapide à comprendre. Il faut qu'elle soit lisible afin de toujours bien identifier les différents niveaux d'information (niveaux d'interprétation).

#### **LA COMMUNICATION AVEC LES THERAPEUTES**

Le résultat peut prendre diverses formes mais doit toujours être facilement accessible et interprétable par les thérapeutes. Ils possèdent déjà un certain nombre de savoir-faire et d'habitudes en ce qui concerne la représentation du mouvement. Outre le vocabulaire défini, il existe un nombre de paramètres, notamment biomécaniques, déjà établis. Ils sont également habitués à un certain nombre de modèles de représentation : modèle biomécanique, modèle cinétique, modèle musculaire, etc. Un certain nombre d'outils technologiques et de modèles physiques les ont également habitués à des représentations plus mathématiques et physiques du mouvement. Les domaines telle que l'AQM (ou Analyse Quantifiée de la Marche) permettent notamment d'utiliser des capteurs pour retranscrire le mouvement de la marche et possèdent ainsi tout un lot de représentations normalisées et validées. Il est toutefois à préciser que plus l'outil est complexe ou technique, plus la formation des thérapeutes deviendra nécessaire pour utiliser et interpréter correctement le résultat :

- **Le score et son échelle** (plus un pourcentage de fiabilité) : c'est une des manières les plus simples de représenter le niveau de la pathologie. Mais il faut que la méthode soit particulièrement fiable et l'échelle suffisamment sensible pour être pertinent. La MFM est un exemple de cette utilisation.
- **Le texte (en langage naturel)** : c'est une description de la pathologie sous forme de commentaires plus ou moins détaillés. Les exercices de la MFM peuvent notamment être associés à des commentaires précisant le membre utilisé, la présence d'une malformation ou de flexum.
- **Paramètres et descriptions** : le score peut être décomposé en un certain nombre de paramètres pertinents pour la description du mouvement. Il est souvent pertinent de mettre ce paramètre en parallèle d'une « norme » (voir (a) Figure 32).



- **Courbes et normes** : Les courbes sont également souvent utilisées, notamment des courbes d'activité musculaire, cinématique ou cinétique. De même que pour les paramètres, la mise en relation avec une « norme » permet de faciliter l'analyse des résultats (voir (b) Figure 32).
- **Vidéos** : Enfin, l'analyse vidéo est également un outil très utilisé. Au moins deux points de vue sont nécessaires : vue du plan frontal et vue du plan sagittal (Figure 33).

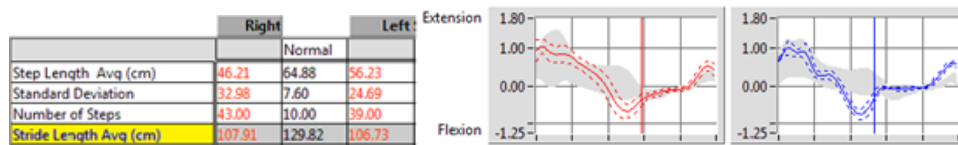


Figure 32 : (a) Exemple de paramètres AQM (b) Exemple de courbes issues d'AQM (la zone grise, rouge et bleu représentent respectivement la norme, le membre gauche et le membre droit) (Images issues d'un rapport AQM anonyme fourni par le CHU de Lyon)



Figure 33 : Vidéos avec 2 angles de vue utilisées en kinésithérapie (image de référence du logiciel Kinovea<sup>25</sup>)

Il est à noter toutefois que tous les thérapeutes ne sont pas formés à la lecture et à la compréhension de toutes les représentations fournies ci-dessus. L'AQM en particulier nécessite une formation à part entière. Certains thérapeutes sont formés à l'analyse de mouvement par les outils types VICON et EMG, et d'autres non. Il y a donc une hétérogénéité des connaissances et de la maîtrise des données techniques.

## LA COMMUNICATION AVEC LA MACHINE : ERGONOMIE ET INTERFACE HOMME-MACHINE

Nous avons vu que la machine peut être adaptée pour fournir ses résultats sous diverses formes et que les thérapeutes sont habitués à un certain nombre et certains types de communication. Il est donc important que toutes les données soient facilement accessibles et manipulables par le thérapeute. Si la structure et le développement d'un système à base de connaissances permet cela, l'interface d'interaction du système et son installation doivent être suffisamment ergonomiques et simples pour que l'utilisateur y adhère.

L'interface utilisateur et la représentation des données fournies par le système doivent être orientées vers l'utilisateur. Pour une définition ergonomique de cette interface, il existe des règles de

<sup>25</sup> Image issue du site web de Kinovea : <https://www.kinovea.org/> [10/09/17]

conceptions telles que les dix heuristiques de Nielsen [116] et les principes de Norman [117]. Elles sont utilisées en particulier pour définir les paramètres liés à « la visibilité de l'état du système », à « la concordance entre le système et le monde réel » (le système doit parler le langage du thérapeute, pas de code) et à la définition d'une « aide et documentation » adaptée. Ces règles mettent également l'emphase sur une facilité d'apprentissage et de manipulation (bonne gestion des feedbacks, esthétique minimale, résistance à l'erreur et cohérence dans le design). Les données doivent être accessibles mais suffisamment contraintes pour éviter les erreurs d'interprétation et de manipulation.

## 5. SYNTHÈSE ET EXPLOITATION

A travers cette bibliographie, les différents axes nécessaires à la mise en place d'un système d'aide à l'évaluation de mouvements dans le domaine médical ont pu être explorés :

### CONTEXTE

La définition et la problématique associées à la déficience motrice et à son évaluation ont été étudiées. L'importance de l'évaluation du patient a été relevée, différents outils existants et d'autres potentiellement utilisables pour la réalisation de cette évaluation ont été référencés. Un autre axe traité concerne les données et leur compréhension par les thérapeutes en vue de développer un outil intéressant et utilisé. Dans ce document nous nous concentrons sur les échelles d'évaluation pour lesquelles des axes d'améliorations ont été identifiés. Pour rappel, l'utilisation de la technologie dans ce type d'évaluation peut amener les améliorations suivantes :

- **Corriger un manque de validité** : toutes ces échelles ne sont pas toujours validées cliniquement. Des campagnes de validation ont été menées par exemple pour la MFM [4], mais il existe encore des échelles non validées ou validées uniquement pour quelques types de pathologies.
- **Limiter l'erreur d'interprétation** : ces échelles reposent sur un manuel et éventuellement sur une formation. Cela peut amener le praticien à mal interpréter l'exercice : il risque donc de ne pas faire faire l'exercice correctement au patient ou de mal le coter.
- **Réduire la variabilité inter-intra personnelle** : outre le fait de mal interpréter l'exercice, il existe une variabilité intra et interpersonnelle dans l'évaluation. Bien qu'essayant d'être le plus clair possible, certains mouvements ou terme définis dans les manuels restent subjectifs et le thérapeute possède une capacité d'attention limitée dans le temps.
- **Augmenter la sensibilité de l'échelle** : les échelles utilisent souvent un score cumulé ce qui a tendance à masquer certains progrès spécifiques, ou parfois à assimiler deux personnes ayant des pathologies ou niveaux d'avancées différents. La finesse de ces échelles pourrait être encore améliorée.
- **Apporter un aspect ludique** : apporter un intérêt et une motivation pour le patient (des exercices simples et amusants).

L'étude de cas qui sera présenté dans la suite du document porte sur la création d'un système d'évaluation basé sur l'échelle médicale d'évaluation MFM à travers la pathologie ASI (type 2 et 3).

L'objectif est d'utiliser des nouvelles technologies pour conserver au maximum les avantages de l'activité actuelle (MFM) et fournir une amélioration de la compréhension de la pathologie :

- **La simplicité** : des exercices faciles à comprendre et à réaliser, une notation simple et rapide à mettre en place, le tout prenant assez peu de temps (au plus 1h).
- **L'accessibilité** : elle ne demande généralement pas ou peu d'outils spécifiques. Les objets utilisés sont normalement soit du quotidien (des coussins, des balles et des cubes) soit des objets habituels pour un kinésithérapeute (des poids ou des tables de kinésithérapies).
- **Le faible coût** : sans matériel spécifique, elle constitue une échelle peu coûteuse.

## **AXE MESURER**

Les différents outils technologiques permettant de capturer et de mesurer le mouvement ont été explorés, que ce soit des outils utilisés et validés par le domaine médical ou ceux émergeant et utilisés dans des domaines connexes. Leurs utilisations et caractéristiques ont été explorées avec un focus particulier apporté aux capteurs visuels sans marqueur, notamment les nouvelles technologies accessibles à tous tel que les Kinect, LeapMotion, etc.

Dans le cadre de l'étude de cas pour le protocole MFM, la Kinect et le LeapMotion ont été sélectionnés comme outils d'analyse et d'interactivité. Ceux-ci ont en effet le plus de compatibilité avec les exercices de la MFM (à la fois valable pour la posture globale du corps que pour la capacité des doigts) mais également avec les besoins plus génériques (accessibilité technologique, simplicité du système, bas coût). Toutefois bien que leurs utilisations soient courantes dans de nombreuses études scientifiques, leurs validités cliniques restent à prouver. Des expérimentations décrites dans le chapitre 3 donneront d'avantage d'informations sur ce point. L'outil « tablette internet » a également été sélectionné pour 2 raisons. La première est la même que pour le LeapMotion : mesurer la performance de la motricité fine, cette fois-ci avec contact. La seconde est pour centraliser et faciliter la manipulation, l'acquisition et la formalisation de l'information pour le thérapeute.

## **AXE ANALYSER ET COMMUNIQUER**

Les différentes techniques permettant de représenter et d'analyser le mouvement ont été explorées. Une attention particulière a été apportée aux systèmes experts (surtout ceux basés sur les connaissances) pouvant exploiter l'expertise médicale déjà présente dans l'évaluation motrice pour réaliser une analyse la plus proche et compréhensible possible pour un expert du milieu médical. Les enjeux de la communication de ces données et des résultats ont pu être brièvement présentés. Le choix de la technique du « knowledge engineering » pour analyser et traiter les résultats a été fait pour l'étude de cas.

## **AXE INTEGRER**

La réussite de l'intégration des systèmes dans la pratique passe par la sélection d'une bonne méthodologie de conception. Ainsi les méthodologies de conception de produits centrées sur l'utilisateur ont été abordées pour appréhender au mieux le développement du système d'aide à destination des thérapeutes. Différents processus et modèles de conception de produit ont été présentés pour nous accompagner dans la conception d'un tel système de mesure du mouvement.

Le processus orienté utilisateur semble de circonstance pour le développement du système étudié. Il permettra de s'assurer de la prise en compte des besoins de la communauté des thérapeutes et des patients et ceci d'autant plus que leurs besoins ne sont pas clairement définis et évoluent au fur et à mesure du développement. De plus, cette méthode vise aussi à réduire l'écart de connaissances entre les domaines de la conception de produit et du médical et d'assurer l'ergonomie du système autant au niveau de l'installation physique que de la manipulation. Les normes européennes devront être respectées. Pour cela, le modèle élémentaire de ressource pour la performance humaine (ERM, présenté dans la section 2.1) et autres modèles de connaissances et ressources sur le mouvement humain (ontologies, modèles biomécaniques, critères nécessaires aux outils d'évaluation, définition ergonomique...) fourniront des supports au développement de ce système.

**En bref** : Dans le reste du document, il faut comprendre que nous allons étudier les critères et éléments constituant le développement d'un système d'aide à l'évaluation motrice à travers les 3 aspects suivants : Mesure, communication et intégration. Pour cela, nous illustrons nos propos à travers une modernisation du protocole de mesure MFM en mobilisant les nouvelles technologies. Les actions suivantes seront mises en place :

- Les travaux seront réalisés à travers le prisme de la conception centrée utilisateur en co-développement avec une kinésithérapeute du CHU de Lyon.
- Des capteurs de mouvements, multiples et complémentaires, seront testés : Microsoft Kinect, LeapMotion, tablette tactile.
- Une première version d'un système d'analyse et de restitution des données KiMe2 (Kinect for Medical Measurement) basé sur les systèmes à base de connaissances sera présentée.
- Les systèmes et solutions développés seront testés et validés par les thérapeutes impliqués de manière régulière pour s'assurer de leurs adéquations avec leurs besoins.



# CHAPITRE 2 DEVELOPPER UN SYSTEME D'AIDE A L'EVALUATION MOTRICE

Le chapitre Etat de l'art nous a permis d'identifier les outils nécessaires à la mise en place d'un système d'aide à l'évaluation motrice pour la pratique clinique. Ce chapitre permettra de définir les trois axes principaux de travail de cette thèse. La méthode de conception centrée sur l'utilisateur sera déployée pour chacun de ces axes. Ce déploiement a pour objectif de déterminer les critères importants pour le développement de ce type de système d'aide à l'évaluation motrice. L'étude de cas sera présentée et la solution et son état d'avancement décrits.

## 1. NOTIONS CLES LIEES A NOTRE CONTEXTE

Puisque ce système d'aide à l'évaluation est étudié pour une application dans un contexte médical, son développement implique la participation de personnes physiques (personnel médical, personnel clinique au sens large, patient et accompagnateur du patient, etc.) et morales (l'hôpital ou la clinique, le comité National ou Européen établissant les normes, etc.). L'introduction d'un tel système dans le milieu médical implique également la modification de pratiques et de procédures de travail préétablies. Il est donc important de définir un certain nombre d'éléments pour son développement :

- Un outil médical : soumis aux normes de sécurité, d'hygiène, avec une précision et une répétabilité dans la mesure des capacités et capable d'évaluer la pathologie.
- Une présence humaine : thérapeute et patient.
- Une grande variété de patients : diverses maladies rares.
- Un protocole de mesure standard, dont l'utilisation doit être généralisée : être accessible à tous et être utilisé par un certain nombre de thérapeutes pour être pertinent.
- Un protocole de mesure efficace : capacité à comparer les patients.
- Une procédure régulière : quotidienne ou appliquée plusieurs fois par semaine.

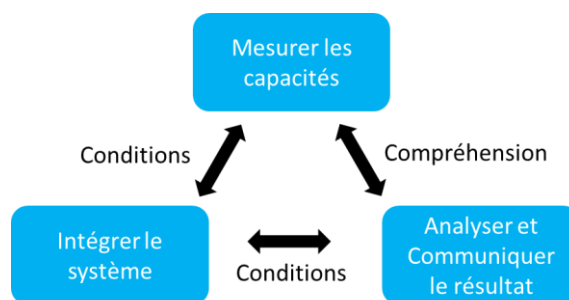
Les deux derniers éléments impliquent un certain nombre de contraintes :

- Durée d'examen faible.
- Capitalisation.
- Capacité à étudier l'évolution des mouvements.
- Facilité d'utilisation.
- Accessibilité : bas coût et disponible.

Ces éléments illustrent la variété des données à contrôler pour un tel développement. Il faudra vérifier des critères liés aux capteurs de mesures, aux divers systèmes mis en place et impactant différents éléments extérieurs (à l'humain, à la structure, au protocole). Autrement dit, le système devra d'une part être valide techniquement (précision et fiabilité de mesure) et apporter de nouvelles données

quantitatives et d'autre part être adapté au contexte et à l'environnement médical. Ces points se rapprochent de critères déjà explorés dans l'état de l'art (chapitre 1) : ceux de Brand et Crowninshield [26]. Ces derniers avaient établi une liste de critères pour qu'il soit intéressant d'instrumenter un outil médical destiné à évaluer les capacités motrices (ou biomécaniques) de patient (voir page 34). Ces critères recouvrent bien les besoins d'efficacité et de fonctionnalité du capteur et le contrôle de son impact sur l'activité. Dans notre cas, il s'agit d'estimer l'impact du système d'aide non pas uniquement sur l'activité d'évaluation, mais également sur les personnes et les organisations. Ces critères font également apparaître un troisième point : l'importance du format et de la manipulation des résultats de l'analyse (communication des résultats). Finalement, ces critères de développement pour le système d'aide à l'évaluation dans le domaine médical peuvent, dans notre cas, se traduire par 3 axes de recherche (voir Figure 34) :

1. **Mesurer les capacités motrices (l'aspect technique et l'apport de la technologie)** : définition d'une réelle valeur ajoutée (VA) à l'analyse pour la mesure tout en restant fiable, précis, répétable et favorisant la détection d'aspects pathologiques.
2. **Analyser et communiquer le résultat (informer le thérapeute)** : fournir un résultat pertinent facilement compréhensible, dans un temps correct, et dans un format compatible avec la communauté médicale en physiothérapie.
3. **Intégrer le système dans la pratique et l'usage (le changement des pratiques et l'adaptation à la situation préexistante)** : considérer tous les impacts que ce système aura. Ne pas modifier de manière limitante ou ne pas entraver le protocole d'évaluation et/ou l'activité existante, d'un point de vue à la fois pratique (temporel, physique et cognitif) et psychologique (relation entre sujets). Prendre en compte les normes et réglementations en vigueur, s'intégrer aux contraintes de l'environnement (en termes d'espace, de disponibilité, de simplicité, de cadence).



**Figure 34 : Trois axes de recherche pour le développement d'un système d'évaluation des capacités motrices**

A travers l'étude de la bibliographie et notamment des échelles de mesure médicale, de l'application de l'e-réhabilitation mais aussi des observations et discussions avec des thérapeutes pratiquant ces évaluations, il est possible de proposer des critères acceptables pour orienter le développement d'un système d'aide à l'évaluation. Ces critères, a priori valables pour tout système visant à évaluer des mouvements, peuvent être décrits comme dans le Tableau 4. Ils seront à définir plus particulièrement sous forme de fonctions, suivant le protocole et le contexte choisi, mais ils peuvent servir de « fil rouge » (checklist) pour établir une construction correcte de ce nouveau système. A noter que ces critères ne sont pas exhaustifs et que chaque projet amènera des mises à jour de ce tableau.

**Tableau 4 : Critères du système d'aide à l'évaluation motrice**

| <b>Critères des axes de recherches</b>   | <b>Descriptions</b>   |
|--|---|
| <b>Mesurer les capacités</b>   |   |
| Mesure sur tout le protocole   | Le système doit pouvoir reprendre l'ensemble des éléments à mesurer ou être suffisant en soi  |
| Valeur ajoutée sur la mesure   | Le système doit apporter des informations pertinentes non fournies par le système précédent (standard)  |
| Fiabilité des données  | Le système permet une validité technique des mesures en termes de précision et de répétabilité  |
| Identification de la pathologie  | Le système permet de mettre en évidence les différences entre les niveaux d'atteinte pathologique et /ou de capacité  |
| Contrôle de la variabilité   | Le système permet de diminuer ou de contrôler l'inter et l'intra variabilité de l'évaluation  |
| <b>Analyser et communiquer le résultat</b>   |   |
| Compréhension des données  | Les thérapeutes sont capables d'interpréter et de comprendre les résultats fournis par le système   |
| Améliorer l'expertise du thérapeute  | Les résultats fournis aux thérapeutes doivent renforcer sa compréhension de la pathologie   |
| Analyse efficace   | Les résultats doivent être disponibles rapidement. Ils doivent correspondre à l'information recherchée et être facilement accessibles   |
| Signaux de validité  | Le thérapeute doit connaître le degré de validité des éléments qu'il manipule   |
| <b>Intégrer le système dans la pratique</b>  |   |
| Accessibilité  | Prix, disponibilité et complexité   |
| Intégration dans le protocole <ul style="list-style-type: none"> <li>• Installation facile</li> <li>• Manipulation facile</li> <li>• Ne prend pas plus de temps</li> <li>• Ne gêne pas les mouvements et/ou interactions avec le patient</li> <li>• Ne perturbe pas le thérapeute</li> </ul> | Le système doit pouvoir s'installer facilement et rapidement dans la plupart des lieux de travail (espace nécessaire, condition d'environnement, etc.). Les manipulations du système et les déplacements du personnel ne doivent pas entraver le protocole (perte de contrôle, temps trop rallongé, perturbation du thérapeute dans son évaluation, etc.) |
| Conservation des relations <ul style="list-style-type: none"> <li>• Relations entre thérapeutes</li> <li>• Relation thérapeute-patient</li> </ul>  | L'introduction d'un nouveau dispositif (étranger au moins au début) va forcément modifier les rapports entre les parties prenantes en détournant l'attention ou en redéfinissant les rôles de chacun  |
| Norme et sécurité <ul style="list-style-type: none"> <li>• Sécurité personnelle et hygiène</li> <li>• Protection des données</li> <li>• Règlements</li> </ul>  | La protection des personnes et des informations personnelles, ainsi que les réglementations en termes de qualité, d'organisation et de management sont à respecter  |



Il s'agit de concevoir un nouveau système tout en s'assurant de prendre en compte les critères influant sur ces 3 axes de recherche. Cela demande de bien cerner le contexte et les enjeux du domaine. Il est toutefois délicat de connaître et de maîtriser tous ces éléments en amont. C'est pourquoi nous privilégions une approche de conception qui met l'accent sur les tests et les prototypes autour et avec les utilisateurs.

## 2. LA METHODE UCD POUR LA CONCEPTION D'UN SYSTEME D'AIDE A L'EVALUATION MOTRICE

Le processus centré utilisateur tel que défini dans l'ISO 9241-210 est suffisamment générique pour s'appliquer également à notre contexte. Il peut être simplifié comme ci-dessous (Figure 35). Il est composé d'un certain nombre d'étapes :

- Planifier, Explorer et Spécifier : expliciter et caractériser les parties prenantes, prévoir leur intégration dans le cycle de création, expliciter et caractériser les contraintes et apports nécessaires, prévoir les impacts et les barrières à l'acceptation du système.
- Prototyper : créer une représentation, une technologie, une installation, un service ou une méthode permettant de répondre à une ou des spécifications (le prototype peut être du plus simple au plus compliqué, il est toutefois évidemment conseillé de proposer des prototypes simples lors des premières phases de développement).
- Evaluer et corriger : vérifier que la proposition (prototype) répond aux spécifications, soit de manière intrinsèque soit en testant l'outil en situation ou à partir de scénarios. Evaluer les performances et formaliser les améliorations si nécessaires, puis définir les axes d'amélioration pour itérer.

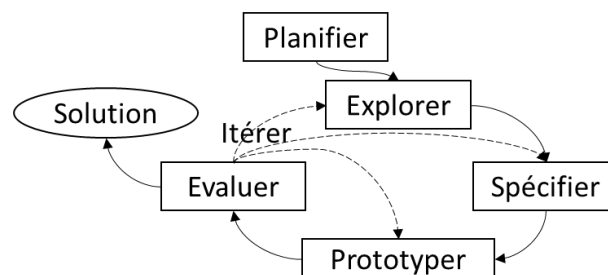


Figure 35 : Rappel du processus centré-utilisateur

Toutefois ce processus peut et doit être développé dans son contexte spécifique. Dans le cas de mes travaux de recherche, il s'agit de développer un système permettant d'analyser des mouvements de patients durant des évaluations / protocoles qui ont lieu régulièrement (1 fois par an minimum par patient et donc plusieurs MFM par semaine, voire par jour pour le thérapeute).

La planification prévoit l'inclusion de toutes les parties prenantes (personnes, profils de métier mais également institutions). Il faut donc les identifier pour prévoir leurs participations permettant la validation de l'outil au cours du cycle de l'UCD. Dans notre démarche, nous proposons une étape préliminaire de contextualisation, pour fixer les bases des trois axes de recherche. Ensuite, pour

permettre un développement approprié du système complet dans les conditions définies plus haut, un cycle UCD sera appliqué à chacun de ces axes (Mesurer les capacités, Analyser et Communiquer le résultat, Intégrer le système dans la pratique). L'application de ces trois cycles permettra de proposer rapidement un prototype et de l'évaluer pour ensuite le faire évoluer en phase avec une meilleure compréhension du besoin. L'une des difficultés de l'UCD est le maintien de l'implication de l'utilisateur au cours du processus mais également d'assurer un suivi et une maintenance de la documentation et de l'évolution du produit au cours des différentes itérations. C'est pourquoi la première étape de contextualisation (exploration du sujet) est essentielle : le document d'analyse du besoin et de description du contexte servira de base au déroulement des trois cycles UCD. Chaque cycle devra fournir les corrections concernant la description des fonctions et les éléments d'évaluation des prototypes aux regards de ces fonctions et besoins.

## 2.1. PLANIFIER, EXPLORER, SPECIFIER

Les premières étapes du cycle sont donc la planification, l'exploration du contexte et la spécification des fonctions et contraintes clés du produit à développer.

---

### 2.1.1. PLANIFIER

Le développement d'un tel système demande du temps, il est donc nécessaire de prévoir les différentes étapes et partenaires clés du projet : les études de faisabilité (technique, marketing et financière), mais également le nombre et la nature des cycles UCD. Finalement ce type de projet suppose une collaboration rapprochée entre divers domaines de compétences et donc entre diverses personnes ayant chacune leurs propres plannings. Les étapes de collaboration doivent donc être définies à l'avance ou posséder une certaine flexibilité.

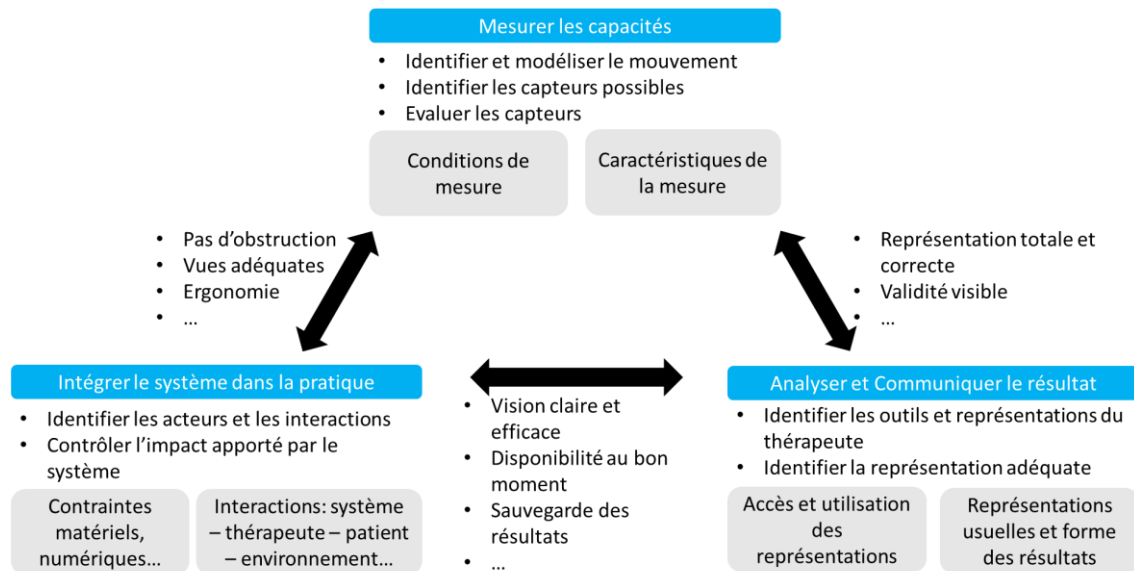
---

### 2.1.2. EXPLORER : CONTEXTUALISER, IDENTIFIER ET MODELISER

Le contexte est à étudier aux regards des 3 axes de recherche définis plus haut (en section 1.) : L'aspect technique et l'apport de la technologie (axe mesurer), l'usage des données fournies par le système (axe analyser et communiquer) et finalement le changement des pratiques et l'adaptation à la situation préexistante (axe intégrer). La condition sine qua non étant l'apport de l'analyse pour les thérapeutes. C'est le premier élément à identifier. Dans chacun de ces 3 axes de recherche, il faudra identifier tous les facteurs impactant et/ou impactés, et notamment tenter de les modéliser (Figure 36). L'étape initiale d'exploration regroupe donc les trois sous-étapes ci-dessous qui sont réparties dans chacun des axes de recherche, comme le montre la Figure 36.

- Identifier et modéliser le mouvement (pour l'axe de recherche 1)
- Identifier les outils et représentation du thérapeute (pour l'axe de recherche 2)
- Identifier les acteurs et leurs interactions (pour l'axe de recherche 3)

Ces 3 axes ont été définis séparément, mais il est évident que les actions des uns auront des impacts sur les autres (Figure 36). En effet la formulation et le renvoi du résultat vers les thérapeutes seront très certainement liés à la manière de mesurer/capter le mouvement (et inversement). De même, la manière d'évaluer le mouvement aura un impact sur son intégration dans l'environnement de travail (et inversement). C'est pourquoi les techniques et solutions développées sont à sélectionner au regard de ces 3 axes, sachant qu'ils se superposent et peuvent potentiellement être contradictoires.



**Figure 36 : Eléments liés aux axes de recherche**

Plusieurs éléments sont utilisables pour identifier cette première étape de contextualisation et de nombreux exemples et outils sont disponibles à travers des méthodes telles que le « Contextual Design » [43] : une des premières actions est de traduire les manuels et documents relatant le protocole et le mouvement, la deuxième est d'aller sur le terrain observer un certain nombre de ces évaluations (et si possible trouver un accès à une base de données). Il faudra donc également modéliser cette activité d'évaluation. Le but est ici de réaliser un état des lieux des besoins, acteurs, pratiques et de la dynamique du protocole actuel.

## IDENTIFIER ET MODELISER LE MOUVEMENT

Le but est de comprendre les points importants à évaluer au cours du mouvement : quels éléments clés sont à valider, à éviter ou à contrôler ? Pour comprendre la règle d'évaluation et prévoir des cas qui n'auraient éventuellement pas pu être observés, une proposition consiste à modéliser cet exercice. Le but sera d'identifier les éléments représentant la fonction motrice à évaluer (fonction principale), les éléments impactés ou impactant cette fonction et ceux les invalidant. Il faut également définir l'incertitude acceptée par les thérapeutes concernant ces éléments, et considérer tous les mouvements à suivre (volontaires, involontaires, corrects, compensatoires, interdits, etc.) avec les précisions appropriées.

Finalement outre les éléments mesurés basés sur la pratique actuelle, il faudra également explorer les autres formes de modélisation de ce mouvement, la diminution de l'incertitude n'étant pas suffisante comme apport pour justifier un changement de technologie. Différentes solutions sont possibles :

- Un nouvel élément de mesure permettant d'effectuer une nouvelle distinction entre les différents stades de la pathologie.
- Un paramètre permettant de résumer un ancien lot de paramètres, gagnant ainsi en simplification pour l'analyse sans perdre en précision.
- Un paramètre pouvant être décomposé en différents paramètres permettant un affinement de la compréhension de la pathologie.

## **IDENTIFIER LES ACTEURS ET LEURS INTERACTIONS**

Le but est de comprendre l'environnement et le déroulement d'un protocole moteur étudié. La modification du protocole risque donc d'avoir un impact qui devra être mesuré et contrôlé :

- Au niveau des installations : besoins en termes de place, de matériel ou de conditions environnementales (lumière, électricité, etc.)
- Au niveau des personnes : thérapeutes, patient, encadrants, etc.
- Au niveau des relations : principalement thérapeute-patient, mais aussi la relation thérapeute-système, patient-système, interpersonnels, etc.
- Au regard du déroulement du protocole : quelles contraintes ou avantages a le protocole actuel, que le système devra corriger, respecter ou encourager.
- Au niveau des institutions ou procédures que le système devra respecter (réglementation de l'hôpital et des normes).

Il faut ensuite considérer l'environnement et le déroulement du protocole pour bien définir les impacts sur les interactions :

- Considérer les déplacements du thérapeute : définir pour les fonctions à mesurer, quels sont les points de vue recherchés et nécessaires ? Quelles actions doit-il faire pour faire réaliser l'exercice (avec l'environnement mais aussi avec le patient) ? Quels matériels doit-il avoir en main ?
- Comprendre le déroulement de la séance avant, pendant mais aussi après : quelles actions et / ou interactions (physique, orale, numérique, etc.) et à quels moments ? Quelles données / informations sont échangées et sous quels formats, etc ? Parmi celles-ci, comment se définissent la relation thérapeute-patient et les relations inter-thérapeutes (ou équivalents).
- Considérer le matériel nécessaire et sa manipulation (risque de complexité + risque de conflits).

## **MODELISER LA REFLEXION ET LES OUTILS DU THERAPEUTE**

Les thérapeutes ont leur propre jargon et leurs modèles de représentations. Il s'agit donc d'identifier les connaissances mobilisées et de trouver la meilleure manière de les représenter pour la leur restituer. S'il n'existe actuellement pas de modèles de représentation, nous aurons besoin d'introduire une nouvelle représentation et donc une nouvelle standardisation de cette connaissance. Une étude de l'ensemble d'outils implicites et explicites déjà utilisés pour représenter le mouvement et pour formaliser le résultat est donc à prévoir :

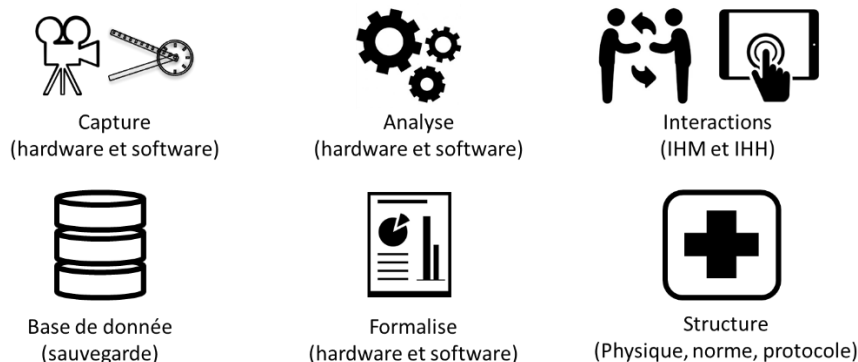
- Etablir le jargon utilisé (jargon médical, de la physiothérapie et de la biomécanique dans le cas de cette étude).

- Définir les outils de communications déjà utilisés (dans le cas du protocole actuel, la feuille de cotation, les bases de données, les graphes d'évolutions sont des outils utilisés lors des évaluations. Des graphes de cinématique ou d'électromyogramme sont utilisés dans d'autres études, etc.).
- Rechercher quelles représentations sont utilisées sur les autres utilisations technologiques. Par exemple : représentation utilisée en Analyse Quantifiée de la Marche (AQM). Il est également possible d'observer les méthodes utilisées en e-réhabilitation qui ont, pour certaines, obtenues des validations cliniques.
- Etudier les rapports entre le personnel impliqué et les aux outils manipulés.
- Identifier les modèles déjà existants : modèle biomécanique articulaire, modèle musculaire, modélisation musculo-squelettique, paramètres simplificateurs validés (par exemple le « jerk normalisé », etc.)

### 2.1.3. SPECIFIER

Les critères définis plus haut permettent d'avoir les grandes lignes pour suivre l'avancée du développement du produit. Toutefois, elles ne sont pas suffisamment précises ni exhaustives et d'autres contraintes et fonctions seront dépendantes de la direction prise par le projet. Classiquement les besoins-fonctions peuvent être rangées en 4 catégories : l'utilisabilité, la fonctionnalité, la sécurité et l'acceptabilité [118]. La sélection de capteurs, techniques de mesure et d'analyse et d'un protocole de mouvements à observer en particulier génèrera de nouvelles fonctions et de nouvelles contraintes. Un tableau des besoins-fonctions sera mis en place et développé. Il devra contenir les critères définis dans le Tableau 4 page 71 mais également les critères dépendants du contexte sélectionné et des choix pris pour la création de l'outil et des modifications éventuelles du protocole. Il est toutefois possible d'identifier un ensemble d'éléments (6) qui devront être spécifiés (Figure 37) :

1. L'outil et la méthode de capture.
2. L'outil et la méthode d'analyse.
3. L'outil et la méthode de formalisation des résultats.
4. La manière de sauvegarder ces résultats.
5. L'interaction entre ce système et les divers acteurs physiques mais aussi les définitions des interactions entre ces acteurs (patients-thérapeutes, thérapeutes-thérapeutes).
6. Le protocole d'inclusion dans la structure d'accueil.



**Figure 37 : 6 éléments constitutifs du système d'évaluation des capacités motrices**

## 2.2. PROTOTYPER, EVALUER ET CORRIGER

Finalement, il restera à proposer un prototype permettant de représenter et d'évaluer progressivement les 3 axes définis précédemment :

1. Mesurer (validité technique et médicale) : des protocoles de mesure, des études de faisabilité et de répétabilité, des études de validation et des essais cliniques seront mis en place pour valider techniquement et cliniquement l'outil.
2. Analyser et Communiquer : la compréhension et l'utilisation des données fournies par le système devront être vérifiées en situation à l'aide d'outil d'acceptation et de validation technique tels que les questionnaires, tests et expériences avec les utilisateurs finaux.
3. Intégrer (adaptation au contexte) : les prototypes et les expériences associées viseront à modéliser et représenter une situation « réelle » ; le but étant de vérifier l'adéquation entre le système proposé et l'installation actuelle. Les observations se feront autant du point de vue de la praticité, de l'utilisabilité, du coût, de l'accessibilité et de la fonctionnalité que du point de vue psychologique (perception du changement).

Des mises à jour et des corrections seront apportées itérativement lors de toutes les phases du processus, comme défini dans l'UCD : la définition du contexte, la spécification ou l'amélioration directe du prototype s'il s'agit d'un défaut immédiatement identifiable. L'exploration du contexte est la phase demandant le plus de réinvestissement car il faudra pouvoir revenir sur le terrain mais également revoir les fonctions qui sont la base des développements. Il est impératif de développer rapidement des prototypes « simples » et de proposer les mises en situation associées pour permettre de solidifier l'analyse du besoin (du contexte et de la spécification) et donc de limiter les risques liés à l'acceptabilité de l'outil.

## 3. ETUDE DE CAS : EXPLORATION DU PROTOCOLE D'EVALUATION MOTRICE MFM

Les premières étapes à appliquer sont donc les étapes de planification, d'exploration et de spécification du contexte. Dans notre cas, cela correspond à une bonne compréhension des besoins des équipes médicales d'évaluation motrice. Nous avons établi plus haut dans ce chapitre que la création d'un système d'aide à l'évaluation motrice repose sur 3 grands axes. Ceux-ci reposent sur un même contexte, qui doit être approfondi au regard de ces 3 axes. L'étude du contexte est donc intrinsèquement liée au cas étudié. Les prochains chapitres seront illustrés à partir de l'étude du cas suivante : **la mise en place d'un système permettant l'évaluation des capacités motrices de patients basé sur le protocole MFM**. Le but de cette partie est donc de définir le contexte de base de cette étude. Cette définition se fera en deux temps : un premier temps permettra de rappeler quelques outils et méthodes permettant d'explicitier le contexte et les besoins. Un deuxième temps visera à appliquer certains de ces outils dans notre cadre d'étude afin d'avoir une vue globale du problème et d'en faciliter la compréhension pour la suite du mémoire.

### 3.1. OUTILS POUR L'ANALYSE DES BESOINS ET LA CONNAISSANCE DU CONTEXTE

En conception, l'analyse du contexte et du besoin a pour but de créer un produit utile (fonctionnel) et utilisable (pratique et ergonomique). La conception centrée sur l'utilisateur accorde une grande importance à cette première étape de capture, de définition des besoins et de spécification des fonctions du système à développer. De nombreux outils existent pour permettre d'explicitier des besoins, qu'ils soient apparents ou latents. A noter qu'un besoin peut être mal défini voir non connu. Dans notre cas il s'agit d'améliorer une activité existante et donc un besoin au moins partiellement définissable.

**Les méthodes de capture du besoin passent souvent par des études de terrain :**

- **Etude de l'existant :** pour tout protocole et activité un certain nombre de documents, outils et formations ont déjà été mis en place et sont plus ou moins accessibles pour les équipes de conception. Etudier les protocoles d'évaluation proches et les autres activités d'évaluation peut également servir pour mieux comprendre la « philosophie d'une évaluation ». De plus, connaître les pratiques déjà appliquées qui sont proches de notre cas pourrait être une grande source d'inspiration.
- **Entretiens :** des discussions plus ou moins dirigées sont également nécessaires.
- **Observations :** l'observation de passations permet de faire la part des choses entre la théorie (document et manuel du protocole) et son application réelle. Cela permet de faire également ressortir des éléments qui n'ont pas pu apparaître durant les discussions avec les thérapeutes (connaissances implicites ou jugées non importantes).
- **Outils d'opinions :**
  - **Focus Group :** réunion d'experts autour de questions précises.
  - **Questionnaires :** divers questionnaires permettant de collecter et de mieux définir les besoins utilisateurs, ceux-ci pouvant être basés ou non sur des théories.
- **Outils de consensus / d'évaluation :**
  - **Delphi :** consensus d'experts autour de questions fermées
  - **Questionnaires :** questionnaires divers pouvant être orientés ou non, basés sur des théories ou non.
- **Autres :** Ils existent d'autres outils plus ou moins applicables : par exemple l'utilisation de scénarii [119] ou de Persona [120][121]. Toutefois, cela suppose une intime connaissance de la population et de leur philosophie et ces techniques ne peuvent être mises en place qu'après une étude approfondie de la population.

Une fois les données collectées, il faut les analyser pour définir et spécifier les besoins et contraintes. Il s'agit de mettre en place une analyse fonctionnelle, de rédiger un cahier des charges et enfin de proposer un modèle conceptuel pour permettre le dialogue entre les « deux » équipes (de conception et médicale) :

- **Mettre en place d'un dictionnaire :** les différents experts (en conception, médicaux) ayant chacun leur jargon propre, ce dictionnaire vise à définir une liste de termes clairement définis et compris par l'ensemble de l'équipe pluridisciplinaire.

- **Une liste des outils déjà manipulés et des méthodes et techniques connues** : les thérapeutes ont déjà pour habitudes d'utiliser un certain nombre d'outils et/ou méthodes.
- **Conceptualisation des besoins** : sous formes de diagrammes fonctionnels, de spécifications, de cahiers des charges mais aussi avec des formats facilement utilisables par les différents professionnels composant l'équipe.

### 3.2. APPLICATION A L'ETUDE DE CAS : PROTOCOLE MFM

Plusieurs actions ont été mises en œuvre afin d'explicitier les besoins et contraintes de l'étude de cas de cette thèse (voir Figure 38). Pour faciliter et dynamiser cette exploration, un binôme « doctorant - kinésithérapeute » a initialement été mis en place. Ce binôme a non seulement simplifié la mise en place d'un jargon commun mais a aussi permis de déléguer les actions à prendre dans chacune des équipes. Cette organisation a permis également de clarifier la planification des tâches au cours de l'étude de cas. D'autres personnels du milieu médical ont été mobilisés lors d'actions plus ponctuelles afin d'avoir des avis plus représentatifs de l'ensemble de la communauté<sup>26</sup>. La première étape a été d'explorer le contexte de l'évaluation des capacités motrices par le protocole MFM. Plusieurs actions ont été mises en œuvre pour cela (Figure 38) :

- Une étude de l'existant :
  - Etude du protocole MFM, défini globalement par un manuel valide et standard.
  - Observations de passation du protocole MFM.
  - La formation MFM a été réalisée sans être un personnel de santé.
- Des discussions avec la kinésithérapeute pour expliciter le métier d'étude de la motricité et notamment les termes clés spécifiques au domaine (anatomies, manières de décrire le mouvement, etc.).
- La définition d'un consensus d'expert par un questionnaire Delphi pour explorer l'intérêt et la direction souhaitée pour l'utilisation de la Kinect dans le protocole MFM.
- Des entretiens et discussions avec les thérapeutes :
  - Discussions plus ou moins informelles.
  - Entretiens menés sous le principe de l'Unified Theory of Acceptance and Use of Technology (UTAUT)[122].

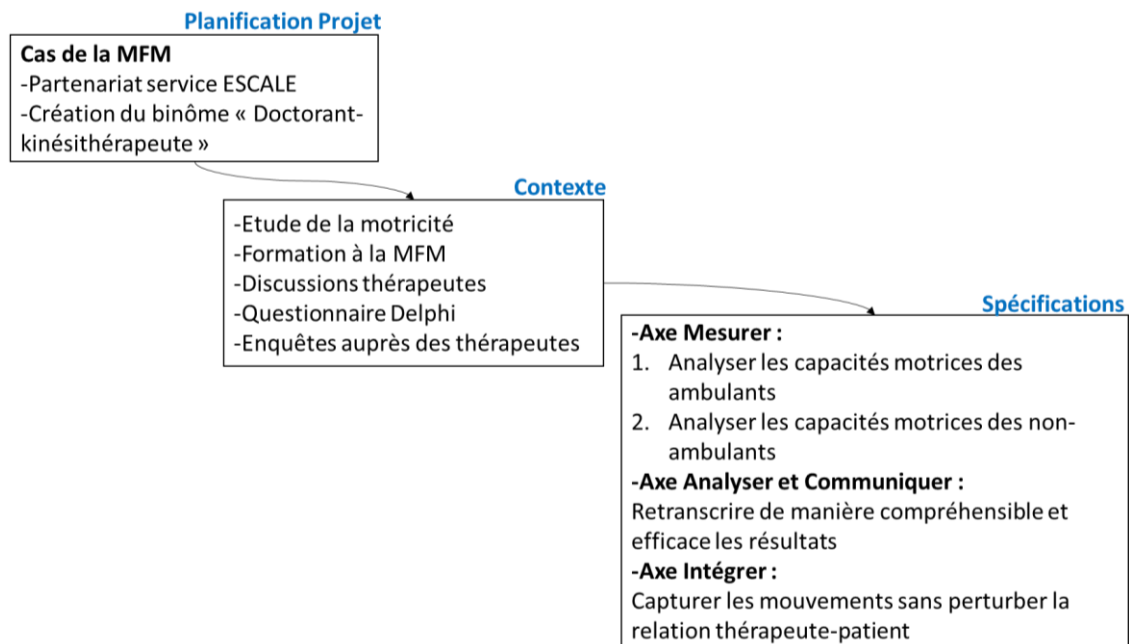
Cette étude du contexte, qui sera développée plus bas, a notamment permis de définir certains aspects importants pour les thérapeutes pour les 3 axes de recherche (Figure 38).

- Pour l'axe Mesurer, une différenciation entre les patients ambulants et non-ambulants semble nécessaire pour assurer un outil d'évaluation fonctionnel.
- Pour l'axe Analyser et Communiquer, la retranscription des résultats vers les thérapeutes est un point crucial sur lequel il faudra être très vigilant. Il faut que les résultats proposés soient compréhensibles et exploitables.

<sup>26</sup> 22 personnes mobilisées au total dont 6 issues du CHU de Lyon ayant participées à toutes les phases du projet. 3 du CHU de Grenoble pour la phase d'exploration (entretiens). 3 du CHU de Paris et de Liège pour les tests et enregistrement de données. Enfin 10 venant de CHU divers pour l'exploration et la spécification (Delphi).



- Pour l'axe Intégrer, les thérapeutes portent une attention particulière à leur relation avec le patient : celle-ci doit être préservée.



**Figure 38 : Premières étapes du cycle UCD**

### 3.2.1. ANALYSE DE LA MFM : MANUEL ET OBSERVATIONS

Une évaluation MFM est réalisée dans un espace équipé avec des tables et chaises de physiothérapie adaptables à la morphologie de la personne (Figure 39 (a)). En plus de ces équipements, la MFM est constituée d'un manuel de référence pour les cotations et d'objets communs facilement trouvables (une balle de tennis, un crayon, des pièces de monnaie, des feuilles et un CD) (Figure 39 (b)). La MFM est composée de 32 exercices (items) réalisables chacun entre moins d'une minute et deux minutes. L'intégralité du protocole prend en moyenne 36 minutes. Un seul thérapeute est nécessaire.



**Figure 39 : (a) Gros matériels nécessaires à la MFM mais non spécifique (table réglable, lit de physiothérapie et des coussins) ; (b) Petits matériels spécifique à la MFM**

Pour chaque item, le thérapeute donne les instructions (volontairement réduites au minimum et utilisant beaucoup de mimes) et les adapte en fonction des capacités du patient. Il peut demander au patient s'il se sent capable de réaliser l'item et doit, avant chaque essai, vérifier la description sur le manuel (en réalité le thérapeute ne prend pas toujours le temps de revoir le manuel). Il est à noter que certains préjugés ou mauvaises interprétations sur la manière d'évaluer peuvent exister. En cas de doute sur la valeur de la cotation, la cotation inférieure est toujours choisie. Le patient peut être

autorisé à faire deux fois l’item pour obtenir le meilleur score possible (la limite est fixée à deux fois car il s’agit d’une population facilement fatigable, mais en réalité suivant l’état du patient, le thérapeute peut assouplir ou renforcer cette règle). Durant toute la passation, le thérapeute reste près du patient. Dans le cas où le patient est un jeune enfant, ses parents peuvent également rester pendant l’évaluation et l’encourager, le recadrer s’il se disperse ou encore fournir des indications sur la situation à la maison avec l’enfant. Le thérapeute est celui qui installe le matériel et repositionne le patient en cas de besoin. Il intervient en particulier pour les patients en fauteuil roulant qui ont besoins d’aides entre et au cours des items.

Finalement tous les scores et commentaires sont notés au fur et à mesure du protocole sur une feuille de cotation. Le thérapeute doit ensuite les compiler dans une feuille Excel pour obtenir les 4 scores définissant l’avancée de la pathologie. Il met ensuite à jour le graphique des MFM successives et refait cette opération pour la base de données en ligne MFM. A noter que cette séance est l’occasion pour le thérapeute d’établir, avec le patient et ses accompagnants, un dialogue avant, pendant et après la passation de la MFM.

#### Résumé MFM :

- Matériel nécessaire : manuel, chaises, tables, tables physiothérapies, balle de tennis, pièces de monnaie, feuilles de papier, crayon, CD.
- Durée : quelques secondes -2min/exercice, 36 minutes au total (en moyenne)
- Espace : une pièce d’au moins 10 m<sup>2</sup> et un « couloir » d’au moins 10m (pour un exercice de course et de marche sur 10m).
- Une base de données MFM.
- Une formation MFM est nécessaire.

Plusieurs points peuvent être extraits de cette description :

- La MFM est un outil accessible pour les cliniciens : les objets utilisés sont “communs” et facilement trouvables dans n’importe quelle salle de kinésithérapie ou ergothérapie.
- La MFM est rapide : 36 minutes en moyenne.
- Forte relation patient-thérapeute : le thérapeute doit rester proche du patient pour administrer la MFM, assurer sa sécurité et maintenir le patient motivé. Il y a également beaucoup de discussion et d’adaptation thérapeute-patient.
- Le protocole MFM et son manuel sont cliniquement valides et doivent être toujours relus avant chaque cotation d’un item (toujours en main)
- Une formation est fortement souhaitée.

D’autres points sont à améliorer :

- Faiblesses humaines : perte de l’attention due à la fatigue, mauvaise interprétation de la réalisation d’un item, etc.
- Difficultés pour juger certains mouvements.
- Certains mouvements et paramètres sont difficiles à expliquer à l’oral ou à représenter dans des commentaires.
- La sauvegarde des résultats dans la base de données doit être réalisée manuellement (en plus de la feuille de cotation manuscrite) ce qui fait qu’un certain nombre de cliniciens ne le fait pas.

## ETUDE APPROFONDIE DES ELEMENTS MOTEURS DE LA MFM ET FORMATION MFM

Des discussions plus approfondies sur les significations et la définition des différents termes et éléments constituant les cotations des items MFM ont également été menées. Elles ont permis d'intégrer le vocabulaire du domaine et de comprendre les enjeux de chaque item : quels sont les éléments de langages manipulés ? Quelles sont les notions importantes utilisées et comment sont-elles liées entre-elles ? Quels sont les cas particuliers ? Etc. Afin de parfaire cette compréhension et la valider, il a également été possible de participer et de valider la formation officielle à la MFM (formation d'une journée avec un membre référent et formateur à la MFM à Lyon) et de travail avec la mise à disposition d'un DVD d'autoformation<sup>27</sup>.

### 3.2.2. L'AVIS DE LA POPULATION MEDICALE : QUESTIONNAIRE DELPHI

Cette thèse a été initiée avec l'équipe de l'ESCALE du CHU de Lyon car ils voyaient un intérêt au développement d'un système d'évaluation des capacités motrices pour la MFM basé sur la technologie Kinect. Il faut toutefois vérifier si cet intérêt est partagé, pour les mêmes raisons, par la communauté des thérapeutes de manière plus large. Il est aussi nécessaire d'identifier quels items de la MFM sont essentiels à évaluer pour les patients ASI : si certains items peuvent « à priori facilement être mesurés » avec les capteurs sélectionnés, d'autres seront plus difficiles. Il faut identifier les items qui devront être récupérer par d'autres moyens. Ces points sont explorés à travers un processus Delphi.

Le questionnaire Delphi est constitué d'un consensus d'experts et repose sur l'hypothèse que ce groupe d'experts porte un jugement plus précis qu'un groupe plus polyvalent. Cette particularité fait qu'un tel questionnaire nécessite moins de participants qu'un questionnaire habituel, toutefois il convient de s'assurer de la légitimité des experts interrogés. Le but de cette procédure est de faire émerger (ou non) une convergence d'opinions sur une question clairement définie (souvent fermée) et d'apporter des informations sur les zones de divergences (et donc d'incertitudes). Les experts sont définis comme les spécialistes du domaine sur lequel porte le questionnaire. Ce questionnaire est à réaliser sur plusieurs tours comme le montre la Figure 40. Les divers tours permettent de mettre en avant les divergences et de donner un droit de réponses aux experts divergents de l'opinion majoritaire.

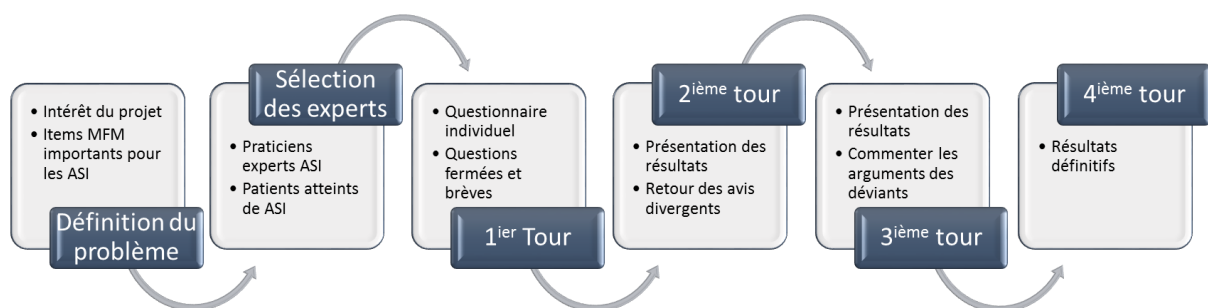


Figure 40 : Processus Delphi pour l'utilisation de la Kinect dans le protocole MFM

<sup>27</sup> Formation à la MFM encadré par le service de l'Escale : <http://www.mfm-nmd.org/centres-de-formation.aspx> [31/08/17]

## ECHANTILLON D'EXPERTS

Les participants identifiés devaient connaître explicitement la pathologie choisie pour l'étude : l'amyotrophie spinale infantile (ASI). Ils devaient également avoir une bonne connaissance du protocole MFM. Un nombre total de 13 participants a été inclus dans ce processus Delphi. Quatre catégories d'experts sont représentées :

- Nombre de kinésithérapeutes : 5
- Nombre de médecins : 5
- Nombre d'ergothérapeute : 1
- Nombre de patients ASI : 2

## OBJECTIFS DE L'ETUDE

- Identifier l'intérêt et les apports de la Kinect au protocole MFM du point de vue de la communauté médicale.
- Identifier quels items sont essentiels et ceux qui peuvent être mis de côté pour des enfants ASI de type 2 ou 3.
- Identifier la nécessité (ou non) de mesurer le temps de réalisation d'un item.

## CONCLUSION DE L'ETUDE DELPHI

- Les potentiels atouts du système d'aide d'un point de vue de la capitalisation des données et de l'aide à la décision ont tous été acceptés, de même que la proposition d'une approche plus ludique.
- Les items, et fonctions associées, étudiés dans ce questionnaire sont ceux ne pouvant pas être facilement mesurés par les capteurs sélectionnés (Kinect, LeapMotion et tablette) et ceci pour des raisons techniques (champs de vision, précision etc.). Les items sont les suivants : 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 17, 18, 19, 20 et 30 :
  - Aucun n'item n'a été écarté après cette étude. Toutefois une différence notable sur l'importance des items plus spécifiques aux ambulants et ceux plus spécifiques aux non-ambulants est apparue.
  - Items importants pour tous : 2, 5, 6, 17, 19, 20
  - Items importants uniquement pour les ASI ambulants : 3, 4, 7, 8, 28, 29, 30
  - Items importants uniquement pour les ASI non-ambulants : 1, 18
- Le chronométrage des items, principalement pour les cotations 3, a également été approuvé.

Cette étude a permis de valider les objectifs d'une évaluation de la MFM par des technologies de type Kinect. Tous les items sélectionnés de la MFM ont été considérés comme importants à conserver pour mesurer de façon précise et discriminante les patients atteints d'ASI. Même si certains items sont naturellement plus appropriés chez les patients ambulants et d'autres chez les patients non ambulants, il semble donc pertinent de travailler sur de nouvelles interfaces et nouveaux systèmes de mesure permettant de capter le maximum d'items. La priorité sera donnée aux items ayant obtenu l'accord le plus fort entre experts. Nous avons donc une validation de l'intérêt porté au développement d'un système pour permettre la récupération de ces items et la notions de chronométrages d'items sera à définir clairement et à incorporer au système final.

---

### 3.2.3. ENQUETES AUPRES DES THERAPEUTES : APPLICATION DE LA THEORIE UNIFIEE DE L'ACCEPTATION ET DE L'UTILISATION DE TECHNOLOGIE

L'introduction de la technologie et notamment de la Kinect lors d'une évaluation naturellement centrée sur le thérapeute et l'enfant va apporter des modifications dans les relations établies jusqu'à présent, pour le thérapeute et pour l'enfant. Cette évolution introduit de nouvelles dynamiques et en modifie d'autres déjà existantes. Elle introduit une dynamique entre l'outil technologique et le thérapeute et une autre entre l'outil technologique et l'enfant et va probablement modifier celle entre le thérapeute et l'enfant. Il est important de prendre en compte ces changements pour s'assurer que le système final soit en adéquation avec les besoins des équipes médicales. Il ne faut pas qu'il mette en péril certains acquis essentiels et ne doit pas devenir une intrusion mais un support à l'activité future de passation de la MFM. Deux étudiantes en psychologie du travail (du laboratoire Interdisciplinaire de Psychologie de Grenoble) ont mené, lors de leurs stages de 5 mois au laboratoire G-SCOP, deux enquêtes de terrain pour étudier cette évolution :

1. La première enquête porte sur l'impact d'un système d'aide à l'évaluation sur les thérapeutes et leurs activités.
2. La seconde enquête concerne l'impact sur les patients.

Elles ont comme objectifs<sup>28</sup> de :

- Evaluer les bénéfices et les coûts du système d'aide d'un point de vue de l'activité du thérapeute.
- Evaluer et définir les interactions entre le patient et le thérapeute.
- Fournir les spécificités de la technologie dans l'activité d'évaluation.
- Donner des préconisations pour faciliter la transition vers un système d'évaluation Kinect-MFM.

Il est primordial de rappeler que l'intention d'utilisation est différente de l'intention de continuer à utiliser. Les deux enquêtes ont été investiguées sous l'UTAUT [122] qui permet cette différenciation et qui modélise l'impact et les intentions d'utilisation du système d'aide à l'évaluation (voir Figure 41) sous 4 catégories : la performance attendue, l'effort attendu, l'influence sociale et les conditions facilitatrices.

Lors de ces enquêtes, l'étude a été focalisée sur l'utilisation de la technologie Kinect comme outil principal de détection du mouvement du corps humain.

---

<sup>28</sup> Un aspect potentiellement ludique du nouveau système a également été exploré pour de futures études. Cette enquête a donc également étudié les apports des éléments de développement d'un futur « serious game » ou « évaluation ludique » pour ce protocole MFM.

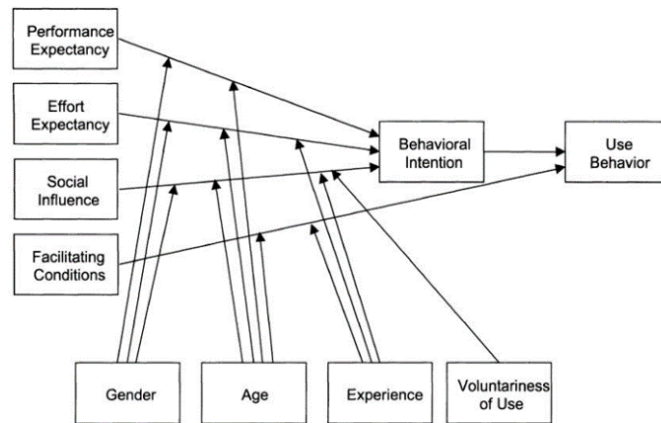


Figure 41 : Modèle de la théorie unifiée de l'acceptation et de l'utilisation de la technologie [122]

### PREMIERE ENQUETE : ETUDE DE LA RELATION THERAPEUTE - KINECT ET DE SON IMPACT SUR LA RELATION THERAPEUTE - PATIENT

Pour cette première enquête, 2 groupes de thérapeutes ont été sollicités (pour un total de 6 personnes) :

- 1 groupe de non-usagers : 3 thérapeutes n'ayant jamais utilisé de Kinect.
- 1 groupe d'usagers : 3 thérapeutes ayant déjà été confrontés à la Kinect lors d'au moins une évaluation.

Des hypothèses ont été émises par les étudiantes psychologues :

- H1 : les non-usagers sont plus « défensifs » et proposent des motifs de rejets plus nombreux (ils ont plus de résistance au changement).
- H2 : les non-usagers proposent des facteurs de rejets pour des raisons inappropriées, des raisons ne reflétant pas les fonctionnalités du système d'aide.
- H3 (infirmé) : intérêt pour l'innovation comme facteur d'acceptation.

L'enquête est réalisée à partir de questionnaires et d'entretiens semi-directifs. Ils ont permis de faire ressortir les facteurs ci-dessous.

- Les facteurs essentiels (voir Tableau 5) ceux sans qui le système sera considéré comme inutilisable.
- Les facteurs d'acceptations et non-acceptation (voir Tableau 6) qui sans être déterminant permettront de favoriser ou freiner son acceptation et sa pérennité.

Chacun de ces facteurs porte sur un ou plusieurs des 3 aspects suivants :

1. Cognition distribuée : dilution de l'attention cognitive autrefois intégralement centrée sur l'enfant, aujourd'hui répartie entre l'enfant et le système Kinect.
2. La performance de l'outil utilisant la Kinect : la performance et l'utilité du système sera un facteur clé pour son acceptation et sa pérennité.
3. L'influence sociale : l'impact sur son rapport à son travail et à sa profession.

Les deux tableaux suivants présentent les facteurs nécessaires à l'utilisation de l'outil, mais aussi ceux de son acceptation et de sa non-acceptation :

**Tableau 5 : Facteurs essentiels d'acceptation**

- Fiabilité des mesures (précision, adaptation aux différentes morphologies, adaptation au manque de mobilités, etc.)
- Intérêt des données supplémentaires
- Pas d'alourdissement de la charge de travail par rapport à l'activité existante
- Facilité de compréhension, Sécuritaire et hygiénique et disponible
- Le kinésithérapeute reste figure d'autorité (choix de la cotation et des commentaires)

**Tableau 6 : Facteurs d'acceptation et de non-acceptation**

| <i>Facteurs acceptabilités</i>   | <i>Facteurs non-acceptabilités</i>   |
|--|--|
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Présentations claires des attentes pour cet outil aux thérapeutes</li> <li>• Reproductibilité</li> <li>• Nouvelles données</li> <li>• Stockage aisé</li> <li>• Plus d'analyse (expertise plus fine)</li> <li>• Modernité</li> <li>• Feedback motivant le patient</li> <li>• Simple et discret</li> <li>• Perfectionnement des connaissances</li> <li>• L'outil peut être complémentaire</li> <li>• Pour de la recherche clinique</li> <li>• Collaboration pluridisciplinaire</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Manque de représentativité du squelette numérique</li> <li>• Surplus d'équipements</li> <li>• Nécessité de vérifications supplémentaires durant la passation</li> <li>• Surplus d'analyse</li> <li>• Maintenance et pannes</li> <li>• Peu utile pour l'appréciation globale MFM</li> <li>• Perte de l'expertise du thérapeute</li> <li>• Perte de Pouvoir par rapport à la machine</li> <li>• « Boite noir technologique »</li> <li>• Perturbation de la relation kiné-enfant</li> <li>• Perte du dialogue / regard avec le patient</li> <li>• Excitation du patient (particulièrement chez les enfants)</li> <li>• Le système d'aide est imposé</li> <li>• Manque de pertinence car souvent le patient est peu mobile</li> <li>• Expertises subjectives du thérapeute</li> <li>• Nouvelle MFM à valider ?</li> </ul> |

Une synthèse et des commentaires peuvent être faits pour cette première enquête :

- La validité des mesures et surtout l'apport de nouvelles données reste le critère numéro 1 ou plutôt le prérequis essentiel pour parler d'acceptation d'un nouveau système.
- Le « temps » semble être le deuxième critère le plus important, les hôpitaux étant en flux tendu, il est essentiel de gagner du temps quand cela est possible.
- A ce stade de l'étude (stade conceptuel sans prototype fonctionnel), il existe des perceptions faussées mais cependant partagées sur le fonctionnement et les performances des systèmes

d'aide notamment des outils de MoCap telle que la Kinect. Il y a notamment une erreur de perception sur les capacités de la Kinect : il est difficile de comprendre la « boîte noire » qu'est la Kinect, ce qui entraîne soit une confiance aveugle soit une méfiance non justifiée.

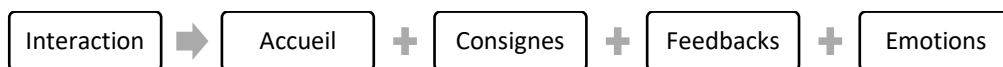
- Le sentiment de perte d'expertise et de contrôle se modère à l'usage mais reste présent : « l'expertise thérapeute ne peut pas se résumer à une cotation ».
- La différence de perception entre les deux populations de thérapeutes existe : les non-usagers centrent l'intérêt du système sur l'apport technologique (apport de données et prise en charge de la cotation) alors que les usagers y voient plus un aspect facilitateur (pour le stress, les relations, le confort). Ceci peut être dû au fait que les usagers comprennent mieux l'objectif premier du système d'aide à l'évaluation.
- Un détournement du système a été proposé à plusieurs reprises : utiliser le système d'évaluation comme un outil de formation et de suivi de formation pour les thérapeutes non formés ou en début de carrière.

## DEUXIEME ENQUETE : ETUDE DE LA FUTURE RELATION PATIENT - KINECT ET DE SON IMPACT SUR LA RELATION THERAPEUTE - PATIENT

Cette enquête vise à mieux comprendre l'impact qu'aura ce système sur la relation thérapeute - patient et sur les patients enfants. Ces 2 catégories de participants ont été investigués à travers 4 groupes :

- 3 thérapeutes n'ayant aucune expérience de la passation MFM utilisant la Kinect
- 3 thérapeutes ayant une petite expérience de la passation MFM utilisant la Kinect
- 2 enfants ASI ayant participé à une séance MFM utilisant la Kinect
- 7 enfants sains ayant participé à des essais MFM utilisant la Kinect

Quatre éléments d'interaction ont été étudiés ici : l'accueil de l'enfant, les consignes et démonstrations, les feedbacks, les émotions.



L'interaction thérapeute – patient existe sur plusieurs plans : physique, verbale et émotionnelle :

- 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 ».
  - 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.

Ces interactions vont en partie être prises en charge par le système d'aide à l'évaluation, il faut donc bien identifier quels rôles existent actuellement pour le thérapeute :

- **Vérificateur surveillant** : s'assure de la sécurité et de l'état de l'enfant, s'assure de la bonne réalisation des exercices.
- **Conseiller** : personne principale pour établir le dialogue avec l'enfant et les parents autour de leur situation.
- **Guide extérieur** : crée une ambiance confortable pour le patient et les parents au sein de l'hôpital.
- **Motivateur** : encourage et stimule l'enfant en s'adaptant à ses émotions.
- **Joueur-animateur** : crée des consignes amusantes et anime les exercices d'interactions pour corriger le patient.
- **Encadrant éducateur** : maître du jeu qui doit recadrer l'activité si le patient se disperse, dérape, etc.

Certains de ces rôles pouvant potentiellement être pris en charge par le nouvel système d'aide à l'évaluation, il est important d'identifier au préalable ces rôles avec des thérapeutes. En fonction de leur personnalité, les thérapeutes peuvent avoir un attachement particulier à certains de ces rôles. Pour éviter de freiner l'utilisation du système, il pourrait être envisagé de définir des rôles propres aux personnalités et identités professionnelles des thérapeutes. Le Tableau 20 récapitulant ces rôles et les préconisations pour son adaptation peut être trouvé en annexe 1, page 183.

#### 4. PROPOSITION DE LA SOLUTION POUR L'ETUDE DE CAS

Un résumé de la solution à l'étude de cas est proposé dans cette partie afin d'en apporter une vision complète avant de la détailler dans les chapitres suivants. Cette solution n'en est pas à sa version finale car elle ne répond pas encore parfaitement aux exigences définies dans les précédentes sections de ce chapitre. Elle doit donc encore suivre quelques itérations du cycle UCD. Dans ce cadre j'ai travaillé au développement d'une solution dont les développements ont été réalisés au regard des 3 axes de recherche. Celle-ci est composée des éléments suivants :

- **Un capteur et son module de capture** : ici principalement des nouvelles technologies tels que la Kinect, le LeapMotion<sup>29</sup>, une tablette, etc. La Kinect est le capteur sélectionné pour ce système en particulier.
- **Un module d'analyse** basé sur les systèmes de connaissances (nécessite un langage commun et standardisé pour permettre son évolution.). Le logiciel d'analyse développé ici et basé sur les données issues de la Kinect est nommé KiMe2 (Kinect Medical Measurement).

<sup>29</sup> <https://www.leapmotion.com/> [16/05/17]

- **Une base de données** qui contient les connaissances et références médicales mais qui stocke aussi les résultats des analyses et les mouvements.
- **Des outils de communication** entre les diverses parties (thérapeute, capteur, module d'analyse, base de données, etc.).

#### 4.1. INSTALLATION ET FONCTIONNEMENT DU SYSTEME

L'installation de ces différents éléments est proposée dans cette partie au regard des 3 axes de recherche définis.

##### Mesurer les capacités

Une Kinect Microsoft V2 et son module d'identification de squelette numérique sont utilisés pour capter les mouvements du patient (Figure 42). Le logiciel KiMe2 traduit ensuite ce squelette numérique en données cinématiques établies par les thérapeutes MFM et fournies par le manuel MFM : angles d'articulation, angles posturaux, etc.

Remarque : une application pour tablette tactile est également utilisée afin de mesure des items distaux visant à évaluer la performance des doigts : récupération du tracé des doigts et des appuis.



**Figure 42 : Captation de l'enfant par le capteur Microsoft Kinect V2**

##### Analyser et communiquer le résultat au thérapeute

Une fois les mesures réalisées, le traitement automatique de l'exercice peut être effectué comme décrit dans la Figure 43. Pour ceci le logiciel KiMe2 fournit différents niveaux d'informations.

- Le système fournit le score automatique avec ses justifications. Chaque justification est composée d'une liste de critères de cotation ayant été, ou non, validés au cours de l'exercice (par exemple si « un appui a été utilisé », si « une posture a été atteinte », etc.).
- Si le thérapeute a un doute sur l'un des scores ou plus particulièrement sur une composante (ou élément de cotation) du système, le système fournit pour chaque cotation, la liste des composantes mobilisées et leurs états, ainsi que les valeurs numériques utilisées pour leur calcul (voir « Restituer » sur la Figure 43). Si le thérapeute a un doute sur une valeur en particulier, il peut générer le tracé des composantes et de leurs variables associées (voir

« visualiser l'évolution des variables » sur la Figure 43). Chacun des graphes est associé à sa composante ou sa variable pour un accès facilité.

- Finalement, l'exercice vu par la Kinect peut être reconstruit pour être visualisé dans un espace numérique en 3D (voir « Visualiser les actions du patients » sur la Figure 43). Ces différents niveaux d'information doivent permettre au thérapeute de comprendre parfaitement ce qui a été détecté par la Kinect et comment le système a effectué ses choix : c'est la définition d'un système transparent. Le système permet également quelques autres fonctionnalités dont notamment une permettant de juger de la « qualité » de l'enregistrement (vérification des pertes ou de l'instabilité de l'information et de l'inférence du squelette numérique, etc.) pour prévenir d'un éventuel échec du système.

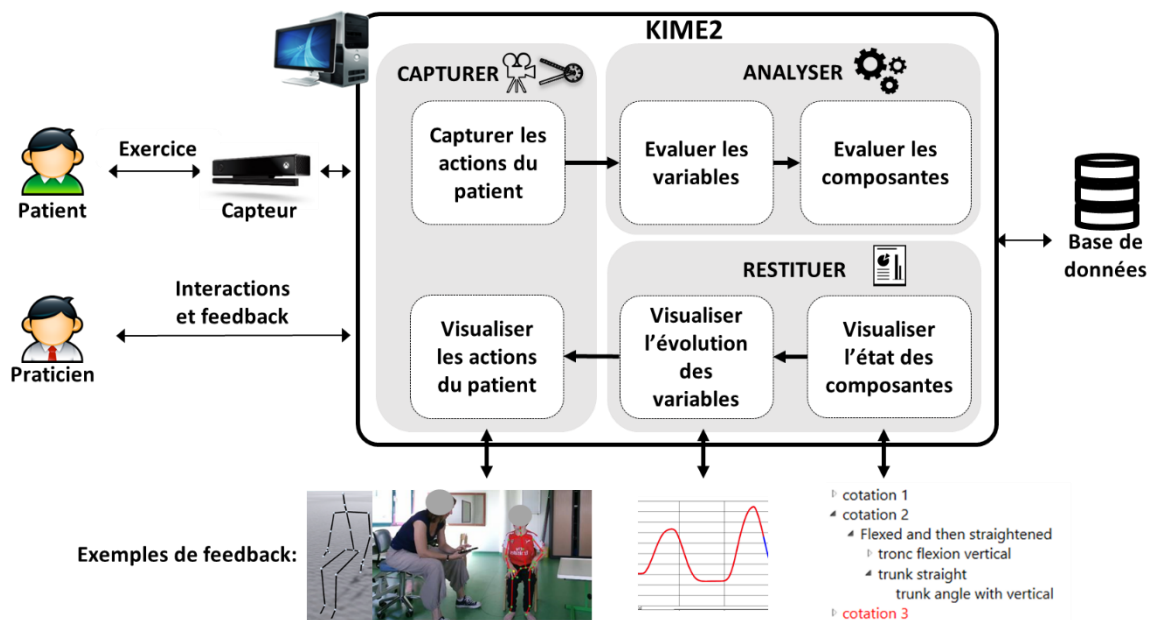


Figure 43 : Architecture KiMe2 [123]

### S'intégrer dans l'environnement

Un espace de 3m<sup>2</sup> environ est nécessaire dans les salles d'examen habituelles des thérapeutes. La Kinect est connectée à un ordinateur, elle est placée en bordure de cet espace. Le patient est positionné en face de la Kinect à une distance d'environ 1,8m et réalise l'item désiré (Figure 44). Le thérapeute peut rester au côté du patient, le toucher et interagir avec lui, toutefois il lui est recommandé de ne pas passer derrière ou devant sauf en cas de nécessité (aider le patient, observer un point spécifique pour la cotation, etc.). Le thérapeute est équipé d'une tablette connectée à internet et également connectée de manière sans fil à l'ordinateur (Figure 45 et Figure 44). Cette tablette permet diverses actions :

- Contrôler le système KiMe2 à distance et donc permettre au thérapeute de rester au côté du patient durant le déroulement du protocole complet.
- Visualiser le retour Kinect et d'autres indications fournies par KiMe2 pour vérifier si le système fonctionne correctement. Le thérapeute peut enregistrer et analyser les items directement depuis sa position à proximité du patient.

- Renseigner sa décision de cotation et ses commentaires (grâce au logiciel KiMe2) qui seront sauvegardés et envoyés dans la base de données et pourront être formalisés en un rapport standard pour le dossier du patient.

Cette tablette contient également une version numérique du manuel MFM (manuel obligatoire pour toute évaluation) et l'application de mesure des items distaux des doigts.



Figure 44 : Installation au CHU de Lyon, test avec tablette sans fil [123]

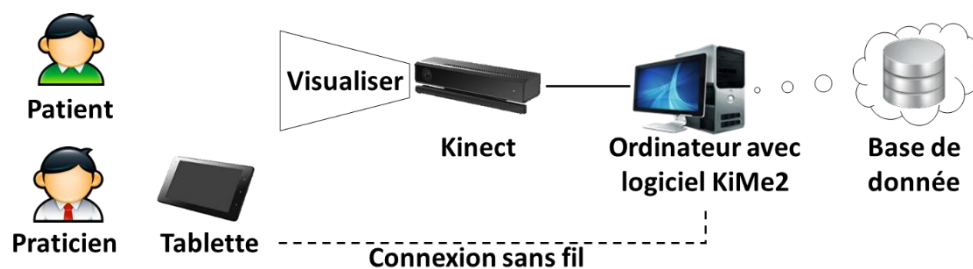


Figure 45 : Schématisation de l'installation physique du système [123]

## 4.2. ETAT D'AVANCEMENT DU SYSTEME

Plusieurs tests ont été effectués sur ce système pour vérifier l'avancement sur chacun des 3 axes de recherche (mesurer, communiquer et intégrer) :

- **Mesurer** : Les composantes ont été calibrées avec des enfants sains et testées avec des enfants ASI pour vérifier la capacité de mesure et de différenciation du capteur (confrontation de l'interprétation système avec l'interprétation thérapeute).
- **Analyser et Communiquer** : la compréhension du résultat et des outils d'analyse a été réalisée avec le groupe de thérapeutes au cours de la même expérience que pour l'intégration.
- **Intégrer** : Le système a été testé pour la partie capture durant des protocoles MFM usuels au CHU de Lyon pour tester la faisabilité du système. La faisabilité et la praticité de la partie de capture et de la partie d'analyse réunies ont été testées auprès d'un groupe de thérapeutes au cours d'une séance de tests.

Ce système a permis de répondre à un certain nombre de critères émis mais a également montré un certain nombre de limitations et d'améliorations à mettre en place avant de pouvoir enclencher les essais cliniques et tests de validation. L'axe Mesurer nécessite notamment une nette amélioration. Le

système de capture (ou au moins les paramètres et la méthode de mesure) ne présente pas actuellement une précision suffisante pour répondre aux critères. La précision, la répétabilité et les problèmes d'obstruction ne permettent pas une différenciation suffisante entre les différents niveaux de pathologies. Si la valeur ajoutée est réelle (notamment à travers des paramètres comme le centre de masse, les valeurs de flexions, la possibilité de normaliser certain mouvement par exemple), elle peut être encore mieux définie, développée et validée. L'intégration du système à l'environnement est plutôt réussie. Il faut toutefois noter quelques changements de pratiques qui doivent être contrôlés et validés et une charge cognitive supplémentaire qui n'est pas encore acceptée (trop de dispersion de l'attention, trop d'information à contrôler par le thérapeute). Finalement la formalisation des résultats s'est avérée compréhensible par les thérapeutes et permet une analyse des résultats du point de vue médical mais aussi une compréhension de la logique du système. Toutefois le système est encore trop long à utiliser et des automatismes sont à créer. Il doit encore être amélioré pour certains items et complété par d'autres items.

## 5. SYNTHÈSE

Au cours de ce chapitre nous avons pu voir les notions clés liées à la pratique des évaluations motrices médicales. Les axes de recherche ont pu y être définis : la mesure des capacités motrices, l'analyse et la communication du résultat et finalement l'intégration du système dans la pratique médicale. Un tableau des critères pour chacun de ces axes a été mis en place.

La méthode de conception UCD a été choisie afin de faciliter l'étape d'intégration du système dans la pratique. Cette méthode est cyclique et l'intégration doit être prévue à l'avance, mais aussi vérifiée et validée tout au long du cycle de création. L'étude de cas y a ensuite été décrite notamment à travers les premières étapes du cycle UCD. L'exploration du contexte de l'étude de cas autour du protocole MFM a été menée afin de définir le travail préliminaire nécessaire aux développements des 3 axes de recherche. Le but de cette étape du processus de conception était de déterminer l'intérêt du produit, de mieux comprendre son contexte de développement et d'extraire les critères et facteurs liés à ce contexte. Dans le cas des protocoles de mesures dans le domaine médical, nous voulions comprendre les éléments essentiels à leurs acceptations lors d'évolution grâce à l'apport technologique. Dans le cas de l'étude de la MFM :

- Le questionnaire Delphi a permis de valider l'intérêt de l'étude de cas auprès des personnes impliquées (thérapeutes et patients). Il a également permis de mieux définir le contexte et la pathologie concernée (la MFM et l'ASI) et d'identifier les deux populations les plus impactées : les ambulants et les non-ambulants. Il a permis d'identifier aussi l'importance du chronométrage comme paramètre possible de raffinement des analyses.
- L'enquête auprès des thérapeutes sur l'introduction de la Kinect a permis de faire émerger un certain nombre de paramètres et une meilleure compréhension des facteurs influençant l'acceptation et l'intention d'utilisation d'un tel système d'aide à l'évaluation : ces critères seront plus ou moins importants pour chacun des 3 axes de développement (mesurer, analyser et communiquer, et intégrer). Les facteurs principaux pour son utilisateur restent

l'augmentation de l'expertise médicale, un aspect non chronophage et non perturbateur de l'activité actuelle. L'influence sociale est plutôt vue positivement.

- Pour la relation patient – système d'aide, il faut pouvoir proposer un système qui dynamise la relation kinésithérapeute – patient plutôt que le contraire. La présence du thérapeute est toujours essentielle. Les interactions physiques sont toujours décidées par le thérapeute. Les interactions verbales et émotionnelles peuvent, elles, être partagées entre le système et le thérapeute. Il faut toutefois éviter de négliger l'implication du thérapeute : celui-ci doit pouvoir trouver sa place dans l'activité. Dans le cas d'une inclusion de cette évaluation dans un protocole ludique (similaire à un serious game), un résumé des préconisations pour un tel système est fourni en annexe 1, page 183.
- Finalement les observations et les discussions avec les thérapeutes ont permis de mieux comprendre les besoins en termes d'espace, d'interactions et de dynamiques de l'exercice qui pourront être ré-exploités dans la suite de l'étude de cas.

Ces critères seront donc à mettre en relation avec ceux préétablis dans la section 1 et décrit plus précisément dans chacun des 3 axes d'étude des chapitres suivants. Finalement une solution y a été décrite et son adéquation et sa maturation par rapport aux 3 axes établis. La solution permet de répondre à un certain nombre de critères mais pas leur intégralité. De futurs cycles de développement sont donc à prévoir.



# CHAPITRE 3 MESURER LE MOUVEMENT

L'exploration du contexte (Chapitre 2 page 77) a permis de définir que la performance du système de mesure du mouvement ainsi que sa capacité à différencier les différents niveaux de pathologie sont les critères principaux pour un système d'aide à l'évaluation motrice. L'objectif est de définir les paramètres nécessaires à mesurer, leurs incertitudes et leurs répétabilités. L'état de l'art et l'exploration du contexte ont également défini que la mesure doit être faite par rapport à la population à étudier et au mouvement idéal recherché. Dans le cas de notre étude (l'évaluation de la MFM) deux types de population sont importants :

- Les ambulatoires qui possèdent encore un bon nombre de capacités et pour qui les exercices importants seront les exercices ambulatoires et proximaux.
- Les non-ambulatoires dont les capacités motrices sont plus limitées en amplitude et pour qui les exercices importants sont les exercices distaux et proximaux.

Des études spécifiques sont nécessaires pour chacune ces deux populations. Ce chapitre vise à vérifier si les outils sélectionnés dans la partie 3 de l' « Etat de l'Art » (Capture du mouvement) possèdent les caractéristiques et performances nécessaires pour remplir nos objectifs. Trois outils ont été sélectionnés : la Kinect pour les items relevant des membres supérieurs et/ou inférieurs et de la posture (ambulatoire et proximaux), le LeapMotion et une tablette tactile internet pour les motricités fines (les doigts dans notre cas). La partie 3.5 page 46 de l'état de l'art a permis d'explorer la littérature sur la Kinect. Les études à son sujet sont nombreuses mais se focalisent sur des paramètres très spécifiques. Les études relatées dans ce présent chapitre du mémoire visent donc à confirmer son usage dans notre contexte. Concernant le LeapMotion et la tablette, assez peu d'études ont été réalisées sur ce sujet au moment de nos travaux. Nos études ont donc pour objectifs d'être une preuve de concepts et de fournir plus d'informations sur l'utilisation de tels outils dans notre contexte.

## 1. MODELISER, PARAMETRER ET CALIBRER LE MOUVEMENT

La première étape est d'identifier la ou les informations nécessaires à mesurer et de les formaliser en un paramètre qui soit calculable, précis, unique et répétable. Pour rappel, les paramètres trouvés doivent répondre au moins aux critères énumérés dans le chapitre 2 (Tableau 7).

**Tableau 7 : Rappel des critères importants pour l'axe « Mesurer »**

---

### Mesurer les capacités

Mesure sur tout le protocole

Valeur ajoutée sur la mesure

Fiabilité des données

Identification de la pathologie

Contrôle de la variabilité

---



## 1.1. MODELISER

L'objectif initial est de comprendre les points importants à évaluer au cours du mouvement : quels éléments clés sont à valider, à éviter ou à contrôler ? Dans le cas d'un contrôle du mouvement, nous identifions trois types de fonctions motrices à suivre :

- Fonction active : la fonction qui doit être évaluée (fonction motrice).
- Fonction compensatrice (aspect pathologique) : une fonction qui facilite la fonction active.
- Fonction interdite (triche) : une fonction interdite qui invalide l'exercice (contournement de l'exercice).

### IDENTIFIER LA FONCTION OU LES FONCTIONS MOTRICES A MESURER ET CONTROLER

Plusieurs éléments sont utilisables pour identifier cette première étape et quelques exemples et outils sont disponibles à travers des méthodes telles que le « Contextual Design » [43] : la 1<sup>ière</sup> étape est de traduire les manuels et documents relatant le mouvement, la deuxième est d'aller sur place observer un certain nombre de ces évaluations (et si possible de trouver l'accès à une base de données) et enfin il est possible de modéliser le mouvement recherché.

Pour comprendre la règle d'évaluation et définir des cas qui n'auraient éventuellement pas pu être observés, nous allons modéliser les exercices. Le but est d'identifier les éléments représentant la fonction motrice principale, les éléments impactés ou impactant cette fonction.

#### Exemple d'application sur l'item 16 de la MFM

**Description** : le sujet est assis confortablement en face d'une table (de telle manière à ce que les genoux, les hanches et les coudes soient à environ 90°), dans son fauteuil ou sur une chaise. Il doit atteindre avec sa main un crayon mis en position par le thérapeute à une distance correspondant à la longueur de l'avant-bras du sujet (main comprise) de manière à forcer (dans le cas idéal) le sujet à réaliser une extension complète du coude (voir annexe 2, page 184, pour une description complète de l'item 16 par le manuel MFM et voir Figure 46 pour la modélisation de l'exercice).

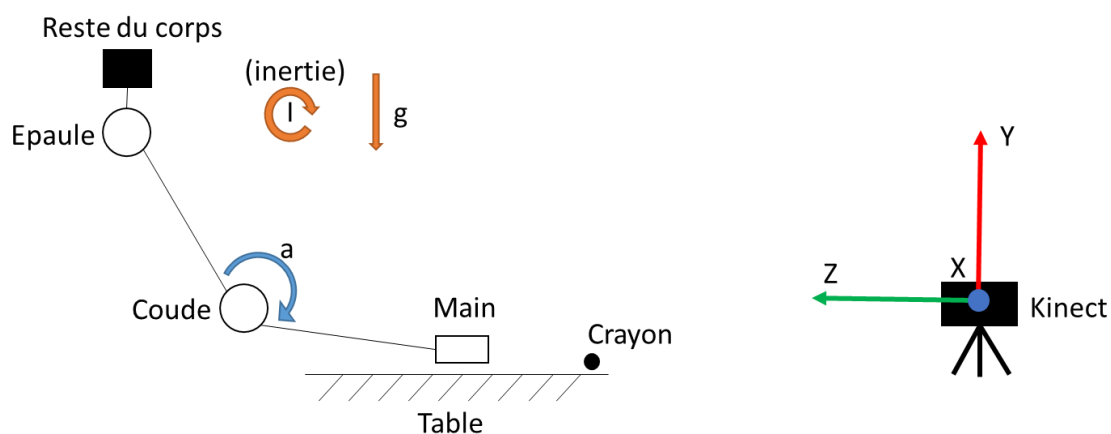


Figure 46 : Exemple de modélisation pour l'item 16: toucher le crayon (extension du coude) vue de profil

**Objectif** : toucher le crayon (distance à parcourir, voir Figure 46)

- Eléments fonctionnels : la main, l'épaule, le coude, le bras et l'avant-bras.
- Eléments environnementaux : la table, le crayon, la gravité (g sur la Figure 46)), la cinétique (l sur la figure 46), le reste du corps.
- Fonction active 1 (fonction à mesurer) : extension du coude (angle du coude).
- Fonction active 2 (fonction à mesurer) : déplacement de la main en profondeur (distance z).
- Fonctions compensatoires :
  - Aide de la main sur la table (reptation de la main sur la table).
  - Impact de la gravité : s'affaisse sur la table et ne soulève pas la main.
  - Aide de l'épaule ou du tronc : avance l'épaule ou le tronc pour aider le mouvement (et/ou du reste du corps).
  - Utilise l'inertie du corps et non la fonction du bras : mouvement du corps pour « jeter » le bras en avant.
- Fonction interdite : utilisation du membre opposé (pas de contact d'autres membres avec le membre évalué)

Cette dénomination permettra d'identifier les premiers paramètres à mesurer mais également d'assurer une feuille de route afin d'être sûr de contrôler toutes les informations sur l'exercice (pas de mesure partielle du mouvement : critère 1 du Tableau 7).

## IDENTIFIER L'EXERCICE

Les paramètres ci-dessus permettent d'évaluer la séquence de l'exercice, mais cela signifie que l'on connaît parfaitement les limites de cet exercice. En effet les fonctions, particulièrement compensatoires, ne sont pertinentes que durant la réalisation de l'exercice, pas avant et pas après. Dans le cas d'une analyse continue et automatique, il peut exister une phase de recherche de l'exercice dans l'enregistrement. Cette phase consiste en plusieurs temps (Figure 47) :

- (1) Position de départ : il faut vérifier que le sujet est dans une position de départ correcte, c'est la position de référence à prendre pour démarrer l'exercice (*frame* de référence).
- (2) Amorce du mouvement : le patient ne démarrera pas forcément l'exercice dès qu'il aura pris la position de départ, il faudra donc définir un paramètre (ou plusieurs) qui caractérise une amorce de mouvement.
- (3) Condition(s) d'arrêt(s) : il existe plusieurs manières de finir un exercice : la fonction active a été atteinte, l'exercice a été abandonné, l'exercice prend trop de temps, le sujet est revenu en position de départ pour recommencer ou une fonction interdite a été utilisée etc.

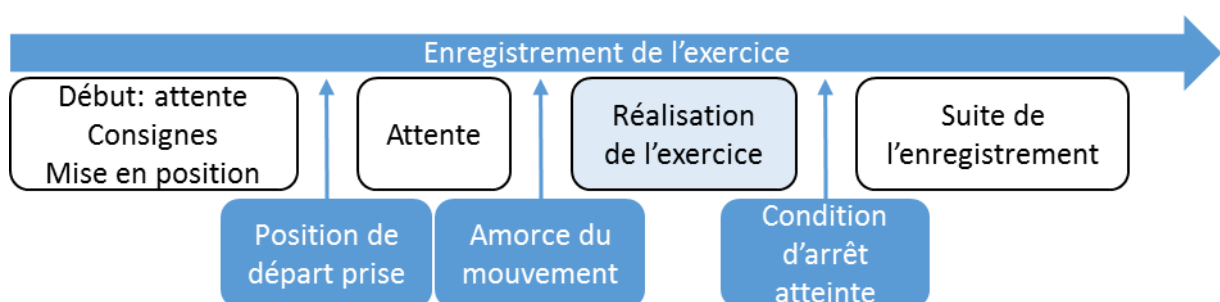


Figure 47 : Recherche de l'exercice

### Exemple d'application sur l'item 16 de la MFM

- Position de départ : assis sur une chaise, avant-bras sur la table, coude à environ 90°.
- Amorce du mouvement : déplacement significatif de la main dans la direction du crayon.
- Conditions d'arrêts : contact main – crayon, fin de l'enregistrement, temps alloué à l'exercice écoulé, retour de la main dans la zone de démarrage, utilisation du membre opposé (triche).

Il existe donc une liste de paramètres complémentaires dédiés à l'identification complète de l'exercice. Ces paramètres doivent tout autant être mesurés et validés : par exemple une condition d'amorce pour l'item 16 sera un déplacement « significatif » en direction du crayon ou encore comme condition arrêt l'atteinte de l'extension maximale du coude, etc.

## 1.2. PARAMETRER

Une fois ces conditions (pour l'identification de l'exercice) et fonctions identifiées, il faut y associer des paramètres clairement définis. Les paramètres utilisés pour la mesure du mouvement sont divers : cinématique, spatio-temporelle, cinétique, etc.

Les paramètres les plus classiquement utilisés dans la plupart des analyses de mouvement sont tous les critères de distances (quantité de mouvement et amplitude), de trajectoires (chemin et phase), d'angles de rotation, de vitesse, d'accélération, voire d'« à-coup » (jerk). Ces paramètres sont souvent observés, dans une certaine mesure, directement par l'œil du thérapeute. L'intérêt de l'outil technologique par rapport au thérapeute réside dans une meilleure précision, une répétabilité des mesures et un contrôle plus global de l'ensemble des paramètres (le thérapeute ne pouvant se concentrer que sur quelques paramètres à la fois), permettant de rendre l'exercice plus standard. Un des objectifs de nos travaux consiste à vérifier si l'augmentation de cette précision permet une identification plus fine des différents paliers d'évolution de la pathologie étudiée.

La biomécanique accorde également une certaine importance à la durée de réalisation, à la puissance musculaire et à la valeur du centre de masse ou du centre de gravité (celui-ci est parfois vu comme la projection du centre de masse dans le plan horizontal). Dans ce domaine, il est également courant d'utiliser des paramètres complexes comme des index : à partir d'une formule détaillée (utilisant souvent les paramètres décrits dans le paragraphe ci-dessus), ils permettent de décrire le niveau d'atteinte pathologique avec une seule variable. Le centre de masse est un exemple de ces paramètres réducteurs (description du déplacement du corps avec une seule variable). L'analyse de la marche possède par exemple un certain nombre d'« index », tel que l'index de marche Gillette (GGI) ou l'index de déviation de marche (GDI) qui qualifie la qualité de la marche avec un seul chiffre [124]. L'avantage de ces paramètres est leur aspect réducteur : une seule valeur permet de classer les différents niveaux de performances. Ces paramètres ne sont pas, ou difficilement, représentables avec l'œil humain. L'instrumentation est donc essentielle pour les obtenir. Ils constituent donc une valeur supplémentaire limitée aux évaluations utilisant l'apport technologique. Un inconvénient est qu'il peut être difficile de les interpréter : ils n'ont de sens qu'au regard d'une activité spécifique et il faut donc être formé à leurs définitions pour être capable de les comprendre et de les utiliser. Il est donc d'autant plus important pour ce type de paramètres de justifier de sa valeur clinique à travers des phases de calibration et de

validation. Nous allons utiliser ce type d'index pour définir de nouveaux paramètres d'évaluation. Le centre de masse sera un paramètre intéressant pour traiter les exercices MFM et notamment traiter les « déplacements » et l'« équilibre » à l'aide d'une seule variable.

### 1.3. CALIBRER ET VALIDER UN OUTIL MEDICAL

Ces paramètres doivent être validés à l'aide d'études cliniques en laboratoires d'essais puis en situation réelle. Dans le cas de développement d'outil pour le domaine médical, il doit passer par diverses études [125] :

1. Etude de faisabilité : sécurité d'utilisation et pertinence de l'outil.
2. Etude d'efficacité : performance de la technologie en condition réelle en situation favorable.
3. Etude de non efficacité : performance de la technologie en condition réelle en situation non contrôlée.
4. Etude coût efficacité – cout bénéfice.

Pour attester de la performance de ces paramètres, il faut établir l'incertitude attachée au protocole / appareil de mesure. Les méthodes utilisées en laboratoire pour effectuer des essais sont formalisées à travers la norme ISO/IEC 17025 : 2005 (<http://www.demarcheiso17025.com/index.html>). Plus particulièrement les principes d'exactitudes (justesse et fidélité) et leurs évaluations sont formalisés dans la norme ISO 5725-1 : 1994. L'ISO 17025 stipule que la méthode d'évaluation de l'outil de mesure doit valider 3 conditions :

- Représentativité : « la méthode doit relever les justes propriétés de l'objet testé et fournir une estimation suffisamment précise en fonction de l'utilisation qui a été prévue pour ces résultats ».
- Reproductibilité : « la méthode est applicable dans des milieux différents, par des opérateurs différents, en utilisant des équipements physiquement différents (conceptuellement analogue), tout en obtenant des résultats similaires, c'est à dire dans la marge d'incertitude ».
- Répétabilité : « fournir des résultats similaires pour un laboratoire donné et pour un équipement donné ».

En l'occurrence les laboratoires peuvent utiliser plusieurs « familles » de méthodes de validation, dont notamment<sup>30</sup> :

- « L'approche scientifique : validation des facteurs expliqués soit par des phénomènes physiques soit par des expérimentations (preuve de reproductibilité et de répétabilité).
- L'approche comparative : comparaison directe avec une méthode analogue validée qui fournit les propriétés recherchées (dans une marge d'incertitude validée). »

---

<sup>30</sup> ISO/IEC 17025 : [http://www.demarcheiso17025.com/technique/methodes\\_dessais.html](http://www.demarcheiso17025.com/technique/methodes_dessais.html) [02/10/17]

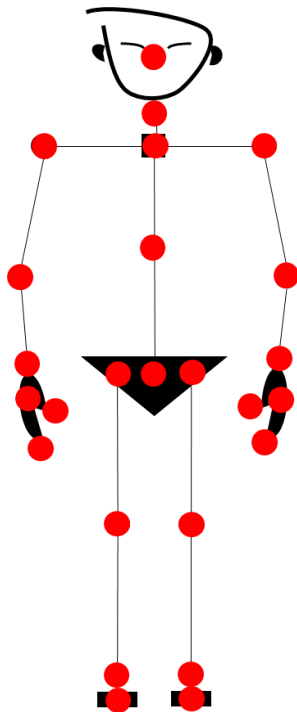
Dans le cadre de nos travaux de recherche qui ont pour but de vérifier la possible évolution du protocole MFM vers un nouveau protocole utilisant des capteurs de MoCap (dont la Kinect), nous avons concentré nos activités sur la phase d'étude de faisabilité, notamment la faisabilité technique. Ainsi, sans entrer dans un protocole complet normalisé, nous avons mis en place une méthode plus simplifiée (respectant les trois conditions de représentativité, reproductibilité et répétabilité) pour valider notre outil de mesure.

## 2. APPLICATION : EVALUER LE MOUVEMENT AVEC LA KINECT

La Kinect permet l'identification d'un squelette numérique composé de 25 points représentant les différentes articulations du corps sauf pour les extrémités (tête, pieds, mains) qui sont représentées par leurs centres de gravité, plus quelques points supplémentaires (3 points pour la colonne vertébrale, 1 point pour le cou, 1 point pour chaque pouce et 1 point pour chacun des doigts les plus longs de chaque main) (Figure 48). Dans la partie bibliographie, nous avons pu présenter les recherches préliminaires sur la validité de ces mesures. Le capteur a été étalonné (comparaison avec des capteurs IR de référence) et le positionnement des points du squelette a souvent été évalué avec une approche comparative : comparaison du squelette Kinect avec celui issu d'un système cliniquement validé comme celui du VICON (ou équivalent). Ces essais ont été réalisés dans des configurations très spécifiques qui ne sont pas forcément représentatives de la complexité d'un exercice neuromusculaire. C'est pourquoi des tests de faisabilité sont encore nécessaires afin de faire émerger d'éventuels autres problèmes méconnus jusqu'ici et d'établir une première vue de l'incertitude dans le cas de tels exercices.

Dans notre cas, plusieurs études ont été réalisées. Ces études visaient d'une part à évaluer la répétabilité du squelette numérique à travers les exercices de la MFM et donc faire ressortir la dispersion de la mesure dans un cas connu et d'autre part à mettre en évidence d'éventuelles difficultés techniques et d'analyse associées à ces exercices. Pour cela la capacité de mesure/analyse est comparée avec la méthode d'évaluation actuelle (le standard de la MFM) : l'œil du kinésithérapeute. Trois études ont été menées (voir Tableau 8 pour le descriptif des populations choisies) :

1. Etude sur les adultes sains : des adultes sains ont réalisé les exercices de la MFM, à savoir la cotation 3 (mouvement « normaux »). Les paramètres importants de chacun de ces exercices sont mesurés et leurs dispersions calculées.
2. Etude sur les enfants sains : des enfants sains ont réalisé les exercices de la MFM sous la surveillance d'une thérapeute, au cours d'un protocole expérimental validé par le CPP (Comité de Protection des Personnes Sud Est II, numéro IRB : 00009118).
3. Etude sur les enfants ASI : des enfants pathologiques ont été enregistrés au cours de leur MFM. Ces enfants ont été évalués normalement par leur thérapeute à l'aide du manuel MFM. En même temps, leurs activités étaient évaluées par le système KiMe2. L'adéquation entre les scores thérapeute – KiMe2 ainsi que les justificatifs proposés ont été analysés.



**Figure 48 : Squelette numérique de la Kinect avec ses 25 points**

**Tableau 8 : Description des sujets pour les 3 études**

|               | <i>Adultes sains</i> | <i>Enfants sains</i> | <i>ASI</i> |
|---------------|----------------------|----------------------|------------|
| <b>Nombre</b> | 22                   | 31                   | 10         |
| <b>M</b>      | 12                   | 14                   | 5          |
| <b>F</b>      | 10                   | 17                   | 5          |
| <b>Age</b>    | 27,8                 | 10,8                 | 10.4       |
|               | +/- 7,6              | +/- 3,0              | +/- 2.5    |
| <b>IMC*</b>   | 22,5                 | 17,8                 | -          |
|               | +/- 3,4              | +/- 3,1              |            |

*\*IMC : Indice de Masse Corporelle*

A noter également que pour les enfants pathologiques ASI, les deux populations (ambulantes et non-ambulantes) ont été observées séparément :

- 5 ASI type 2 (non-marchant dès l'enfance) dont 3 en fauteuils roulants électriques (FRE).
- 5 ASI type 3 (marchant au début de la pathologie) tous encore marchant.

## 2.1. PROTOCOLE : REALISATION DES ITEMS MFM ([WWW.MFM-NMD.ORG](http://WWW.MFM-NMD.ORG))

### INSTALLATION ET SELECTION DES EXERCICES

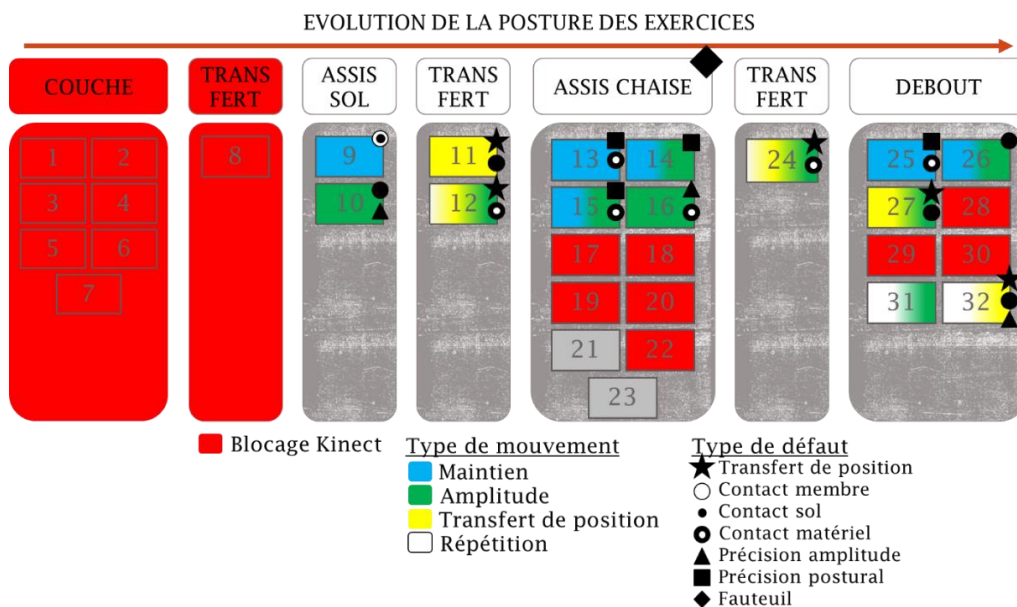
Les sujets ont tous été enregistrés avec une Kinect placée à l'horizontal sur un trépied à une distance située entre 1,80m et 2,50m du sujet et à une hauteur du sol entre 1m et 1,20m (Figure 49). 16 items des 32 items de la MFM ont été sélectionnés pour ces expérimentations (Figure 50). Ces items ont été sélectionnés pour leur compatibilité avec la Kinect. Les autres, exclus pour leur incompatibilité :

- Pour fonctionner, si l'on considère une seule Kinect, le sujet doit se positionner face à la Kinect et doit rester dans un espace compris entre 1,80m et 2,50m de la Kinect, ce qui exclut tous les mouvements trop ambulatoires. Plusieurs Kinect seraient nécessaires pour les visualiser et les enregistrer.
- Capturer les mouvements en étant couché sur le sol supposerait une Kinect fixée au plafond ou l'utilisation d'un trépied spécial, ce qui n'est pas envisagé pour le moment.
- Enfin, comme cela a pu être vu dans la bibliographie, la Kinect ne peut mesurer les mouvements de motricités fines.

La première étude réalisée avec les adultes sains a permis de sélectionner au final quatorze items : les deux items 21 et 23 ont été retirés car les interactions avec les objets alentours demandaient de lourds développements informatiques par rapport au temps à allouer à l'étude. La Figure 50 récapitule les items et leur classification. Elle fournit également quelques informations sur la nature des exercices réalisés.



Figure 49 : Exemple d'installation



**■** Blocage Kinect

Posture non identifiable par la Kinect

Type de mouvement

- Maintien
- Amplitude
- Transfert de position
- Répétition

Maintenir une posture : besoin de précision pour la qualifier

Amplitude à atteindre ou éviter : besoin de précision pour la suivre

Changement de position : passage par des positions peu convenues

Faire plusieurs fois un des exercices ci-dessus

Type de défaut

- ★ Transfert de position
- Contact membre
- Contact sol
- ⊙ Contact matériel
- ▲ Précision amplitude
- Précision postural
- ◆ Fauteuil

Perte / saut du squelette dû à une position non reconnaissable

Difficultés à attribuer les « body part » et donc un mauvais placement de point

Difficultés à identifier les points à la limite (erreur et obstruction)

Difficultés à identifier les points à la limite (erreur et obstruction)

Précision sur l'amplitude du mouvement (dynamique)

Précision sur la posture de la personne (statique)

Silhouette cachée ou confondue avec la forme du fauteuil

Note: Les erreurs de contact sont cumulables

Figure 50 : Décomposition des items MFM



## DEROULEMENT DES 3 ETUDES

Avant chaque item, les consignes sont fournies au sujet, puis l'ensemble de l'exercice est enregistré à l'aide d'une version verrouillée du logiciel KiMe2 mise à disposition des thérapeutes ou des personnes réalisant les expérimentations. Ce logiciel permet d'enregistrer l'ensemble des points du squelette numérique pour chaque exercice. Afin de vérifier le bon fonctionnement de la Kinect et la captation de la bonne personne, il permet également un retour visuel de la captation Kinect. Des passations ont également été enregistrées par des caméras (3 angles de vues) comme illustré sur la Figure 51. Quelques commentaires sont à faire sur ces 3 études :

- Les adultes ont réalisé des mouvements correspondant aux exercices MFM mais pas nécessairement l'exercice exact (certains exercices ont par exemple été découpés en 2 phases). **Attention : les exercices réalisés par les adultes sains n'ont pas été faits en présence d'un kinésithérapeute. Il est possible que les sujets n'aient pas pris une position initiale correcte ou que des défauts n'aient pas été corrigés. Voulant faire parfaitement l'exercice, il est également possible qu'ils aient exagéré certains mouvements : l'intérêt de cette étude était en priorité d'identifier les paramètres intéressants et les problèmes potentiels d'enregistrement. Ces approximations n'ont donc que peu de conséquence sur les données traitées.**
- Les enfants sains ont réalisé les items d'une MFM dans le cadre d'un protocole agréé CPP et sous le regard et la validation du thérapeute (exclusion des sujets présentant des anomalies ou ne pouvant pas réaliser la cotation 3) : le but de cette étude est de valider les valeurs de dispersion des paramètres sélectionnés durant l'étude 1.
- Pour les 2 études avec des sujets sains, tous les points du squelette numérique ont été enregistrés et chaque exercice a été réalisé 2 fois.
- Les enfants ASI ont été enregistrés durant leur passation MFM annuelle. Les points du squelette numérique n'ont été enregistrés que pour les exercices réalisés ou au moins tentés.



Figure 51 : Enregistrement des essais Kinect : 3 angles de vues et un feedback du logiciel (carré en haut à droite). Expérimentations réalisées en salle MEXICO du laboratoire G-SCOP.

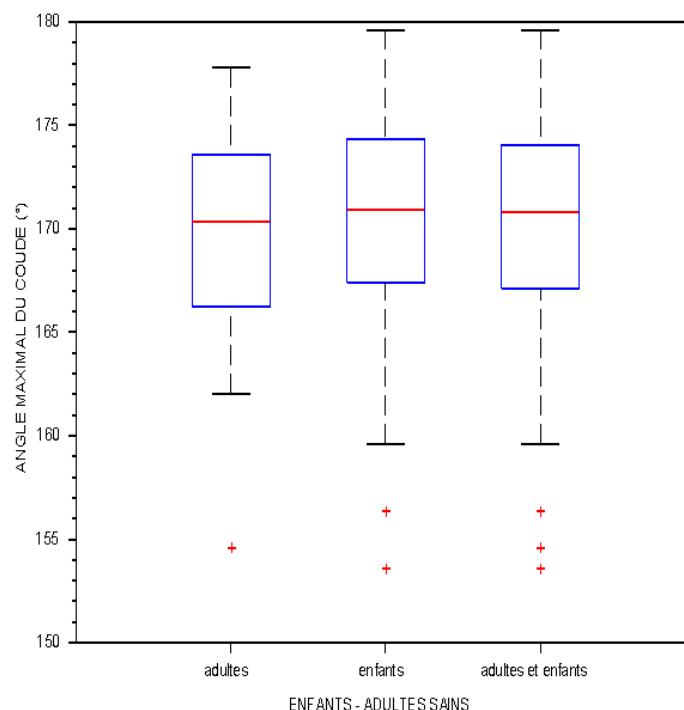


## ANALYSES ET RESULTATS

La récupération du mouvement sous forme de squelette numérique permet de reconstruire facilement les paramètres basiques d'évaluation du mouvement, à savoir les angles d'articulations entre les segments, les angles des segments du corps par rapport aux différents repères locaux et par rapport à ceux de la Kinect, les distances ou déplacements, les vitesses, les contacts (zone à atteindre), etc.

### Les études de calibrations : adultes et enfants sains

Comme cela a pu être expliqué dans la partie 1 de ce chapitre, plusieurs paramètres ont pu être extraits pour chaque exercice : angles d'articulations, angles des segments du corps par rapport aux différents repères, distances entre les membres, distances aux contacts recherchés, etc. (un extrait des paramètres mesurés peut être trouvé dans le Tableau 21 en annexe 3 page 185). Ces paramètres ont été évalués pour l'ensemble des enregistrements et résumés sous forme de diagramme de répartition ou diagramme moustache (exemple en Figure 52 du paramètre de l'angle du coude pour l'item 16 de la MFM). Cette répartition permet d'identifier la variabilité admissible du paramètre par la Kinect pour une cotation 3. Cette variable est d'au moins deux types : (1) la variabilité naturelle de l'humain autorisée. Aucun humain n'a exactement la même posture et la variabilité naturelle de ces postures est admise par la communauté des thérapeutes. (2) La variabilité du capteur : aucun outil de mesure n'est parfait et il existe une incertitude purement technique sur le placement des points, c'est cette incertitude qui doit être contrôlée.



**Figure 52 : Répartition de l'angle du coude lors de l'extension maximale (item 16)**

En gardant l'exemple de l'item 16 (toucher le crayon par extension du coude), un paramètre évident à suivre est celui de l'angle du coude. Une des fonctions actives de cet item est l'ouverture du coude jusqu'à son extension complète pour une cotation 3. La Figure 52 indique la valeur maximale de cette extension pour les sujets sains (un diagramme uniquement pour les adultes, un autre uniquement pour les enfants sains et un dernier qui regroupe ces 2 populations). En extension complète, le coude ne fait

pas complètement un angle de 180° et une marge existe lorsqu'il s'agit de considérer le coude en extension. Il est ainsi admis que 50% de la population a un angle d'extension compris entre 170-180°, il est également acceptable pour les autres 25%, d'avoir un angle compris entre 165°-170°. Il peut toutefois être discutable que les derniers 25% de la population aient un angle entre 160°-165° : de telles valeurs peuvent être confondues avec un défaut pathologique (flexum, rétraction musculaire du coude). Finalement les quelques points indépendants présentes des valeurs clairement erronées qui relèvent d'un échec de mesure par le capteur Kinect.

Ces données nous permettent déjà de constater que les mesures du système d'aide présentent un certain taux d'échec. Ce taux est assez discutable car l'angle maximal autorisé (pour être considéré comme en extension) n'est pas une valeur clairement définie par la communauté médicale. L'implication des thérapeutes (et de la communauté en générale) est essentielle pour définir ces paramètres et déterminer le taux d'échec et d'incertitude du système. Toutefois ces diagrammes de répartition permettent de définir les valeurs correctes, admissibles, discutables et erronées du système de mesure utilisant la Kinect.

### **L'étude des enfants ASI**

Une fois les études de calibrations réalisées sur la population saine, nous possédons une liste de paramètres permettant d'évaluer les exercices ainsi que leurs valeurs de marge admissible. L'étape suivante consiste en la réalisation de l'exercice par un enfant pathologique et la possibilité de différencier les différents niveaux pathologiques. Deux analyses ont été réalisées :

- Une analyse automatique (par KiMe2) : avec les paramètres et leurs délimitations, un algorithme propose automatiquement une cotation qui sera comparée à la cotation fournie par le thérapeute.
- Une analyse digitale : la vidéo du squelette numérique et les courbes d'évolution des paramètres sont mises à disposition du duo thérapeute-concepteur qui propose alors une cotation.

L'avantage de la deuxième analyse est qu'elle permet de compenser l'imperfection du système automatique et de mettre en évidence les éventuelles défaillances de l'algorithme (oubli d'un paramètre, mauvaise interprétation d'un paramètre, etc.).

Ces deux analyses sont comparées à celle fournie par le thérapeute lors de l'observation directe avec l'enfant. C'est cette comparaison qui définit le taux de réussite du système Kinect présenté dans les tableaux 9 à 11 :

- Le Tableau 9 fournit les résultats pour l'ensemble des exercices et des sujets.
- Le Tableau 10 fait un focus sur les ASI 3 (population ambulante).
- Le Tableau 11 fait un focus sur les ASI 2 (population non ambulante).

Le tableau numéro 9 montre un taux de réussite de l'analyse digitale de 76% (capacité du système à mesurer correctement le mouvement). A l'inverse, ceci représente un taux d'échec élevé (24%) qui met en exergue une faible fiabilité du système de mesure. Nous tenons à mettre en évidence que les ASI 3 ont été plus faciles à évaluer que les ASI 2. Effectivement, les ASI 3 font des mouvements plus amples, ce qui les rend plus faciles à capter par la Kinect. La population ASI 2 n'a d'ailleurs pas pu réaliser certains items (voir Tableau 11).

Tableau 9 : Performance du système Kinect vs Cotation Thérapeute

| Item n°                          | 9  | 10  | 11  | 12  | 13 | 14 | 15 | 16 | 24  | 25 | 26  | 27 | 31 | 32  | Total |
|----------------------------------|----|-----|-----|-----|----|----|----|----|-----|----|-----|----|----|-----|-------|
| Nb d'items                       | 7  | 7   | 4   | 5   | 8  | 10 | 10 | 8  | 5   | 5  | 5   | 5  | 3  | 3   | 85    |
| Nb de réussites KiMe2            | 5  | 3   | 4   | 2   | 2  | 6  | 3  | 5  | 3   | 2  | 3   | 2  | 1  | 2   | 43    |
| Nb de réussites Analyse Digitale | 6  | 7   | 4   | 5   | 4  | 5  | 6  | 6  | 5   | 3  | 5   | 4  | 2  | 3   | 65    |
| % de réussite KiMe2              | 71 | 43  | 100 | 40  | 25 | 60 | 30 | 63 | 60  | 40 | 60  | 40 | 33 | 67  | 51    |
| % de réussite Analyse Digitale   | 86 | 100 | 100 | 100 | 50 | 50 | 60 | 75 | 100 | 60 | 100 | 80 | 67 | 100 | 76    |

Tableau 10 : Performance du système Kinect vs Cotation Thérapeute pour les ASI 3 (population ambulante)

| ASI 3, Item n°                   | 9   | 10  | 11  | 12  | 13 | 14 | 15  | 16  | 24  | 25 | 26  | 27 | 31 | 32  | Total |
|----------------------------------|-----|-----|-----|-----|----|----|-----|-----|-----|----|-----|----|----|-----|-------|
| Nb d'items                       | 5   | 5   | 4   | 5   | 5  | 5  | 5   | 5   | 5   | 5  | 5   | 5  | 3  | 3   | 65    |
| Nb de réussites KiMe2            | 4   | 1   | 4   | 2   | 1  | 3  | 3   | 4   | 3   | 2  | 3   | 2  | 1  | 2   | 35    |
| Nb de réussites Analyse Digitale | 5   | 5   | 4   | 5   | 2  | 3  | 5   | 5   | 5   | 3  | 5   | 4  | 2  | 3   | 56    |
| % de réussite KiMe2              | 80  | 20  | 100 | 40  | 20 | 60 | 60  | 80  | 60  | 40 | 60  | 40 | 33 | 67  | 54    |
| % de réussite Analyse Digitale   | 100 | 100 | 100 | 100 | 40 | 60 | 100 | 100 | 100 | 60 | 100 | 80 | 67 | 100 | 86    |

Tableau 11 : Performance du système Kinect vs Cotation Thérapeute pour les ASI 2 (population non - ambulante)

| ASI 2, Item N°                   | 9  | 10  | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 24 | 25 | 26 | 27 | 31 | 32 | Total |
|----------------------------------|----|-----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|-------|
| Nb d'items                       | 2  | 2   | 0  | 0  | 3  | 5  | 5  | 3  | 0  | 0  | 0  | 0  | 0  | 0  | 20    |
| Nb de réussites KiMe2            | 1  | 2   | 0  | 0  | 1  | 3  | 0  | 1  | 0  | 0  | 0  | 0  | 0  | 0  | 8     |
| Nb de réussites Analyse Digitale | 1  | 2   | 0  | 0  | 2  | 2  | 1  | 1  | 0  | 0  | 0  | 0  | 0  | 0  | 9     |
| % de réussite KiMe2              | 50 | 100 |    |    | 33 | 60 | 0  | 33 |    |    |    |    |    |    | 40    |
| % de réussite Analyse Digitale   | 50 | 100 |    |    | 67 | 40 | 20 | 33 |    |    |    |    |    |    | 45    |

## 2.2. FACTEURS AVANTAGEUX ET LIMITANTS A L'ISSUE DES ETUDES

Ces études nous ont permis de tirer quelques conclusions sur la qualité des mouvements et les capacités du capteur Kinect.

### CONTROLE POSTURAL ET MOUVEMENT DANS LES PLANS

Localisation des points du squelette : la Kinect est plutôt fiable sur les données relatives, mais elle perd beaucoup en fiabilité et en précision sur les valeurs absolues. La définition de la posture par des angles absolus est donc difficile. Cette précision se perd d'autant plus chez les enfants : une petite erreur qui s'amplifie chez les petites tailles et sur le fait que la Kinect est développée pour fonctionner principalement avec des adultes.

Problème de précision suivant les axes : les erreurs dans la profondeur (axe Z) sont plus importantes que dans les axes frontaux (axes X et Y définissant le plan frontal). Il pourrait être intéressant de tester la Kinect positionnée avec un angle de 30° par rapport au plan frontal du patient afin de tenter de limiter l'erreur du plan sagittal, toutefois nous n'avons pas eu le temps de tester cette configuration.

## **MOUVEMENT SUR UN MATERIEL OU PROCHE DU SOL**

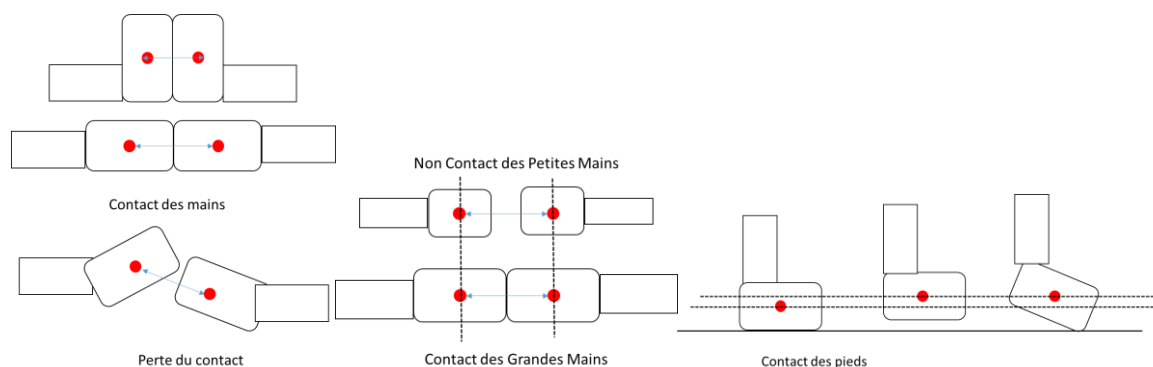
Interférence avec un objet : Le contact d'un membre avec un objet (tel qu'une table par exemple) va fortement brouter les données de ce membre. L'occlusion d'un membre par un objet imposant va forcer la Kinect à approximer la position du point correspondant du squelette numérique. Ceci aura tendance à augmenter l'erreur sur la position des points. Cette situation concerne notamment les items 15, 16 (**présence d'une table obligatoire en face du sujet**) et les items 11, 12, 24, 25, 32 (**table possible pour appui**).

Interférence due au sol : La méthode de segmentation de la silhouette de la Kinect supprime tous les pixels situés sur une bande d'environ 3 cm à 5 cm au niveau supposé du sol. Il existe donc une zone floue qui rend les évaluations des mouvements à ce niveau difficile à établir.

## **APPUIS**

Pour permettre d'évaluer le degré d'atteinte de la fonction motrice, un aspect important de la MFM est l'utilisation d'appuis comme possible compensation. Ces appuis peuvent être variés (appui sur un matériel, appui sur soi ou sur le sol, etc.) mais présentent à chaque fois une déficience claire de la fonction motrice.

Définition exacte du contact : actuellement il est impossible de définir avec certitude un contact. La Kinect permettant la représentation du squelette avec des points, il est possible de connaître la position approximative du sol. Mais en n'utilisant qu'un ou deux points du squelette numérique pour représenter un contact, il est difficile d'affirmer la prise ou la perte du contact. Ceci est aggravé par le fait que cette surface (ou ce point) de contact est dépendante de la physiologie de la personne et de la manière d'effectuer la prise ou la perte du contact (voir Figure 53). Le matériel complémentaire utilisé pour réaliser les exercices n'est pas non plus fourni dans l'enregistrement du squelette, ce qui rend d'autant plus difficile l'identification des appuis matériels. Il est cependant possible de repérer des appuis longs et prolongés sur le squelette, mais cela implique l'utilisation de nombreuses contraintes pour le définir. La solution que nous avons privilégiée consiste à vérifier ce contact à un niveau de donnée inférieur (refaire de l'identification d'objet dans une scène comme cela a pu être vu dans la partie état de l'art) en utilisant la carte de profondeur fournie par la Kinect et non plus juste le squelette numérique. Il est possible à partir de cette vision d'identifier la position du sol, des murs, voire du matériel et de les modéliser par des « cubes » ou des « zones d'intérêts ». De même il est possible d'identifier la main du sujet ainsi que ses autres parties du corps de manière plus détaillée (une zone d'intérêt et non plus juste un point). Le contact est donc à évaluer entre deux zones d'intérêts et non plus juste des points (des tests préliminaires menés à l'aide des différents flux Kinect disponibles ont montré une nette amélioration de la détection des contacts, voir Figure 54).



**Figure 53 : illustration de la difficulté à modéliser un contact avec le squelette numérique**



**Figure 54 : Exemples de recherche de contacts par zones d'intérêts. (1) Silhouette et squelette numérique fournis par le SDK Microsoft (2) Labélisation de la main droite en vert clair (3) Identification de la zone de contact entre la main et l'environnement (petite interface en pixels bleu clair)**

### PERTE TEMPORAIRE DE SQUELETTE POSSIBLE : ECHEC SYSTEME

Posture non reconnue par la Kinect : la Kinect a été conçue initialement pour fonctionner dans des jeux vidéo, ce qui suppose que la personne est face à la caméra en posture idéalement debout ou alors « plus ou moins » assise. Ainsi les positions très penchées vers l'avant, ne permettant plus à la personne de voir la Kinect, sont très difficilement captées par la Kinect. De même, passer complètement de profil ou être en appui sur une table ne sont pas des occurrences captées facilement et proprement par la Kinect (à noter toutefois que cela peut servir d'indicateur pour identifier un appui ou de compensation mais le mouvement enregistré devient alors schématique voire illisible).

La détection d'une personne en fauteuil roulant : Une précédente thèse [126] s'était intéressée à la possibilité de suivre les mouvements de personnes en FRE avec la Kinect. Veytizou avait ainsi testé la détection d'une personne saine dans différents FRE avec une position de référence (assis dans un fauteuil roulant, les bras tendus en croix). Il en avait conclu qu'il était possible de détecter et mesurer la partie haute du corps de la personne captée (zone d'intérêt pour l'étude de motricité). Toutefois la position de référence prise dans cette étude n'est pas représentative de l'état des personnes pathologiques utilisant un FRE. Ainsi la captation et la mesure de personnes pathologiques en FRE peut s'avérer problématique :

- Le capteur a des difficultés à définir où « finit » la personne et où « commence » le fauteuil.
- La captation génère une confusion entre les accoudoirs et les bras du patient.
- Les bras collés au corps et en appui sur la table rendent très difficile la détection.
- Les mouvements de la tête sont parfois difficiles à identifier à cause de l'appui-tête.

Finalement il est à noter que plusieurs paramètres ont été relevés pour l'étude des enfants sains : l'activité physique, la taille, le poids et l'IMC de chaque enfant. Nous n'avons pas trouvé d'impact significatif pour ces paramètres sur la précision des données. Toutefois les sujets présentaient une faible variation dans l'IMC : tous étaient de petite taille avec une silhouette bien définie. Je pense, à titre personnelle, au regard des expérimentations et de la compréhension que j'ai pu acquérir sur la technologie, que l'IMC ou plus particulièrement l'« épaisseur » de la silhouette d'une personne possède un impact sur la précision : le manque de formes marquées dans la silhouette rend probablement plus difficile pour l'algorithme de Microsoft l'identification des parties du corps. Cet impact n'a pas pu être démontré ni quantifié avec notre jeu de données trop restreint.

### 2.3. SYNTHÈSE

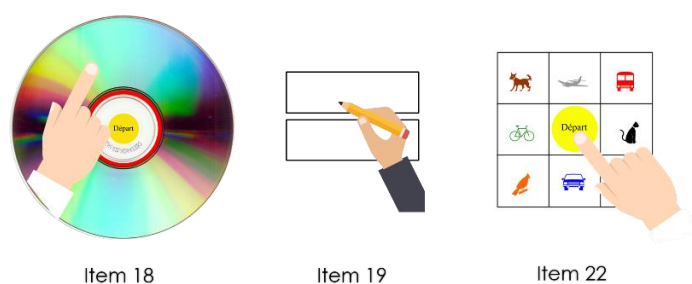
Ces trois études de faisabilité ont permis d'établir qu'il est possible de modéliser et paramétrer les exercices de la MFM avec un squelette numérique Kinect. Toutefois ce capteur possède un taux d'échec d'identification et un manque de précision technique relativement important pour être utilisé tel quel (Tableau 12). Des développements complémentaires sont nécessaires pour diminuer l'incertitude des données, et des solutions doivent être trouvées pour corriger les défauts présentés dans la partie 1 afin de répondre aux deux critères essentiels : fiabilité des mesures et une évaluation sur tout le protocole (et non juste pour quelques paramètres).

**Tableau 12 : Résumé de l'étude de la Kinect**

| Points forts Kinect   | Points faibles Kinect  |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Mouvements frontaux</li> <li>• Appui sur soi (attention toutefois aux différentes masses corporelles)</li> <li>• Visibilité du centre de masse</li> <li>• Posture imprécise (debout, assis sur le sol, assis sur une chaise)</li> <li>• Mouvement imprécis (~&gt;5-8cm)</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Mouvements sagittaux</li> <li>• Petit mouvement de la tête ou les pieds</li> <li>• Mouvements absolus précis (&lt;5-8cm)</li> <li>• Fauteuil roulant</li> <li>• Interférence de la table ou du sol</li> <li>• Postures pliées en 2 (postures de transition)</li> <li>• Passage par une posture de profil</li> </ul> |
| Amélioration(s) possible(s)   |  |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>• Détection des appuis matériels</li> <li>• Amélioration de la vue sagittale avec une Kinect orienté à 30° du sujet</li> </ul>   |  |

### 3. APPLICATION : MOTRICITE FINE

La Kinect ne pouvant visualiser que des mouvements « globaux », les motricités fines ont dû être évaluées grâce à d'autres technologies. Deux outils avaient été sélectionnée : (1) le LeapMotion, une technologie de capteurs similaire à la Kinect mais spécialisée dans la détection de la main et (2) une tablette tactile multitouches. Les deux études se concentrent sur 3 exercices de la MFM (Figure 55) : l'item 18 dont le but est faire le tour d'un CD avec son doigt, l'item 19 qui consiste à dessiner des boucles au crayon à papier dans un rectangle de dimension prédéfinie et l'item 22 qui consiste à pointer 8 dessins avec son doigt dans un petit quadrillage.



**Figure 55 : Schéma des 3 fonctions motrices à mesurer**

#### 3.1. EXPERIMENTATION LEAPMOTION<sup>31</sup>

Comme nous l'avons indiqué dans la partie bibliographie, le LeapMotion (LeapMotion, Inc) est capteur infra-rouge spécialisé dans la détection des mouvements de la main. Il coûte 90\$<sup>32</sup>, mais son kit de développement (SDK) est gratuit. La fréquence de travail peut aller de 20 Hz à 200 Hz suivant les conditions d'enregistrement. Il permet de récupérer un squelette numérique pour chaque main (Figure 56). Comme pour la Kinect cette description poussée de la main pourrait permettre une analyse fine des mouvements : possibilité de décrire l'état général de la main et d'évaluer notamment l'état des différentes articulations, amplitudes de mouvements, etc.

<sup>31</sup> Cette partie a donné lieu à un papier pour la conférence Handicap16 et le journal AMSE Modelling [130]

<sup>32</sup> Données de Mai 2017

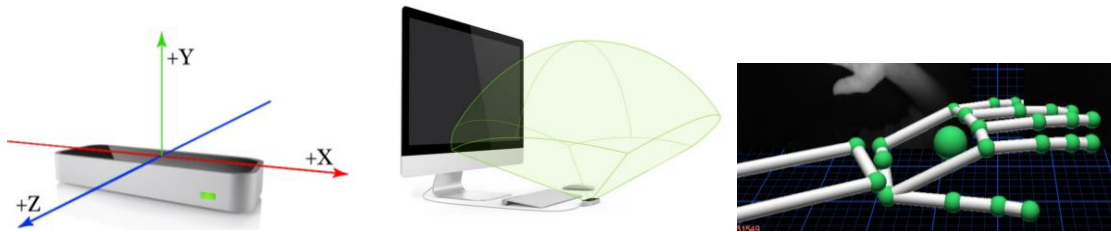


Figure 56 : De gauche à droite, (1) le système de coordonnées du LeapMotion<sup>33</sup>, (2) Zone d'application du LeapMotion<sup>33</sup> (3) Exemple de squelette numérique

Un outil logiciel permettant de réaliser un suivi des doigts pour l'item 18 a été mis en place pour le LeapMotion. Son étude s'est ensuite faite en deux phases. La première phase consiste à vérifier le fonctionnement de l'installation du LeapMotion et à réaliser une première évaluation de la performance de la mesure avec des sujets sains. La deuxième phase consiste à vérifier son utilisation à travers une comparaison sujets sains – sujets pathologiques.

#### DESCRIPTION ET EXIGENCES DE L'ITEM 18

Le patient doit être positionné en position assise, confortable dans son fauteuil (coude à 90°, épaules lestées), les avant-bras reposant sur une table ou un support. Il doit faire le tour d'un CD avec son doigt. Selon ses capacités, deux tours sont proposés : l'intérieur du CD de diamètre 3,5cm (petit CD) et l'extérieur du CD de diamètre 12 cm (grand CD). Le doigt utilisé peut être celui de son choix. Le départ se fait au centre du CD.

#### PROTOCOLE EXPERIMENTAL ET EQUIPEMENTS

L'utilisation initiale du LeapMotion nécessite de positionner les bras et les avant-bras au-dessus de ce capteur à une hauteur de 9cm à 20cm. Pour les patients présentant une faible motricité de leurs membres supérieurs, cette posture est très difficile à atteindre. De plus, le manuel de la MFM préconisant la réalisation de l'exercice sur une table, il sera nécessaire de prévoir un environnement cohérent avec le protocole actuel. Sachant que le LeapMotion repose sur la technologie infra-rouge, une table en plexiglas a été proposée pour que les patients puissent y reposer leurs membres supérieurs (Figure 57 (a)). Ce support a été fabriqué en utilisant une technologie de découpe laser. Les CD décrits dans le paragraphe précédent ont également pu être gravés sur cette plaque de plexiglas (Figure 57 (b)).

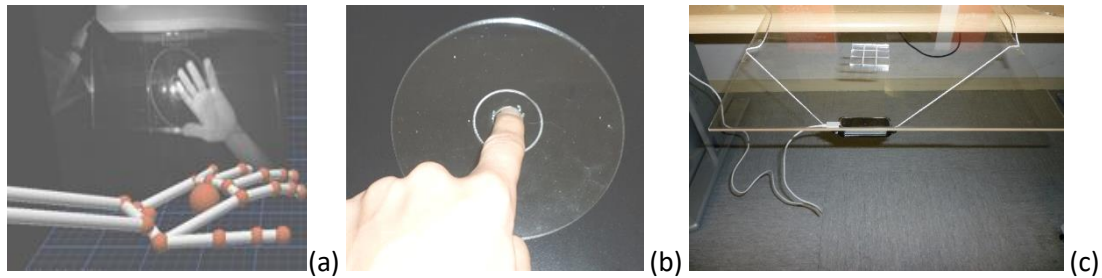
Il faut ensuite maintenir le LeapMotion 9cm à 20 cm sous ce support en plexiglas. Deux systèmes ont donc été proposés et testés :

1. Utiliser les tables adaptables des kinésithérapeutes et y installer par-dessus, la table en plexiglas, surélevée grâce à 4 supports. Le LeapMotion repose alors sur la table inférieure. Toutefois suivant la taille des fauteuils roulants, il n'est pas toujours possible d'utiliser cette « double-table ».

<sup>33</sup> LeapMotion Developer Documentation API Overview : [https://developer.leapmotion.com/documentation/csharp/devguide/Leap\\_Overview.html](https://developer.leapmotion.com/documentation/csharp/devguide/Leap_Overview.html) [08/12/2015]



2. Positionner le LeapMotion sous le support de plexiglas avec un fil et un support pour loger le capteur immobile à cette distance. Cette solution s'adapte à tous les fauteuils roulants des patients (Figure 57 (c)).



**Figure 57 : (a) CD en Plexiglas (b) détection à travers le support (c) Suspension du LeapMotion sous le support plexiglas**

Les données de la main sont ensuite sauvegardées en temps réel grâce à un logiciel développé en C# : les données enregistrées étant l'ensemble des points 3D des mains gauche et droite détectées par le LeapMotion. Ces données sont enregistrées dans des fichiers textes pour pouvoir être analysées par le logiciel de calcul Scilab.

#### **PHASE 1 : TESTS PRELIMINAIRES AVEC SUJETS SAINS**

Pour vérifier une détection fiable de la main, des tests préliminaires ont été réalisés auprès de 4 adultes (de 39 ans à 68 ans) et 2 enfants (5 et 7 ans). Chacun d'eux a réalisé plusieurs tours du grand et du petit CD. Différents « types » de main ont également été testés : une main ouverte (main bien horizontale et parallèle et les doigts exagérément tendus et écartés), une main naturelle (main parallèle au support avec les doigts dans une position « confortable ») et une main fermée (poing fermé avec juste l'index servant de pointeur).

Le but est double :

- Vérifier la bonne captation par le LeapMotion à travers un support en plexiglas.
- Quantifier la performance du système à travers ce plexiglas par la mesure de l'erreur moyenne (distance) entre le cercle à réaliser et le cercle réalisé.

Dans un premier temps, nous avons validé que le système continue de fonctionner de manière fiable avec l'ajout d'une plaque en plexiglas entre le capteur et la main du patient et que les tracés ont tous pu être enregistrés. Ils ont toutefois dû subir un post-traitement car, malgré les instructions initiales, les sujets ont effectué quelques mouvements « parasites » :

- Le sujet commence au centre du CD et en fait ensuite le tour. Il a naturellement tendance à revenir au centre du CD (Figure 58 (a)). Ce tracé ne doit pas être intégré dans le calcul de déviation car l'exercice est considéré terminé une fois le tour du CD fini.
- Un autre réflexe consiste à retirer la main à la fin de l'exercice alors que l'enregistrement n'est pas terminé (Figure 58 (b)).

Les résultats des données « nettoyées » se trouvent dans les

Tableau 13 et Tableau 14. Ils sont cohérents avec la littérature. Les mains fermées sont plus difficiles à détecter que les mains ouvertes ou naturelles. Il y a assez peu de différences entre les mains naturelles

et ouvertes. Les petites mains sont plus difficiles à détecter et les données plus imprécises que les grandes mains. Ces essais ont également validé la nécessité de « rester en mouvement » comme l’ont étudié Guna et al. [80] : une main statique ne sera détectée que quelques instants (la détection est perdue si la main ne « bouge pas »). Enfin, ces valeurs semblent à première vue très imprécises. Ce manque de précision peut venir en partie d’une imprécision issue du système, ce qui semble le cas au vu des dernières études réalisées sur cette technologie [127], mais également de la manière de faire le tour du CD. En effet lorsque le sujet trace le tour du CD, il va utiliser toute la surface de l’extrémité de sa phalange et non son extrémité exacte. Il y a donc naturellement une erreur de placement de l’extrémité utilisée.

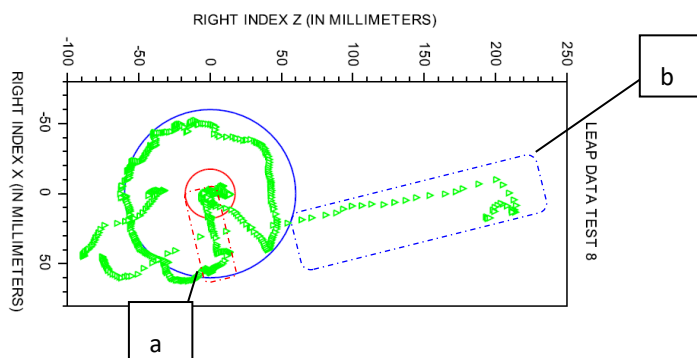


Figure 58 : Exemple de tracé avec des mouvements non représentatifs

Tableau 13 : Résultats des tests préliminaires du LeapMotion

|                 | <i>Erreur Moyenne (mm)</i> | <i>Ecart-type (mm)</i> |
|-----------------|----------------------------|------------------------|
| <b>Globale</b>  | 10,2                       | 6,8                    |
| <b>Grand CD</b> | 11,9                       | 5,8                    |
| <b>Petit CD</b> | 8,4                        | 7,6                    |

Tableau 14 : Résultats des tests préliminaires par conditions du LeapMotion

|                  | <i>Erreur Moyenne (mm)</i> | <i>Ecart-type (mm)</i> |
|------------------|----------------------------|------------------------|
| <b>Adultes</b>   | 10,4                       | 6,0                    |
| <b>Enfants</b>   | 10,7                       | 7,5                    |
| <b>Ouverte</b>   | 8,6                        | 5,6                    |
| <b>Naturelle</b> | 10,7                       | 6,9                    |
| <b>Fermée</b>    | 19,6                       | 12,1                   |

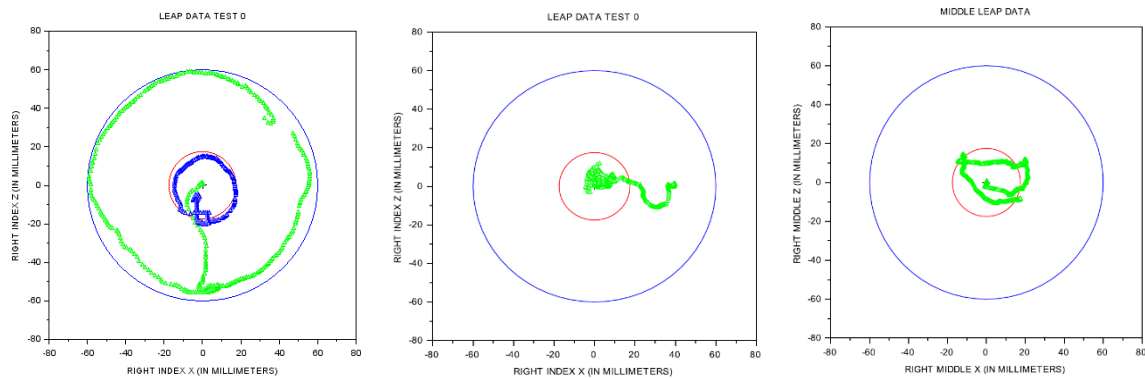
## PHASE 2 : TESTS PRELIMINAIRES AVEC SUJETS PATHOLOGIQUES

### Description des patients volontaires

Le premier patient, Sujet A, est un adulte atteint d’ASI 2. Il possède une petite mobilité du tronc ainsi qu’une assez bonne mobilité des doigts (capable de soulever la paume de sa main en utilisant l’appui sur ses doigts). Ses capacités lui permettent de réaliser le tour du petit CD. Le deuxième patient, Sujet B, est un enfant atteint d’ASI 2. Il ne possède quasi aucune mobilité du tronc et une mobilité plus faible des doigts par rapport au patient 1. Toutefois, ses capacités lui permettent de faire au moins le tour du petit CD. Les 2 sujets sains contrôles ne présentant aucun problème moteur ont également réalisé les essais.

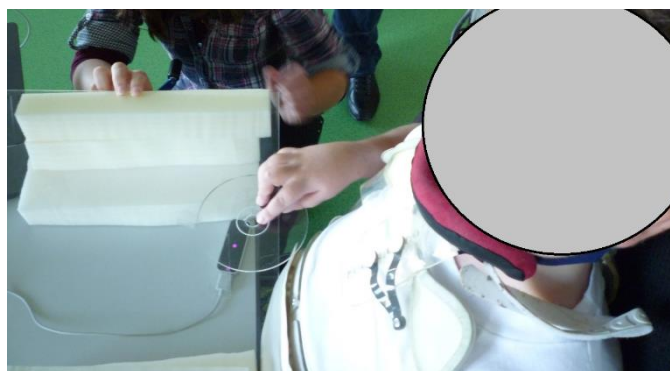
## Résultats

La Figure 59 (a) montre un exemple de mouvements de doigts pour les sujets contrôles. La détection s'est avérée très simple et n'a pas nécessité d'adaptation ou de post-traitements de signal. Pour le sujet pathologique A : les Figure 59 (b) et (c) montrent des exemples de mouvements de doigts autour du petit CD, enregistrés par le LeapMotion. Ces résultats ont été obtenus après de nombreux essais à cause de difficultés à initialiser puis maintenir la détection de la main. Une fois détectée, la position prise par la main lors du tour engendrait quasi systématiquement une perte de détection. De plus, de nombreux sauts de données ont été observés au cours de l'exercice rendant les mesures très imprécises. Le seul tour complet complètement enregistré fut obtenu en imposant d'utiliser le majeur (non naturel). Effectivement, cette situation permet de conserver une main ouverte pendant tout l'exercice (Figure 59 (c)).



**Figure 59 : De gauche à droite : (a) Sujet contrôle (bleu) Tour du petit CD (vert) Tour du grand CD (b) Sujet ASI A Essai avec index (c) Sujet ASI A Essai avec majeur**

Pour le sujet pathologique B, l'initialisation de la détection de la main du patient s'est avérée très difficile par le LeapMotion (Figure 60). De plus, la détection échouait dès qu'un mouvement était amorcé. Aucune mesure n'a pu être réalisée. Plusieurs paramètres peuvent être à l'origine de cette non détection : une main petite, une main non ouverte, une main peu mobile, un bras ayant une position très proche du ventre peu compatible avec le LeapMotion (mauvaise identification de la main), etc.



**Figure 60 : Installation du sujet B**

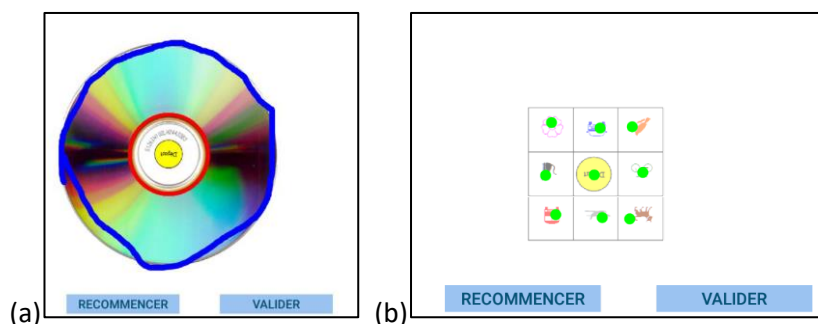
## SYNTHESE

Les résultats de ces expérimentations ont permis d'illustrer plusieurs points. Le LeapMotion peut être utilisé tout en reposant ses bras sur une table en plexiglas. Cependant, les gravures des contours des cercles du CD sur la plaque de plexiglas peuvent créer des zones de concentrations pour l'infrarouge. On perd ainsi en précision sur les données brutes du LeapMotion. Pour une mesure et une détection correcte de la main par le LeapMotion, les doigts de la main doivent être visibles et donc écartés. Les mains ne doivent pas être en contact entre elles et la posture de la main en « poignet cassé » n'est pas recommandée. Ainsi, une détection de qualité ne peut se faire qu'avec des mains bien visibles : au moins en position « naturelle », la paume en face et au-dessus du capteur. Enfin, pour que la détection soit maintenue, un mouvement notable doit être effectué ; des mouvements amples et fluides sont préférables mais ceux-ci sont compliqués pour des sujets pathologiques.

Ces observations mettent en évidence une différence d'usage du LeapMotion entre les populations saine et pathologique. Chez la population saine, il serait possible de mesurer les mouvements de l'exercice avec le LeapMotion en utilisant une plaque de plexiglas comme support. Les mesures restent cohérentes et analysables, même si d'autres essais plus conséquents resteraient à effectuer pour caractériser les conditions optimales de détection. La population pathologique la plus faible est rarement capable de maintenir les conditions nécessaires d'utilisation du LeapMotion. La rétractation des doigts et les faiblesses musculaires impliquent des mouvements peu naturels et non détectables par le LeapMotion. Il est possible de la forcer à réaliser les mouvements demandés dans des conditions fonctionnelles. Par exemple, demander d'utiliser un autre doigt et ainsi permettre une meilleure mesure bien que plus imprécise que pour la population saine. Toutefois, cela rentre en conflit avec le protocole MFM : « les patients doivent pouvoir faire ce qui est le plus naturel pour eux et ce qui est le plus en phase avec leur maximum de capacités ». Le manque de précision et l'impossibilité de détecter les mains des personnes ayant des mouvements plus limités rendent l'utilisation du LeapMotion difficile, voire impossible. Si l'outil peut probablement être utilisable pour les personnes peu ou moyennement atteintes, les mains des personnes les plus faibles ne sont pas visibles, ce qui limite son utilisation. Un autre système de mesure doit alors être envisagé pour mesurer les capacités motrices des patients pour les items 18, 19 et 20.

### 3.2. EXPERIMENTATIONS AVEC TABLETTES NUMERIQUES

L'utilisation d'une tablette tactile peut constituer une autre manière de mesurer la motricité. Les items 18, 19 et 22 de la MFM ont été testés avec cette technologie. Pour cela, ils ont été intégrés dans une application pour Android (v6) et testés sur les tablettes Android SAMSUNG Galaxy tabA6 et EDGE S2 ainsi que la tablette ASUS ZenPad 10. Cette application permet de sélectionner les exercices et d'enregistrer les tracés émis par le sujet (Figure 61 (a) et (b) pour des exemples de tracés).



**Figure 61 : (a) Exemple de réalisation pour l'exercice 18 avec en bleu le tracé du sujet, (b) Exemple de réalisation pour l'exercice 22 avec en vert le pointage du sujet**

## RECUPERATION DES DONNEES

Toutes les traces d'appui et de marquage sur l'écran de la tablette sont considérées comme des données à récupérer. Ainsi, au contraire du LeapMotion qui aurait pu donner des informations détaillées sur la position et l'état de la main à l'aide de paramètres cinématiques (angle d'articulation, forme de la main, etc.), la tablette ne permet que de juger de l'état du tracé et des appuis.

## CONSIDERATION POUR LES SUJETS PATHOLOGIQUES

A l'inverse du LeapMotion, ce type d'outil est bien moins sensible aux défauts pathologiques comme les rétractations de la main, etc. Il est toutefois essentiel de sélectionner une tablette avec une gestion optimisée des surfaces de contact. En effet un sujet fortement atteint pathologiquement risque de devoir appuyer sa main ou plusieurs doigts en même temps sur la tablette. Un certain nombre de tablettes internet ne fonctionnent plus lorsqu'un appui trop important est détecté. Les premiers tests ont pu montrer cette limitation pour les tablettes Samsung. Au contraire, les tablettes de Gaming comme la tablette K1 NVIDIA ne présentent pas ce défaut. Une étude de marché a donc été nécessaire pour identifier les tablettes et stylets les plus adaptés aux patients neuromusculaires de notre contexte. Cette étude est réalisée en prenant en compte les critères suivants :

- La taille de l'écran : celle-ci doit permettre de contenir une bonne partie de la main et la taille d'un CD (item 18).
- L'épaisseur : celle-ci doit être la plus fine possible pour ne pas gêner le patient (ergonomie du touché).
- La résolution : celle-ci doit permettre un tracé suffisamment précis.
- Le multi-touch (Figure 62) : la technologie de contact doit permettre de suivre plusieurs doigts mais aussi permettre l'appui d'une paume sans perdre la détection des autres doigts.
- Le prix : celui-ci doit rester dans une marge admissible pour rester dans l'objectif bas coût du protocole.
- L'utilisation d'un stylet : l'exercice 19 mesure la fonction d'écriture du patient il faut donc retrouver l'équivalent de l'écriture crayon à papier avec l'utilisation d'un stylet.

Le résumé de cette étude de marché (autant sur les tablettes que sur les stylets) peut être trouvé dans le Tableau 22 et le Tableau 23 en annexe 4 page 186. La tablette sélectionnée à l'issue de cette étude est la tablette Asus ZenPad 3S 10 : elle possède une bonne performance, sa taille convient, elle passe les critères du multi-touch, elle est compatible avec un stylet Z Stylus et le prix reste raisonnable (350€).



Figure 62 : Exemple de test multi-touch sur Asus ZenPad

### PHASE D'ESSAIS A METTRE EN PLACE

Une fois le matériel adapté identifié, il reste à vérifier qu'il permet la performance espérée : être capable de mesurer les fonctions motrices de patients et de différencier les différents niveaux de pathologies.

La technologie tablette sélectionnée permet de conserver les exercices mais en modifie certains aspects, notamment la nature du contact. Par exemple la surface de contact d'une tablette n'a pas la même rugosité que celle du papier et en conséquence la qualité du déplacement de la main pourrait être affecté. Ceci est vrai pour l'item 18 qui consiste à faire le tour d'un CD. Pour cet item, en plus du type de surface, l'épaisseur du CD, bien que faible, peut aider à guider le sujet réalisant l'exercice. Cela ne sera plus possible pour une version tablette numérique.

Pour l'item 19, écrire avec stylet sur une tablette procure un ressenti et une résistance très différente d'un crayon sur du papier. De manière plus globale la tablette possède une certaine épaisseur qui peut potentiellement gêner les déplacements de la main du patient évalué. Il faut donc déterminer si ces différences impactent réellement les résultats des exercices ou si au contraire elles impliquent de revoir les exercices et leurs cotations.

Dans cette optique, une phase d'expérimentation est en cours de réalisation au moment de l'écriture de ce mémoire. Cette expérimentation consiste à comparer les cotations par les thérapeutes des exercices (18,19 et 22) réalisés actuellement avec du papier des exercices en versions numériques sur tablettes. Pour cette prochaine phase, un protocole expérimental a déjà été implémenté sur la tablette. L'application développée propose une randomisation des essais : au lancement de l'exercice sur tablette, l'application propose de manière aléatoire de commencer soit par la version d'essai papier (version actuelle de la MFM) soit par la version numérique (les deux versions sont réalisées puis comparées). L'objectif est de comprendre sous quelles conditions une population peut être capable de réaliser les trois exercices de la même manière et avec la même précision sur les deux supports. Si les essais sont concluants, une analyse automatique des paramètres comme proposé pour le LeapMotion sera mise en place (paramètre de déviation etc.).

Ce chapitre a montré les enjeux de la mesure du mouvement. La première partie a permis de décrire les 3 étapes servant de base à la caractérisation et la description des capacités motrices par un outil de MoCap (capteur de mesure) : identifier les fonctions motrices, les paramétrer puis les calibrer. La deuxième partie a proposé des applications à travers 3 outils : la Kinect pour l'analyse des patients ambulants et la captation de l'intégralité du corps, le LeapMotion et la tablette tactile pour l'analyse et la captation de la motricité fine des patients non-ambulants. Pour chaque outil, l'installation, le type de données et les paramètres à mesurer et à calculer pour évaluer les capacités motrices ont été décrits et évalués dans des tests de faisabilité préliminaires quand cela était possible. Grâce à sa large gamme de paramètres exploitables, la Kinect est l'un des outils les plus prometteurs. Une optimisation du taux de précision et de son utilisation est toutefois à prévoir. Bien que prometteur (comme la Kinect, il propose un large panel de paramètres grâce à sa description complète de la main), le LeapMotion s'avère trop instable pour être utilisé par une personne pathologique. Finalement les tablettes numériques sont des outils simples qui, bien que limités dans les données fournies, présentent une robustesse intéressante pour la mesure des capacités motrices des doigts. Nous verrons également dans le chapitre 5 (page 149) que les tablettes ont également d'autres avantages pour faire évoluer le protocole MFM.

# CHAPITRE 4 COMMUNIQUER LE MOUVEMENT

Une fois l'exploration du contexte réalisée et les paramètres de mesures identifiés et validés, il faut choisir la manière et le moment le plus approprié pour les représenter. Ce chapitre se concentrera sur l'axe « Analyser et Communiquer » et donc sur les manières de représenter le mouvement et les résultats d'analyse. Une illustration sera présentée à travers l'application de la MFM et la création de modules de restitution de l'information. Finalement la compréhension et la manipulation de ces modules seront évaluées aux cours d'une expérimentation avec des thérapeutes.

## 1. CARACTERISATION DE LA COMMUNICATION DU MOUVEMENT

Les parties exploration et revendication du chapitre 2 ont permis la mise en évidence d'un certain nombre de critères nécessaires pour cet axe d'étude (voir Tableau 15).

**Tableau 15 : Rappel des critères pour l'axe "Analyser et Communiquer"**

---

### **Analyser et Communiquer le résultat**

Comprendre les données

Améliorer l'expertise du thérapeute

Permettre une analyse efficace

Renseigner sur des signaux de validité

---

En d'autres termes, le modèle de communication doit être facilement compréhensible par un thérapeute, doit améliorer son degré de compréhension par rapport au protocole existant et doit permettre une interprétation rapide de l'analyse. En plus de cela, le thérapeute doit pouvoir identifier avec fiabilité si un défaut technique a eu lieu.

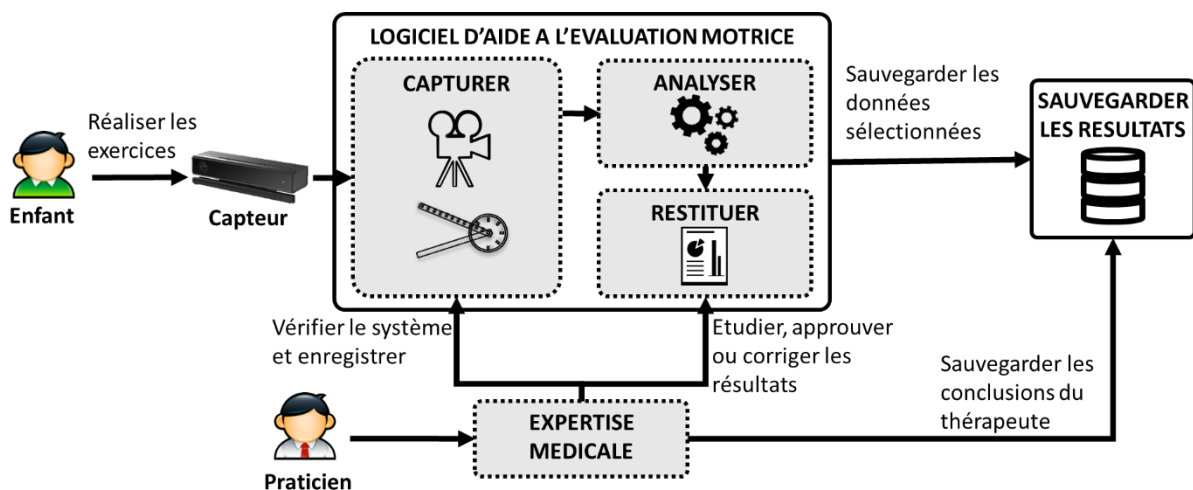
### 1.1. ANALYSER ET RESTITUER L'INFORMATION POUR LE THERAPEUTE

Le chapitre 3 (Axe Mesurer) s'est concentré sur la partie mesure des capteurs et surtout sur la détermination et la validation des variables de mesure (analyse des données capturées). Il est ensuite nécessaire, pour le système, de formaliser ces données en un résultat facilement manipulable par un thérapeute. Cela peut nécessiter de passer par une analyse additionnelle des données capturées (voir Figure 63). Comme nous avons déjà pu le voir dans l'état de l'art (partie 2, page 54), un thérapeute



possède déjà une expertise médicale basée sur un jargon particulier et des représentations qu'il maîtrise. Il a également une vision de l'exercice qui viendra forcément se confronter aux résultats émis par le système d'aide à l'évaluation. La manière de resituer l'information devra donc permettre de compléter cette expertise mais également être cohérente avec les capacités d'interprétation du thérapeute afin que celui-ci puisse facilement comprendre, corriger ou valider les résultats qui lui seront fournis. Ce résultat devra être standardisé pour faciliter une réutilisation ultérieure. Plusieurs points du système d'aide à l'évaluation sont donc à définir pour permettre d'informer efficacement le thérapeute (voir Figure 63) :

- L'expertise médicale : les jargons utilisés, les types de représentation connus, les modèles manipulés.
- Le module d'analyse : comment traiter, synthétiser les données capturées pour obtenir les données nécessaires aux modules de restitution ?
- Le module de restitution : quel format pour les résultats de l'analyse des mouvements ?
- La standardisation et la sauvegarde des résultats : quels résultats sont à conserver et sous quels formats afin d'être réutilisables ultérieurement ?



**Figure 63 : Rappel des éléments constituant le système d'aide à l'évaluation**

Finalement la communication autour des mouvements captés est à prévoir sur plusieurs plans :

- La communication capteur-thérapeute en direct : il s'agit de caractériser l'ensemble des informations qui seront visibles par les thérapeutes lors de l'exercice et lors de la phase d'analyse qui peut être instantanée ou avec un délai. Ce rendu doit faciliter la prise de décision : faut-il ou non refaire l'exercice, un défaut est-il présent, etc.
- La communication capteur-thérapeute a posteriori : il s'agit de caractériser l'ensemble des informations visant à être conservées sur le long terme (éléments du dossier patient).
- La communication inter-thérapeutes : les informations utilisées doivent permettre et faciliter le dialogue entre les membres de l'équipe médicale.
- L'utilisation par l'ensemble de la communauté médicale : certaines données peuvent avoir pour objectif d'alimenter des études d'analyse de données de grandes échelles afin d'améliorer les outils technologiques mais également d'améliorer la compréhension de

certaines mouvements et de l'évolution de la pathologie. Cela suppose un certain formalisme dans leur établissement et leur stockage.

Les 3 premiers types de communications se retrouvent dans toutes activités d'évaluation. Il est donc important de prendre en compte ces particularités dans la conception du système.

Une manière de mieux comprendre les modes de communication et leurs usages est par exemple d'observer d'autres activités d'analyse de mouvements et plus particulièrement celles intégrant déjà ce type de technologie (MoCap) : un cas particulier est celui de l'analyse quantitative de la marche (AQM). Nous avons donc observé une AQM et pu discuter et échanger avec les thérapeutes spécialistes de cette analyse.

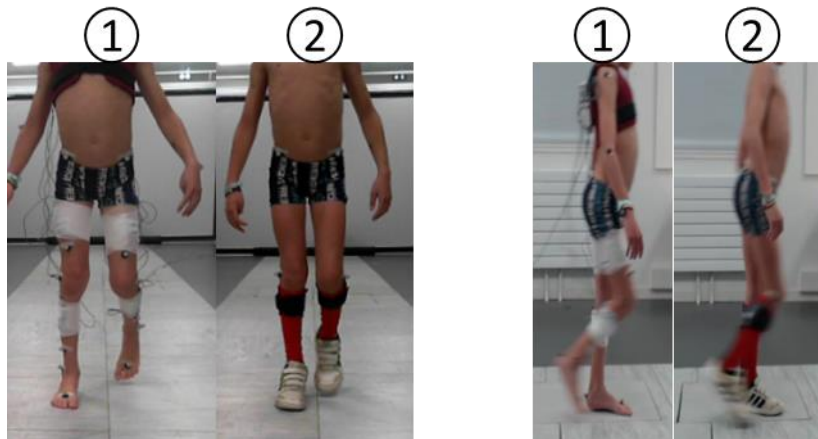
## 1.2. EXEMPLE DE L'ANALYSE QUANTIFIÉE DE LA MARCHE (AQM)

Une AQM est réalisée pour répondre à une question précise sur un patient en rapport avec sa capacité de marche. Par exemple : faut-il poser une attelle pour corriger et aider sa démarche ? Faut-il modifier l'attelle existante ou son utilisation ? Faut-il engager un traitement ou préconiser une opération ? L'AQM seule ne permet pas de prendre une décision mais permet d'explorer le problème et de lancer des examens et des analyses plus approfondis le cas échéant.

### **Matériel et déroulement**

Une AQM est une analyse reposant sur un ensemble de capteurs de mesure utilisés dans une salle dédiée (voir Figure 64). Cette salle est constituée d'un couloir de marche équipé de plateformes de force et de plusieurs caméras pour enregistrer le patient de face et de profil. En général, cette salle possède également un système d'analyse de mouvement optique par marqueurs de type « VICON » ou « Motion Analysis » (un ensemble de caméras infra-rouge positionnées dans la salle et d'un lot de marqueurs à mettre sur le patient) pour récupérer le squelette numérique du patient. Le patient est également équipé de capteurs EMG pour contrôler l'évolution de l'activité musculaire au cours du mouvement, voir Figure 64.

Un kinésithérapeute (formé à l'AQM) potentiellement accompagné d'un clinicien réalise le protocole qui consiste à faire marcher plusieurs fois le patient le long du couloir. Le patient doit réaliser ses marches dans deux configurations : (1) le patient, sans vêtement sur les membres inférieurs, est équipé de marqueurs infra-rouges et également d'électrodes EMG afin de reconstruire numériquement ses membres inférieurs. (2) Le patient est équipé de ses chaussures et de ses appareils correctifs de marche afin de comparer et d'évaluer les améliorations apportées par ces derniers (voir Figure 64). Une fois cette séance effectuée, les données enregistrées sont envoyées à une équipe d'analystes chargée de leurs études. Les résultats obtenus sont fournis au kinésithérapeute en charge qui prépare une analyse médicale du patient qu'il présente au cours d'une réunion d'équipe. S'en suit des discussions sur les points importants relevés et sur les propositions de conclusions. Les conclusions sont tirées et notées par le médecin en charge.



**Figure 64 : Vue frontale et sagittale d'un patient réalisant une AQM : 2 essais (1) le sujet est équipé d'EMG et de marqueurs Motion Analysis puis (2) sans équipement de mesure mais avec ses attelles (images fournies par le CHU de Lyon)**

### **Type de données utilisées durant les AQM**

Plusieurs données sont utilisées au cours de ce protocole :

- Les informations du patient : nom, âge, sexe, pathologie, description des capacités avec les derniers résultats d'analyse, description des traitements orthopédiques et médicamenteux mis en place.
- Les enregistrements vidéos : de la session permettant d'avoir un retour visuel sans interprétation. Ils sont lus avec un logiciel spécifique (par exemple Kinovea<sup>34</sup>, voir Figure 65 (a)). Ce support professionnel permet plusieurs choses :
  - Vérifier que les marqueurs et les caméras ont été positionnés correctement et que l'exercice s'est déroulé normalement (vérification de la fiabilité des données numériques).
  - Visionner les 2 vidéos de manière synchrone pour avoir les vues frontale et sagittale en même temps. Mais également pouvoir zoomer, ralentir la vidéo et regarder image par image. (L'aspect mesure et analyse du logiciel n'est pas utilisé).
  - Utiliser ce support visuel lors de la description des résultats du protocole devant l'équipe : descriptions de l'accroche du pied, de la position du bassin, de la posture des jambes, des torsions, du valgus-flexum existant, etc. et ce de manière quantifiée même si approximative.
- Les données issues du système de capture (Motion Capture, VICON, EMG et autres) sont fournies sous la forme d'une reconstruction squelettique vidéo et de divers paramètres :
  - Paramètres spatiaux-temporels (Figure 65 (b)) : analyse des valeurs de longueur de pas, de cadence et de vitesse. D'autres paramètres sont disponibles mais souvent non utilisés.
  - Paramètres cinématiques (Figure 66 (a)) : visualisation des trajectoires, des angles par articulation et par plan. Le rouge est pour le côté gauche et le bleu pour le côté droit (inverse pour le VICON). La zone grise représente la norme pour le sexe et la tranche d'âge en vigueur (les normes sont différentes entre la droite et la gauche). Les

<sup>34</sup> Kinovea : <http://www.kinovea.org>

éléments important pour les thérapeutes dans l'interprétation des comportements sont : l'allure de la courbe, les retards sur la courbe et lorsque la courbe est aux limites de la norme.

- Paramètres cinétiques (puissance, moment et inertie) : Visualisation des vecteurs des courbes. Les courbes ont la même forme que pour les paramètres cinématiques et le principe de l'analyse est identique, le but étant cette fois d'établir la lourdeur des pas et les orientations des articulations / membres.
- Paramètres de puissances (Visualisation des EMG) (Figure 66 (b)) : vérification de l'activité musculaire.

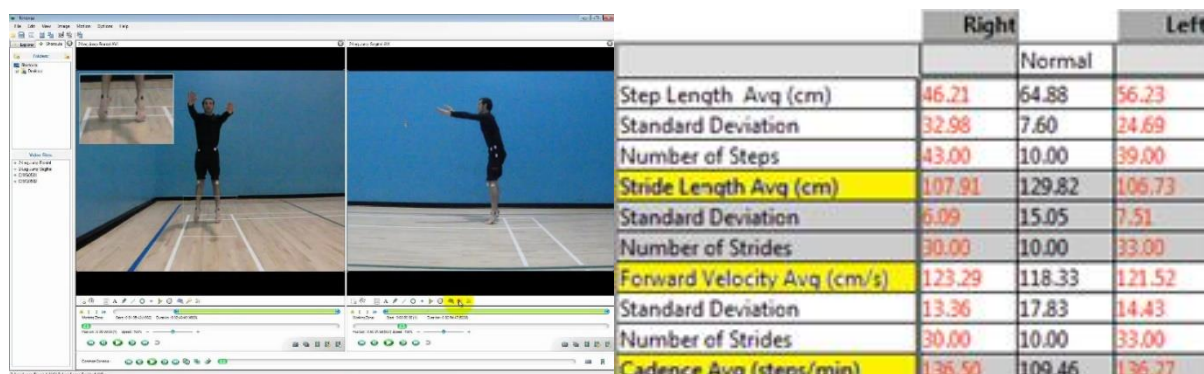


Figure 65 : (a) Capture d'écran de démonstration Kinovea, et (b) extrait d'analyse réalisée à partir des systèmes de mesure

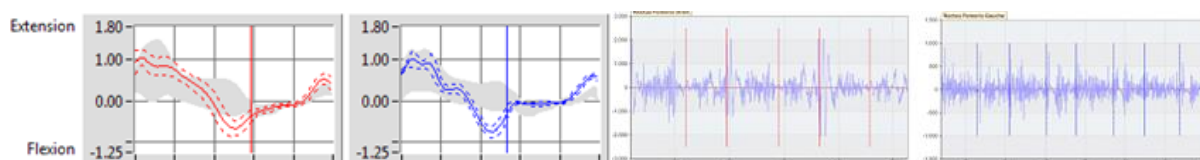


Figure 66 : (a) Exemple de courbe cinétique avec leurs normes (b) Exemple de courbes EMG

## UTILISATIONS DES DONNEES ET CONCLUSION AQM

### Vérification de la validité

Toute analyse reposant sur des outils technologiques risque d'être sujette à des défauts techniques et des erreurs systèmes. L'AQM repose sur un certain nombre de capteurs et donc permet de récupérer de nombreuses données (au moins 4 capteurs : plateforme de force, reconstruction à partir des marqueurs, EMG et vidéo). Pendant l'AQM, il est possible que l'un ou l'autre de ces capteurs fasse défaut. Il est alors toujours possible d'étudier les données émanant des autres capteurs mais les conclusions seront incomplètes et le reste de l'étude incertaine. Le thérapeute formé à l'AQM qui assiste au déroulement du protocole est capable d'identifier si les données issues d'un capteur sont contradictoires avec ce qu'il a vu ou si les données sont d'une forme inhabituelle. Par exemple, lors de l'étude d'un patient passant une AQM, un problème est apparu lors de la visualisation des paramètres : les courbes liées au bassin ne correspondaient pas à ce qui était observé sur la vidéo. Les thérapeutes ont supposé un défaut sur la position des marqueurs. De même les signaux émis par les EMG étaient étranges et aucune interprétation n'a pu être faite à partir de ces signaux. Dans ces cas, il devient difficile d'émettre des conclusions pour l'analyse. Il est possible d'avoir des problèmes avec le support

vidéo lui-même alors qu'il est le support le plus utilisé au cours de l'analyse AQM. Dans ces conditions, il est très difficile d'établir une analyse valable car c'est l'outil qui permet de comprendre et d'interpréter le reste des informations émanant des autres capteurs. Finalement, si les défaillances multiples sont avérées, seul le clinicien et les évaluations en direct permettront d'émettre des décisions ou des avis.

### **Sur-sélection des données**

Il est également à noter que beaucoup de paramètres sont fournis par le logiciel mais beaucoup ne sont pas utilisés. Par exemple sur la Figure 65 (b), qui n'est qu'un échantillon de l'ensemble des paramètres fournis, seules quelques données sont regardées car considérées comme clés : longueur, cadence et vitesse des pas.

### **Répartition de l'utilisation des données**

La vidéo est de loin l'outil sur lequel les thérapeutes passent le plus temps : il est concret et permet une vue d'ensemble. C'est également l'outil essentiel permettant une communication inter-thérapeute. Une grande partie des commentaires sur la qualité du mouvement et les compensations est déterminée à ce moment. Ils seront validés et vérifiés à partir des variables complémentaires récupérées à partir des autres capteurs. De plus lors de l'étude des variables, beaucoup de références aux vidéos sont faites pour mettre en parallèle les observations et vérifier les corrélations.

Peu de temps est passé sur les variables temporelles car, malgré un tableau de données conséquent, seules quelques paramètres sont relevés (3-4 paramètres).

Le reste du temps est passé sur les autres variables avec un temps plus ou moins réparti équitablement. Ces données seront utilisées lors de besoins particuliers : les données cinématiques seront étudiées lorsqu'il faut établir la qualité du mouvement des articulations. Les données cinétiques sont plus utilisées pour vérifier la pose du pied, le relèvement du pied et la lourdeur ou légèreté du pas. Les signaux EMG permettent de vérifier que les muscles fonctionnent avec la bonne intensité au bon moment, cela permet aussi de valider les variables cinématiques et cinétiques.

Les observations notées ci-dessus concernant l'AQM nous ont servis pour proposer des modules de communication et de restitution de l'information permettant une interprétation simple, rapide et efficace des données lors d'une passation MFM.

## **2. APPLICATION : MODULES D'ANALYSE ET MODULES DE RESTITUTION<sup>35</sup>**

La présentation de l'application se déroule en trois temps : (1) une étude des méthodes de représentation et de communication du mouvement dans le protocole actuel est présentée puis est ensuite décrit respectivement (2) la méthode d'analyse et (3) la méthode de restitution de l'information.

---

<sup>35</sup> Cette partie a été traitée (en partie) dans un papier pour la conférence ICED17 [128].

### RETRANSCRIPTION DU MOUVEMENT ET COMMUNICATION DANS LA MFM

#### Terminologie de la MFM

La MFM a été construite pour être la plus standard et répétable possible. Le manuel doit être compris de manière universelle même si une formation reste nécessaire. Le vocabulaire de base de la MFM est ainsi défini par le manuel lui-même et il est assez simple à comprendre. Il est toutefois composé d'un certain nombre d'éléments techniques facilement compréhensible par un thérapeute mais qui doit être explicité pour les personnes en dehors du domaine. Le jargon est donc facilement identifiable, il faut toutefois faire attention aux « mots valises » qui ont tendance à dissimuler de la complexité : le terme de « compensation » est par exemple souvent utilisé pour la cotation 2 pour justifier une décote, sans savoir précisément ce que ce terme englobe.

#### Type de données recueillies

En règle générale, un seul examinateur est présent lors de la MFM et celle-ci n'est pas enregistrée. Toute l'évaluation se fait visuellement à l'aide du manuel utilisateur. L'examineur est habitué à rechercher les diverses composantes qui caractérisent l'exercice : divers types de compensation, contact(s), amplitude de mouvement, posture, etc. Une fois que la cotation a été donnée, elle est notée sur la feuille de cotation. L'examineur peut également renseigner des commentaires libres, en général lorsqu'il y a eu un doute sur la cotation ou si quelque chose de particulier a eu lieu.

#### Sauvegarde des données

La feuille de cotation (scores et commentaires) est ajoutée au dossier patient. Les cotations de la MFM sont également renseignées en ligne sur « la base de données MFM » approuvée par la CNIL. Elle permet un regroupement des résultats de tout patient atteint de maladie neuromusculaire.

#### Communication au sein de la communauté

Une communication inter-examineur peut également exister autour des MFM. Lorsqu'un doute important apparaît pour une cotation, il est possible qu'un examinateur fasse appel à un collègue pour prendre une décision commune, mais cela reste rare. De même lorsqu'un mouvement inédit ou particulièrement difficile à coter est effectué par un patient, l'examineur peut décider de le filmer pour pouvoir le présenter ensuite au reste de la communauté (il peut être difficile d'expliquer un mouvement et aussi difficile de l'imiter). Lorsque ces questionnements sont importants ou que de nouveaux cas sont proposés, ces informations sont retransmises à l'équipe de référence de la MFM qui est chargée de mettre à jour le manuel MFM. Ainsi quatre éditions du manuel de la MFM ont été proposées. Elles visent à corriger progressivement les erreurs potentielles de compréhension des passations, en simplifiant parfois l'énoncé de l'exercice ou en l'explicitant plus clairement, voire en rajoutant de nouveaux cas particuliers.

## COMPARAISON AVEC L'AQM

Comme nous l'avons vu plus haut, l'AQM est une analyse très standardisée. Il est possible d'établir des profils de courbes temporelles et ainsi de vérifier, l'allure, l'amplitude et la synchronisation du mouvement avec une courbe référence. Les exercices MFM sont moins stricts dans l'analyse : il n'y a notamment pas de temporalité et les mouvements admissibles sont plus vastes. Ceci rend le type d'analyse faite en AQM difficilement reproductible en MFM. Toutefois il devrait être possible de déterminer des allures de courbe typique (des tendances). Tout comme l'AQM, les exercices MFM passent par la validation de certains paramètres spatio-temporels (amplitude de tronc, écartement de pied, etc.). Il y a donc un intérêt à définir et compiler ces paramètres pour les différents exercices de la MFM. La vidéo de l'exercice semble également être essentielle car elle permet non seulement de confronter le jugement de l'expert à celui du système (en cas de doute) mais également de faciliter le dialogue inter-thérapeutes.

Ces observations permettent de définir un ensemble d'outils et d'usages nécessaires et utiles dans le cadre de la MFM :

- Le manuel et son texte exact sont la base de toute évaluation. Il faut donc que ceux-ci soient facilement accessibles au thérapeute et que l'exercice et son interprétation soient mis directement en relation avec les termes du manuel.
- Les séances doivent être enregistrées en vidéo pour permettre de vérifier leur bon déroulement et de permettre une discussion éventuelle.
- Lorsqu'une variable doit être observée précisément, il doit être possible d'utiliser la ou les courbes correspondantes référencées par le personnel médical.
- Finalement, il est toujours nécessaire pour le kinésithérapeute de maîtriser le degré de confiance avec lequel il peut interagir avec le système. Il doit comprendre comment utiliser les données, ce qu'elles représentent réellement et pouvoir les valider ou les remettre en cause.

Il y a donc deux types d'analyses réalisables avec notre système : (1) une cotation directe en analysant automatiquement les composantes de chaque cotation de la MFM et (2) une nouvelle analyse à partir de paramètres inédits (nouveaux résultats). Les deux reposent sur l'évaluation de composantes qui peuvent être résumées dans des variables uniques (index) le cas échéant. Puisque les deux analyses reposent sur les composantes, nous allons commencer par nous focaliser sur le point (1).

### 2.2. ANALYSE DES DONNEES : 4 NIVEAUX

Le but est de pouvoir analyser et représenter les composantes de la cotation. Dans l'état de l'art, section 4 page 54, nous avons vu l'existence d'un certain nombre de techniques envisageables. Nous avons également sélectionné dans cet état de l'art une technique permettant de comprendre et de manipuler une connaissance existante : les systèmes à bases de connaissances ou le « knowledge engineering ».



## RAPPEL SUR LES SYSTEMES A BASE DE CONNAISSANCES (KBS)

La méthode de traitement par un expert peut être illustrée comme-ci-dessous (voir Figure 67) : l'expert observe un patient (et ses données) et il en tire un nombre de paramètres observés. Son système cognitif réalise ensuite l'analyse de ces données pour en tirer une conclusion et un diagnostic.

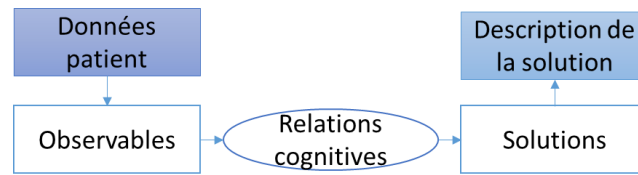


Figure 67 : Modélisation du traitement par un expert

Il est difficile de comprendre directement la méthode d'analyse des données par l'expert, mais des modélisations ont été proposées (voir Figure 68). Pour expliquer sa démarche, il ne se base pas directement sur les données brutes des observations (*observables*). Il les qualifie automatiquement et leur attribue une notion, un qualificatif linguistique (*observables abstraits*). C'est un phénomène d'abstraction (*abstraction*). C'est à partir de la présence ou l'absence de certaines de ces notions qu'il émet un jugement ou une relation (*inférence*) avec les solutions qu'il connaît et qui sont possibles (*solutions abstractions*). A ce niveau, il est possible que plusieurs solutions soient envisageables. Il faut donc préciser (*raffiner*) la solution pour en faire ressortir la plus probable et/ou une version plus précise (*solutions*). Une version du processus d'un KBS par réflexion logique peut donc être généralisée comme représentée en Figure 68.

Un exemple d'analyse est également fourni sur cette représentation : un observable possible est l'angle du coude qui aura une valeur numérique par exemple de  $35,7^\circ$ . De cette observation, le thérapeute retiendra que le coude est en flexion (abstraction), par ailleurs un autre observable (l'amplitude de l'épaule par exemple) lui permettra de retenir qu'un déplacement de l'épaule a eu lieu. La présence de la flexion du coude pourra être associée dans un protocole à la validation d'une cotation 2 mais la présence d'un déplacement du coude sera elle associée à un cas de triche (compensation). La triche prédominant sur les autres cotations, seule la triche (et donc la cotation 0) sera conservée en solution finale.

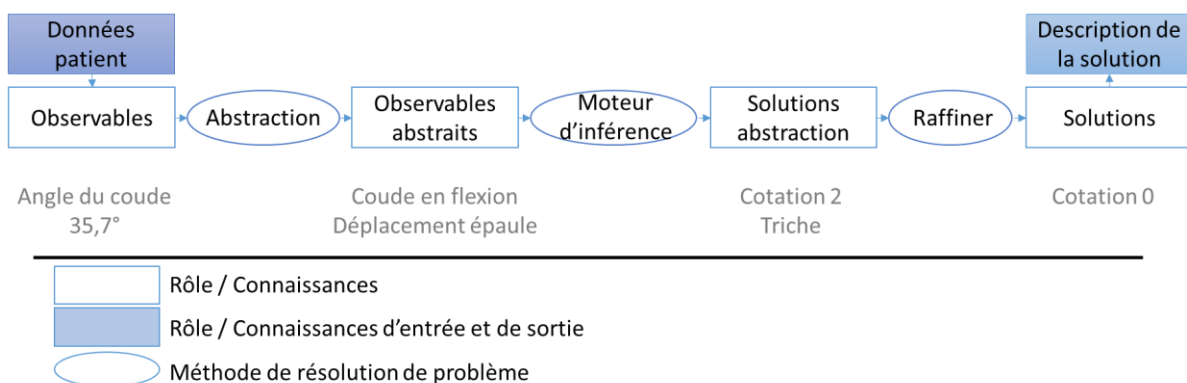


Figure 68 : Modélisation du traitement par un KBS [99]



## APPLICATION A UNE COTATION DE LA MFM : item 16 cotation 2

Pour le premier prototype du module d'analyse, quatre niveaux de connaissances ont été sélectionnés : (1) les informations capteurs (données patient), (2) les observables, (3) les observables abstraits et (4) les solutions. Il y a donc 3 méthodes de résolutions de problème à définir : une entre chaque niveau de connaissances.

### Détermination des connaissances en jeu

- Solution :

Ces solutions sont celles définies dans le manuel MFM. Une des solutions de l'item 16 est la cotation 2, décrite ci-dessous en Figure 69 (voir annexe 2 page 184 pour la description complète de l'item) :

2 : atteint le crayon avec la main, coude en extension maximale ou en extension complète, mais avec lenteur ou compensation

Figure 69 : Cotation 2 de l'item 16 de la MFM (extrait du manuel MFM)

- Observables et observables abstraits :

Cette cotation est composée d'un certain nombre de termes « abstraits » à identifier pour son évaluation. Ils nous serviront d'« observables abstraits ». Chacun de ces « observables abstraits » est jugé aux regards d'un ou plusieurs observables quantifiables. Les observables et observables abstraits peuvent donc être définis comme dans le Tableau 16 ci-dessous :

Tableau 16 : Connaissances mobilisées pour la cotation 2 de l'item 16

| Observables abstraits   | Observables  |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"><li>• « Atteint le crayon avec la main »</li><li>• « Coude en extension complète »</li><li>• « Coude en extension maximale »</li><li>• « Lenteur »</li><li>• « Compensation »<ul style="list-style-type: none"><li>○ « aide du tronc »</li><li>○ « aide des épaules »</li><li>○ « reptation ou glissement de la main sur la table »</li></ul></li></ul> | <ul style="list-style-type: none"><li>• Distance crayon – main (ou doigt le plus en avant)</li><li>• Angle du coude</li><li>• Angle du coude</li><li>• Vitesse de la main / Chronomètre de l'exercice</li><li>• -<ul style="list-style-type: none"><li>○ Déplacement du centre de gravité du tronc</li><li>○ Déplacement du centre de l'épaule</li><li>○ Contact de la main sur la table</li></ul></li></ul> |

- Information capteurs :

Le capteur de mesure proposé pour l'item 16 (exercice de motricité proximale) est la Kinect. Les informations fournies par ce capteur sont donc les trajectoires des 25 points du squelette numérique de la Kinect.

### Passage de l'information capteurs aux observables

L'objectif est de trouver comment convertir ces données du capteur vers des observables cohérents (objectif étudié et décrit dans le chapitre 3 « Axe Mesurer »). Une difficulté majeure qu'il est possible de rencontrer lors de cette étape est que le capteur utilisé ne permette pas de mesurer le même paramètre. Il faut donc en trouver un équivalent ou un s'en rapprochant. Par exemple avec la Kinect, l'angle du coude peut facilement être calculé à partir des points formés par le bras (épaule, coude et poignet) et correspond exactement à un observable direct pour l'évaluation. En revanche, comme cela a pu être expliqué dans le chapitre 3, le squelette numérique fourni par la Kinect ne permet pas de réellement mesurer un contact et encore moins un appui. En revanche il permet d'indiquer si un membre comme la main se trouve proche d'une zone pouvant laisser penser à un appui (mesure de la distance entre le point de la main et la zone d'appui). De même, lors de la mesure de l'angle de la tête, les points sur lesquels se focalisent les thérapeutes sont la ligne du regard et la position du menton. Ces deux données sont non accessibles par la Kinect qui peut en revanche qualifier la position de la tête par l'axe formé par les points cou-tête. Il y a ainsi un écart entre ce qui est mesuré par la machine et ce qui est habituellement utilisé par le thérapeute. Il est donc essentiel de donner les clés de cette compréhension aux thérapeutes qui doivent pouvoir comprendre et interpréter ces données. Il faut donc, à un moment de l'analyse effectuée par KiMe2, communiquer la fiabilité de la mesure mais aussi sa définition.

### Passage des observables aux observables abstraits

Durant cette phase, il faut définir les valeurs des observables qui vont déclencher les observables abstraits. Une fois encore, cela peut être déterminé à partir des études menées dans le chapitre 3. En effet au cours de ce précédent chapitre, nous avons vu comment identifier et calculer l'observable désiré puis nous avons établi une méthode afin d'étudier la variabilité de cet observable au cours des différents exercices (page 104). Cette variabilité peut être réutilisée pour définir quand les observables abstraits sont à activer. Nous avons par exemple vu que le coude pouvait être considéré en extension pour un angle compris entre 170° et 180°. Un angle entre 165° et 170° est également acceptable pour le thérapeute. L'extension est discutable lorsque l'angle se trouve entre 160° et 165°. Une technique permettant de représenter ces incertitudes dans l'activation des observables abstraits est la logique floue comme cela a été présenté au cours de l'état de l'art (page 56) : l'observable abstrait ne sera vrai qu'avec une certaine valeur de confiance. Ces valeurs peuvent être représentées par des fonctions d'activation. Dans le cas de KiMe2, des fonctions d'activation de type trapézoïdale ont été utilisées (Figure 70) : l'observable abstrait « coude en extension » ne sera vrai à 100% que pour des valeurs d'angle du coude entre 165° et 185° (hyper flexion) et sera partiellement vrai pour des angles de coude entre 160° et 165°. Cela permettra de ne pas supprimer certaines solutions possibles lorsque le capteur enregistre des mouvements aux limites acceptables.

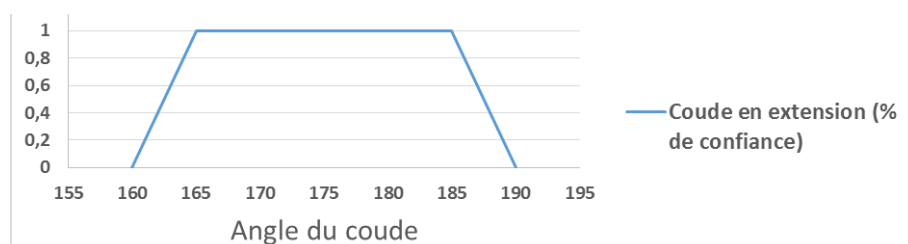


Figure 70 : Exemple de fonction d'activation d'observable abstrait

### Passage des observables abstraits aux solutions

Les solutions de la MFM sont des relations logiques entre les différents observables abstraits comme cela peut être vu dans la Figure 69 page 128. Il est donc possible d'utiliser le modus ponens ou plus généralement des heuristiques. Par exemple la cotation 2 peut être énumérée par modus ponens ainsi : « atteint le crayon avec la main » ET (« coude en extension complète » ou « coude en extension maximale ») ET NON « lenteur » ET NON « compensation ». C'est par ce biais que les solutions seront proposées au thérapeute.

### 2.3. PROPOSITION DE MODULES DE RESTITUTION DES RESULTATS

Une fois cette analyse faite, il s'agit de retransmettre les résultats. Le système KBS proposé est construit sur quatre niveaux de connaissances (voir 1 à 4 Figure 71). Il est donc proposé de restituer l'information au thérapeute également sur quatre niveaux, ou quatre modules (voir A à D Figure 71).

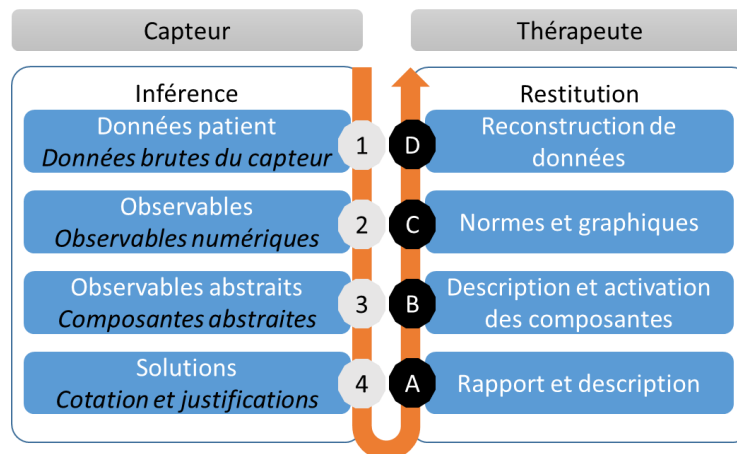


Figure 71 : Structure parallèle entre les niveaux d'analyse et les niveaux de restitution [128]

### MODELE DE RESTITUTION

Comme nous l'avons expliqué précédemment, ces modèles devront utiliser le jargon médical et du protocole MFM et être basés sur des modèles ou représentations déjà connus ou facilement compréhensibles par les thérapeutes. Les courbes de mouvements et vidéos de squelettes numériques font notamment partie des représentations usuelles. Les modules s'enchaînent pour aller d'une version basée sur les résultats d'analyse et donc avec beaucoup d'interprétation (connaissances) jusqu'à des représentations se contentant de représenter les données du capteur de mesure (données sans interprétation, uniquement de l'information). Dans le cas de notre application voici comment ces modules se traduisent.

#### Module A : Description de la solution

Ce module décrit la solution trouvée par le système d'analyse : sa cotation et sa justification. Il est donc directement lié au niveau 4 de l'analyse qui permet de fournir la solution et il est principalement textuel. Le module de capture permet également de récupérer la cotation et les commentaires

éventuels du thérapeute lors de la réalisation de l'exercice. Le but est ici de fournir le résultat trouvé par le système et de le confronter au premier ressenti du thérapeute. Un exemple ci-dessous (Figure 72) indique pour un premier essai de l'item 16 (« extension du coude pour toucher le crayon ») que le thérapeute n'a pas voulu mettre de cotation car il n'était pas sûr d'une composante : le déplacement de l'épaule au cours du mouvement. Le système semble considéré qu'il n'y a pas eu de mouvement issu du tronc. Dans ce cas, le système peut rassurer le thérapeute sur sa décision.

Remarque : dans le cas présent, le thérapeute a fait réaliser un second essai lors duquel il a bien pu vérifier la non-présence de mouvement de l'épaule

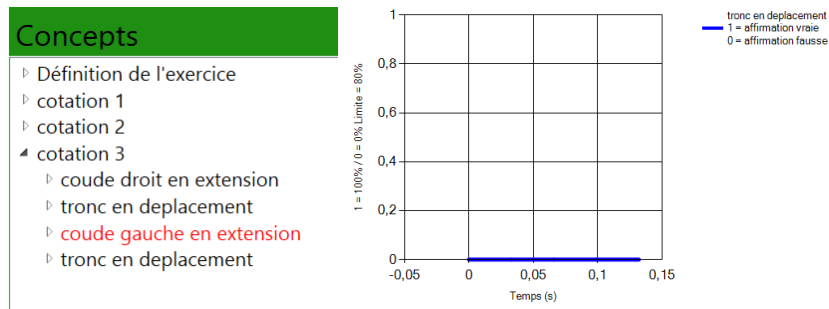
| Rapport Item 16 Essai 1 |   |
|-------------------------|---|
| NA                      | Cotation Thérapeute<br>doute sur mvt epaule   |
| 3                       | Cotation KiMe: 3<br>coude droit en extension , tronc en deplacement est évité,<br>Chronométrage = 0,2 / Chronométrage depuis la position de départ= 1,9 |

**Figure 72 : Exemple de restitution selon le module A, description de la solution**

### Module B : Description des éléments constituant la solution

Ce module décrit les composantes utilisées (observables abstraits) pour l'évaluation. Les éléments permettant de déterminer la cotation  $\gamma$  sont énumérés. Cette énumération se trouve sous la forme d'une liste de type « arbre » (voir (a) Figure 73). L'arbre est composé de toutes les solutions « usuelles » de la MFM. Il s'agit des trois cotations possibles et chaque cotation peut être « déroulée » pour lister toutes les composantes mobilisées. Si la cotation 3 n'a pas été réalisée celle-ci apparaîtra en rouge et la ou les composantes défectueuses apparaîtront également en rouge afin de faciliter l'identification de la cause de l'échec. Sur l'exemple (a) en Figure 73, la cotation 3 a été réalisée. Celle-ci pouvait toutefois être faite avec le bras gauche ou le bras droit. La composante « coude gauche en extension » apparaît donc en rouge car la cotation a été faite avec le bras droit. Les composantes sont des termes abstraits, des affirmations qui peuvent être vraies ou fausses avec un certain pourcentage de confiance. Chacune de ces composantes a donc été attachée (par l'action d'un double-clic) à un « graphe d'activation » : celui-ci représente l'état de la composante étudiée allant de 0, l'affirmation est fausse, jusqu'à 1, le système est sûr à 100% que l'affirmation est vraie (voir (b) Figure 73, où l'affirmation « le tronc est en déplacement » est fausse pendant tout l'exercice, sans le moindre doute). Le but de ce module est de comprendre comment l'évaluation a été réalisée par le système, quels sont les éléments importants relevés et quels éléments sont clés dans la validation ou l'invalidation d'une cotation.

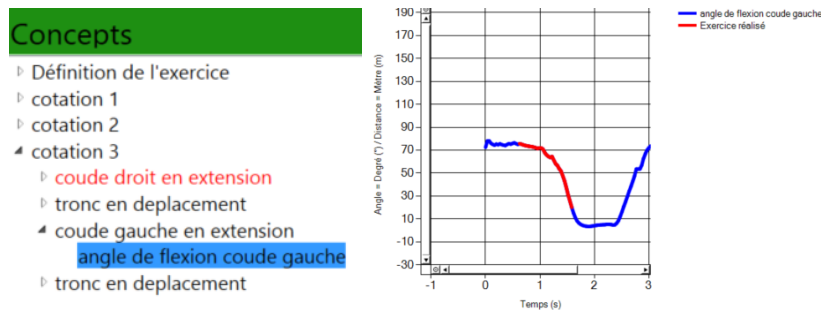
Sur la Figure 73 (a), en plus des cotations, il est possible d'observer une branche « Définition de l'exercice ». Comme cela a pu être vu en page 97 du chapitre 3, il est parfois nécessaire de rechercher l'exercice dans l'enregistrement du capteur (le patient n'ayant pas commencé tout de suite l'exercice, ou l'enregistrement continuant par exemple après la fin de l'exercice). Cette branche possède donc les composantes permettant de définir (1) si la position de départ a été correctement identifiée, (2) si le mouvement a été amorcé et (3) si l'exercice est terminé. Il est donc également possible de voir si le système a correctement identifié la position de l'exercice dans l'enregistrement.



**Figure 73 : Exemple de module B (a) Arbre des concepts / composantes (b) Courbe d'activation d'un concept (composante)**

**Module C : courbes des observables**

Ce module permet l'accès aux graphes des observables (puisque les données sont quantifiables). Les observables mobilisés pour évaluer les composantes ont également été rattachés à leurs composantes sur un niveau inférieur de l'arbre (voir (a) Figure 74). Le graphe d'évolution de ces observables est accessible par un simple double-clic souris (voir (b) Figure 74). Le but pour ce niveau est d'étudier en détail une variable quantifiable pour vérifier l'amplitude, l'allure, la trajectoire, la norme, etc. dans le cas où celle-ci est disponible.



**Figure 74 : Exemple de module C (a) Arbre des concepts étendu jusqu'aux observables (b) Courbe d'un observable (angle du coude gauche)**

**Module D : données capteurs brutes**

Ce module permet l'accès aux données, plus ou moins brutes, issues des capteurs de mesure. Un exemple pour la Kinect est la reconstruction du squelette numérique au sein d'une scène 3D possédant une caméra libre de ses mouvements (voir Figure 75). A ce niveau, le but est d'avoir une vue d'ensemble des données captées pour mieux comprendre l'enregistrement dans sa globalité mais également d'identifier des soucis qui auraient pu survenir durant l'enregistrement.

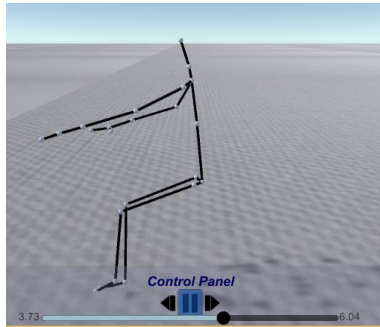


Figure 75 : Exemple de module D, Image de la reconstruction 3D du squelette numérique de la Kinect

### PASSAGE D'UN MODULE A L'AUTRE

Il est nécessaire de ne pas fournir l'intégralité des informations et des résultats simultanément. La séparation en quatre modules vise également à hiérarchiser leur utilisation : les modules C et D sont des modules utiles uniquement lorsque qu'un questionnement précis est soulevé. Il n'est donc pas nécessaire de les visualiser immédiatement. Seuls les modules A et B sont essentiels car ils permettent de comprendre l'évaluation. Ils sont donc mis directement à disposition de l'utilisateur (voir Figure 76). Il est toutefois nécessaire de dérouler l'arbre pour obtenir des détails sur les composantes et observables mobilisés. Pour accéder aux courbes d'activation des composantes ou d'évolution des observables, il suffit de double-cliquer sur la branche de l'arbre concernée. Cela permet d'avoir facilement accès à ces données sans que celles-ci ne viennent « polluer » le champ de vision du thérapeute. Finalement le module D est activable par un bouton situé dans les outils d'analyse (voir Figure 76).

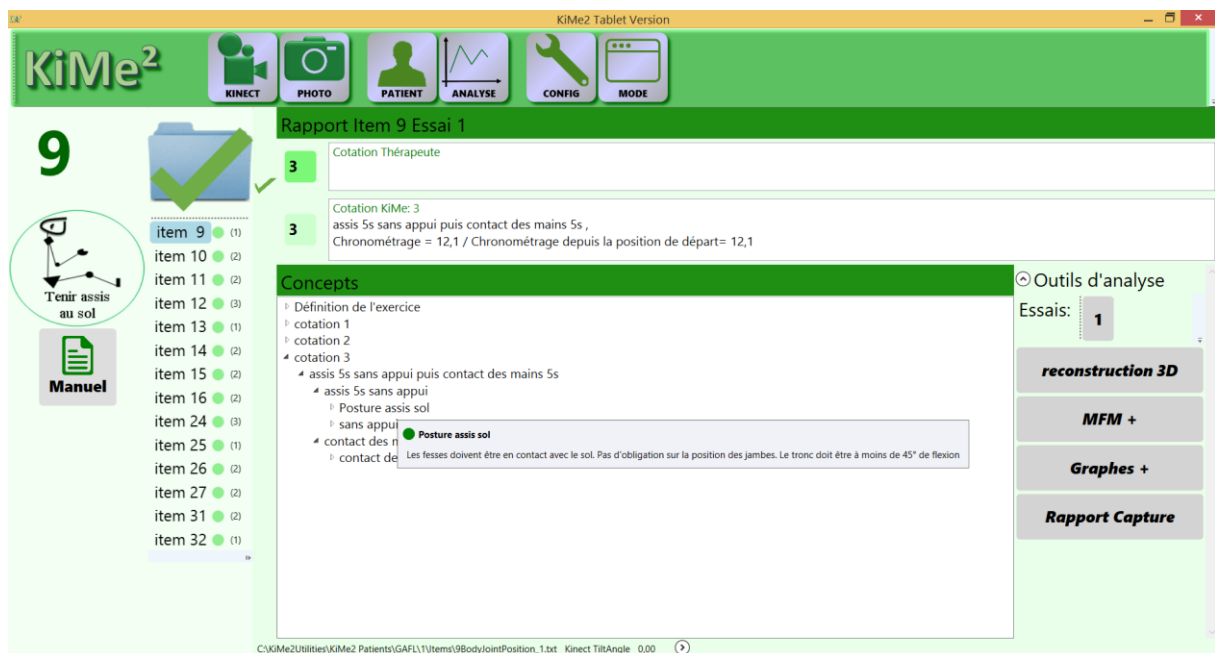


Figure 76 : Page « analyse » du logiciel KiMe2

## Compléments d'informations et signaux de validité

Les modules présentés restent très concis dans leurs explications. L'arbre des composantes comporte des termes parfois raccourcis pour décrire un état ou un observable qui peut être assez complexe. De plus une composante ou un observable peut être mesuré par un capteur de manière très différente de la manière dont un thérapeute le ferait. Il peut donc être nécessaire de fournir des informations complémentaires afin d'éclaircir ou d'éviter les incompréhensions (ces informations sont affichées dans un encadré lors d'un survol d'une composante par l'utilisateur). Il est possible, par exemple, de fournir la description complète de la composante ainsi que le degré de confiance avec laquelle le capteur est capable de l'évaluer. Un rond de couleur indique également si la composante est sûre (vert), incertaine (jaune) ou difficile à évaluer (orange) (Figure 77).

Concepts

- ▷ Définition de l'exercice
- ▷ cotation 1
- ▷ cotation 2
- ◀ cotation 3
  - ◀ assis 5s sans appui puis contact des mains 5s
    - ◀ assis 5s sans appui
      - ▷ Posture assis sol
    - ▷ sans appui
  - ◀ contact des mains
    - ▷ contact de

Figure 77 : Exemple de description et de signaux pour la validité de l'information

## CONCLUSION DES MODULES DE RESTITUTION

Ces différents modules permettent de résumer l'ensemble des informations disponibles pour le thérapeute, dans un format adapté aux thérapeutes. Les modules A et B permettent de fournir le résultat de manière rapide, simple et dans un langage textuel (A et B Figure 78). Ces modules explicitent les origines de ce résultat ce qui permet notamment une transparence du système. Les modules C et D permettent, eux, de relever des données et des paramètres numériques plus précis lorsqu'il s'agit pour le thérapeute de cibler un élément en particulier (A-t-il perdu en amplitude ? A-t-il mis plus de temps pour faire l'exercice ? etc.) (C et D Figure 78). L'accès aux différents modules est limité pour encourager principalement l'utilisation du module A. Les modules B, C et D pouvant être mobilisés uniquement dans le cas d'analyses complémentaires nécessaires. Finalement les seules données sauvegardées sur le long terme seront les enregistrements des capteurs (ici les trajectoires des 25 points du squelette numérique par exemple) ainsi que les résultats émis par le module A, corrigés si nécessaires par le thérapeute. Ces choix ont été effectués afin de permettre de futures analyses de masses à partir des mouvements enregistrés.

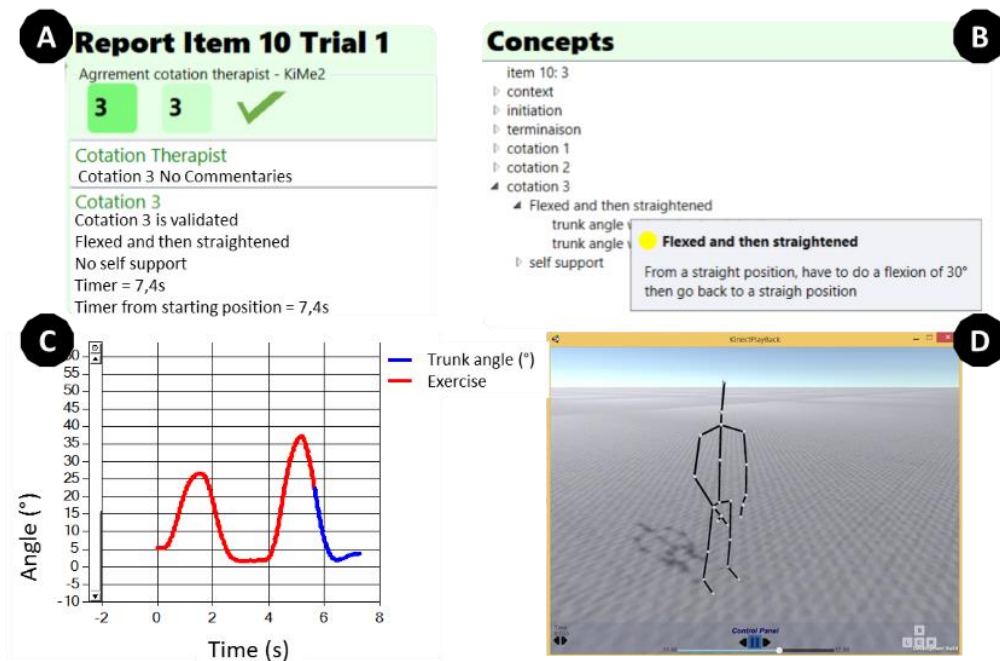


Figure 78 : Résumé des modules de restitution pour KiMe2 [128]

### 3. EVALUATION DE LA COMPREHENSION ET DE L'USAGE

La pertinence du système au regard des critères de l'axe « Analyser et communiquer » a été évaluée principalement à travers une expérimentation. Plusieurs thérapeutes (d'expertise et de formation différentes, voir Tableau 17) ont testé en même temps le système d'évaluation. Leur capacité à prendre le système en main a été évaluée et leurs observations ont été exploitées.

Tableau 17 : Participants pour l'évaluation du prototype KiMe2

| Participant | Profession | Age | Pratique de la MFM (ans) | Kinect          | Commentaires                        |
|-------------|------------|-----|--------------------------|-----------------|-------------------------------------|
| L1          | Kiné       | 35  | 0,25                     | Entendu parler  | Nouvelle dans le service            |
| L2          | Kiné       | 35  | 3                        | Entendu parler  | Pratique l'AQM                      |
| L3          | Kiné       | 38  | 15                       | Entendu parler  | Pratique l'AQM                      |
| L4          | Ergo       | 41  | 9                        | Un peu manipulé | Inclus dans le protocole NatHis-SMA |



### 3.1. EVALUER LA COMPREHENSION ET L'USAGE DES MODULES DE RESTITUTION

#### OBJECTIFS

L'objectif de cette expérimentation est la vérification de la capacité des thérapeutes à trouver, manipuler et interpréter les différentes informations fournies par le logiciel KiMe2 notamment à travers les 4 modules développés : le rapport (module A), l'arbre des composantes (module B), les graphiques (module C) et la reconstruction 3D (module D). Des hypothèses ont été émises et testées au cours de cette mise en situation :

- Le système retranscrit correctement les résultats à travers la section rapport
- Le système retranscrit facilement les composantes à travers le système de composantes
  - Accès et compréhension aisées des composantes ainsi que de leurs graphes associés
  - Accès et compréhension aisées des observables ainsi que de leurs graphes associés
- La reconstruction 3D permet de revoir et comprendre l'exercice réalisé tel que vu par la Kinect
- Les thérapeutes arrivent à naviguer entre les outils
- Les thérapeutes arrivent à retrouver l'information recherchée pour l'évaluation
- Les thérapeutes comprennent comment le système parvient à sa cotation

#### DEROULEMENT

Après l'accueil et la présentation de l'étude aux participants, une formation et une démonstration du logiciel centrée sur la capture puis l'analyse des mouvements à partir de KiMe2 ont été effectuées. Quelques exercices pratiques ont complété ces activités pour une introduction d'une durée totale de 1h30 environ.



**Figure 79 : Photo de l'expérimentation avec 4 thérapeutes (des observateurs sont venus assister à cette expérimentation)**

L'expérimentation elle-même proposait aux participants de s'enregistrer en train d'effectuer une passation de la MFM puis de l'analyser. Les rôles étaient échangés au cours de la séance et à chaque item : 1 utilisateur joue le patient, 1 utilisateur joue le thérapeute, les 2 autres sont des observateurs (chacun pouvant intervenir à tout moment) (cf. Figure 79). Enfin, un temps de discussion ouvert pour un retour collectif sur les impressions des participants était prévu à la fin de l'expérimentation. Les animateurs intervenaient pour répondre aux questions éventuelles, principalement pour débloquer une situation complexe, mais l'objectif était de laisser un maximum d'autonomie aux acteurs de

l'expérience. Leurs attitudes, commentaires et impressions ont été récupérés aux travers d'enregistrements audio et vidéo, lors de l'entretien de groupe final et grâce à un questionnaire individuel remis en fin de séance.

## RESULTATS

Tous les participants ont pu voir et tester les modules d'analyse et de restitution de l'information mais tous n'avaient pas le même niveau de compréhension. Certains étaient plus à l'aise avec des représentations à l'aide de courbes et de squelettes numériques. Toutefois, tous ont réussi à s'adapter rapidement en s'expliquant les uns les autres ce qu'ils comprenaient. Les quelques interventions des animateurs avaient pour but d'expliquer un défaut de design de l'interface ou pour compenser la trop courte formation dispensée pour comprendre et manipuler le système. Des conclusions pertinentes ont pu être tirées sur les différents modules de restitutions utilisés :

Le « rapport » (module A) était peu lu, il servait principalement pour vérifier la concordance des cotations. En effet une fois que les participants avaient compris le fonctionnement de l'« arbre de concepts » (module B), la majorité des participants étaient capables de retrouver les conclusions du rapport en étudiant les composantes fournies par l'arbre et ce de manière plus rapide.

Le module B (arbre de concepts) a donc été plutôt bien saisi. Les courbes d'activation ont particulièrement été utilisées par les participants ayant le plus l'habitude des logiciels d'analyse de mouvement. Quelques stratégies d'utilisation sont en revanche moins évidentes. Il est nécessaire de faire comprendre que si la composante n'est pas écrite c'est qu'elle n'est pas utilisée. Il faut alors déterminer si son absence est volontaire car non nécessaire pour l'exercice ou si c'est une erreur de conception. La notion de recherche d'exercice et de position de départ n'est pas toujours claire : ils ont eu besoin de temps pour comprendre pourquoi des exercices n'étaient pas vus comme réalisés (position de départ considérée comme incorrecte). Finalement il faut noter qu'avoir un arbre de composantes trop long peut être perturbant : les participants ne recherchent que les premiers niveaux et ne voient pas toujours que l'arbre peut encore être déroulé.

Le module C (les courbes d'observables) a été assez peu utilisé mais son intérêt a été relevé comme pertinent par les participants. Sa faible utilisation est à mettre en parallèle avec le fait que les courbes ne sont utiles que pour des questionnements précis (exemple, l'amplitude espérée a-t-elle bien été atteinte ?)

Le module D (la reconstruction 3D) fut facilement compris et utilisé de manière quasi-systématique. Quelques défauts ont été notés : le squelette ne semble pas complètement droit et la temporisation de la vidéo ne semble pas naturelle, les appuis sont également difficiles à visualiser tout comme les petits mouvements (par exemple ceux de la tête).

Globalement, le complément d'informations (description des composantes et code couleur pour indiquer la fiabilité de la composante) a été identifié et compris par un participant toutefois, comme ce code n'est encore qu'à l'état de concept, il n'a pas pu être utilisé de manière pertinente.

### 3.2. EVOLUTION A PREVOIR POUR LE PROCHAIN CYCLE

La plupart des hypothèses émises pour cette expérimentation ont été validées. Pour rappel :

- **Le système retranscrit correctement les résultats à travers la section rapport** : cette hypothèse est partiellement validée. Il faut en effet rendre le descriptif du rapport plus naturel et direct. A noter que si le rapport est utile comme résultat à sauvegarder, il est peu utilisé en analyse directe.
- **Le système retranscrit facilement les composantes à travers le système de composantes**
  - **Accès et compréhension aisés des composantes ainsi que de leurs graphes associés** : cette hypothèse est validée, il faut toutefois bien former les thérapeutes pour qu'ils comprennent les limitations de ce système.
  - **Accès et compréhension aisés des observables ainsi que de leurs graphes associés** : cette hypothèse est validée bien que peu utilisée du fait de son aspect très spécifique. Il faut encore en valider son utilisation.
- **La reconstruction 3D permet de revoir et comprendre l'exercice réalisé tel que vu par la Kinect** : cette hypothèse est partiellement validée. Les thérapeutes ont bien pris en main cet outil toutefois le manque de description de l'environnement et la faible visibilité des petits mouvements limitent parfois son utilisation.
- **Les thérapeutes arrivent à naviguer entre les outils** : cette hypothèse est validée il faut toutefois limiter la profondeur de l'arbre des composantes (modules B) pour rester ergonomique (limiter le nombre de clics nécessaire pour arriver à l'information désirée).
- **Les thérapeutes arrivent à retrouver l'information recherchée pour l'évaluation** : cette hypothèse est validée mais il faut encore en valider son utilisation.
- **Les thérapeutes comprennent comment le système parvient à sa cotation** : cette hypothèse est partiellement validée. Cette expérience a permis de valider que, lors de l'analyse des exercices, les thérapeutes comprennent comment le système émet la cotation, pourquoi le système est en accord ou en désaccord avec eux et, dans ce cas, la raison de l'échec du système. Toutefois il s'agit d'une analyse en situation très contrôlée et cette compréhension avait parfois besoin de temps et de discussion entre les participants.

Un des critères essentiels retenus pour l'axe « Analyser et communiquer » est l'efficacité en termes de temps d'analyse. Il ne s'agissait pas d'une hypothèse à vérifier lors de cette expérience mais un certain nombre de points peuvent être relevés. La répartition du temps d'utilisation des modules n'a pas été celle espérée, notamment à cause de l'utilisation quasi systématique de la reconstruction 3D qui ne devait être utilisée qu'en cas de discussion spécifique. Les conséquences sont une analyse qui prend au final beaucoup trop de temps. Ce temps passé à la manipulation des modules peut venir de la nouveauté du système et du besoin de comprendre comment il fonctionne. Une utilisation plus formelle et une formation plus approfondie pourrait certainement corriger cela. Une seconde cause de cette mauvaise utilisation peut venir du fait que le système manque encore de performance pour coter (beaucoup d'erreurs qui mènent le personnel à vérifier toutes les évaluations). Une amélioration du système de mesure pourra donc potentiellement également corriger ce problème. Il pourrait également être nécessaire de revoir les contenus des modules eux-mêmes (diminuer le nombre d'informations disponibles ou visibles) et l'accès aux informations disponibles afin de diminuer le temps qui y est consacré. Les participants ont eu trop peu de temps pour se familiariser avec le système avant de le manipuler sur le protocole MFM lors de l'expérimentation. Malgré cela, la prise en main a

été plutôt rapide, ce qui est très encourageant. Il faudra vérifier si l'outil peut atteindre son maximum de potentiel avec une véritable formation. Il est important de noter que les conclusions tirées lors de cette expérimentation à quatre participants ne sont que des tendances et des opinions qui ne peuvent pas être généralisées à toute la communauté des praticiens.

#### 4. SYNTHÈSE « AXE ANALYSER ET COMMUNIQUER »

Ce chapitre visait à étudier les manières de représenter le mouvement et les résultats d'analyse des données capteurs. La première partie a montré des exemples de communication du mouvement existant au sein du domaine médicale et différents types et niveaux de communication notamment à travers l'exemple de l'AQM. La deuxième partie a illustré le traitement des données patient jusqu'à la solution d'évaluation associé à quatre niveaux de communication du résultat : d'une explication très contextualisée vers une explication basée uniquement sur les données capteurs. Cela a été traité à travers l'exemple de KiMe2 : un système à base de connaissances, de logique floue et d'heuristiques permettant de retranscrire les résultats sur différentes couches d'informations afin d'accompagner et de faciliter la compréhension du système par le thérapeute. La dernière partie consistait en une expérimentation permettant l'évaluation de cette proposition. Nous avons ainsi pu vérifier qu'en situation de passation de la MFM, la compréhension et l'efficacité du système étaient avérées et les modules de représentation proposés sont adaptés. Evidemment des améliorations fonctionnelles et des évaluations complémentaires sont encore à prévoir.



# CHAPITRE 5 INTEGRER LE SYSTEME

Pour ne pas être rejeté, le système d'aide à l'évaluation développé doit être correctement intégré dans le quotidien des activités du kinésithérapeute. Son intégration doit se faire à tous les niveaux : au niveau de l'organisation globale, de l'activité elle-même, de l'espace, etc. L'objectif de cet axe de recherche est d'identifier et de comprendre les facteurs d'intégration externe et interne à l'activité. Le travail de contextualisation effectué au cours du chapitre 2 a permis de définir une partie des premiers points favorisant cette intégration mais le travail d'intégration favorisant l'acceptation est à assurer tout au long du processus de conception.

Dans un premier temps nous allons identifier tous les éléments impactant l'activité d'évaluation motrice et ce en se basant sur les observations, les discussions et enquêtes auprès des kinésithérapeutes. En complément de la description faite dans l'état de l'art, nous allons ici nous concentrer sur les questions que devront se poser les ingénieurs pour favoriser cette intégration. Les éléments seront séparés en 2 catégories : les éléments internes à l'activité d'évaluation et les éléments externes. Nous allons principalement nous concentrer sur les éléments internes<sup>36</sup> et particulièrement sur 2 éléments clés : le thérapeute et le patient. Tout cela sera fait pour établir une liste d'impacts à contrôler lors de l'intégration du système d'évaluation dans la pratique médicale. Ces impacts devront être étudiés au regard des différents éléments constituant le système d'évaluation motrice (Figure 80) en particulier les interactions entre le système et le thérapeute qui devra manipuler 3 éléments : le capteur de mesure (installation et manipulation au cours du protocole), le module de capture et le module de restitution de l'analyse. Afin d'illustrer ces différents points, une application de notre proposition sur le terrain sera présentée et sera évaluée au cours de 2 types de tests : des tests avec patients ASI et un test réalisé avec un groupe de thérapeutes.

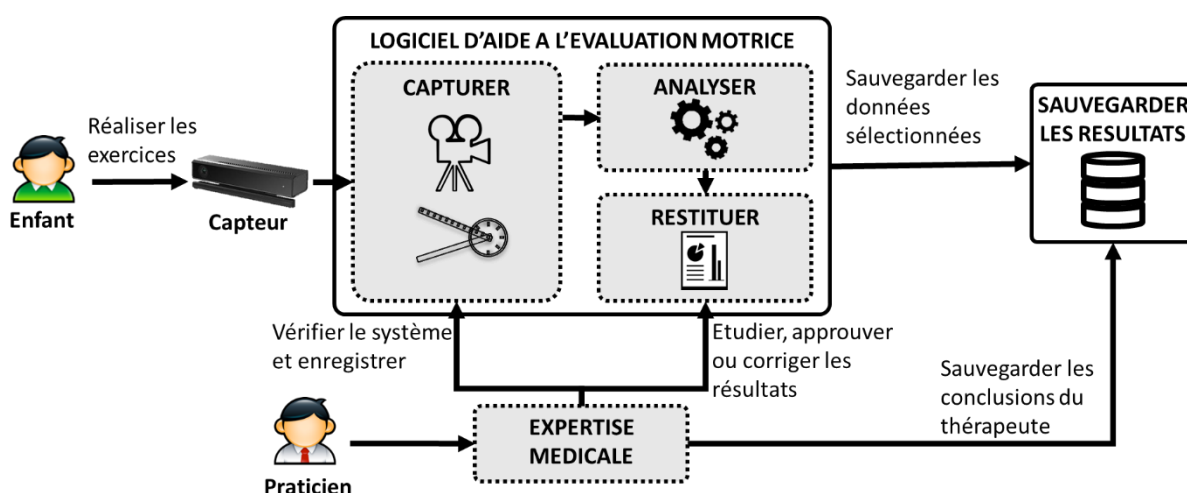


Figure 80 : Rappel des éléments constituant le système d'aide à l'évaluation motrice

<sup>36</sup> L'étude des éléments externes (principalement leurs évaluations) nécessite d'utiliser effectivement le produit dans la pratique et dans l'institution. Dans cette étude nous ne présentons que des prototypes utilisés dans un cercle restreint et uniquement à l'échelle du protocole, les éléments externes ne sont ainsi que peu observés.

Le chapitre 2 et plus particulièrement la section 3 page 77 « Contexte de la MFM » avait pour but d'identifier les facteurs d'acceptation et de rejet et d'assurer la première phase d'intégration. Il a permis de trouver les critères rappelés dans le Tableau 18 ainsi que d'autres, plus spécifiques liés au contexte de développement.

**Tableau 18 : Rappel des critères pour l'axe « Intégrer »**

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

Outre l'activité d'évaluation des capacités motrices elle-même, cette activité est réalisée au sein d'un protocole et d'une institution. Il est donc indispensable de considérer le déroulement du protocole et plus globalement l'intégration de ce type de protocole dans la pratique médicale. La modification du protocole risque donc d'avoir un impact qui devra être mesuré et contrôlé :

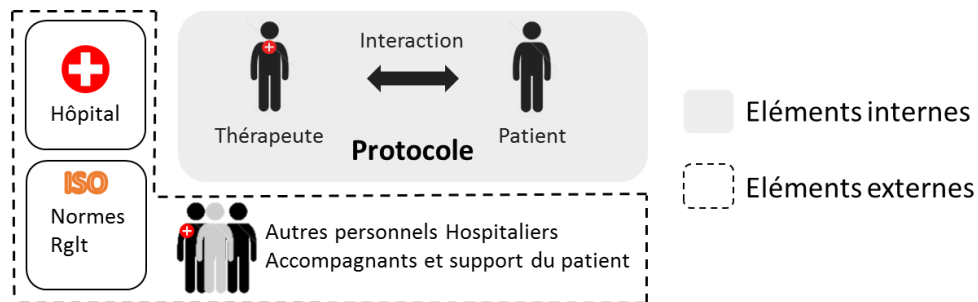
- Au niveau des personnes : thérapeute, patient, encadrant, etc.
- Au niveau des relations : principalement thérapeute-patient, mais aussi la relation thérapeute-système et patient-système, etc.
- Au regard du déroulement du protocole : quelles contraintes et avantages procurent le nouveau protocole que le système devra respecter ou encourager.
- Au regard des institutions qui vont devoir le gérer (de l'hôpital et des normes que le système devra respecter).

### **ACTEURS MOBILISES**

Dans le cadre des protocoles d'évaluation des capacités motrices, plusieurs acteurs sont mobilisés (Figure 81) :

- Le thérapeute qui fait passer le protocole d'évaluation.
- Le patient qui réalise le protocole.

- Les personnes pouvant intervenir avant, pendant ou après le protocole, comme d'autres personnels hospitaliers, les accompagnants du patient, etc.
- L'hôpital (institution) à travers un espace physique mais aussi un chargé administratif et des personnes responsables de l'allocation des ressources.
- Le service chargé des normes et de la sécurité (institution).



**Figure 81 : Parties prenantes lors du développement d'un outil médical pour les protocoles d'évaluation**

### FLUX DE L'ACTIVITE D'ÉVALUATION (PROTOCOLE)

Il faut ensuite considérer l'environnement physique et les flux (personnes, informations, etc.) existants au cours du protocole et également définir les impacts sur les interactions :

- Considérer les déplacements du thérapeute :
  - Quels sont les points de vue qui lui sont nécessaires pour évaluer correctement les exercices moteurs ?
  - Quelles actions doit-il faire pour faire réaliser l'exercice (avec l'environnement mais aussi avec le patient) ?
  - Quels outils doit-il avoir en main ou utiliser ?
  - Par quelles grandes étapes et quels points clés le thérapeute doit-il passer ?
- Le déroulement de la séance avant, pendant mais aussi après la passation : quelles actions et/ou interactions (physique, orales, etc.) et à quels moments ? Quelles données / informations sont échangées et sous quels formats ? Etc. Il faut comprendre en particulier la relation thérapeute-patient et les relations inter-thérapeutes (ou équivalents).
- Quel matériel est nécessaire (complexité et choix technologiques qui entrent en conflits entre eux ou avec ce matériel préexistant) ?

Finalement il faut considérer le flux en dehors du protocole :

- Quels sont les moyens d'acquisition, d'installation et de stockage du système ?
- Comment gérer l'utilisation et le partage du système au sein de l'institution ?
- Comment gérer l'utilisation et le partage des données du système au sein de l'institution et de la communauté ?

Toutes ces questions pourront potentiellement avoir un impact sur les choix de conception du système d'aide à l'évaluation. Ces choix de conception pouvant avoir un impact autant physique, que cognitif ou psychologique. Dans le cas de cette thèse nous allons principalement nous intéresser aux éléments internes de cette activité (Figure 81).



## 2. LES ACTEURS PRINCIPAUX DU PROTOCOLE D'ÉVALUATION

Divers acteurs sont impactés par ce type de système. Toutefois deux acteurs évidents seront particulièrement centraux dans la bonne intégration du système : le thérapeute et le patient.

### 2.1. LE THERAPEUTE

Plusieurs thérapeutes différents ont pu être rencontrés lors de ce travail de recherche, chacun ayant un rôle à jouer dans le déroulement de cette étude de cas. A travers les entretiens réalisés dans le chapitre 2 section 3 (page 77) certains profils, par rapports aux versions de systèmes proposés, ont pu être observés :

- Le positif : il voit l'intérêt que peut apporter le système mais a besoin de s'assurer de la fiabilité des données. Il est réceptif à l'innovation et aux nouvelles technologies.
- Le négatif : il ne voit pas bien le potentiel du système. Il pense le système trop lourd pour être intéressant et pas suffisamment performant.
- Le sceptique : il ne voit pas bien le potentiel et ne comprend pas bien le but ou l'intérêt du système.
- Le réfractaire : il est réfractaire aux nouvelles technologies. Il y a une sensation de perte de contrôle et est méfiant vis-à-vis du système.
- L'enthousiaste : il est très réceptif aux nouvelles technologies. Il tend à faire aveuglément confiance aux technologies.

Le but est de s'assurer que les utilisateurs finaux de notre système soient dans le cas 1 (Positif). Cela passe par l'inclusion des opinions et par des anticipations des problèmes potentiels.

- Le négatif est légitime. Il n'est naturellement pas réfractaire à l'utilisation de la nouvelle technologie. Il conservera sa vision négative tant que rien n'a été prouvé ou tant qu'il n'y aura pas de prototype avancé proposé. Seule la performance du système pourra le faire basculer dans le cas 1.
- Le sceptique peut être plus facilement convaincu avec un prototype mettant plus clairement en avant le potentiel du système. Comme les autres il aura besoin d'une bonne preuve pour valider le système.
- Le réfractaire risque d'être plus difficile à convaincre. Les raisons de la barrière technologique sont assez personnelles.
- L'enthousiaste est un profil qui peut être *très dangereux*. Il faut veiller à ce qu'il garde un regard critique sur les résultats issus d'outils technologies.

En résumé, il faut s'assurer que les utilisateurs de notre système soient (1) bien au courant des avancées et des possibilités du système, (2) assurés, preuves à l'appui, de sa performance, (3) capables de faire confiance au système et (4) capables de garder un œil critique, sans être aveuglés par l'euphorie de la nouveauté.

L'introduction d'un système d'aide à l'évaluation modifiera légalement les rôles des thérapeutes : ces rôles peuvent être pris en charge complètement ou en partie, être détournés ou encore encouragés par le système. Les rôles ont été identifiés dans la partie contexte chapitre 2, page 77, et deux de ces rôles seront importants :

- Surveillant – aidant : aide le patient à se mettre en place, le corrige si nécessaire, s'assure qu'il est en position confortable et qu'il n'est pas en danger.
- Motivateur- Animateur et encadrant : en charge d'assurer une bonne ambiance avec son patient. Il doit s'adapter à son patient pour le motiver à réaliser correctement les exercices (adaptation des consignes, adaptations à l'humeur du patient, stimulant, etc.) mais également s'assurer que l'exercice soit fait.

## 2.2. LE PATIENT

Les patients qui viennent passer leurs évaluations peuvent non seulement avoir des niveaux de pathologie très différents, mais peuvent aussi venir effectuer cette évaluation avec des objectifs qui leur sont propres. Ainsi, un patient peut solliciter le thérapeute pour :

- Réaliser son évaluation : réalisation des examens médicaux nécessaires dans le cadre de sa pathologie.
- Vérifier un ressenti : le patient pense avoir gagné ou perdu (le plus souvent) en capacité, l'évaluation validera (ou non) ce ressenti.
- Rechercher conseil et soutien : le patient (et/ou ses accompagnants) vient également rechercher un moment de discussion ; le but étant de discuter des possibilités pour améliorer son quotidien, récupérer l'avis du personnel spécialisé ainsi qu'un soutien psychologique.

Dans tous les cas, son humeur influencera fortement la manière de réaliser son évaluation :

- Excité et/ou pressé : le patient est motivé mais un peu trop enthousiaste. Il risque de faire les choses trop vite (et possiblement mal), de se fatiguer trop vite. Le thérapeute devra canaliser son énergie tout au long du protocole.
- Enjoué, calme : le patient est motivé et réalise les exercices calmement et avec attention.
- Neutre : le patient n'est pas forcément très réceptif à la discussion mais réalise les exercices sans réticence.
- Fatigué : le patient ne manque pas forcément d'entrain mais il se fatigue vite. Il faudra donc adapter les exercices pour qu'il puisse « tenir » jusqu'à la fin du protocole, quitte à ne pas refaire un item ou faire une cotation plus basse.
- Enervé et/ou déprimé : le patient est impatient et non coopératif. Le thérapeute devra faire preuve de diplomatie et de patience pour encourager le patient à passer tout le protocole.

La personnalité et l'âge du patient entrent également en ligne de compte lorsqu'il s'agit de supporter et d'encourager le patient au cours du protocole. Une connaissance a priori de son niveau d'atteinte pathologique est également un élément à connaître pour savoir quels exercices n'ont éventuellement pas besoin d'être effectués (car non réalisables). Si un exercice peut être réalisé (par rapport au niveau

d'atteinte pathologique), cela permet de savoir quels objectifs sont possibles ou au moins atteignables. D'un point de vue émotionnel, cela permet aussi d'anticiper une éventuelle baisse de moral : cela peut être le cas lorsqu'un patient se trouve sur une période de transition pour sa pathologie (perte d'une fonction motrice clé comme la marche par exemple) et que le protocole le met en face de cette perte.

### 3. CONSEQUENCES DE L'IMPLEMENTATION D'UN NOUVEAU SYSTEME

L'implémentation du système va donc impacter différents facteurs. Dans cette partie nous allons explorer les conséquences de l'utilisation du nouveau système d'évaluation, en termes d'impacts physiques et d'impacts sur les interactions. Ces impacts ont été identifiés par le biais d'observations, de discussions mais également d'enquêtes auprès des thérapeutes, dont celles présentées dans chapitre 2 page 77.

#### 3.1. IMPACT(S) PHYSIQUE(S)

##### **Achat et pérennité**

Le système développé devra être accessible en terme : de coût, d'installation, de pérennité, etc.

- Le système doit pouvoir être stocké dans les locaux : il peut être installé de manière pérenne, démontable occasionnellement ou à chaque utilisation.
- Il faut s'assurer que le produit ne risque pas de disparaître et qu'un service après-vente soit disponible. Il faut également considérer une possible adaptation du système à l'évolution de la technologie. Les lieux de vente, le prix de vente et le type de service après-vente et de suivi sont des critères à prendre en compte pour anticiper l'utilisation et le développement de notre proposition à moyen terme.

##### **Installation**

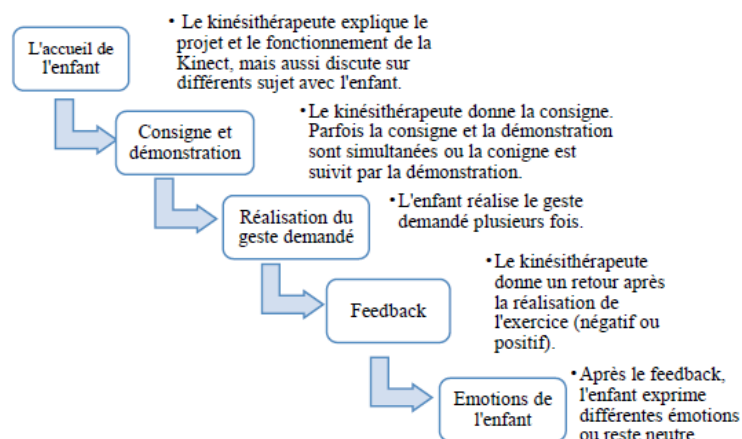
Les salles de kinésithérapie peuvent être très différentes tant en termes d'espace disponible que de configuration (position et nombre de miroirs, de prises électriques, de fenêtres, etc.). Ces aspects sont difficilement contrôlables, or les capteurs de MoCap peuvent parfois être très sensibles aux conditions environnementales (lumières, températures, surface réfléchissante, etc.). Il faut donc penser à un système pouvant s'adapter au maximum à cette variabilité. Pour tous les paramètres qui ne peuvent pas être contraints par le système, il faut s'assurer que les utilisateurs en comprennent le fonctionnement et les enjeux, pour favoriser les bonnes pratiques : positionnement, manipulation et plus globalement son utilisation optimale.

### 3.2. IMPACT(S) SUR LES INTERACTIONS INTERNES AU PROTOCOLE

De manière interne au protocole, l'introduction d'un nouveau système d'aide à l'évaluation va modifier la dynamique de la relation patient-thérapeute déjà existante lors de la passation. De manière plus précise, deux nouvelles relations vont apparaître : les relations thérapeute-système et patient-système.

#### RELATION PATIENT-THERAPEUTE

Cette relation est au cœur du métier de kinésithérapeute. Le thérapeute est un médecin, guide et accompagnateur pour le patient. Lors d'un protocole le thérapeute assure l'accueil du patient et de la famille, fournit les instructions, évalue et vérifie le geste, fait un retour après la réalisation de l'exercice et s'assure du bon état mental du patient (voir Figure 82). Le thérapeute est également chargé d'instaurer une atmosphère confortable pour l'enfant (encouragement et feedback positif). Cet aspect « humain » de la pratique permet d'assurer une relation de confiance et de support nécessaire à la pratique du métier. Un lien se crée entre le patient et le thérapeute. C'est un aspect du métier qui est cher aux kinésithérapeutes et difficilement atteignable avec un système technologique.



**Figure 82 : Interaction thérapeute-patient sur la passation MFM actuelle**

L'introduction d'un nouvel acteur dans cette relation (ici le système d'aide à l'évaluation) va donc modifier significativement cette dynamique. Les enquêtes et entretiens (menées auprès des thérapeutes par les stagiaires en psychologie évoqués dans la partie 3.2.3 page 84 du chapitre 2) ont notamment permis de définir les interactions actuelles (voir Figure 82) et leurs importances pour les acteurs impliqués. Lors du développement du système, il est essentiel de veiller à ne pas diminuer le lien social existant entre le thérapeute et le patient. La communication doit être maintenue, et le thérapeute doit rester la figure d'autorité au cours de ce protocole.

#### RELATION THERAPEUTE-SYSTEME

Le système d'aide à l'évaluation motrice peut potentiellement permettre d'assister certains rôles du thérapeute voire d'en remplacer quelques-uns. Les rôles que le système peut impacter sont les suivants :

- Le surveillant : le système pourra prendre en charge une partie de l'évaluation. Il peut permettre de suivre l'avancement du protocole et de contrôler en temps réel les positions et mouvements effectués.
- Le motivateur-animateur<sup>37</sup> : le système peut inclure un système de jeux (feedbacks virtuel et sonore) ou d'évaluation ludique. Il pourra dans ce cas assurer une partie du travail de motivation. Il faudra alors apporter une attention particulière au fait que les consignes incluses dans l'outil ne détériorent pas la communication entre le thérapeute et le patient, mais au contraire, la valorise.

Finalement de nombreuses interactions sont à prévoir entre ce nouveau système et le thérapeute :

- Installation et démarrage : le thérapeute sera la personne chargée d'installer et de démarrer le système. Tout cela doit donc être fait dans un temps raisonnable et ne pas demander d'expertises complémentaires au thérapeute.
- Calibrage : une étape de calibration sera peut-être à réaliser. Il faut donc donner au thérapeute les outils et les moyens de bien comprendre comment l'effectuer et de vérifier à ce que celle-ci soit correctement réalisée.
- Manipulation au cours du protocole : le thérapeute devra interagir avec le système tout au long du protocole. Il doit pouvoir facilement savoir si la capture du mouvement se fait correctement et avoir un accès simple et compréhensible aux résultats (manipulation des modules de capture et de restitution avec le logiciel). Cette interaction doit être rapide et ne doit pas empiéter sur le temps passé avec le patient. Il peut également lui être nécessaire de repositionner physiquement le système.

Dans la mesure du possible, d'autres interactions sont à éviter :

- Distraction : le système ne doit pas accaparer une partie de l'attention du thérapeute.
- Obstacle : il faut éviter que les conditions optimales de bon fonctionnement du système gênent le déroulement du protocole et/ou diminuent les capacités d'évaluation du thérapeute. Ceci pourrait arriver si le système proposé exige une évolution des mouvements et positions actuellement utilisés par le thérapeute et le patient.

## RELATION PATIENT-SYSTEME

A priori le système d'aide à l'évaluation motrice, tel que vu jusqu'à présent, ne devrait avoir que peu d'interactions avec le patient. Les interactions sont principalement physiques mais il peut lui être demandé de suivre certaines consignes ou règles fournies directement par ce système :

- Interaction physique : il devra peut-être interagir, porter ou manipuler un élément du système, que ce soit en le prenant en main, en le portant, en marchant dessus, etc.
- Interaction cognitive : dans quelle mesure le patient aura conscience de la présence de ce système ? Doit-il connaître sa présence sans avoir à vérifier ou communiquer avec ? Le

---

<sup>37</sup> **Note : cas particulier de l'enfant patient** : Les parents sont souvent présents pendant la séance, ils prennent donc en charge une partie des encouragements mais également de l'encadrement de l'enfant (le canaliser, le calmer si besoin).

système doit-il ou peut-il lui envoyer des consignes pour faciliter le protocole et/ou l'enregistrement ?

Si l'on considère que le système d'aide à l'évaluation peut être utilisé comme un outil ludique pour le patient, de nombreuses autres interactions sont à prévoir. La possibilité de capturer et de suivre le mouvement en temps réel laisse la possibilité de créer une évaluation ludique. Un scénario et « un jeu » seront affichés et gérés par le système d'évaluation. Cela peut améliorer l'implication du patient et signifie qu'une partie de l'aspect « motivation et animateur » sera pris en charge par le système et non plus seulement le thérapeute : il faudra donc définir le scénario, le type d'interactions du patient avec le jeu (mouvements, sons, etc.), etc. Cet aspect n'est toutefois pas traité ici.

### 3.3. IMPACT(S) SUR LES INTERACTIONS EXTERNES AU PROTOCOLE

A notre niveau de développement il est difficile de considérer les impacts externes. Ces points n'ont donc pas été explorés en profondeur lors de notre étude. Il est toutefois possible d'introduire rapidement deux types de relations externes au protocole et qui auront de l'importance dans le cas de l'acceptation du système d'aide à l'évaluation.

#### **RELATION THERAPEUTE-THERAPEUTE**

Bien que cela soit très occasionnel, les passations peuvent constituer un moment pour débattre d'une situation d'évaluation divergente entre les thérapeutes. Cela peut arriver notamment lorsqu'un mouvement est inédit et donc difficile à évaluer ou lorsqu'il s'agit d'un exercice sujet à confusion. Dans ce cas, le thérapeute propose une discussion pour valider collectivement une proposition. Il existe donc un moment d'échange où ils peuvent échanger leurs points de vue ou leurs techniques d'évaluation. Le système peut alors constituer un outil support à cette relation.

#### **RELATION SYSTEME COMMUNAUTE**

La mise en place d'un tel système peut nécessiter une modification des outils de gestion des bases de données partagées par la communauté des évaluateurs et de certains outils associés. Pour permettre un échange fiable des résultats et une comparaison possible entre eux, le système de capture du mouvement et celui d'analyse du mouvement devront être harmonisés. Dans la mesure du possible il faut pouvoir faciliter l'utilisation et la transmission des informations.

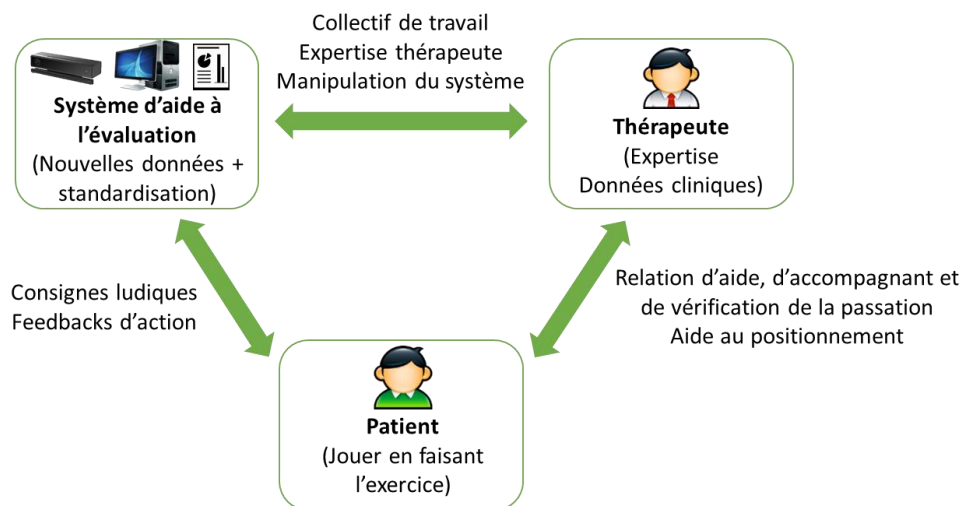
## 4. APPLICATION SUR LE CAS D'ETUDE<sup>38</sup>

Les différentes activités réalisées au cours de l'exploration du contexte (chapitre 2 section 2 page 77) ont permis de définir un certain nombre de critères en vue d'intégrer ce système à notre

---

<sup>38</sup> Cette partie a été traitée (en partie) dans un papier pour la conférence HCSE17 [123]

environnement spécifique. Pour rappel, ces critères pouvaient être résumés dans 3 catégories : la performance attendue, l'influence sociale et la cognition distribuée (dans sa dimension physique, mentale et sociale, la cognition sera distribuée entre au moins trois acteurs, pour deux auparavant, Figure 83).



**Figure 83 : Cognition distribuée du dispositif d'évaluation pour les éléments internes de l'activité d'évaluation**

**RAPPEL DES CRITERES ISSUS DES ENQUETES UTAUT AUPRES DES THERAPEUTES (chapitre 2, page 79)<sup>39</sup>**

**Performance système :**

- Qualité de la mesure
- Qualité des résultats et utilité des résultats
- Coût et accessibilité
- Charge de travail
- Contrôle du système
- Sécurité et hygiène
- Formation nécessaire

**Cognition distribuée :**

- Placement et installation du système
- Capacité à comprendre et analyser
- Charge cognitive

**Influence social :**

- Relationnel avec le patient et les collègues
- Amélioration du suivi médical
- Sentiment d'intrusion et de surveillance

Outre les critères de performance, de fiabilité de l'information et de transmission de cette information qui étaient les objectifs des deux précédents chapitres, nous nous focalisons ici sur les critères suivants pour une bonne intégration dans l'environnement (voir chapitre 2, page 71, et Tableau 6 page 86) :

- Pas d'alourdissement de la charge de travail : temps, effort physique, aménagement, attention cognitive (charge mentale).

<sup>39</sup> Ces enquêtes n'ont pas été effectuées sur une partie suffisante de la population pour en faire des affirmations. Il s'agit de pistes et de propositions de critères. De plus certains critères ou impacts ne peuvent être prévus à l'avance car ils seront dépendants du système proposé.

- Contrôle de la passation et des expertises médicales : le thérapeute doit être celui qui dirige et contrôle la passation. L'expertise médicale doit être menée de manière indépendante à l'analyse par la technologie. L'utilisation du système doit par contre permettre une amélioration des conditions d'évaluation et une évolution des connaissances sur les pathologies.
- Maintien du lien social : avec le patient et son entourage, avec les autres thérapeutes.
- Contrôle et surveillance des utilisateurs : le système ne doit pas avoir pour vocation de surveiller, de juger ou encore d'évaluer les thérapeutes.
- Hygiène et Sécurité du système : le système ne doit pas mettre en danger, physiquement ou moralement, ni le patient (de manière directe ou indirecte), ni le thérapeute, ni les autres personnels avec qui il pourrait interagir. Il ne doit pas mettre en danger le matériel de l'hôpital ni les infrastructures.
- Maintenance et pérennité du système : le système doit être maintenu d'un point de vue matériel et logiciel autant vis-à-vis de la mise à jour que de la gestion des pannes.

#### 4.1. PROTOTYPE

##### MATERIELS ET INSTALLATION

Plusieurs équipements ont donc été sélectionnés (voir Annexe 6 page 189, pour la liste du matériel utilisé et/ou utilisable pour ce prototype) et développés :

- Eléments physiques (hardware) :
  - 1 capteur Kinect et son adaptateur PC
  - 1 ordinateur compatible Kinect
  - 1 support pour la Kinect (table, trépied ou support de télévision etc.)
  - 1 tablette informatique
- Eléments logiciels (software) :
  - Une base de données
  - Le logiciel KiMe2
  - Un logiciel de contrôle à distance (contrôle d'ordinateur à distance du type TeamViewer<sup>40</sup>)

La Kinect est connectée à l'ordinateur de manière filaire. Elle est positionnée sur un support mobile (type trépied ou chariot) afin de pouvoir s'adapter aux différents besoins de positionnement pour le protocole d'évaluation. Cet ensemble d'équipements n'étant pas très volumineux, il peut être installé définitivement ou stocké dans une zone proche du lieu de la passation. Il est toutefois possible de choisir de désinstaller et de réinstaller le matériel à chaque passation car celui-ci ne demande que peu de temps pour être mis en place (environ 5 minutes) (Figure 84).

L'ordinateur est équipé du logiciel KiMe2 pour capturer et enregistrer les mouvements. Il sera à relier à la base de données MFM existant actuellement pour sauvegarder les résultats d'évaluation et les

<sup>40</sup> TeamViewer : <https://www.teamviewer.com> [12/09/2017]



données de mouvements. Le logiciel KiMe2 est programmé pour n'enregistrer que la personne la plus centrée sur l'image captée par la caméra. Cette situation est définie pour permettre à un thérapeute de rester au côté du patient durant le protocole d'évaluation. Une tablette est mise à disposition du thérapeute. Elle est équipée du logiciel permettant de contrôler l'ordinateur à distance (Figure 84 et 85 et 86). Cette configuration permet au thérapeute de piloter le système d'aide à l'évaluation en restant à proximité du patient sans avoir à interagir directement avec l'ordinateur. La tablette contient le manuel MFM sous format numérique et l'application permettant de mesurer les items distaux des doigts. Pour réaliser ces items spécifiques, le thérapeute présente simplement la tablette devant le patient.

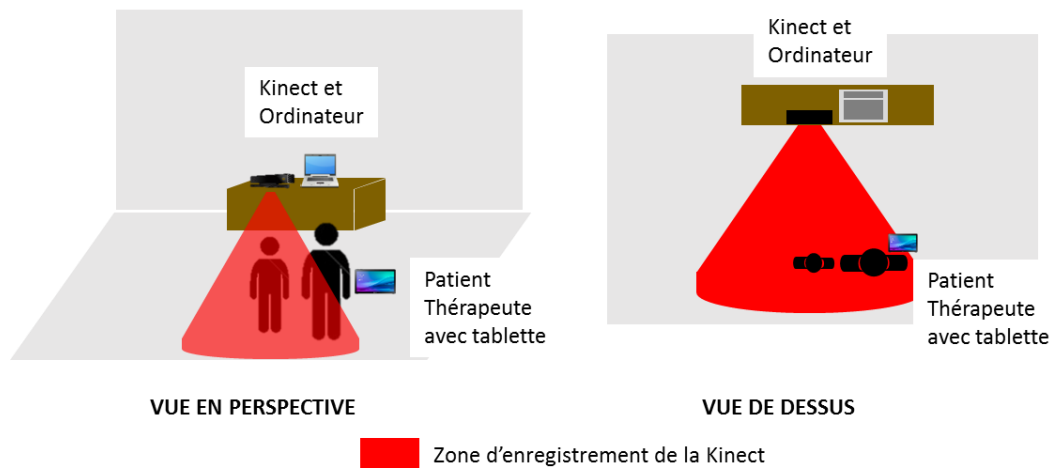


Figure 84 : Schéma de l'installation

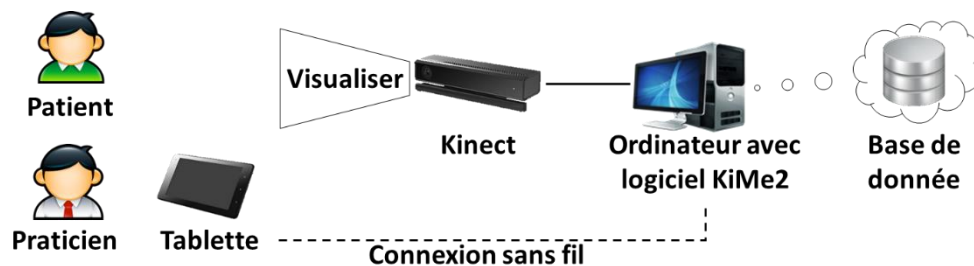


Figure 85 : Schéma de la connectique

Cette organisation matérielle et logicielle permet une adaptation à une variété d'environnements mais certains prérequis sont toutefois nécessaires :

- Un espace d'au minimum 4m\*3m, ce qui est en générale le cas pour les salles de kinésithérapie.
- La présence d'au moins une prise de courant pour permettre deux voire trois branchements électriques (utilisation de rallonge si besoin).
- Une connexion wifi VPN pour l'envoi et l'enregistrement des données.



**Figure 86 : Exemple d'installation dans une salle de kinésithérapie pédiatrique**

## MANIPULATION ET DEROULEMENT DU PROTOCOLE

Une fois le matériel installé et connecté, le thérapeute et le patient positionnés face à la Kinect, le protocole d'évaluation peut démarrer. Le thérapeute donne les mêmes instructions qu'habituellement en utilisant le manuel MFM numérique. La MFM actuelle demandant normalement d'avoir le manuel sous la main pour tout le déroulement du protocole, la présence de la tablette en remplacement du manuel ne devrait pas modifier de manière significative l'encombrement des mains du thérapeute et sa charge cognitive. Le thérapeute positionne, corrige et évalue le patient de la même manière que pour le protocole MFM habituel.

La présence du système d'aide engendre toutefois quelques modifications pour le déroulement du protocole existant. Quelques prérequis supplémentaires à la MFM sont nécessaires. La Kinect fonctionne mieux pour des utilisateurs pieds nus ou en chaussettes, avec des vêtements près du corps et des cheveux attachés. Les deux premiers prérequis font déjà partie des exigences du protocole MFM, en revanche le fait d'attacher les cheveux longs est nouveau. Ce changement, mineur du point de vue de son organisation, peut s'avérer intéressant pour les thérapeutes car il permet de mieux contrôler les mouvements au niveau du cou. Un second changement bien plus significatif concerne le déplacement du thérapeute et la position des objets à utiliser par le patient. En effet afin de capter correctement le patient et ses mouvements, il est demandé au thérapeute, dans la mesure du possible, de ne pas passer devant la caméra (Kinect) ni derrière le patient et donc de rester à côté du patient. De même, lorsque des objets encombrants comme des tables ou des chaises sont à utiliser, il est préférable de les positionner, dans la mesure du possible, à côté du patient.

L'interaction entre le système d'évaluation (notamment son module de capture) et le thérapeute a également été étudié pour être simple à manipuler et apporter les informations utiles et pertinentes au thérapeute sans le surcharger. La tablette tactile permet notamment au thérapeute de conserver la mobilité nécessaire pour interagir avec son patient et de contrôler l'ordinateur à distance. Elle propose un retour visuel permettant (1) de vérifier que la Kinect est connectée et fonctionne correctement, (2) de voir que la personne captée est correctement positionnée par rapport à la caméra et (3) de valider la bonne position de départ pour l'item en cours d'évaluation. Des « alertes » présentes sur la tablette permettent ces vérifications préliminaires. Une fois celles-ci effectuées, les interactions thérapeute-système peuvent avoir lieu :

- Sélection de l'item en cours de réalisation : le numéro de l'item est indiqué en évidence sur la tablette avec un rappel de son objectif et la position de départ demandée. L'ensemble des

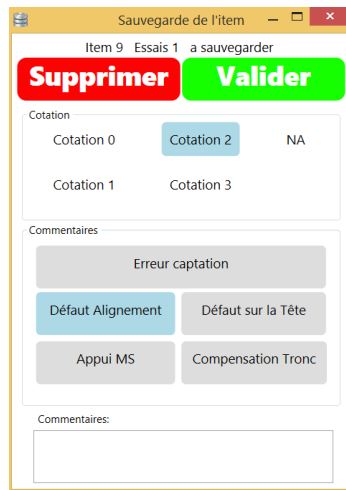
items ayant été réalisés et leurs nombres sont également rappelés par l'interface KiMe2 (Figure 87).

- **Enregistrement de l'activité du patient** : un bouton d'enregistrement (bouton rouge sur la Figure 87) permet l'enregistrement de l'activité par le thérapeute. Nos observations sur le terrain ont montré qu'il est difficile pour le thérapeute d'enregistrer exactement le début et la fin de l'item : le patient peut commencer l'exercice avant l'activation du bouton, le thérapeute est plus attentif au comportement du patient qu'à l'activation de ce bouton, etc. Il a donc été décidé, par sécurité, de récupérer les données précédant le début et suivant la fin de l'enregistrement par le thérapeute. Nous avons ainsi plus de chance d'avoir toutes les données nécessaires à l'analyse de l'activité. Ce processus vise à maximiser les réussites de l'analyse.
- **Enregistrement de la cotation et des commentaires thérapeutes pour l'item effectué** : lorsque le thérapeute indique la fin d'un exercice, une fenêtre de type « pop-up » apparaît pour récupérer les informations thérapeute (Figure 88). Celle-ci lui propose d'annuler l'exercice, de sélectionner la cotation (une cotation possible étant « NA : non applicable » si le thérapeute n'est pas sûr de la cotation qu'il désire mettre) et de rajouter des commentaires. Un certain nombre de commentaires propres à chaque item et couramment utilisés par les thérapeutes ont été identifiés. Des raccourcis vers ces commentaires préenregistrés sont proposés au thérapeute directement sur cette fenêtre « pop-up » (Figure 88). Une zone de commentaires libres reste évidemment nécessaire. Cette phase d'ajout de commentaires est essentielle pour récupérer l'avis du thérapeute « à chaud » et vise à remplacer la feuille de cotation papier actuellement utilisée.

L'analyse de l'exercice se déroule ensuite comme cela a pu être présenté au cours du chapitre précédent « Axe Analyser et Communiquer » page 135.



Figure 87 : Exemple de page de capture



**Figure 88 : Exemple de fenêtre « pop-up » permettant l'acquisition des informations et commentaires relatifs à l'exercice**

## CONCLUSION

L'installation du système complet est rapide (moins de 10 min) et simple. Seul quelques branchements basiques sont à réaliser. La majorité du matériel à utiliser est suffisamment discret pour être laissé sur place, mais également suffisamment compact et rapide à installer/désinstaller pour envisager une installation temporaire. Tout au long du protocole, une distance suffisante existe entre ce matériel et le patient pour respecter les normes et les consignes européenne d'hygiène et de sécurité. Les équipements constituant le système sont standards (ordinateur, Kinect, etc.) et restent dans une gamme de prix abordable (environ 1 000€ à 1 500€ au total). De plus, la structure d'accueil peut éventuellement déjà disposer de certains de ces équipements qui peuvent être utilisés pour d'autres activités. Au final, le risque principal, conséquence de l'utilisation du système, est la sécurité des données personnelles numérisées.

Le protocole MFM à suivre reste globalement le même. Les exercices ne sont pas modifiés et certains outils, autrefois manuels (feuille de cotation et manuel papier), sont numérisés et manipulés via une tablette tactile. En plus de la Kinect, de l'ordinateur et du logiciel KiMe2, l'introduction de la tablette a comme objectif de conserver la relation patient-thérapeute en permettant la manipulation du système d'aide à l'évaluation à distance (introduction de la relation thérapeute-système). L'interface de cette tablette est conçue de manière à échanger, en temps réel, les informations suffisantes pour permettre la récupération de toutes les données nécessaires à l'analyse des exercices MFM.

Pour valider la pertinence de la solution proposée, l'étape suivante dans le processus de conception est son évaluation en situation. Puisque l'intégration de ce système modifie les interactions entre les acteurs et ajoute d'autres interactions, il faut donc évaluer si ces évolutions sont critiques ou acceptables pour la communauté des thérapeutes. Nous devons vérifier si l'installation et la manipulation du système respecte les exigences et les conditions de déroulement du protocole MFM et si son utilisation aboutit à l'efficacité attendue.

## 4.2. EVALUATION

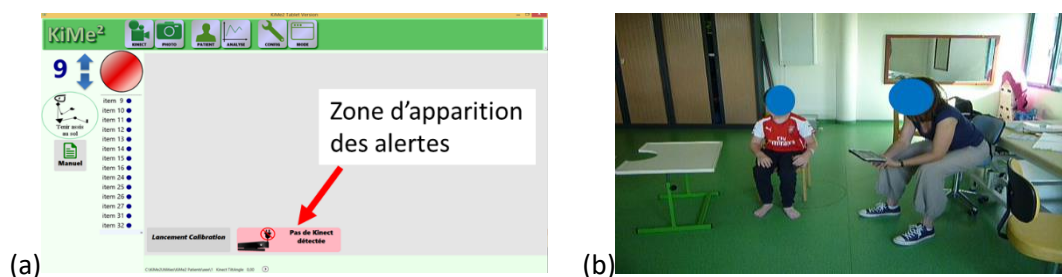
Plusieurs tests ont été effectués afin de déterminer si les propositions mises en place permettent une capture et une analyse adaptées au protocole d'évaluation actuel. Pour cela, deux expérimentations ont été réalisées. La première consiste à vérifier l'intégration du système dans le protocole MFM lorsque les thérapeutes enregistrent les patients ASI. La deuxième a été effectuée avec quatre thérapeutes pour récupérer des informations sur le fonctionnement du système dans son intégralité.

### 4.2.1. EVALUATION LORS D'ENREGISTREMENTS DE PATIENTS ASI

#### PROTOCOLE

Une étape nécessaire à la validation du système est de vérifier sa capacité à être utilisé avec des patients en situation réelle. Pour cette phase, nous profitons de la présence de patients ASI pour évaluer la capacité de mesure du système (objectif de l'axe Mesurer, chapitre 3) pour vérifier la capacité du système à s'intégrer dans l'environnement hospitalier. De cette manière, le thérapeute sollicitera le système tant d'un point de vue physique que cognitif. La thérapeute impliquée dans l'étude de cas a identifié un certain nombre de patients ayant besoin de passer leur MFM et leur a proposé d'utiliser le système durant cette passation. 10 patients ASI ont pu être enregistrés dans les locaux de l'hôpital de Lyon avec différentes versions du système.

Les passations successives de la MFM avec des patients ont fait évoluer les pratiques et permis des simplifications de fonctions proposées initialement par KiMe2. Elles ont été implémentées de manière itérative pour faciliter le travail des thérapeutes dans un cycle d'amélioration UCD. Ces évaluations successives ont par exemple permis le développement des « alertes » dans le système (voir (a) sur la Figure 89 et l'annexe 5 page 188 pour un descriptif complet des alertes fournies par le logiciel KiMe2). La décision d'enregistrer les données avant et après la fin « théorique » de l'enregistrement a également été instaurée grâce à ces mises en situation. Le choix de proposer une tablette fût aussi un point d'amélioration apporté au cours de ces expérimentations. Au début des expérimentations, deux personnes étaient nécessaires au déroulement du protocole : une personne devant l'ordinateur pour enregistrer les données et un thérapeute pour faire passer la MFM. La tablette a permis de rendre cet enregistrement plus simple et de ne solliciter que le thérapeute (voir (b) sur la Figure 89).



**Figure 89 : (a) Exemple d'alerte dans le module de capture de KiMe2 (b) Photo prise durant la passation MFM d'un patient. Le thérapeute utilise la tablette**

Ces itérations et expérimentations ont été réalisées sur une période de 18 mois : entre août 2015 et janvier 2017. La dernière version du système a ensuite pu être déployée dans un protocole de recherche européen : 3 centres hospitaliers européens travaillant avec la Kinect et des patients ASI sur un protocole de motricité (NatHis-SMA<sup>41</sup>). Ce protocole étant précédé d'une MFM, nous avons enregistré les passations avec notre logiciel KiMe2. Les centres de Paris, Lyon et Liège (Belgique) ont été équipés et les thérapeutes formés à son utilisation. Nous avons ainsi pu récupérer de nouveaux enregistrements de patients ASI mais également de nouvelles opinions sur le système d'aide à l'évaluation (principalement pour le module de capture du système) à travers un questionnaire à questions fermées et ouvertes.

## SYNTHESE DES TESTS

L'installation des systèmes d'aide à l'évaluation dans les centres a effectivement été facile et rapide. Une des salles de kinésithérapie dans laquelle le système a dû être installé était toutefois trop petite (salle en longueur) ce qui a obligé les thérapeutes à déplacer meubles et tables. Cette expérience confirme qu'un espace minimum dédié (zone libre de meubles) doit faire partie des prérequis d'installation.

La partie capture des données du système s'est avérée facile à prendre en main et à utiliser. L'interface proposée au thérapeute s'avère simple à comprendre et à utiliser et peu d'erreurs de manipulation ont lieu.

Lors des passations, quelques problèmes de détection des patients ont été relevés. En effet, pour les patients les plus faibles physiquement et les patients en fauteuils roulants (électriques surtout), le squelette numérique pouvait avoir du mal à s'initialiser correctement.

Les patients ne sont pas perturbés par le système, c'est au contraire un atout ludique pour la passation. Globalement, l'intégration de la tablette dans le protocole ne gêne pas l'interaction patient-thérapeute<sup>42</sup>.

Les contraintes de positionnement et de déplacement ont par contre causé quelques problèmes. Certains thérapeutes ont eu des difficultés à se positionner par rapport à la Kinect :

- Certains ont l'habitude d'être proche du patient alors que la Kinect nécessite de s'en éloigner suffisamment (Figure 89 et Figure 86).
- Certains ont l'habitude de donner des instructions en touchant le patient ou au moins d'en être toujours très proche. Ils ont donc été perturbés par cette nouvelle contrainte.
- Le thérapeute devant donner ses consignes à côté du patient (alors qu'avant il pouvait rester devant lui), ce dernier tend à changer l'orientation de son regard et donc parfois de sa tête. Un certain nombre d'exercices devant se faire avec le regard droit et la tête bien positionnée

---

<sup>41</sup> NatHis-SMA : Histoire naturelle de patients atteints d'amyotrophie spinale infantile, projet soutenu par l'AFM-téléthon : <https://www.afm-telethon.fr/nathis-sma-histoire-naturelle-sma-type-2-ou-3-73668> [27/09/2017]

<sup>42</sup> **Note : Kinect, effet double tranchant ?**

Pour les patients, voir leurs mouvements reproduit par le squelette les amusent (effets positifs). Ils ont un retour direct de leurs capacités de mouvement. Toutefois cet effet est potentiellement dû à la nouveauté du système. Une utilisation plus régulière ou généralisée de ce type de système pourrait l'atténuer. Au contraire, pour les patients ayant peu de capacités de mouvement, la Kinect ne fonctionne pas toujours correctement, et le système peut accentuer leurs sentiments négatifs confirmant leur manque de capacités physiques (déception).

dans le plan sagittal, la présence du thérapeute sur le côté a tendance à modifier la position idéale demandée au patient.

Finalement la manipulation du système et les actions nécessaires à l'enregistrement des données (interaction avec l'interface de capture, le fait de devoir se repositionner par rapport à la caméra avant chaque exercice, etc.) ont rendu la passation significativement plus longue qu'une MFM classique (environ 1h-1h30). Le temps passé à effectuer le protocole étant un critère essentiel d'acceptation par les thérapeutes (chapitre 2 section 3 page 84), la diminution de ce temps d'exécution sera un critère essentiel à optimiser par la suite.

#### **Quelques commentaires issus du protocole NatHis-SMA**

« le *bonhomme bâton*<sup>43</sup> attire le regard du patient et c'est bien car cela lui permet de visualiser qu'il n'est pas dans l'axe demandé »

« L'enfant est droit, par exemple en station assise ou avec la flexion de la tête, mais il apparaît penché sur la télé. En fonction d'un tout petit changement d'axe de la caméra, tout change. Ce n'est pas toujours très corrélé lorsque le mouvement est fin »

« point fort : ludique pour le patient et la famille »

« point faible : le temps supplémentaire et la nécessité pour le thérapeute de s'éloigner du patient afin de ne pas interférer la captation »

« j'ai l'habitude d'être très proche du patient, ce qui n'est pas possible avec la Kinect car le *bonhomme bâton* considère alors que le thérapeute est une partie du patient »

---

#### **4.2.2. EVALUATION AVEC UN GROUPE D'EXPERTS**

##### **PROTOCOLE**

Comme cela a été détaillé dans le chapitre 4 page 135, une expérimentation a été proposée pour permettre une évaluation de la relation thérapeute-système. Un groupe de quatre thérapeutes a ainsi été sélectionné pour mettre à l'épreuve le système proposé et le solliciter lors de deux phases expérimentales. Dans un premier temps, les quatre thérapeutes se sont enregistrés en train de passer les items de la MFM avec le système (phase de capture). Dans un second temps, ils ont analysé les données et effectuées les cotations (phase d'analyse).

##### **SYNTHESE DE LA PHASE DE CAPTURE**

Les enregistrements ont été réalisés facilement et les thérapeutes ont vite compris les sens des alertes fournies par le système. Bien qu'ils se placent correctement d'eux-mêmes en face de la Kinect dès le début de l'item, ils ont bien compris l'intérêt des alertes dans le cas où le patient se plaçait mal. De même, l'enregistrement de la cotation kinésithérapeute fût simple à comprendre. Toutefois, les cotations et commentaires demandés à la fin d'une passation n'ont pas systématiquement été remplis à cause des débats très animés entre les thérapeutes et leur « manque de concentration ». Quelques problèmes sont à relever :

1. Il n'est pas facile pour eux de vérifier si la captation (squelette numérique) est correcte. Ils voient si la bonne personne est captée mais pas si les points sont bien placés, etc. (il faudra

---

<sup>43</sup> Bonhomme bâton : terme utilisé par les thérapeutes pour nommer le squelette numérique de la Kinect.



faciliter cette analyse). De même ils ne pouvaient pas voir si le système a bien compris la position de départ car l'information fournie ajoutait encore des données à l'écran, ce qui rendait son interprétation difficile.

2. Les thérapeutes semblent ne pas vouloir rentrer dans le champ de vision du capteur et restent donc un peu « trop » loin du patient. Il faut bien leur faire comprendre comment interagir avec le patient sans provoquer d'interférences avec le système de capture (notamment la possibilité de rester sur les côtés et de toucher le patient, voire de passer devant en dehors des enregistrements). Il est très nettement observé une grande gêne dans les déplacements des thérapeutes. Ils hésitent par exemple à tourner autour du patient pour vérifier sa posture, alors qu'ils le faisaient habituellement pour ces mêmes items.
3. De même que pour les évaluations lors d'enregistrements de patient ASI, le patient a tendance à détourner son regard sur le côté pour regarder le kinésithérapeute.

## SYNTHESE DE LA PHASE D'ANALYSE

Globalement, la page d'analyse sur la tablette a été simple à explorer et à manipuler. Les conclusions tirées de ces expérimentations confirment celles du chapitre précédent, à savoir que cette analyse est trop chronophage et tend à détourner l'attention du thérapeute.

---

### 4.2.3. CONCLUSION SUR L'IMPLEMENTATION PROPOSEE

Ces diverses expérimentations ont permis de tester l'adéquation de la solution proposée avec des critères d'intégration qui sont rappelés et synthétisés dans le Tableau 19 :

**Tableau 19 : (Rappel) Liste des impacts à contrôler**

| <b>IMPACT PHYSIQUE</b>                                      | <b>IMPACT SUR LES INTERACTIONS</b>                       |
|---|--|
| Achat du matériel   | <b>Relation patient-thérapeute</b>                       |
| Pérennité du matériel                                       | Communication avec le patient                            |
| Hygiène et sécurité pour le patient et le matériel          | Capacité d'évaluation du thérapeute                      |
| Installation du matériel                                    | <b>Relation thérapeute-système</b>                       |
| Manipulation du matériel en cours de protocole              | Manipulation des modules de capture et d'analyse         |
| Maintenance du système                                      | Compréhension des modules de capture et d'analyse        |
|   | Charge de travail et charge cognitive pour le thérapeute |
|   | Distraction et obstacle du système                       |
|   | Contrôle sur les résultats de la passation               |
|   | Pas de surveillance des thérapeutes par le système       |
|   | <b>Relation patient-système</b>                          |
|   | Interaction physique                                     |
|   | Interaction cognitive                                    |
| <b>Temps alloué aux exercices, au patient et au système</b> |  |



## IMPACT PHYSIQUE

Le coût du système proposé (ordinateur, Kinect, tablette) est bien plus accessible que pour les solutions équivalentes. De plus, il est aisé de se procurer l'ensemble de ce matériel. Il convient toutefois de maintenir une attention sur sa pérennité. L'ordinateur doit aussi être suffisamment puissant pour gérer les outils de capture. La Kinect et la tablette sont des outils sujets à de nombreuses mises à jour de la part des fabricants, il faut donc s'assurer qu'ils continuent de supporter ces outils et leurs mises à jour. Dans notre cas il s'agit de Microsoft et de ASUS, deux constructeurs très bien implantés sur leurs marchés respectifs. Cela est rassurant mais ne garantit toutefois pas, dans l'absolu, la pérennité du matériel.

Du point de vue de l'intégration dans le protocole, nous avons pu voir que le système est simple à installer et qu'il peut s'adapter à un grand nombre de configurations. Toutefois, un accès à une alimentation et à un réseau sans fil reste nécessaire. Un espace minimum de travail est également requis. Il n'a pas besoin d'être exclusif au système (possibilité de l'utiliser pour d'autres activités), mais doit être identifié. Les outils mobilisés respectent également les critères d'hygiène et de sécurité. Ils ne sont pas dangereux pour la patient ou le thérapeute autant physiquement que numériquement (protection des données) et l'environnement ne met pas en risque leur intégrité.

L'installation proposée s'est également avérée simple à comprendre et à manipuler. Toutefois son utilisation pose plusieurs problèmes dont un problème de positionnement (obstacle) : le thérapeute peut avoir du mal à se positionner à proximité du patient pour jouer son rôle d'évaluateur sans gêner la phase de capture. Le limiter dans ses déplacements semble le gêner dans sa capacité à évaluer intégralement et correctement certains exercices (évaluer la posture nécessite par exemple de faire le tour du patient).

## IMPACT SUR LES INTERACTIONS

Globalement le logiciel proposé permet une manipulation et une compréhension simple et rapide (interaction thérapeute-système). La tablette permet effectivement de contrôler le système à distance sans avoir à s'éloigner du patient. L'utilisation de la Kinect permet aussi de conserver la proximité physique patient-thérapeute de manière partielle (le contact gêne encore le système). L'interaction entre le système et le patient est, dans l'état, réduite à son minimum : il n'y pas d'interaction physique ni d'interaction cognitive nécessaire, le thérapeute pouvait montrer le fonctionnement du système au patient (ainsi que l'interface de la tablette) pour l'intéresser et l'amuser sans que cela ne gêne le déroulement de la passation. Des limitations ont été relevées :

- a. Changement de la relation avec le patient : le manque de proximité rend actuellement le protocole plus long et peut gêner le thérapeute dans son attitude pour donner ses instructions, et pour réaliser ses évaluations. Le fait d'être sur le côté attire le regard du patient qui ne regarde plus en face et fausse éventuellement une partie du protocole. La présence de la tablette rajoute un élément perturbateur dans cette relation. Il faudra veiller à ce que cette tablette (et l'installation plus globalement) ne parasite pas la relation thérapeute-patient.
- b. La charge cognitive risque d'être plus lourde pour un seul kinésithérapeute : il est nécessaire pour le thérapeute de gérer le patient, le déroulement du protocole, le bon fonctionnement du système d'évaluation et la gestion du système d'évaluation (ou au moins son module de capture). Ce nombre important d'informations à traiter simultanément entraîne de la fatigue, de la distraction et surtout augmente la propension à l'erreur.

- c. Efficacité du protocole : de manière générale, l'utilisation du système d'évaluation actuel rallonge de manière significative le protocole MFM.

Le potentiel de standardisation de l'évaluation des items et l'apport de données quantitatives complémentaires pour la communauté des thérapeutes a également été notée. Un autre critère d'impact avait été relevé au cours des enquêtes : le sentiment que cet outil puisse servir d'outil de surveillance et prendre le contrôle sur l'activité des thérapeutes (voir page 146). Ce sentiment peut facilement être contrecarré en indiquant bien que le capteur de mesure ne filme pas le thérapeute. Le fait que le thérapeute ait également le dernier mot sur l'évaluation permet également de lui rappeler que c'est toujours lui qui a le contrôle.

## 5. SYNTHÈSE « AXE INTEGRER »

Ce chapitre vise à évaluer les capacités d'intégration du système dans la pratique médicale. Pour cela une bonne description des critères d'acceptation et une bonne compréhension du système sont nécessaires. Ces deux phases ont déjà été traitées au cours du chapitre 2 à travers l'étude du contexte (observations, questionnaires Delphi, enquêtes UTAUT, etc.). Dans cette partie, nous avons cherché à comprendre les conditions de déroulement d'une évaluation MFM à travers une clarification des flux existants et des définitions des acteurs principaux participant au protocole d'évaluation. Nous avons ensuite identifié les potentielles conséquences de l'implantation d'un nouveau système d'évaluation en détaillant les impacts physiques et relationnels existant dans les relations thérapeute-patient-système ainsi que la redéfinition des rôles de chacun.

Le matériel à utiliser, les installations nécessaires et un nouveau protocole expérimental à suivre ont été proposés en insistant sur l'importance de leur adaptation aux acteurs et en privilégiant la conservation de la relation thérapeute-patient. L'adéquation des propositions a ensuite été évaluée lors de deux expérimentations : des tests d'enregistrements de patient ASI et une séance avec un groupe d'experts. Les outils de capture, les modules (interfaces) de capture et d'analyse, l'adaptation de l'installation à la structure, la préservation du lien social sont autant de critères qui ont été étudiés. Les développements incrémentaux proposés par le processus UCD et les possibilités d'évaluations avec les utilisateurs finaux ont permis de rapidement faire évoluer le système d'évaluation proposé. Des éléments de satisfaction pour les thérapeutes, mais également des limitations du système ont été mis en évidence. De plus, certains changements dans la relation patient-thérapeute sont apparus et devront être corrigés, notamment en retravaillant les interfaces et les interactions (ajout d'une interaction entre le système et le patient par exemple).



# CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

La pratique médicale utilise les développements technologiques afin de parfaire et d'augmenter sa capacité d'expertise. Les capteurs de mouvement alliés à un système de traitement peuvent gérer un grand nombre de données et ainsi améliorer le suivi et la compréhension des pathologies motrices. Instrumenter les pratiques médicales permet d'apporter certains avantages. Dans le cas des échelles de mesure de capacités motrices, il s'agit :

- D'une meilleure standardisation de l'évaluation.
- D'améliorer la précision des paramètres mesurés et donc de proposer une échelle plus sensible aux changements de capacité des patients (changement du niveau d'atteinte pathologique).
- De la possibilité de décrire le mouvement avec de nouveaux paramètres et de nouvelles représentations.
- De la possibilité de capitaliser les mouvements ce qui, à long terme, permettra des analyses permettant une meilleure compréhension de l'évolution des pathologies neuromusculaires.

Une meilleure compréhension des critères clés de développement d'un système d'aide à l'évaluation motrice doit pouvoir faciliter la création et l'implantation de ces nouveaux systèmes auprès des kinésithérapeutes. Pour identifier ces critères de développement nous avons décomposé le problème en 3 axes de recherches, et donc de travail :

1. Comment mesurer l'activité motrice ?
2. Comment analyser et communiquer le résultat ?
3. Comment intégrer le système dans la pratique ?

Ces 3 questions de recherches ont guidé notre état de l'art bibliographique. Dans un premier temps nous avons exploré le contexte à travers l'étude des capacités motrices dans le domaine de la kinésithérapie. Nous avons étudié les capacités motrices elles-mêmes mais également les outils utilisés dans la pratique médicale pour mesurer leurs états (quantifier le niveau d'atteinte). Dans l'optique du développement d'un nouvel outil d'évaluation des capacités motrices, nous avons exploré des méthodes de conception permettant le déploiement de ce projet. Nous avons ensuite exploré les outils technologiques permettant de mesurer le mouvement ainsi que les techniques permettant de l'analyser. Enfin, la manière de communiquer et de transmettre le résultat a été étudiée notamment à travers les types de représentations utilisées par les thérapeutes et les outils de l'ingénierie de connaissances. Le chapitre 2 a ensuite été dédié à la mise en place et à la description des critères utiles au développement d'un système instrumenté pour l'évaluation des capacités motrices. Les développements effectués autour de ces critères ont été décrits dans les 3 chapitres suivants (un par axe de recherche) et testés à travers l'instrumentation du protocole MFM.

# 1. APPORTS

Nous avons établi une liste de critères pour les 3 axes de développement ainsi que la liste des éléments constituant un système d'aide à l'évaluation motrice. Chacun de ces 3 axes a ensuite été développé. Nous avons établi les outils (technologiques, de représentation, etc.) essentiels au bon développement de chacun de ces axes. Nous les avons illustrés sur un cas d'étude afin de vérifier la bonne définition des outils et de tester leurs cohérences (Figure 90). Cette étude de cas porte sur le développement d'un système d'aide à l'évaluation pour le protocole MFM. Il y a donc deux parties pour chaque axe : (1) les critères et outils utiles pour les protocoles d'évaluation motrice et (2) le prototypage et l'évaluation à travers l'application pour la MFM.

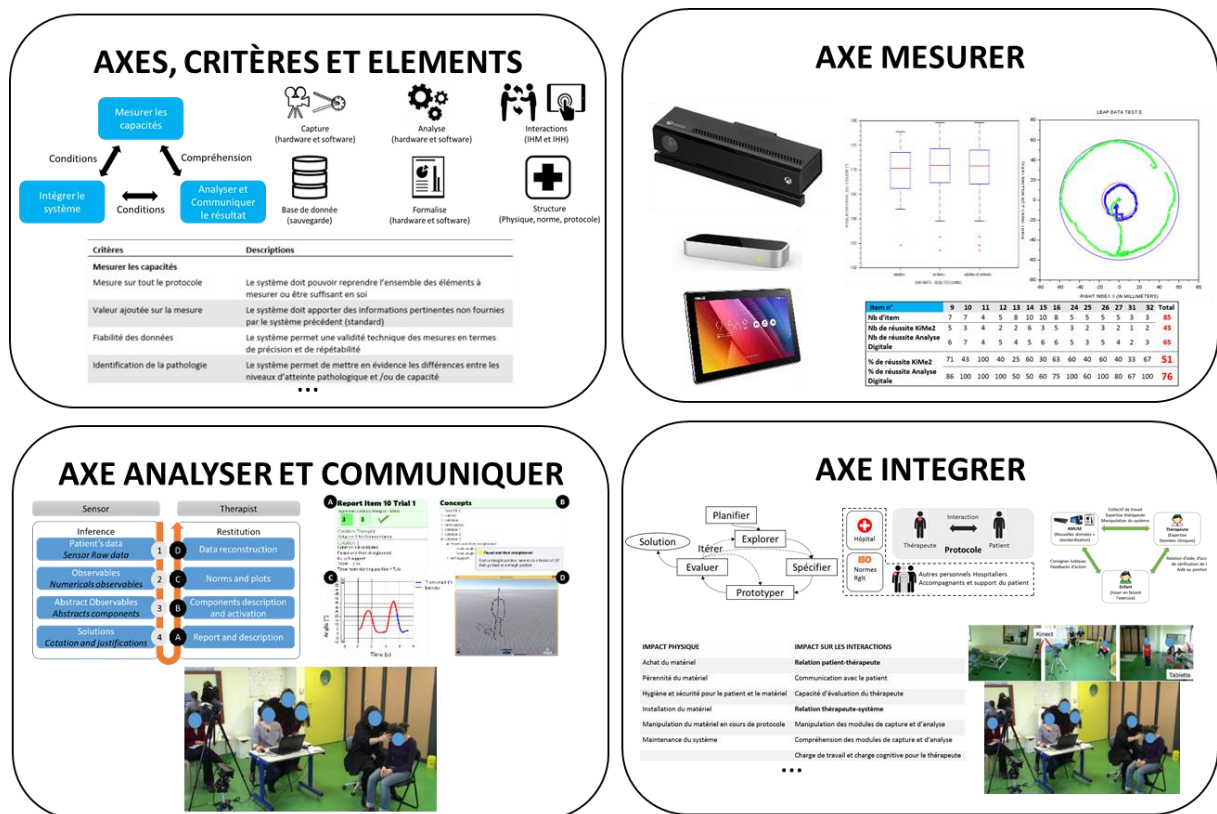


Figure 90 : Apports et illustration sur l'étude de cas

## 1.1. APPORT DE L'AXE MESURER

L'état de l'art a permis de faire un état des lieux des capteurs utilisables pour l'analyse de mouvements. Dans le cas de l'évaluation pour le protocole MFM, il a permis de se restreindre à un choix limité de capteurs possibles. Un autre travail effectué est la définition des paramètres à mesurer et leurs validations techniques. Pour cela, et pour les deux populations étudiées (ambulants et non-ambulants), nous avons mis en place des essais et testé la faisabilité et la fiabilité de 2 capteurs de mouvements accessibles et à bas coût : le capteur Microsoft Kinect Xbox One et le capteur LeapMotion (LeapMotion Inc.). La Kinect présente un grand potentiel mais possède également beaucoup de

barrières (manque de précision sur certains axes, problème d'obstruction, manque de fiabilité avec les patients ayant le plus de limitation de mouvement, etc.), le capteur doit encore être fiabilisé. Le LeapMotion a été écarté puisque bien trop instable pour fonctionner avec des patients pathologiques et puisque les protocoles d'évaluation demandent des données plus précises que ce que nous fournit cette technologie. Les tablettes ont également été testées pour étudier leur utilisabilité dans le cas de la mesure des mouvements des doigts. Elles présentent un intérêt qui sera à explorer de manière plus approfondie. Finalement il est à noter que les technologies mobilisées sur ce travail de thèse ne permettent pour le moment pas d'instrumenter tout le protocole MFM.

## 1.2. APPORT DE L'AXE ANALYSER ET COMMUNIQUER

L'état de l'art a permis d'identifier les différentes manières d'analyser le mouvement et l'impact que cette analyse peut avoir sur la manière de communiquer les résultats. Nous avons pu voir que la forme du résultat est aussi importante que le fond si l'on veut que de tels systèmes soient utilisés. Pour l'étude de cas sur la MFM, afin d'analyser et surtout de retranscrire le mouvement, nous nous sommes concentrés sur une approche basée sur les connaissances. La nécessité de créer une base de connaissances commune entre les pratiquants de la MFM est donc apparue et une récolte de ces données (les connaissances mobilisées par les thérapeutes) a été faite. Pour la création du KBS, nous avons proposé une analyse en 4 niveaux : données brutes, observables, observables abstraits, cotation. Nous avons ensuite proposé de restituer le résultat de l'analyse en 4 niveaux basés sur des représentations compréhensibles pour des thérapeutes en analyse du mouvement : rapport, arbre de concept, courbes et reconstruction du squelette numérique. Cette décomposition a été présentée aux thérapeutes pour valider sa compréhension et sa manipulation. Elle s'est avérée cohérente et a permis aux thérapeutes une bonne compréhension de l'analyse proposées par le système. Les thérapeutes ont été capables d'interpréter correctement les résultats et n'ont pas eu de difficulté majeure pour trouver les informations recherchées. Toutefois cela s'est fait au détriment du temps alloué à l'activité. Ainsi, l'analyse devra être réalisée beaucoup plus rapidement que le système ne le permet aujourd'hui. Finalement ce format d'analyse force les thérapeutes à standardiser leurs connaissances en se basant sur celles présentées dans le modèle. Cela signifie qu'une attention particulière devra être apportée à la validation de cette connaissance, à sa forme et à sa structuration.

## 1.3. APPORT DE L'AXE INTEGRER

L'approche centrée utilisateur (UCD) a été sélectionnée pour répondre au besoin d'intégration, notamment l'adaptation à un domaine liant connaissances médicales et patients pathologiques. La mise au centre de l'utilisateur permet une meilleure gestion et un meilleur contrôle du contexte et des enjeux. L'aspect itératif de cette approche peut pallier en partie des erreurs de jugements sur ces enjeux et permet la découverte d'autres critères implicites jusque-là. Un état des lieux des critères d'acceptation a été réalisé pour ce contexte des protocoles d'évaluation. L'importance du temps alloué à l'activité d'évaluation, l'importance de la relation thérapeute-patient sont notamment apparus

comme 2 critères essentiels. Ainsi, un système permettant de capturer rapidement et simplement les exercices mais aussi de les analyser de manière compréhensible pour le thérapeute a été développé. Une installation simple et adaptable qui permet de conserver une proximité entre le patient et le thérapeute a été obtenue. Nous notons toutefois que le système génère encore des interférences dans cette relation ; il faudra mieux les contrôler dans les futurs cycles de développement. Le temps alloué à l'activité d'évaluation est un critère essentiel. Le système développé doit être utilisé durant un temps « raisonnable » et si ce temps d'évaluation devient trop important, cela doit être justifié par une meilleure prise en charge du patient. Si ce système instrumenté augmente le temps de préparation et d'enregistrement de l'évaluation, il peut faciliter l'analyse voir compléter certaines études. Une modification du protocole et des informations accessibles au thérapeute pour permettre un enchaînement des exercices plus fluide pourrait potentiellement faire revenir l'activité à une durée raisonnable. Enfin, ce type de système demande une diversification des compétences du thérapeute : il doit conserver sa connaissance du corps et du mouvement humain mais doit également connaître le fonctionnement et les capacités des outils techniques d'évaluation.

## 2. PERSPECTIVE(S) TECHNIQUE(S)

Les solutions proposées et avancées dans l'étude de cas ne sont pas uniques. D'autres possibilités existent et les solutions présentées sont améliorables sur plusieurs points.

### 2.1. OPTIMISER LE PLACEMENT DE LA KINECT

Dans l'application actuelle nous nous sommes beaucoup concentrés sur l'utilisation d'une Kinect unique et avons choisi de minimiser ses déplacements et ses modifications de position. Cela a permis de faciliter sa manipulation par le thérapeute mais parfois au détriment d'une meilleure position qui pourrait éventuellement améliorer la précision du système. Il peut être envisageable d'utiliser plusieurs Kinect pour obtenir différents angles de vues et corriger cette précision. En l'occurrence la Kinect possède quelques difficultés à observer certains mouvements lorsqu'elle est située en face et à l'horizontal de l'utilisateur (voir cas (1) sur la Figure 91) : la profondeur peut être difficile à observer de même que les mouvements sur un plan horizontal qui peuvent être obstrués dans certains cas. Plusieurs placements sont envisageables pour compenser ce problème. La Kinect peut être conservée à l'horizontal mais au lieu de faire face au sujet, être orientée à 20-30°, voire être positionnée directement sur profil du patient même si cela nécessite l'utilisation d'algorithmes de reconnaissance autre que celui de Microsoft (voir cas (2) et (3) sur la Figure 91). De même, les mouvements réalisés sur des plans comme les tables peuvent potentiellement être plus faciles à capter et à suivre avec une Kinect surélevée et inclinée pour avoir une vue plongeante sur le sujet (voir cas (4) sur la Figure 91). Pour pouvoir suivre les exercices réalisés par le patient sur le dos, il faut pouvoir mettre la Kinect en hauteur, soit en l'attachant à une structure au plafond, soit en utilisant un trépied orientable (voir cas (5) et (6) sur la Figure 91).

Finalement pour les exercices ambulatoires qui demandent des déplacements sur de grandes zones (habituellement des couloirs pour les tests de marche, de course, etc.), il est possible d'accrocher la

Kinect en hauteur sur un mur comme testé par Dolatabadi et al [129]. Cela signifie par contre de ne pas pouvoir utiliser l’algorithme de reconnaissance de Microsoft. Enfin il est possible d’aligner plusieurs Kinect le long d’un couloir. Il s’agit là de quelques propositions parmi d’autres et peu d’informations sont disponibles dans la littérature sur ces positions. Elles doivent donc être testées pour vérifier si les gains espérés sont réels ou non.

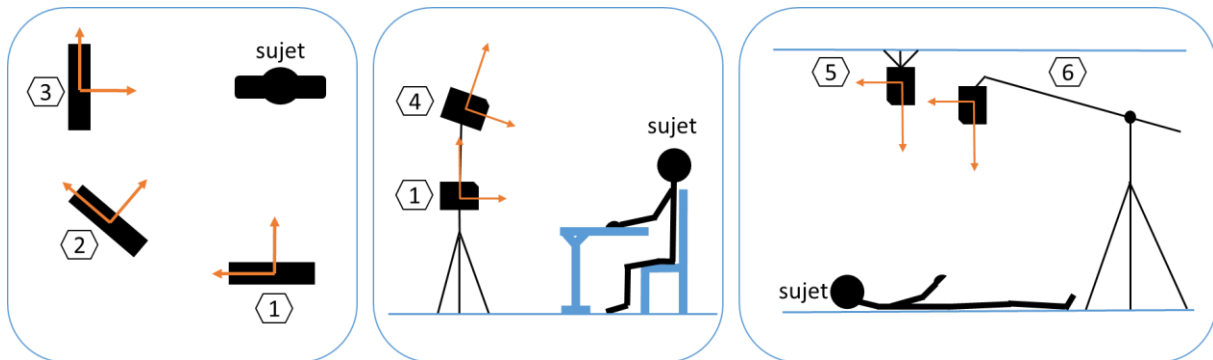


Figure 91 : Placements possibles pour la Kinect

## 2.2. UTILISATION D’AUTRES TECHNOLOGIES

Dans cette thèse, nous nous sommes focalisés sur 3 outils de capture : la Kinect, le LeapMotion et les tablettes. Il existe d’autres d’outils qu’il pourrait être pertinent d’étudier, par exemple :

- Le VicoVr<sup>44</sup> est un produit similaire à la Kinect. Sa différenciation se fait sur son aspect sans fil. Le système, plus petit qu’une Kinect, fonctionne avec batterie et communique toutes les données par wifi/Bluetooth à des ordinateurs/tablettes/smartphones. Le squelette numérique est moins complet (17 points) et sa performance est également en deçà de la Kinect. Elle possède de plus une précision équivalente voire inférieure à la Kinect v1 (Microsoft Kinect Xbox 360) mais ses côtés plus léger et plus direct que la Kinect pour notre utilisation rendent ce capteur intéressant d’un point de vue usage.
- Les webcams ou caméra couleur : les techniques d’analyses faites par reconnaissances d’images restent des perspectives intéressantes. L’avantage est la stabilité de la technologie. En revanche les algorithmes de reconnaissance peuvent être très variés et difficiles à stabiliser. Il existe aujourd’hui de nombreux algorithmes capables de reconnaître des formes, de les retrouver ou de les suivre dans une vidéo. Ceux-ci pourraient être utilisés dans les protocoles de mesure (par exemple l’algorithme Predator<sup>45</sup>).
- Tablettes : des essais préliminaires avec tablettes comme outil de mesure des capacités motrices fines ont été réalisés au cours de cette thèse mais ces derniers doivent être approfondis. Des protocoles de tests sont prévus afin de tester la différence entre des exercices réalisés sur tablettes et ceux fait actuellement sur papier. Il faut notamment tester

<sup>44</sup> Produit par 3DiVi : <https://vicovr.com/> [08/09/2017]

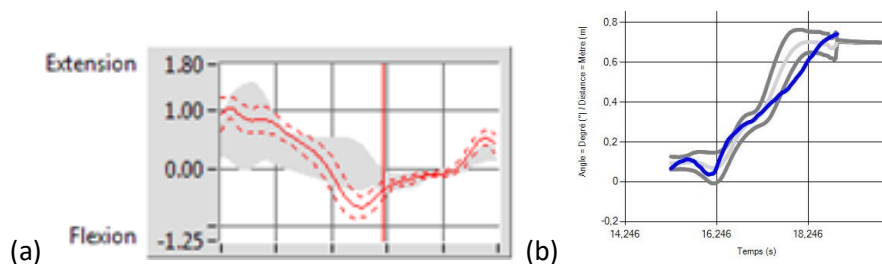
<sup>45</sup> Predator développé par Zdenek Kalal : <http://www.cs.tau.ac.il/projects/predator/> [08/09/2017]



les capacités des stylets, vérifier les différentes techniques de détection de contacts et trouver les critères qui permettront de s'assurer que l'évolution de ces tablettes n'impacte pas ou peu son utilisation dans un protocole d'évaluation de capacités motrices.

### 2.3. CREATION DE NOUVEAUX PARAMETRES

Un intérêt au développement de système d'évaluation des capacités motrices est la création de nouveaux critères d'évaluation. Par exemple ce type de système permet de systématiser le chronométrage des exercices. Ce temps de passation pourra ensuite être catégorisé afin de voir si le temps mis pour réaliser un exercice est représentatif de l'atteinte pathologique et s'il peut affiner le classement des capacités motrices au sein d'une même cotation. Ceci peut être particulièrement intéressant sur les exercices un peu longs comme les exercices de transferts. De manière générale, l'enregistrement systématique des mouvements peut permettre la création de « normes ». Cela est appliqué dans l'AQM, comme nous avons pu le voir dans le chapitre 4 (voir (a) sur la Figure 92) et pourrait être appliqué à la MFM. Par exemple l'étude du déplacement du centre de masse durant les exercices de transfert pourrait définir un nouveau « mouvement type » (exemple Figure 92 : exercice de transfert de position « assis sur le sol » à « debout »). En gris la norme définie à partir de mesures effectuées sur 14 enfants sains et en bleu le déplacement d'un enfant ASI. L'enfant ASI est dans la norme sur la première partie de l'exercice mais en retard sur la deuxième partie. Les compensations nécessaires pour relever son tronc sont à l'origine de ce retard). Les angles cinématique d'articulation, le centre de masse, les paramètres de vitesse, d'accélération d'à-coup sont tout autant de paramètres exploitables.



**Figure 92 : (a) Exemple de courbe cinématique normé (image issue d'un rapport AQM du CHU de Lyon) (b) Exemple de normalisation du déplacement du centre de masse en hauteur sur un exercice de transfert de la MFM (en gris la norme faite sur 14 enfants sains et en bleu le déplacement d'un enfant ASI)**

### 2.4. OPTIMISER L'ANALYSE DES MOUVEMENTS : APPORT DES ALGORITHMES DE RECONNAISSANCES ET DE L'INTELLIGENCE ARTIFICIELLE.

Un axe d'optimisation peut venir des techniques de reconnaissances de mouvements et du domaine de l'intelligence artificielle, notamment à travers les méthodes d'apprentissage. Si une base de

mouvements suffisamment conséquente est créée, il peut être possible de mettre en place (1) un comparatif des nouveaux mouvements avec cette base avec des méthodes comme le Dynamic Time Warping (reconnaisances à partir de modèles spatiaux temporels) ou (2) utiliser les méthodes d'apprentissages tel que les chaînes de Markov, les machines vectorielles ou encore les analyses de composantes principales afin de créer ou de calibrer un modèle d'analyse. Cela permettrait deux apports : d'une part une amélioration des règles et des résultats d'analyse. D'autre part cela permettrait également de vérifier si le mouvement est « habituel », s'il est proche des mouvements connus ou si au contraire nous sommes en face d'un cas non « familier » pour qui le système n'est potentiellement pas préparé (car il n'aura pas été prévu dans le modèle d'analyse). La reconnaissance de mouvement travaille principalement sur le corps du sujet capté, toutefois l'étude du contexte indique que les interactions avec l'environnement sont souvent très importantes. C'est un aspect qu'il sera nécessaire d'approfondir pour aller vers un système d'évaluation plus complet : si le thérapeute vient en aide au sujet, si le sujet doit utiliser un appui sur le sol, sur lui-même, sur un matériel (chaise ou table) ou sur un mur, s'il est capable d'attraper un objet, etc. Toutes ces actions sont importantes dans l'étude des capacités motrices, nécessitent une identification du patient et de son environnement. Une reconnaissance des objets l'entourant est donc une piste à intégrer.

## 2.5. OPTIMISER LES COMMUNICATIONS AVEC LE THERAPEUTE

Comme cela a pu être vu dans le chapitre 4, la communication doit être optimisée. Une base de connaissances sur les mouvements a commencé à être créée. Celle-ci n'est pas encore complète et surtout n'a pas encore été approuvée par la communauté médicale en général (juste quelques thérapeutes). Il est également nécessaire d'améliorer la communication entre le système et le thérapeute au cours du protocole. Le thérapeute ne doit pas se poser de questions sur la bonne position du capteur, son bon fonctionnement ou la bonne captation de l'exercice. De même si un défaut a eu lieu au cours de l'enregistrement (interruption du squelette, fortes perturbations, etc.), le thérapeute doit en être informé au plus tôt pour agir en conséquence. Il est également nécessaire de travailler à la réduction du nombre d'informations disponibles. L'ergonomie de l'interface peut encore être optimisée. L'intérêt des sauvegardes systématiques des mouvements et des paramètres correspondant donne la possibilité de créer de nouvelles représentations de l'évolution des capacités : comparer deux mouvements d'une année sur l'autre, tracer l'évolution d'un paramètre au cours des années, mesurer et afficher la modification de la zone de mouvement accessible par le patient, etc. Finalement il est à noter que le contrôle à distance par tablette utilisé au cours de cette thèse repose sur des outils à licence. Dans notre cas, des tests ont été effectués avec le logiciel de partage d'écran TeamViewer<sup>46</sup>. Il serait intéressant de contrôler cette partie ou d'au moins utiliser un logiciel plus adaptable qui permettrait une connexion directe et sécurisée.

---

<sup>46</sup> Teamviewer : <https://www.teamviewer.com/fr/> [08/092017]

### 3. AUTRE(S) PERSPECTIVE(S) D'UTILISATIONS

L'objectif premier du système mis en place est l'étude et l'évaluation des capacités motrices de patients. Toutefois des utilisations annexes sont possibles pour ce type de système.

#### 3.1. ASPECT LUDIQUE

Les protocoles d'évaluation ne sont pas forcément des moments faciles pour les patients, particulièrement pour les enfants. C'est pourquoi les thérapeutes passent du temps pour établir une relation avec leurs patients, et tentent de rendre la passation la plus agréable possible, voire ludique. Dans le cas des enfants du CHU de Lyon, les thérapeutes essaient de faire passer les consignes comme un jeu. L'utilisation d'outil de MoCap présenté dans cette thèse, particulièrement de la Kinect issue du domaine du jeu vidéo, pourrait être utilisé pour créer une « évaluation vidéo-ludique » et un espace ludique de manière générale. Cela nécessiterait un réaménagement des exercices pour permettre la création d'un scénario ludique pour le protocole. Cela demanderait des compétences spécialisées et donc la création d'un partenariat avec des spécialistes du jeu vidéo. Il faudrait prévoir des jeux adaptés aux tranches d'âge des patients mais également à leurs capacités physiques. Des scénarii adaptés aux différents niveaux d'atteintes pathologiques seraient nécessaires. L'important est de garder à l'esprit que cette activité est un examen (l'aspect ludique ne doit pas le faire oublier) mais cela pourrait faciliter la passation pour les patients d'un point de vue mental.

#### 3.2. ASPECT FORMATEUR

Un autre aspect qui est apparu durant le développement de ce système est son potentiel en tant qu'outil de formation (aspect émis par plusieurs thérapeutes ayant participé aux expérimentations). En effet la création de ce système a forcé la création d'un système basé sur les règles et les connaissances thérapeutes et donc leurs explicitations. Lorsqu'il s'agissait de confronter l'interprétation du système à celle des thérapeutes, des confusions ont été relevées et corrigées, que ce soit des erreurs venant du système (de la base de connaissances créée) ou des erreurs d'interprétation des exercices de la part des thérapeutes. Cette situation les a obligés à réfléchir sur le protocole et à la manière de l'utiliser et a permis de révéler certaines confusions ou simplement de mettre à jour les connaissances mobilisées. Une fois la base de connaissances suffisamment mature, cet aspect peut être utile pour former les thérapeutes à la MFM, accompagner les jeunes kinésithérapeutes dans leur formation, aider pour de la remise à niveau, ou faire du contrôle de formation.

### 3.3. LA TELEMEDECINE ET LA TELESANTE

La télémédecine et la télésanté de manière générale visent à fournir des services de santé à distance sous forme numérique. Un des intérêts de ce type de système est la possibilité de mieux desservir les « déserts médicaux ». Le système proposé dans cette thèse et utilisé par les thérapeutes vise à les compléter et non à les remplacer. Il ne s'applique donc pas vraiment à de la télémédecine au sens où le service est fourni à l'hôpital et non à distance en présence d'un thérapeute. Les thérapeutes ont toutefois émis un intérêt à la création d'outils de mesure peu chers pouvant être utilisés dans des zones dépourvues de praticiens équipés et formés à l'évaluation des capacités motrices de patients. Si un système d'aide à l'évaluation peut être développé de manière à être suffisamment sûr, répétable et autonome, alors ce système pourrait être transposé à la télémédecine. Cela semble toutefois difficile dans le cas étudié dans ce mémoire car le protocole MFM demande par exemple beaucoup d'interactions entre le thérapeute et le patient. Ceci n'est pas possible avec un système purement d'e-santé. D'autres problématiques s'ajoutent donc pour ce type de perspective.

## 4. VERS DE NOUVELLES METHODES POUR LES PRODUITS MEDICAUX ?

D'un point de vue médical, l'utilisation du système proposé dans cette thèse peut impliquer la création d'un nouveau protocole. A moins de pouvoir conserver l'intégralité du protocole dans son état actuel, il s'agira d'une nouvelle MFM. Il faudra donc la valider cliniquement ou au moins prouver que les changements apportés n'impactent pas significativement les résultats du protocole. Cela demandera du temps et la participation de différents hôpitaux pour que le système soit admis par la communauté. Il peut être difficile de mobiliser un grand nombre d'instituts entre eux et ceci risque de ralentir d'autant plus l'inclusion de ce type de système dans la pratique médicale. De manière générale, le domaine médical possède quelques difficultés à suivre la tendance technologique. Les outils technologiques se développent de plus en plus vite et deviennent de plus en plus vite obsolètes et les nouvelles technologies sont particulièrement versatiles. La lenteur des développements et des validations associées rendent difficile l'intégration de ces nouvelles technologies dans la pratique médicale. Les systèmes utilisés par le domaine ont ainsi souvent un temps de retard. Le risque principal est de lancer un développement pour n'aboutir au produit optimal et validé qu'au moment de l'obsolescence de cette technologie. Le développement modulaire est une manière de contourner la nécessité des re-design et de faciliter l'intégration de ces nouveaux outils. C'est pour cela que dans le cas de notre étude, nous avons séparé au maximum la partie capture, de la partie analyse et communication. La base de connaissance et le système d'analyse sont potentiellement bien plus stables que les outils de MoCap qui devront prouver leur validité à chaque mise à jour. De même le développement incrémental proposé par l'UCD pourrait permettre l'intégration des nouvelles technologies plus rapidement et de manière plus adaptée. Ces deux points, modularité et développement incrémental, sont intéressants et peuvent être testés dans d'autres projets afin de vérifier s'ils peuvent réellement faciliter l'insertion de nouvelles technologies dans des institutions à fortes inerties comme les institutions médicales.

# PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

## POSTERS

J. Veytizou, J. Coton, G. Thomann and C. Vuillerot, *20th Int. Congress of World Muscle Society*, Poster, Brighton, UK, September 30th – October 4th, 2015

J. Coton, D. Vincent-Genod, J. Veytizou, G. Thomann and C. Vuillerot, “Innovative method using the sensor Kinect for motor functions evaluation in SMA type 2 and 3 children”, *Myology Congress 2016*, Poster, Lyon, France, March 14th – 18th, 2016.

J. Veytizou, J. Coton, G. Thomann and C. Vuillerot, “Evaluation of the Microsoft Kinect and KinectLAB software as a clinical assessment tool of functional motor abilities”, *Myology Congress 2016*, Poster, Lyon, France, March 14th – 18th, 2016.

C Vuillerot, D Vincent-Genod, G Thomann and J Coton, “Innovative method for motor functions evaluation in SMA type 2 and 3 patients”, *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2016 Sept, vol. 59, pp e84. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2016.07.193>

D Vincent-Genod, J Coton, P Rippert, G Thomann and C Vuillerot, “Use of the Microsoft Kinect during motor function assessments of patients with spinal muscular atrophy children: Kinect-MFM study”, *European Journal of Pediatric Neurology*, Vol 21(1), P3-116, pp e223, 2017 DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejpn.2017.04.1226>

## CONFERENCES NATIONALES

J. Coton, J. Veytizou, J. Martinat, K. Barra, G. Thomann, and F. Villeneuve, “Etude pilote pour l’utilisation de la Kinect V2 pour l’évaluation motrice des maladies neuromusculaires. Cas de la MFM,” in *Colloque Jeunes Chercheurs Jeunes Chercheuses JCJC Handicap Vieillesse Indépendance Insertion Technologies 2015*, 2015, pp. 23–31.

J. Coton, J. Veytizou, G. Thomann, and F. Villeneuve, “Etude de faisabilité de l’analyse de mouvement de doigts par le capteur LeapMotion,” in *Handicap 2016 9e Conférence sur les Aides Techniques pour les Personnes en Situation de Handicap*, 2016, pp. 75–80

## CONFERENCES INTERNATIONALES

J. Coton, M. de G. Pinto, J. Veytizou, and G. Thomann, “Design for Disability: Integration of Human Factor for the Design of an Electro-mechanical Drum Stick System,” *Procedia CIRP*, vol. 21, pp. 111–116, 2014.

J. Coton, D. Vincent-Genod, G. Thomann, C. Vuillerot, and F. Villeneuve, “User-centered development of an information system in patient’s motor capacity evaluation,” in *International Conference on Health Care Systems Engineering, HCSE17*, 2017, pp. 1–10.

J. Coton, G. Thomann, and F. Villeneuve, “Development Of A Knowledge-Based System For Help In Decision Making : A Medical Application,” in *21st International Conference on Engineering Design (ICED17)*, 2017, vol. 6: Design, no. August, pp. 51–60.

## REVUES NON REFERENCES

J. Coton, J. Veytizou, G. Thomann, and F. Villeneuve, “Feasibility Study of Hand Motion Analysis by the Leap Motion Sensor,” *AMSE Model. Meas. Control. Ser. C Chem. Geol. Environ. Bioeng.*, vol. 77, no. 2, pp. 73–83, 2016.

## REVUES REFERENCES

G. Thomann, J. Coton, M. Pinto, J. Veytizou, and F. Villeneuve, “How 3D printing technologies can contribute into an iterative design process? Case study to hit a drum for Disabled Children”. *Production*, v27, e20170047, 2017

# BIBLIOGRAPHIE

- [1] F. Saint-Pierre, “Test d’évaluation et de catégorisation des déficiences, incapacités et désavantages sociaux,” *Haute Autorité de Santé*, pp. 1–35, 2007.
- [2] C. Bérard, F. Girardot, C. Payan, and M. Escale, *MFM: Mesure de Fonction Motrice pour les maladies neuromusculaires*, 3ième. Lyon, France: Escale, unité de rééducation pédiatrique, hospices Civils de Lyon, 2009.
- [3] J. Péliissier, F. Pellas, C. Benaïm, and C. Fattal, “Principales échelles d’évaluation chez l’adulte en MPR (deuxième édition),” *Cofemer (Collège français des enseignants universitaires de médecine physique et de réadaptation)*, 2009. [Online]. Available: [http://www.cofemer.fr/article.php?id\\_article=715](http://www.cofemer.fr/article.php?id_article=715). [Accessed: 10-Apr-2015].
- [4] C. Bérard, C. Vuillerot, F. Girardot, D. Hamroun, and C. Payan, “La Mesure de Fonction Motrice , une échelle validée pour les MNM,” *Les Cah. Myol.*, vol. 2, pp. 26–34, 2010.
- [5] C. Bérard, C. Payan, I. Hodgkinson, J. Fermanian, and The MFM Collaborative Study Group, “A motor function measure scale for neuromuscular diseases. Construction and validation study,” *Neuromuscul. Disord.*, vol. 15, no. 7, pp. 463–470, Jul. 2005.
- [6] S. Mekrami-Ghozlane and T. N. Brignol, “Organisation de la motricité,” in *Repères Savoir et Comprendre*, Association Française contre les myopathies, Ed. Paris, France: AFM, 2005.
- [7] M. Decey, *Déficiences motrices et situations de handicaps. Aspects sociaux, psychologiques, médicaux, techniques, troubles associés.*, 2e édition. Paris, France: APF, 2002.
- [8] H. Zhou and H. Hu, “Human motion tracking for rehabilitation—A survey,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 3, no. 1, pp. 1–18, Jan. 2008.
- [9] N. Hogan, H. I. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, and A. Sharon, “MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I,” in *[1992] Proceedings IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, 1992, pp. 161–165.
- [10] J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. E. G. Hekman, R. Ekkelenkamp, E. H. F. Van Asseldonk, and H. Van Der Kooij, “Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 15, no. 1, pp. 379–386, 2007.
- [11] L. Servais, N. Deconinck, A. Moraux, M. Benali, A. Canal, F. Van Parys, W. Vereecke, S. Wittevrongel, M. Mayer, I. Desguerre, K. Maincent, C. Themar-Noel, S. Quijano-Roy, N. Serari, T. Voit, and J.-Y. Hogrel, “Innovative methods to assess upper limb strength and function in non-ambulant Duchenne patients.,” *Neuromuscul. Disord.*, vol. 23, no. 2, pp. 139–48, Feb. 2013.
- [12] D. J. Reinkensmeyer and V. Dietz, *Neurorehabilitation Technology*, 2nd ed. Springer, 2016.
- [13] K. L. Schoffer, V. Patterson, S. J. Read, R. D. Henderson, J. D. Pandian, and J. D. O. Sullivan, “Guidelines for filming digital camera video clips for the assessment of gait and movement disorders by teleneurology,” *J. Telemed. Telecare*, vol. 11, pp. 368–371, 2005.
- [14] R. Baker, “Gait analysis methods in rehabilitation,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 3, no. 4, pp. 1–10, 2006.
- [15] Rehabilitation Institute of Chicago, “Rehabilitation Measures Database,” 2010. [Online].

Available: <http://www.rehabmeasures.org/default.aspx>. [Accessed: 05-Apr-2016].

- [16] G. Cazorla, "L'évaluation des capacités motrices . De l'itinéraire d'un concept à l'élaboration d'un outil," *Rev. Française pédagogie*, vol. 89, pp. 15–22, 1989.
- [17] Haute Autorité de Santé, "Évaluation fonctionnelle de l' AVC," *Serv. évaluation des Prat.*, 2006.
- [18] A. Fischmann, P. Hafner, M. Gloor, M. Schmid, A. Klein, U. Pohlman, T. Waltz, R. Gonzalez, T. Haas, O. Bieri, and D. Fischer, "Quantitative MRI and loss of free ambulation in Duchenne muscular dystrophy.," *J. Neurol.*, vol. 260, no. 4, pp. 969–74, Apr. 2013.
- [19] U. Werlauff and B. Fynbo Steffensen, "The applicability of four clinical methods to evaluate arm and hand function in all stages of spinal muscular atrophy type II.," *Disabil. Rehabil.*, vol. 36, no. 25, pp. 2120–6, Jan. 2014.
- [20] European Parliament and Council of the European Communities, "Council Directive 93/42/EEC," *Off. J. Eur. Union*, no. June 1993, pp. 1–60, 2007.
- [21] ISO 13485, *ISO 13485:2003 - Medical devices -- Quality management systems -- Requirements for regulatory purposes*. 2003.
- [22] J. D. Bronzino, *Biomedical Engineering handbook*. 2000.
- [23] G. V. Kondraske, "General systems performance theory and its application to understanding complex system performance," *Inf. Knowl. Syst. Manag.*, vol. 10, no. 1–4, pp. 235–259, 2011.
- [24] G. V. Kondraske, "A Working Model for Human Systems-Tasks Interfaces," in *Biomedical Engineering Handbook*, Joseph D., Baco Raton: CRC Press LLC, 2000, pp. 2509–2526.
- [25] P. J. Vasta and G. V. Kondraske, "Human Performance Engineering: Computer- Based Design and Analysis Tools," in *Biomedical Engineering Handbook*, J. D. Bronzino, Ed. CRC Press LLC, 2000, pp. 2674–2688.
- [26] R. A. Brand and R. D. Crowninshield, "Comment on criteria for patient evaluation tools," *J. Biomech.*, vol. 14, no. 9, p. 655, Jan. 1981.
- [27] A. F. G. Taktak, P. Ganney, D. (Medical scientist) Long, and P. (Medical scientist) White, *Clinical engineering : a handbook for clinical and biomedical engineers*. 2013.
- [28] C. J. Robinson, "Rehabilitation Engineering," in *Biomedical Engineering Handbook*, C. Press, Ed. 2000, pp. 2386–2503.
- [29] D. Long, M. Hillman, D. Wood, I. Swain, D. Bader, L. Najafi, D. Cowan, J. Rogers, F. Panthi, W. Wade, R. Lievesley, T. Adlam, D. Ewins, T. Collins, M. Smith, V. Gardiner, P. Horwood, C. Morris, T. Holsgrove, and T. Mayhew, "Part IV. Rehabilitation Engineering and Assistive Technology," in *Clinical Engineering*, 2014, pp. 255–256.
- [30] G. Pahl, W. Beitz, J. Feldhusen, and K.-H. Grote, *Engineering Design*, vol. 11. London: Springer London, 2007.
- [31] N. Cross, *Engineering design methods*, 4th ed. Chichester, England: Wiley, 2008.
- [32] D. W. W. Royce, "Managing the Development of large Software Systems," *Ieee Wescon*, no. August, pp. 1–9, 1970.

- [33] P. Isaias and T. Issa, "Information System Development Life Cycle Models," in *High Level Models and Methodologies for Information Systems*, New York: Springer-Verlag New York, 2015, pp. 21–41.
- [34] K. Alexander, D. Bishop, J. Clarkson, and S. Fox, "Good Design Practice for Medical Devices and Equipment A Framework." Institute for Manufacturing, University of Cambridge, Cambridge, p. 76, 2001.
- [35] S. Balaji and M. Sundararajan Murugaiyan, "System of Systems Engineering and Family of Systems Engineering from a standards, V-Model, and Dual-V Model perspective," *Int. J. Inf. Technol. Bus. Manag.*, vol. 2, no. 1, pp. 26–30, 2012.
- [36] A. Cockburn, "Using Both Incremental and Iterative Development," *CrossTalk The journal of Defense Software Engineering*, no. May, pp. 27–30, 2008.
- [37] K. Beck, M. Beedle, A. van Bennekum, A. Cockbirn, W. Cunningham, M. Fowler, R. C. Martin, S. Mellor, D. Thomas, J. Grenning, J. Highsmith, A. Hunt, R. Jeffries, J. Ker, B. Marick, K. Schwaber, and J. Sutherland, "The Agile Manifesto," *Agile Alliance*, 2015. [Online]. Available: <https://www.agilealliance.org/agile101/the-agile-manifesto/>. [Accessed: 30-Mar-2017].
- [38] 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.
- [39] K. Vredenburg, J.-Y. Mao, P. W. Smith, and T. Carey, "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.
- [40] S. G. S. Shah and I. Robinson, "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.
- [41] L. Teixeira, C. Ferreira, and B. S. Santos, "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.
- [42] S. Rinkus, M. Walji, K. A. Johnson-Throop, J. T. Malin, J. P. Turley, J. W. Smith, and J. Zhang, "Human-centered design of a distributed knowledge management system," *J. Biomed. Inform.*, vol. 38, no. 1, pp. 4–17, Feb. 2005.
- [43] H. Beyer and K. Holtzblatt, *Contextual Design: Defining Customer-Centered Systems*. 1997.
- [44] E. L.-C. Law, V. Roto, M. Hassenzahl, A. P. O. S. Vermeeren, and J. Kort, "Understanding, scoping and defining user experience," in *Proceedings of the 27th international conference on Human factors in computing systems - CHI 09*, 2009, p. 719.
- [45] D. Schuler and A. Namioka, *Participatory Design: Principles and Practices*. 1993.
- [46] E. B.-N. Sanders and P. J. Stappers, "Co-creation and the new landscapes of design," *CoDesign*, vol. 4, no. 1, pp. 5–18, Mar. 2008.
- [47] T. B. Moeslund and E. Granum, "A Survey of Computer Vision-Based Human Motion Capture," *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 81, no. 3, pp. 231–268, Mar. 2001.
- [48] J. K. Aggarwal and Q. Cai, "Human Motion Analysis: A Review," *Comput. Vis. Image Underst.*,



- vol. 73, no. 3, pp. 428–440, Mar. 1999.
- [49] T. B. Moeslund, A. Hilton, and V. Krüger, “A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis,” *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 104, no. 2–3, pp. 90–126, Nov. 2006.
- [50] L. Mündermann, S. Corazza, and T. P. Andriacchi, “The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications.,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 3, p. 6, Jan. 2006.
- [51] L. Chen, H. Wei, and J. Ferryman, “A survey of human motion analysis using depth imagery,” *Pattern Recognit. Lett.*, vol. 34, no. 15, pp. 1995–2006, Nov. 2013.
- [52] S. Mitra and T. Acharya, “Gesture Recognition : A Survey,” *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. - Part C Appl. Rev.*, vol. 37, no. 3, pp. 311–324, 2007.
- [53] P. S. Lum, C. G. Burgar, M. Van der Loos, P. C. Shor, M. Majmundar, and R. Yap, “The MIME Robotic System for Upper-Limb Neuro-Rehabilitation: Results from a Clinical Trial in Subacute Stroke,” in *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.*, 2005, vol. 2005, pp. 511–514.
- [54] J. Han, L. Shao, D. Xu, and J. Shotton, “Enhanced computer vision with Microsoft Kinect sensor: A review,” *IEEE Trans. Cybern.*, vol. 43, no. 5, pp. 1318–1334, 2013.
- [55] H. M. Hondori and M. Khademi, “A Review on Technical and Clinical Impact of Microsoft Kinect on Physical Therapy and Rehabilitation,” *Journal of Medical Engineering*, vol. 2014. Hindawi Publishing Corporation, p. 16, 2014.
- [56] A. Da Gama and P. Fallavollita, “Motor Rehabilitation Using Kinect : A Systematic Review,” *GAMES Heal. J. Res. Dev. Clin. Appl.*, vol. 4, no. 2, p. 13, 2015.
- [57] D. Webster and O. Celik, “Systematic review of Kinect applications in elderly care and stroke rehabilitation.,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 11, p. 108, 2014.
- [58] H. Sarbolandi, D. Lefloch, and A. Kolb, “Kinect range sensing: Structured-light versus Time-of-Flight Kinect,” *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 139, pp. 1–20, Oct. 2015.
- [59] Microsoft, “Kinect for Windows Sensor Components and Specifications,” 2015. [Online]. Available: <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131033.aspx>. [Accessed: 22-Dec-2014].
- [60] Microsoft, “Kinect for Windows features,” 2014. [Online]. Available: <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/dn782025.aspx>. [Accessed: 22-Dec-2014].
- [61] J. Shotton, A. Fitzgibbon, M. Cook, T. Sharp, M. Finocchio, R. Moore, A. Kipman, and A. Blake, “Real-time human pose recognition in parts from single depth images,” in *Machine Learning for Computer Vision*, IEEE, Ed. Berlin Heidelberg: Springer, 2013, pp. 119–135.
- [62] T. Stoyanov, A. Louloudi, H. Andreasson, and A. J. Lilienthal, “Comparative Evaluation of Range Sensor Accuracy in Indoor Environments,” in *European Conference on Mobile Robots, 2011*, pp. 19–24.
- [63] K. Khoshelham, “Accuracy Analysis of kinect Depth Data,” *Int. Arch. Photogramm. Remote Sens. Spat. Inf. Sci.*, vol. XXXVIII-5/, 2011.
- [64] T. Dutta, “Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace,” *Appl. Ergon.*, vol. 43, no. 4, pp. 645–649, 2012.

- [65] T. Breuer, C. Bodensteiner, and M. Arens, "Low-cost Commodity Depth Sensor Comparison and Accuracy Analysis," in *Spie*, 2014, vol. 9250, pp. 1–10.
- [66] L. G. Wiedemann, R. Planinc, I. Nemeč, and M. Kampel, "Performance Evaluation of Joint Angles obtained by the Kinect v2," in *Technologies for Active and Assisted Living (TechAAL), IET International Conference on*, 2015, pp. 1–6.
- [67] M. Van Diest, J. Stegenga, H. J. Wörtche, K. Postema, G. J. Verkerke, and C. J. C. Lamoth, "Suitability of Kinect for measuring whole body movement patterns during exergaming," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 12, pp. 2925–2932, 2014.
- [68] R. a Clark, Y.-H. Pua, K. Fortin, C. Ritchie, K. E. Webster, L. Denehy, and A. L. Bryant, "Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control.," *Gait Posture*, vol. 36, no. 3, pp. 372–7, Jul. 2012.
- [69] L. F. Yeung, K. C. Cheng, C. H. Fong, W. C. C. Lee, and K. Y. Tong, "Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway," *Gait Posture*, vol. 40, no. 4, pp. 532–538, 2014.
- [70] R. A. Clark, Y. Pua, C. C. Oliveira, K. J. Bower, S. Thilarajah, R. MCGaw, K. Hasanki, and B. F. Mentiplay, "Gait & Posture Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control," *Gait Posture*, vol. 42, no. 2, pp. 210–213, 2015.
- [71] B. Bonnechère, B. Jansen, P. Salvia, H. Bouzahouene, L. Omelina, F. Moiseev, V. Sholukha, J. Cornelis, M. Rooze, and S. Van Sint Jan, "Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: Comparison with standard stereophotogrammetry," *Gait Posture*, vol. 39, pp. 593–598, 2014.
- [72] X. Xu and R. W. McGorry, "The validity of the first and second generation Microsoft Kinect™ for identifying joint center locations during static postures," *Appl. Ergon.*, vol. 49, pp. 47–54, 2015.
- [73] P. Plantard, E. Auvinet, A. Le Pierres, and F. Multon, "Pose Estimation with a Kinect for Ergonomic Studies: Evaluation of the Accuracy Using a Virtual Mannequin," *Sensors*, vol. 15, pp. 1785–1803, 2015.
- [74] A. Erol, G. Bebis, M. Nicolescu, R. D. Boyle, and X. Twombly, "Vision-based hand pose estimation : A review," *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 108, pp. 52–73, 2007.
- [75] A. M. Seferian, A. Moraux, M. Annoussamy, A. Canal, N. Deconinck, F. Van Parys, W. Vereecke, S. Wittevrongel, K. Maincent, I. Desguerre, C. Thémar-noël, M. Cuisset, V. Tiffreau, S. Denis, V. Jousten, and S. Quijano-, "Upper Limb Strength and Function Changes during a One-Year Follow-Up in Non- Ambulant Patients with Duchenne Muscular Dystrophy : An Observational Multicenter Trial," *PLoS One*, vol. 10, no. 2, 2015.
- [76] KittyTech, "The Kitty Project." [Online]. Available: [www.kittytech.com](http://www.kittytech.com). [Accessed: 10-Dec-2016].
- [77] L. CyberGlove Systems, "CyberGlove Systems," 1990. [Online]. Available: [www.cyberglovessystems.com](http://www.cyberglovessystems.com). [Accessed: 14-Apr-2016].
- [78] I. Leap Motion, "LEAP motion," 2015. [Online]. Available: <https://www.leapmotion.com/>. [Accessed: 09-Dec-2015].

- [79] F. Weichert, D. Bachmann, B. Rudak, and D. Fisseler, "Analysis of the Accuracy and Robustness of the Leap Motion Controller," *Sensors*, vol. 13, pp. 6380–6393, 2013.
- [80] J. Guna, G. Jakus, M. Pogačnik, S. Tomažič, and J. Sodnik, "An Analysis of the Precision and Reliability of the Leap Motion Sensor and Its Suitability for Static and Dynamic Tracking," *Sensors*, vol. 14, no. 2, pp. 3702–3720, 2014.
- [81] B. Fanini, "A 3D Interface to Explore and Manipulate Multi-scale Virtual Scenes using the Leap Motion Controller," in *ACHI 2014, The Seventh International Conference on Advances in Computer-Human Interactions*, 2014, no. c, pp. 258–263.
- [82] L. E. Potter, J. Araullo, and L. Carter, "The Leap Motion controller: a view on sign language," in *Australian Computer-Human Interaction Conference*, 2013, pp. 175–178.
- [83] I. Zubrycki and G. Granosik, "Using Integrated Vision Systems: Three Gears and Leap Motion, to Control a 3-finger Dexterous Gripper," *Recent Adv. Autom. Robot. Meas. Tech.*, vol. 264, no. 2, pp. 553–564, 2015.
- [84] Y. Liu and Y. Zhang, "Toward Welding Robot With Human Knowledge : A Remotely-Controlled Approach," *IEEE Transactions Autom. Sci. Eng.*, vol. 12, no. 2, pp. 769–774, 2015.
- [85] M. Khademi, H. M. Hondori, A. McKenzie, L. Dokarian, C. Videira Lopes, and S. C. Cramer, "Free-hand interaction with leap motion controller for stroke rehabilitation," in *CHI '14 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, 2014, pp. 1663–1668.
- [86] M. Iosa, G. Morone, A. Fusco, M. Castagnoli, F. R. Fuscoc, L. Pratesia, and S. Paoluccia, "Leap motion controlled videogame-based therapy for rehabilitation of elderly patients with subacute stroke: a feasibility pilot study," *Stroke Rehabil.*, vol. 22, no. 4, pp. 303–316, 2015.
- [87] D. Rand, G. Zeilig, and R. Kizony, "Rehab-let: touchscreen tablet for self-training impaired dexterity post stroke: study protocol for a pilot randomized controlled trial.," *Trials*, vol. 16, no. 1, p. 277, 2015.
- [88] R. Kizony, G. Zeilig, I. Dudkiewicz, T. Schejter-Margalit, and D. Rand, "Tablet Apps and Dexterity," *J. Neurol. Phys. Ther.*, vol. 40, no. 1, pp. 31–39, 2016.
- [89] H. Knoche, K. Hald, D. Tamsen, and L. H. Jespersen, "Tracking rehabilitative progress with fits and starts: performance measures in a tablet game for hemi-spatial neglect patients," in *PervasiveHealth '15 Proceedings of the 9th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, 2015, pp. 217–220.
- [90] J. Susini, O. Pons, and C. Thevenot, "Danse-doigts, jeu de motricité fine," in *Handicap 2016 La recherche au service de la qualité de vie et de l'autonomie*, 2016, pp. 81–86.
- [91] D. Ramanan and D. A. Forsyth, "Automatic Annotation of Everyday Movements," *Adv. Neural Inf. Process. Syst.* 16, no. section 2, pp. 1547–1554, 2003.
- [92] D. Marr and L. Vaina, "Representation and Recognition of the Movements of Shapes," *Proc. R. Soc. B Biol. Sci.*, vol. 214, no. 1197, pp. 501–524, Mar. 1982.
- [93] X. Li, W. Hu, C. Shen, Z. Zhang, and A. Dick, "A Survey of Appearance Models in Visual Object Tracking," *ACM Trans. Intell. Syst. Technol.*, vol. 4, no. 4, pp. 1–42, 2013.
- [94] L. Wang, W. Hu, and T. Tan, "Recent developments in human motion analysis," *Pattern Recognit.*, vol. 36, no. 3, pp. 585–601, Mar. 2003.

- [95] A. F. Bobick and J. W. Davis, "The recognition of human movement using temporal templates," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 23, no. 3, pp. 257–267, 2001.
- [96] X. Chen, J. Siebourg-polster, D. Wolf, C. Czech, U. Bonati, D. Fischer, O. Khwaja, and M. Strahm, "Feasibility of Using Microsoft Kinect to Assess Upper Limb Movement in Type III Spinal Muscular Atrophy Patients," *PLoS One*, vol. 12, no. 1, 2017.
- [97] C.-J. Su, C.-Y. Chiang, and J.-Y. Huang, "Kinect-enabled home-based rehabilitation system using Dynamic Time Warping and fuzzy logic," *Appl. Soft Comput.*, vol. 22, pp. 652–666, 2014.
- [98] H. Alder, B. A. Michel, C. Marx, G. Tamborrini, T. Langenegger, P. Bruehlmann, J. Steurer, L. M. Wildi, H. Alder, B. A. Michel, C. Marx, G. Tamborrini, T. Langenegger, P. Bruehlmann, J. Steurer, and L. M. Wildi, "Computer-Based Diagnostic Expert Systems in Rheumatology: Where Do We Stand in 2014?," *Int. J. Rheumatol. Int. J. Rheumatol.*, vol. 2014, 2014, p. e672714, Jul. 2014.
- [99] R. Studer, V. R. Benjamins, and D. Fensel, "Knowledge engineering: Principles and methods," *Data Knowl. Eng.*, vol. 25, no. 1–2, pp. 161–197, 1998.
- [100] E. H. Shortliffe, B. G. Buchanan, and E. A. Feigenbaum, "Knowledge Engineering for Medical Decision Making: A Review of Computer-Based Clinical Decision Aids," *Proc. IEEE*, vol. 67, no. 9, pp. 1207–1224, 1979.
- [101] J.-P. Haton, N. Bouzid, F. Charpillet, M.-C. Haton, B. Läasri, H. Läasri, P. Marquis, T. Mondot, and A. Napoli, *Le Raisonnement en Intelligence Artificielle*. Paris, France, 1991.
- [102] S. Ahmed, L. Blessing, and K. Wallace, "The Relationships Between Data, Information and Knowledge Based On a Preliminary Study of Engineering Designers," *ASME Des. Theory Methodol.*, pp. 1–10, 1999.
- [103] A. Frost, "Defining Knowledge, Information, Data - Knowledge Management Tools," 2010. [Online]. Available: <http://www.knowledge-management-tools.net/knowledge-information-data.html>. [Accessed: 30-Aug-2017].
- [104] C. Garbay, "Knowledge Acquisition and representation," in *Biomedical Engineering Handbook*, J. D. Bronzino, Ed. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000, pp. 3087–3105.
- [105] O. Bodenreider, "Biomedical ontologies in action: role in knowledge management, data integration and decision support," *Yearb. Med. Inform.*, vol. 3841, pp. 67–79, 2008.
- [106] L. V. Castilho, H. S. Lopes, and C. a. Tacla, "Modeling and Building an Ontology for Neuropediatric Physiotherapy Domain," *2008 Eighth Int. Conf. Hybrid Intell. Syst.*, no. 309262, pp. 210–215, 2008.
- [107] V. L. Patel, D. A. Evans, and D. R. Kaufman, "A Cognitive Framework for Doctor - Patient Interaction," in *Cognitive Science in Medicine*, D. A. Evans and V. L. Patel, Eds. The MIT Press, 1989, pp. 257–312.
- [108] T. A. Byrd, K. L. Cossick, and R. W. Zmud, "A Synthesis of Research on Requirements Analysis and Knowledge Acquisition Techniques," *MIS Q.*, vol. 16, no. 1, p. 117, Mar. 1992.
- [109] J. H. Boose, "A survey of knowledge acquisition techniques and tools," *Knowl. Acquis.*, vol. 1, no. 1, pp. 3–37, 1989.
- [110] B. J. Wielinga, A. T. Schreiber, and J. A. Breuker, "KADS: A Modelling Approach to Knowledge

- Engineering," *Knowl. Aquis.*, vol. 4, no. 1, pp. 5–53, 1992.
- [111] K. J. Cios, W. Pedrycz, and R. W. Swiniarski, "Data Mining and Knowledge Discovery," in *Data Mining Methods for Knowledge Discovery*, no. Iccmse, L. Cao, Ed. Boston, MA: Springer US, 1998, pp. 1–26.
- [112] J. C. Prather, D. F. Lobach, L. K. Goodwin, J. W. Hales, M. L. Hage, and W. E. Hammond, "Medical data mining: knowledge discovery in a clinical data warehouse.," *Proc. AMIA Annu. Fall Symp.*, pp. 101–105, 1997.
- [113] A. Maedche and S. Staab, "Ontology Learning for," *IEEE Intell. Syst.*, pp. 72–79, 2001.
- [114] M. Craven, D. Dipasquo, D. Freitag, A. McCallum, T. Mitchell, K. Nigam, and S. Slattery, "Learning to construct knowledge bases from the World Wide Web," *Artif. Intell.*, vol. 118, no. 1–2, pp. 69–113, 2000.
- [115] R. Brachman and H. Levesque, *Knowledge Representation and Reasoning*, 1st ed. Morgan Kaufmann, 2004.
- [116] J. Nielsen, *Usability Inspection Methods*. New York, USA: John Wiley & Sons, 1994.
- [117] D. A. Norman, "Design principles for human-computer interfaces," in *CHI '83 Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 1983, pp. 1–10.
- [118] J. C. Perry, J. Andureu, F. I. Cavallaro, J. Veneman, S. Carmien, and T. Keller, "Effective game use in neurorehabilitation: user-centered perspectives," *Handb. Res. Improv. Learn. Motiv. through Educ. Games Multidiscip. Approaches*, pp. 1–44, 2011.
- [119] J. M. Carroll, *Scenario-Based Design: Envisioning Work and Technology in System Development*. 1995.
- [120] A. Cooper, *The Inmates Are Running the Asylum: Why High Tech Products Drive Us Crazy and How to Restore the Sanity*, 1st ed. Sams - Pearson Education, 2004.
- [121] J. Pruitt and J. Grudin, "Personas : Practice and Theory," in *Participatory Design Conference*, 2003, pp. 1–15.
- [122] V. Venkatesh, M. G. Morris, G. B. Davis, and F. D. Davis, "User Acceptance of Information Technology: Toward a Unified View," *MIS Q.*, vol. 27, no. 3, pp. 425–478, 2003.
- [123] J. Coton, D. Vincent-Genod, G. Thomann, C. Vuillerot, and F. Villeneuve, "User-centered development of an information system in patient's motor capacity evaluation," in *International Conference on Health Care Systems Engineering, HCSE17*, 2017, pp. 1–10.
- [124] V. Cimolin and M. Galli, "Summary measures for clinical gait analysis: A literature review," *Gait Posture*, vol. 39, no. 4, pp. 1005–1010, 2014.
- [125] J. D. Bronzino, "Clinical Engineering: Evolution of a Discipline," in *Clinical Engineering (Principles And Applications in Engineering)*, CRC Press., Y. David, W. W. von Maltzahn, M. R. Neuman, and J. D. Bronzino, Eds. 2014, pp. 4–12.
- [126] J. Veytizou, "Caractérisation des spécificités motrices d'utilisateurs en situation de handicap Application à la conception de systèmes personnalisables pour la pratique musicale.," Université de Grenoble, 2014.
- [127] J. Y. Tung, T. Lulic, D. A. Gonzalez, J. Tran, C. R. Dickerson, and E. A. Roy, "Evaluation of a

portable markerless finger position capture device : accuracy of the Leap Motion controller in healthy adults," *Physiol. Meas.*, vol. 36, pp. 1025–1035, 2015.

- [128] J. Coton, G. Thomann, and F. Villeneuve, "Development Of A Knowledge-Based System For Help In Decision Making : A Medical Application," in *21st International Conference on Engineering Design (ICED17)*, 2017, vol. 6: Design, no. August, pp. 51–60.
- [129] E. Dolatabadi, B. Taati, and A. Mihailidis, "Concurrent validity of the Microsoft Kinect for Windows v2 for measuring spatiotemporal gait parameters," *Med. Eng. Phys.*, vol. 0, pp. 1–7, 2016.
- [130] J. Coton, J. Veytizou, G. Thomann, and F. Villeneuve, "Feasibility Study of Hand Motion Analysis by the Leap Motion Sensor," *AMSE Model. Meas. Control. Ser. C Chem. Geol. Environ. Bioeng.*, vol. 77, no. 2, pp. 73–83, 2016.



# ANNEXES

## ANNEXE 1 : RESULTATS ET PRECONISATIONS POUR L'INTEGRATION D'UNE EVALUATION LUDIQUE NUMERIQUE

Tableau 20 : Rôles du thérapeute et fonctionnalités associées

| Préconisations Rôle thérapeute Kinect  | Préconisations des fonctionnalités du jeu   |
|--|---|
| <p><b>Vérificateur surveillant</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Être à côté du patient pour vérifier l'exécution l'exercice</li> <li>➤ Corriger la posture du patient</li> <li>➤ Être à côté du patient pour le surveiller et protéger (chute...)</li> <li>➤ Vérifier si l'enfant est bien installé</li> <li>➤ Vérifier la capture du mouvement</li> </ul> <p><b>Conseiller</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Expliquer aux patients et accompagnateurs la démarche et les enjeux</li> </ul> <p><b>Guide extérieur</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Guide à l'extérieur</li> <li>➤ Créateur d'une ambiance confortable et détendu pour le patient</li> </ul> <p><b>Motivateur</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Être un stimulant pour le patient</li> <li>➤ Adapter l'évaluation aux changements des émotions du patient</li> </ul> <p><b>Joueur- Animateur (avec le patient enfant)</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Changer les consignes pour entrer dans le jeu avec l'enfant</li> <li>➤ Utilisation de courte correction au cours de l'exercice (ex : « tiens-toi droit »)</li> </ul> <p><b>Encadrant éducateur</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Être maître du jeu</li> <li>➤ Ramener le patient vers le jeu s'il dérape</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Prévoir des jeux préliminaires pour choisir le jeu adapté aux patients</li> <li>• Adaptation du jeu à la tranche de l'âge, de la personnalité du patient</li> <li>• Le jeu doit toujours être en gain (pas d'échec)</li> <li>• Motivant mais pas excitant</li> <li>• Feedbacks positifs basés sur la personnalité du patient et les caractéristiques de la tâche.</li> <li>• Il ne faut pas que le jeu autorise d'autre action que celles demandé par le kiné (contrôle de la triche)</li> <li>• Standardisation des consignes</li> <li>• Des consignes qui permettent de rentrer dans le jeu (pas trop carrées) et dans l'imaginaire</li> <li>• Des changements possibles de rythmes de passation (sinon l'enfant se lasse ou se perd)</li> <li>• Pouvoir arrêter le jeu</li> <li>• Pouvoir inverser les items</li> <li>• Diversité du jeu (rythme, environnement, personnage)</li> <li>• Dynamique</li> <li>• Créateur d'une nouvelle forme d'interaction - interaction triangulaire (Kinésithérapeute ↔ SG - outil ludique d'évaluation ↔ patient)</li> </ul> |

Dans un SG le joueur doit **tout comprendre** et **tout savoir**. Car, s'il loupe une information essentielle, **il va se sentir frustré ! → Emotion à éviter!**

- Créer une nouvelle forme d'interaction.  
- Travailler sur la répartition des rôles entre SG et Kinésithérapeute

**Suivi des émotions**  
(Compétence émotionnelle: détecter, comprendre et s'adapter aux changements des émotions du patient)

Le SG doit donc **communiquer avec le joueur** en utilisant des signes clairs pour lui **expliquer** ce qui se passe dans le jeu, et **attirer son attention**. Cela est nécessaire pour que le patient s'implique dans le jeu.

**Diversité du jeu**  
(rythme, environnement, personnage)

**Adaptation aux joueurs**

Choisir les feedback en basant la personnalité du patient, ses caractéristiques sociaux démographiques et la difficulté de la tâche. Les feedback peuvent être des signes (couleur, son) pour que le joueur suit bien le jeu.

**Feedbacks positifs**

Feedbacks basés sur la personnalité du patient et les caractéristiques de la tâche



## 16. ASSIS SUR LA CHAISE OU DANS SON FAUTEUIL, LE CRAYON SUR LA TABLE

**Position de départ :** Installer le sujet assis devant la table réglée à hauteur adaptée, avant-bras en appui sur la table, coudes sur la table ou non. Placer un crayon sur le plan de la table devant le sujet à une distance correspondant à la longueur du membre supérieur, main comprise, coude en extension maximale.

**Tâche à accomplir :** toucher le crayon.

**Consignes de cotation :** « Coude en extension complète » correspond à une extension active totale du coude sans flexum. « Coude en extension maximale » correspond à la présence d'un flexum mais le sujet réalise une extension active maximale compte tenu de ses rétractions musculo-tendineuses ou limitations articulaires. Un mouvement isolé des doigts sans déplacement de la main vers l'avant correspond à une cotation 0. Pour une cotation 1, un mouvement de la main vers l'avant doit être observé. Pour une cotation 1 ou 2 le sujet peut s'aider par une reptation des doigts. Pour une cotation 2, une compensation du tronc est autorisée. La présence d'un flexum de coude limite la cotation à 2.

- ✍ 0 : ne déplace pas la main vers l'avant
- ✍ 1 : réalise partiellement le mouvement
- ✍ 2 : atteint le crayon avec la main, coude en extension maximale ou en extension complète, mais avec lenteur ou compensation
- ✍ 3 : 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

D2

Figure 93: Manuel MFM, page de l'item 16

Tableau 21 : Extraits de paramètres mesurés par la Kinect pour les enfants sains

| Item | Paramètres  | Moyenne | $\sigma$ | Max   | Min    |
|------|---|---------|----------|-------|--------|
| 9    | Angle moyen du tronc (°)                            | 173,2   | 3,3      | 177,4 | 164,4  |
|      | Variation max du tronc (°)*                         | 7,5     | 4,4      | 18,7  | 1,6    |
|      | Distance min entre les mains (m)                    | 0,008   | 0,022    | 0,165 | 0,001  |
|      | Distance min maintenues entre les mains (m)         | 0,069   | 0,061    | 0,35  | 0,01   |
| 10   | Angle min du tronc (°)*                             | 142,7   | 12,5     | 161,9 | 103,3  |
|      | Variation max du tronc (°)*                         | 34,2    | 12,3     | 74,1  | 16     |
| 11   | Variations des centres de masse (m)                 | 0,614   | 0,084    | 0,743 | 0,419  |
|      | Durée (s)   | 2,7     | 1        | 6     | 0,9    |
| 12   | Angle min du tronc (°)*                             | 142,5   | 13,5     | 166,8 | 113,7  |
|      | Variation max du tronc (°)*                         | 34      | 14       | 65    | 10,9   |
|      | Ecart moyen entre les distance hanches et pieds (m) | 0,02    | 0,043    | 0,19  | -0,1   |
|      | Ecart max entre les distance hanches et pieds (m)   | 0,06    | 0,048    | 0,29  | -0,03  |
| 13   | Durée (s)   | 2       | 0,68     | 6     | 1      |
|      | Angle moyen du tronc (°)                            | 172,8   | 3,5      | 179   | 164,1  |
|      | Angle moyen de la tête (°)                          | 169     | 4,3      | 175,8 | 160,6  |
| 14   | Angle initial de la tête (°)                        | 149,5   | 7        | 167,1 | 137,2  |
|      | Angle final de la tête (°)                          | 170,1   | 4,8      | 179,3 | 158,7  |
|      | Variation max de la tête (°)                        | 24,5    | 5,7      | 38,6  | 10,3   |
|      | Angle moyen lors du maintien (°)                    | 165,1   | 5        | 175,6 | 150,5  |
| 15   | Distance main gauche-tête (m)                       | 0,031   | 0,034    | 0,145 | -0,023 |
|      | Distance main droite-tête (m)                       | 0,028   | 0,037    | 0,152 | -0,027 |
|      | Angle moyen du tronc (°)                            | 174,4   | 4,1      | 178,8 | 154,9  |
| 16   | Angle moyen de la tête (°)                          | 172,9   | 3,5      | 178,3 | 166,4  |
|      | Angle max du coude (°)                              | 170,6   | 5,6      | 179,6 | 153,6  |
|      | Variation du déplacement de la main (m)             | 0,26    | 0,074    | 0,48  | 0,13   |
|      | Ecart de l'épaule (m)                               | 0,06    | 0,109    | 0,65  | 0,01   |
| 24   | Angle min du tronc (°)*                             | 140,7   | 8,3      | 158,8 | 118,1  |
|      | Variation max du tronc (°)*                         | 35,5    | 8,3      | 58,6  | 20,2   |
|      | Ecart max pied gauche - hanche gauche (m)           | 0,063   | 0,03     | 0,138 | 0,007  |
|      | Ecart max pied droit - hanche droite (m)            | 0,049   | 0,029    | 0,114 | -0,002 |
|      | Ecart moyen distance hanche - distance pied (m)     | 0,052   | 0,037    | 0,162 | -0,026 |
|      | Ecart max distance hanche - distance pied (m)       | 0,088   | 0,04     | 0,248 | -0,001 |
| 25   | Durée (s)   | 1,8     | 0,3      | 2,5   | 1      |
|      | Angle moyen du tronc (°)                            | 173,9   | 3,1      | 179,6 | 166,5  |
|      | Angle moyen de la tête (°)                          | 171,8   | 3,2      | 178,6 | 163,4  |
|      | Ecart max pied gauche (m)                           | 0,037   | 0,03     | 0,127 | 0,005  |
| 26   | Ecart max pied droit (m)                            | 0,032   | 0,024    | 0,128 | 0,004  |
|      | Ecart max entre les pieds (m)                       | 0,17    | 0,069    | 0,37  | 0,03   |
| 27   | Ecart maintenu entre les pieds (m)                  | 0,09    | 0,05     | 0,2   | 0,02   |
|      | Distance min au contact (m)                         | -0,01   | 0,051    | 0,14  | -0,11  |
| 31   | Amplitude moyenne des sauts (m)                     | 0,09    | 0,038    | 0,26  | 0,02   |
|      | Angle des genoux (°)                                | 43,4    | 1,2      | 151,5 | 19     |
| 32   | Angle des hanches (°)                               | 133,9   | 5,1      | 179,8 | 21,6   |
|      | Déplacement du centre de masse Y (m)                | -0,38   | 0        | -0,07 | -0,073 |

Tableau 22 : Benchmark, comparaison de différents modèles de tablettes

| Modèles                      | Taille<br>(") | Epaisseur<br>(mm) | Résolution<br>(pixels) | Multi-<br>touch | Stylét<br>imposé  | Commentaires  | Prix<br>(€) |
|------------------------------|---------------|-------------------|------------------------|-----------------|-------------------|---|-------------|
| Samsung<br>Galaxy tabA6      | 10.1          | 8.2               | 1920*1200              | Oui             | Non               | Premier modèle testé : le mutli-touch fonctionne mais les appuis trop importants font échouer tout suivi des contacts   | 269         |
| Galaxy Edge<br>tabS2         | 9.7           | 5.6               | 2048*1080              | Oui             | Oui<br>(S pen)    | Modèle supérieur au galaxy tabA, meilleur précision et performance mais le problème de perte des contacts reste présent.  | 430         |
| ZenPad 3S 10<br>Z500M        | 9.7           | 7.9               | 1536*2048              | Oui             | Oui<br>(Z stylus) | Test Multi-Touch satisfaisant. Ce modèle possède une bonne performance et vient avec un stylo (Z stylus) avec palm rejection.   | 350         |
| Asus ZenPad<br>10 Z300M      | 10.1          | 7.8               | 800*1280               | Oui             | Non               | Nouveau modèle de la tablette ZenPad 10, les résultats sont similaires.   | 160         |
| Nvidia Shield<br>K1          | 8             | 9.2               | 1920*1200              | Oui             | Non               | Une tablette gaming classé parmi les meilleurs rapports qualité/prix. La taille de ce modèle est petite au point que les bords du CD (item 18) sont très proche des bords de l'écran.                     | 200         |
| Lenovo Yoga<br>Tab 3 Plus    | 10.1          | 4.68              | 1600*2560              | Oui             | Non               | Par rapport aux autres modèles de ce benchmark, sa performance est moyenne. Ce modèle n'est pas plan (il a une élévation de l'écran) ce qui pourra gêner le patient lors de la réalisation des exercices. | 300         |
| Acer Iconia<br>Tab 10 A3-A40 | 10.1          | 8.9               | 1920*1200              | Oui             | Non               | Test Multi-Touch satisfaisant. Par rapport aux autres modèles de ce benchmark, il est moins performant et plus lent.  | 230         |
| Google Pixel C               | 10.2          | 7                 | 2560*1800              | Oui             | Non               | Elue le meilleur choix par la plupart des Benchmark sur internet. Sa performance est exceptionnelle mais elle aussi l'une des plus chère.   | 600         |
| Xperia Z4<br>tablet          | 10.1          | 6.1               | 2560*1600              | Oui             | Non               | Modèle similaire à la Google Pixel C. La différence principale est que son prix est un peu moins cher.  | 500         |

Remarques : Les tests présentés dans ce tableau ont été réalisés au magasin FNAC à Grenoble sous supervision d'un responsable technique. À cause du temps alloué, les résultats de ces tests sont assez superficiels et ne prouvent pas l'efficacité dans une exécution réelle des exercices.

**Tableau 23 : Benchmark, comparaison de différents stylets**

| Modèles                       | Palm Rejection | Poids (g) | Type de pointe             | Dimension<br>(hauteur * diamètre) (mm) | Boutons | Batterie (hr) | Prix (€) |
|-------------------------------|----------------|-----------|----------------------------|--|---------|---------------|----------|
| Z stylus                      | Oui            | 11.58     | Pixel Point 1.2 mm         | 143.8*9.6                              | 2       | 150           | ----     |
| Adonit Mark                   | Non            | 22        | Mesh Tip<br>(microfibre)   | 140*9.7                                | 0       | Passif        | 14       |
| Adonit Jot Dash 3             | Non            | 12        | Pixel Point 1.9 mm         | 141*8.5                                | 2       | 14            | 35       |
| Stilo 6R                      | Non            | 17        | Rubber Tup<br>(caoutchouc) | 152.4*7.62                             | 0       | Passif        | 13       |
| Adonit Jot Pro                | Non            | 20        | Disc Tip<br>(plastique)    | 123*9.5                                | 0       | Passif        | 23       |
| TruGlide Pro Precision Stylus | Non            | 16        | Mesh Tip<br>(microfibre)   | 143*13                                 | 0       | Passif        | 15       |



Figure 94: Exemple d'alertes du module de capture dans le logiciel KiMe2

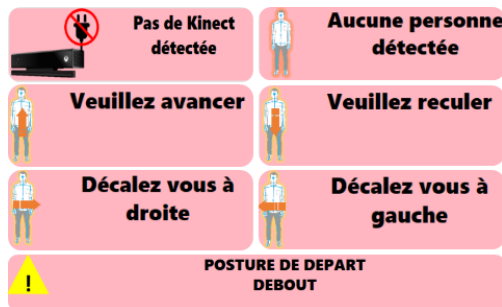


Figure 95: Liste des alertes fournis par le module de capture

Le module de capture fournit un lot d'alertes. Celles-ci s'activent sur la partie inférieure de l'interface de capture comme cela est visible sur la Figure 94. Ces alertes sont listées dans la Figure 95 : 2 alertes pour l'activation du système (si la Kinect est bien identifiée et si une personne est bien identifiée par la Kinect). 4 pour le positionnement de la personne captée (on lui demande d'avancer, de reculer ou se décaler à droite ou à gauche). Finalement une alerte indique si la position de départ n'est pas correcte (en indiquant cette position de départ, dans l'exemple Figure 95, il s'agit de la position « Debout »).

Des alertes sont également disponibles dans le module de restitution du résultat de KiMe2 via un rapport de capture, cf. la 1<sup>ère</sup> image de la Figure 96. Lors de l'analyse de l'enregistrement 2 paramètres sont calculés afin de qualifier la qualité du squelette numérique de la Kinect : un paramètre d'instabilité (déplacement du squelette) et un paramètre de déformation (déformation des segments du squelette numérique). Les 2 images suivantes de la Figure 96 représentent respectivement (1) une erreur d'instabilité, un « saut » du squelette numérique a eu lieu ce qui peut indiquer que le thérapeute a été capté ou que la Kinect a eu un problème d'interprétation, et (2) une erreur de déformation qui indique que les segments du squelette numérique (segment normalement rigide puisque représentant un os) ont subi de nombreuses variations ce qui signifie que le squelette est peu précis (cela arrive souvent lorsque le capteur doit traiter avec beaucoup de problème d'occlusion, ce qui arrive typiquement lors des exercices de transfert de position).

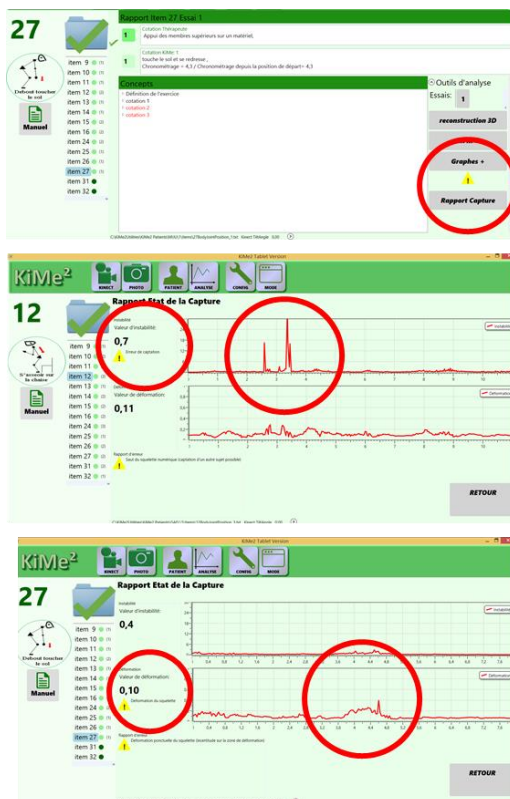


Figure 96: De haut en bas: (a) alerte issue du rapport de capture dans l'interface (b) Rapport de capture : un "saut" dans la captation par le paramètre d'instabilité (c) Rapport de capture : déformation prolongée du squelette

1 [Kinect Xbox One](#) (\$100) [13/10/2016] et 1 [adaptateur PC](#)<sup>47</sup> (\$40)

1 trépied ou 1 [support téléviseur](#)<sup>48</sup> Microsoft Kinect (\$20)

### CONFIGURATION POUR L'UNITÉ PC

#### Configuration minimale<sup>49</sup>

- Windows 8.0 / 8.1
- Port USB 3.0 ss
- Processeur 64x
- 4 GB RAM (minimum)
- Dual Core 3.1 GHz (minimum)
- Carte graphique compatible DirectX 11 (minimum)
- Kinect for Windows (sdk gratuit à télécharger)

#### Configuration recommandée<sup>50</sup>

- 64 bit (x64) processor
- 4 GB Memory (or more)
- I7 3.1 GHz (or higher)
- Built-in USB 3.0 host controller (Intel or Renesas chipset).
- DX11 capable graphics adapter (see list of known good adapters below)
  - Intel HD 4400 integrated display adapter
  - ATI Radeon HD 5400 series
  - ATI Radeon HD 6570
  - ATI Radeon HD 7800 (256-bit GDDR5 2GB/1000Mhz)
  - NVidia Quadro 600
  - NVidia GeForce GT 640
  - NVidia GeForce GTX 660
  - NVidia Quadro K1000M

Note : un disque dur SSD est préférable pour plus de réactivité

### EXEMPLE DES DEUX CONFIGURATIONS UTILISÉES:

Configuration 1 : HP personnalisé

- Windows 8.1, RAM 16Go
- Processor i7-4710MQ 2,5GHz (2,7-3,5 GHz, 4 cœurs)
- Carte NVIDIA Quadro K1100M

Configuration 2 : HP Pavilion 15-au102nf (850€)

- Windows 10, RAM 8 Go
- Processeur i7-7500U (2,7-3,5 GHz, 4Mo, 2 cœurs)
- Carte NVIDIA GeForce 940MX (2Go DDR3 dédié)

<sup>47</sup> Adaptateur PC : <https://www.microsoft.com/en-us/store/d/kinect-adapter-for-xbox-one-s-and-windows-pc/933z2vkmthcs> [13/10/2016]

<sup>48</sup> Support téléviseur : <https://www.microsoft.com/en-us/store/d/kinect-sensor-tv-mounting-clip/8v3td7swnnlb> [13/10/2016]

<sup>49</sup> Configuration requise : <https://developer.microsoft.com/fr-fr/windows/kinect/hardware-setup> [13/10/2016]

<sup>50</sup> Configuration recommandée : <https://msdn.microsoft.com/enus/library/dn782036.aspx> [13/10/2016]

## TABLETTES TESTEES

- SAMSUNG TAB A 2016 NOIR 16G 10.1P (278.69€ TTC)
  - Processeur: ARM Cortex-A53 Octo Core 1.6Hz
  - RAM 2Go
  - Android v6
  - Résolution 1200 x 1920 pixels
  - TeamViewer ne fonctionne pas sur certains wifi public (blocage de port) mais fonctionnement avec beaucoup de latence sur le wifi hôpital.
- SAMSUNG TAB S2 EDGE :
  - Processeur : Exynos 5433 Octo-Core 1.9GHz
  - RAM : 3Go
  - Android v5
  - Résolution 2048x1536 pixels
  - Wifi : Bluetooth 4.1, Wi-Fi A (IEEE 802.11a), Wi-Fi AC, Wi-Fi B (IEEE 802.11b), Wi-Fi G (IEEE 802.11g), Wi-Fi N 150 Mbps (IEEE 802.11n)
  - TeamViewer ne fonctionne pas sur certains wifi public (blocage de port) mais fonctionnement avec beaucoup de latence sur le wifi hôpital.
- iPad Mini
  - Résolution 2 048x 1 536
  - Wi-Fi (802.11a/b/g/n) sur deux canaux (2,4 GHz et 5 GHz) avec MIMO
  - TeamViewer fonctionne correctement sur tous les wifi testé (attention au problème de déconnexion aux heures d'affluence).

# RESUMES

## RESUME : UTILISATION DE NOUVELLES TECHNOLOGIES POUR L'ÉVALUATION CLINIQUE DES ACTIVITÉS MOTRICES DE PATIENTS

L'évaluation des capacités motrices est une activité essentielle de l'analyse de mouvement. Cette activité permet de quantifier la performance d'un patient et ainsi d'être capable de suivre et de contrôler son évolution pour assurer un traitement adapté. Les kinésithérapeutes ont donc besoin d'outils précis leur permettant de mesurer cette performance. Pour cela, ils ont développé leurs propres outils basés sur l'observation et des exercices normés. Pourtant, cette activité pourrait être supportée et augmentée par l'utilisation de technologies avancées. Il existe une catégorie d'outils technologiques permettant le suivi et la capture de ces mouvements. Leur utilisation dans des systèmes d'aide à l'évaluation pourrait affiner l'évaluation des thérapeutes et également augmenter sa reproductibilité. Pour assurer l'utilisation dans la durée de ce type d'outils, il est nécessaire de répondre à la question suivante : « quels sont les enjeux et les critères de développement spécifiques aux systèmes d'évaluation des capacités motrices ? ». Dans ce travail de thèse, cette question a été restructurée suivant 3 axes : « comment mesurer les capacités motrices ? », « comment analyser et communiquer le résultat ? » et enfin « comment intégrer ce système dans la pratique médicale ? ». Pour chacun de ces axes, les critères clés de développement ont été investigués et des contributions sont présentées. Afin d'illustrer ces critères, une étude de cas a été menée : l'instrumentation, à l'aide de nouvelles technologies de capture de mouvements, d'un protocole de mesure de capacités motrices (aussi appelé MFM ou Mesure de la Fonction Motrice).

**MOTS-CLES** : Conception de produit ; Conception centrée utilisateur ; Nouvelles technologies ; Kinect ; LeapMotion ; Mesure des Capacités Motrices

## ABSTRACT: USE OF NEW TECHNOLOGIES FOR CLINICAL EVALUATION OF PATIENTS' MOTOR CAPACITIES

The motor capacities (motor skills)' evaluation is an essential activity for movement analysis. This activity aims is to quantify the human's motor performance to be able to follow-up and control the evolution of the patient's pathology thus allowing an adapted treatment. The physiotherapists need accurate tools able to measure this performance. They developed their own tools based on observations and normalized exercises. This activity can be supported and enhanced by the technological advances. A category of motion tracking tools exists to track and record those movements. Their use in motor evaluation system could refine the therapist's evaluations and increase their reproducibility. To insure the correct development and use of such tools it is necessary to answer the following question: "what are the development stakes and criteria related to a system for measure and evaluation of motor capacities?" This thesis work refined this question into the 3 following research axis: "how to measure motor capacities?", "how to analyze and communicate the result?", "how to integrate this system in the medical practice?" For each of those axis the key criteria for development were investigated and contributions are presented. To illustrate those criteria a case study was conducted: the instrumentation, with new motion capture technologies, of an assessment protocol for motor capacities also called MFM (The Motor Function Measure).

**KEYWORDS**: Product development; User centered design; New technologies; Kinect; LeapMotion; Motor Capacities Measurement