SPIM

Thèse de Doctorat

école doctorale **sciences pour l'ingénieur et microtechniques**

UNIVERSITÉ DE BOURGOGNE

Analyse des mouvements 3D en temps réel pour un dispositif médical destiné au maintien de l'indépendance fonctionnelle des personnes âgées à domicile

ASMA HASSANI

SPIM

Thèse de Doctorat

école doctorale **sciences pour l'ingénieur et microtechniques**

UNIVERSITÉ DE BOURGOGNE

THÈSE présentée par

ASMA HASSANI

pour obtenir le

Grade de Docteur de

l'Université de Bourgogne

Spécialité : **Informatique**

Analyse des mouvements 3D en temps réel pour un dispositif médical destiné au maintien de l'indépendance fonctionnelle des personnes âgées à domicile

Soutenue le 15 Mars 2016 devant le Jury :

Lhassane IDOUMGHAR	Président	Professeur à l'Université de Haute Alsace
Anissa MOKRAOUI	Rapporteur	Professeur à l'Université Paris 13
Gilles KEMOUN	Rapporteur	Professeur à l'Université de Poitiers
Fan YANG	Directeur de thèse	Professeur à l'Université de Bourgogne
Vincent BROST	Coencadrant de thèse	Maître de conférence à l'Université de Bourgogne
Alexandre KUBICKI	Coencadrant de thèse	Docteur à l'Institut de Formation aux Métiers de la Santé

SOMMAIRE

Introduction 7

Contexte général . . . 7

Objectifs et motivations . . . 9

Organisation du mémoire . . . 9

1 Maintien des personnes âgées à domicile 11

1.1 Présentation des technologies existantes d'aide à domicile . . . 11

1.1.1 Technologies de télésurveillance médicale à domicile . . . 12

1.1.2 Technologies d'assistance aux personnes âgées pour les tâches de la vie quotidienne . . . 16

1.2 Habitats Intelligents pour la Santé . . . 18

1.2.1 Capteurs et actionneurs . . . 19

1.2.2 Projets de maisons intelligentes . . . 20

1.3 Discussion . . . 23

2 Évaluation de la qualité d'équilibre 27

2.1 Fonction d'équilibration, vieillissement et fragilité . . . 27

2.2 Évaluation systémique . . . 30

2.3 Évaluation instrumentale . . . 31

2.3.1 Approches ambulatoires par capteurs portables . . . 31

2.3.2 Approches passives par parcours instrumentalisés . . . 34

2.4 Évaluation clinique fonctionnelle . . . 35

2.5 Le Timed Up and Go . . . 38

2.5.1 Les transferts Assis-Debout et Debout-Assis . . . 39

2.5.2 Choix des paramètres spatio-temporels pour l'évaluation des capacités motrices . . . 40

2.6 Conclusion . . . 41

3 Conception et développement d'un système automatique d'évaluation de l'équilibre chez les personnes âgées 43

3.1 Suivi 3D du mouvement par la vision artificielle . . . 43
3.1.1 Analyse du mouvement par stéréovision . . . 44
3.1.2 Vision 3D par temps de vol (Time Of Flight : TOF) . . . 46
3.1.3 Vision 3D par caméras à lumière structurée . . . 48
3.1.4 Le capteur Kinect : métrologie et applications . . . 49
3.2 Développement d'un système d'analyse en temps réel du test TUG . . . 52
3.2.1 Conception du dispositif . . . 53
3.2.2 Acquisition des données . . . 53
3.2.3 Reconnaissance de la position assise . . . 54
3.2.4 Détection du TAD et du TDA . . . 55
3.2.5 Extraction des paramètres spatio-temporels . . . 56
3.3 Expériences et résultats n°1 . . . 58
3.3.1 Population et protocole . . . 58
3.3.2 Analyse statistique . . . 59
3.3.3 Résultats . . . 59
3.3.4 Discussion . . . 61
3.4 Expériences et résultats n°2 . . . 63
3.4.1 Population et protocole . . . 63
3.4.2 Analyse statistique . . . 65
3.4.3 Résultats . . . 66
3.4.4 Discussion . . . 68
3.5 Expériences et résultats n°3 . . . 72
3.5.1 Population et protocole . . . 72
3.5.2 Analyse statistique . . . 73
3.5.3 Résultats . . . 74
3.5.4 Discussion . . . 76
3.6 Calcul de la note de contrôle moteur . . . 79
3.7 Conclusion . . . 81

4 Intégration d'une chaîne de traitement vidéo : évolution vers un système plus robuste 85

4.1 Présentation des problèmes rencontrés . . . 85
4.2 Principes de la chaîne de traitement proposée pour améliorer le fonctionnement . . . 86
4.3 Détection automatique de la position assise . . . 87

4.3.1 Méthodes existantes d'analyse de posture 87
4.3.2 Classification par les Support Vector Machine 89
4.3.3 Réalisation et intégration de la détection automatique de la position assise 92
4.4 Extraction automatique des trois points du corps avec des scènes complexes . . . 94
4.4.1 Méthodes de segmentation des personnes 95
4.4.2 Principe de la méthode d'extraction de trois articulations 97
4.4.3 Segmentation automatique du patient 100
4.4.4 Extraction des trois articulations du corps 104
4.4.5 Expériences et résultats 105
4.5 Evaluation des performances par rapport à l'ancien système 105
4.6 Conclusion 108

Conclusions et perspectives **111**

Bibliographie **115**

Table des figures **131**

Liste des tableaux **133**

REMERCIEMENTS

Le travail de recherche présenté dans ce mémoire a été effectué au sein du laboratoire Le2i, à l'Université de Bourgogne. Je tiens à remercier toute personne qui a contribué dans la réalisation de cette thèse.

Je tiens tout d'abord à exprimer ma profonde reconnaissance à ma directrice de thèse Mme. Fan Yang, Professeur à l'Université de Bourgogne, de m'avoir fait confiance en me proposant ce projet de thèse. Je la remercie également, de m'avoir donné la chance de réaliser ce travail dans les meilleures conditions. Elle a été là pour me guider, me conseiller et m'encourager. Je la remercie aussi pour sa disponibilité et les discussions régulières que nous avons eues.

J'adresse mes sincères remerciements à mes co-encadrants de thèse M. Alexandre Kubicki et M. Vincent Brost pour leur disponibilité, leur patience, leurs encouragements et leurs conseils très précieux. Je les remercie également, pour la qualité de leur encadrement de ces travaux de recherche.

Je tiens à remercier chaleureusement M.Lhassane Idoumghar, Professeur à l'Université de Haute Alsace, de m'avoir fait l'honneur de présider mon jury de thèse et d'examiner ce travail.

Je remercie profondément Mme. Anissa Mokraoui, Professeur à l'Université Paris 13 et M. Gilles Kemoun, Professeur à l'Université de Poitiers, pour l'honneur qu'ils m'ont fait d'examiner ce mémoire en qualité de rapporteurs et pour les remarques constructives soulignées dans leurs rapports. Ils ont contribué par leurs jugements, analyses et suggestions à enrichir et ouvrir d'autres perspectives sur ces travaux de thèse. Je leur en suis très reconnaissante.

Je remercie tout particulièrement Mme. France Mourey, Maître de conférences à l'Université de Bourgogne, pour son inspiration, ses conseils et ses remarques pertinentes. Je la remercie d'avoir participé à mon jury de thèse en qualité d'expert invité.

Je tiens à remercier toutes les personnes que j'ai eu le plaisir de côtoyer au laboratoire. Je remercie chaleureusement tous mes collègues et mes amis qui m'ont accompagnée tout au long de ma thèse, ils ont rendu ma vie à Dijon plus agréable et moins difficile. Je remercie également toutes les personnes qui ont participé aux expériences.

Un grand merci du fond du cœur à mes chers parents, pour leur soutien permanent tout au long de ma vie et en particulier tout au long de ma thèse. Leur amour et leur confiance en moi me donnent toujours la force et renforcent chez moi la volonté de réussir. Merci aussi à mes frères et sœurs pour leurs encouragements et leurs soutiens.

Je remercie également mes neveux et nièces adorés, Taha, Hamza, Zeineb, Mayara, Emna, Dhia et Yahya pour la joie qu'ils m'offrent.

INTRODUCTION

CONTEXTE GÉNÉRAL

La population mondiale vieillit rapidement. Selon l'Organisation Mondiale de la Santé, un doublement de la proportion de la population mondiale de plus de 60 ans est prévu entre 2000 et 2050 pour passer d'environ 11% à 22%. Quant aux personnes âgées de 80 ans ou plus, leur nombre serait quadruplé au cours de la même période. En France, ceci est confirmé par les projections démographiques de l'INSEE (Institut national de la statistique et des études économiques) : la proportion de personnes âgées de 60 ans et plus devrait atteindre près de 32% en 2050. Au premier janvier 2012, la France comptait environ 65 millions d'habitants dont 17.6% de 65 ans et plus, soit près de 11.5 millions de personnes. Ce chiffre a augmenté de 22.6% en 10 ans.

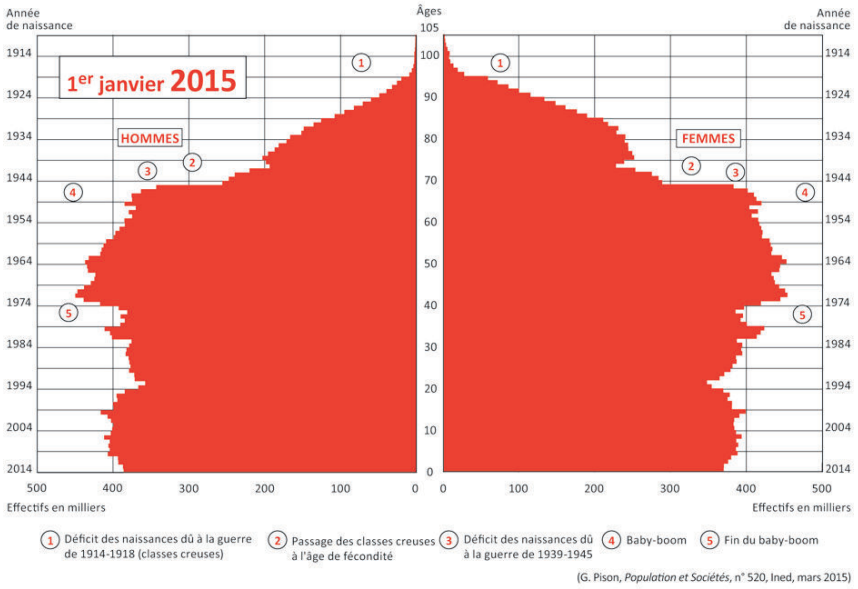


FIGURE 1 – Pyramide des âges au 1^{er} janvier 2015 pour la France métropolitaine (source : INSEE).

Cette évolution démographique alourdira les systèmes de santé des pays. D'un point de vue économique, les coûts seront dus aux soins et à la réorganisation des systèmes de soins. Sur un plan social, la pression s'amplifiera car les personnes âgées souhaiteront participer à leur prise en charge à domicile afin de préserver leur autonomie. Ceci augmentera la charge de travail pour les professionnels de santé, qui seront proportionnellement moins nombreux pour assumer ce travail. Face à cette évolution, il est nécessaire d'anticiper différents problèmes tels que ceux de l'autonomie, de la protection sociale et du système de santé dans sa globalité. Il s'agit donc

d'un véritable enjeu de santé publique. En effet, dans un monde à peine capable de répondre aux besoins de santé de sa population, il faut maintenant assumer des soins de santé plus coûteux de centaines de millions de personnes âgées. D'où la nécessité de trouver rapidement de nouvelles méthodes et voies à suivre pour favoriser un vieillissement en bonne santé.

Face à ce vieillissement de la population, le gouvernement français s'intéresse aux technologies numériques pour la prévention, la sécurité et le suivi des personnes malades ou en situation de fragilité dans leurs lieux de vie, tant dans le domaine de l'autonomie que de la santé. Suite à l'appel à projets d'e-santé [1] dédié aux technologies numériques pour la santé et l'autonomie sur les lieux de vie, lancé en janvier 2011, 14 projets coopératifs de R&D ont été sélectionnés parmi 45 projets candidats. Le projet STREAM (Système de Télésanté et de REéducation pour l'Autonomie et le Maintien à domicile) en fait partie. Ce projet s'articule autour des dispositifs médicaux visant à préserver ou à maintenir l'autonomie des personnes âgées focalisée sur l'équilibration, en se concentrant sur 3 aspects : 1) le maintien et l'optimisation de la fonction d'équilibration, 2) l'autonomie de la fonction posturale et 3) la stimulation cognitive et motrice adaptée.

Cette fonction d'équilibration joue un rôle crucial dans le maintien à domicile. En effet, le vieillissement et les pathologies chroniques aboutissent à une diminution des capacités d'adaptation et ainsi à un état de fragilité [2]. Cette dernière est déterminée par les diminutions des amplitudes articulaires, de la puissance et de la force musculaire [3]. Elle est aussi caractérisée par le ralentissement et la pauvreté du mouvement associés aux troubles posturaux et la diminution de l'endurance [4]. Dans ce contexte de diminution des capacités fonctionnelles, les rééducateurs s'intéressent à la fonction motrice pour la maintenir ou l'améliorer autant que possible. Afin de concrétiser ce maintien ou cette optimisation des capacités fonctionnelles, ou encore pour donner l'alerte en cas de dégradation dans le cadre d'un suivi plus systématique, des stratégies d'évaluation de la fonction motrice ont été mises en place. La plupart de ces stratégies permettent, grâce à un certain nombre de tests cliniques validés, de quantifier objectivement le trouble moteur. Toutes ces évaluations nécessitent la présence d'un professionnel de santé, dont le rôle est de noter la réalisation du test par le patient. Un avantage de cette évaluation est d'identifier les problèmes pouvant conduire à un déclin fonctionnel, puis d'initier leur prise en charge [5]. De plus, elle permet d'établir les bases d'un langage commun entre les professionnels de santé dans le cadre de l'interdisciplinarité.

L'évaluation des capacités motrices est principalement menée par le kinésithérapeute en service de rééducation gériatrique. Cependant, lors du retour à domicile du patient, la prise en charge en kinésithérapie est souvent très allégée, voire impossible à mettre en place dans certains milieux ruraux (dans les zones rurales, la population est éloignée des services et des centres de soins bien équipés). Par ailleurs, tous les patients ne peuvent pas être suivis de manière chronique. En effet, même s'ils sont pris en charge de manière complète à leur retour, lorsque la rééducation est terminée il n'y aura plus de suivi des performances motrices avant qu'une (nouvelle) chute ne re-déclenche une évaluation kinésithérapique. Dans ce contexte, il semblerait intéressant d'automatiser une partie de cette évaluation afin d'être en mesure de suivre l'évolution du patient.

C'est dans ce cadre d'évaluation des capacités fonctionnelles chez les personnes âgées et de maintien d'autonomie que se positionne ce travail de thèse qui fait partie du projet STREAM développé et expérimenté dans le cadre des investissements d'avenir.

OBJECTIFS ET MOTIVATIONS

L'objectif principal de ce travail est de mettre en place un dispositif interactif visant à répondre au besoin d'évaluation systématique pour le suivi des capacités fonctionnelles des personnes âgées vivant à domicile. Celui-ci a pour but de participer au maintien optimal de leur indépendance fonctionnelle en déclenchant de manière précoce une prise en charge en cas de décompensation des fonctions motrices. Il s'appuie sur une collaboration pluridisciplinaire entre les domaines clinique, théorique et technologique pour la réalisation d'un outil novateur dans la prise en charge de cette population âgée. Ce système devra permettre l'analyse des mouvements 3D en temps réel de la personne pour évaluer ses capacités motrices et ainsi générer une note de contrôle moteur reflétant le niveau des capacités motrices de la personne concernée.

L'objectif secondaire est, d'un point de vue plus clinique, de mieux comprendre la désorganisation du mouvement, associée à une dégradation du contrôle moteur de la personne fragile. Cette analyse sera possible par l'interprétation des caractéristiques cinématiques des transferts Assis-Debout et Debout-Assis chez les personnes âgées et les personnes jeunes. Cette meilleure compréhension devrait permettre d'émettre des recommandations pour optimiser l'évaluation des capacités fonctionnelles mise en place par le kinésithérapeute et aussi aider à pondérer les paramètres cinématiques nécessaires à la génération de la note de contrôle moteur suivant la discrimination de chacun d'entre eux.

ORGANISATION DU MÉMOIRE

Le mémoire est organisé de la manière suivante :

Le premier chapitre passe en revue les technologies existantes d'aide à domicile pouvant contribuer à améliorer la vie quotidienne des personnes âgées et favoriser le maintien à domicile. En outre, nous présenterons un état de l'art sur l'Habitat Intelligent pour la Santé. Nous mettrons ensuite l'accent sur le projet STREAM et présenterons les contraintes imposées et les objectifs souhaités dans le cadre de ce travail.

Le deuxième chapitre montre les relations qui existent entre la fonction de l'équilibration, le vieillissement et la fragilité. Nous mettrons l'accent sur l'importance de l'analyse de la cinématique du tronc lors des transferts Assis-Debout et Debout-Assis dans l'évaluation des capacités motrices chez les personnes âgées. Nous exposerons ensuite les principales méthodes utilisées pour l'évaluation de la fonction d'équilibration. Le choix des paramètres spatio-temporels pertinents pour l'évaluation des capacités motrices sera exposé et justifié. Nous conclurons par une discussion sur les différentes méthodes d'évaluation de l'équilibre citées en montrant leurs avantages et inconvénients pour enfin dégager une méthode que nous allons appliquer dans notre étude et qui est compatible avec les contraintes imposées et les objectifs souhaités.

Le troisième chapitre fait un état de l'art sur les méthodes de suivi 3D du mouvement humain. Nous présenterons ensuite le système proposé destiné à l'évaluation automatique de la capacité fonctionnelle chez les personnes âgées, sa conception et ses fonctionnalités. Nous exposerons aussi les différents résultats obtenus de test et de validation durant trois expériences effectuées sur des personnes âgées et des personnes jeunes. La méthode de calcul de la note de contrôle moteur, reflétant le niveau fonctionnel du sujet, sera justifiée et comparée avec 4 scores cliniques.

Le quatrième chapitre présente une chaîne de traitement vidéo pour augmenter la robustesse de notre système après avoir mis l'accent sur la segmentation de la couleur de peau pour la détection des personnes. Cette chaîne a pour but d'améliorer la détection de la position assise et l'extraction de trois articulations dans le corps qui sont nécessaires pour le suivi des mouvements et le calcul des paramètres spatio-temporels. Nous terminerons ce chapitre par une évaluation détaillée des performances. Nous conclurons ce manuscrit de thèse par un résumé de notre contribution ainsi que les perspectives futures de ces travaux de recherche.

1

MAINTIEN DES PERSONNES ÂGÉES À DOMICILE

La perte d'autonomie chez les personnes âgées est un véritable enjeu de santé publique. En effet, ces personnes sont en général atteintes de pathologies et de déficiences physiques et cognitives. Malgré l'avancée en âge et ces déficiences, le maintien à domicile est souvent le souhait de cette population de plus en plus entendue par les pouvoirs publics. Par exemple, selon l'INSEE en 2012, en Bretagne comme au niveau national, sur dix personnes âgées dépendantes, deux vivent seules, quatre vivent en famille et quatre sont en institution. Il est donc indispensable de mettre en place des outils qui aident la personne âgée au quotidien à se maintenir à domicile dans les meilleures conditions, qui lui permettent de préserver au maximum ses liens familiaux et sociaux, de rester en sécurité à domicile et de bénéficier d'un maximum d'indépendance. Beaucoup de solutions de suivi à distance des patients, notamment à domicile, ont été développées dans le but de permettre une meilleure qualité de soin et de vivre de façon autonome et en sécurité dans l'environnement familier.

Dans ce chapitre, nous exposerons les différents dispositifs de télésurveillance existants et les nouvelles technologies qui permettent de répondre aux besoins des personnes âgées. Nous allons ensuite présenter un état de l'art sur l'habitat intelligent pour la santé ainsi que sur les nouvelles technologies, les capteurs et les actionneurs pouvant être installés dans les habitats pour répondre aux besoins des personnes âgées et aux services de soins. Une discussion sur ces différentes solutions sera établie en citant leurs avantages et inconvénients. La fin de ce chapitre présentera le cadre de notre travail et fixera un certain nombre de contraintes à prendre en compte pour l'élaboration du système d'évaluation des capacités motrices chez les personnes âgées.

1.1/ PRÉSENTATION DES TECHNOLOGIES EXISTANTES D'AIDE À DOMICILE

Plusieurs événements rendent difficile, voire impossible le maintien à domicile en toute sécurité sans aide extérieure : apparition d'une perte d'autonomie, début de dépendance, la solitude, les pathologies ou bien le risque de chutes. Il est donc nécessaire de mettre en place de nouvelles technologies permettant d'améliorer la qualité de vie des personnes âgées, notamment les personnes dépendantes ou fragiles. Ceci en leur permettant notamment de rester chez elles le plus longtemps possible en sécurité, en assurant leur bien-être physique et psychologique et en apportant des aides aux tâches de la vie quotidienne. Les technologies existantes pour l'aide à domicile

peuvent être divisées selon quatre catégories en fonction de leurs objectifs :
– Technologies pour la télésurveillance médicale,
– Technologies d'assistance pour les tâches de la vie quotidienne,
– Technologies pour renforcer la sécurité à domicile,
– Technologies pour maintenir le lien social et garantir la téléassistance.

Dans ce travail, nous nous intéressons aux technologies de télésurveillance médicale et aux technologies d'assistance aux personnes âgées pour les tâches de la vie quotidienne qui seront exposées dans les deux sections suivantes.

1.1.1/ TECHNOLOGIES DE TÉLÉSURVEILLANCE MÉDICALE À DOMICILE

Selon l'article 78 de la loi HPST (Hôpital, patients, santé, territoires), la télémédecine est définie comme "une pratique médicale à distance mobilisant des technologies de l'information et de la communication". Elle vise à faciliter la réalisation d'actes médicaux à distance afin d'améliorer le bien-être des personnes dépendantes ou en perte d'autonomie et optimiser la prise en charge des patients atteints de maladies chroniques. La télésurveillance médicale est une application majeure de la télémédecine basée sur des techniques organisationnelles et les technologies des systèmes d'information [6]. Elle permet la surveillance à distance du patient à domicile et l'interprétation des paramètres médicaux. Son but principal est le maintien à domicile des personnes souffrant de maladies chroniques et des personnes fragiles [7].

Les systèmes de télésurveillance s'intéressent aux personnes présentant des altérations motrices ou cognitives (patients souffrant de la maladie d'Alzheimer par exemple) ou nécessitant des soins ou une attention particulière (insuffisants cardiaques et pulmonaires, asthmatiques, diabétiques, etc.) et notamment aux personnes âgées. La télésurveillance médicale implique l'installation de capteurs et d'appareils au domicile de la personne âgée ou malade qui permettent d'obtenir des mesures physiologiques (le poids et la fréquence cardiaque par exemple) ou spécifiques à une pathologie (le taux de glycémie par exemple), de prendre en considération les conditions environnementales du patient et de qualifier ses déplacements et mouvements [7]. Ces capteurs sont connectés à un poste informatique permettant le stockage et le traitement des signaux reçus des capteurs, la gestion d'une base de connaissances relative au patient et enfin le transfert de messages et alarmes à un centre de télévigilance pour les traiter.

Homecare [8] est un système de télésurveillance pour les personnes âgées atteintes de la maladie d'Alzheimer. Les acteurs pouvant interagir avec le système sont : 1) le patient, 2) l'aide-soignant/famille et 3) le médecin et le personnel soignant. Ce système fournit deux services : la sécurisation et le suivi longitudinal. En ce qui concerne la sécurisation, elle représente le service principal de Homecare et requiert une surveillance en temps réel 24 heures sur 24. En cas d'alerte, le système fait intervenir le personnel médical ou la famille. La sécurisation repose sur les informations de localisation et d'identification, dans le cas d'un environnement complexe, fournies par le patient. Ces informations collectées et archivées en permanence par le système servent à modéliser les habitudes comportementales du patient pour détecter en temps réel les déviations de comportement du patient, l'immobilité prolongée (absence de mouvement dans un lieu du domicile pendant une période qui dépasse le temps habituel), l'activité nocturne (activité gestuelle sur le lit pendant la nuit) et la chute. Ainsi, dans le cas où le comportement courant diffère fortement du comportement habituel de référence, des messages d'alerte sont envoyés

à l'aide-soignant ou à la famille. Quant au suivi longitudinal, ce service a pour but de permettre aux médecins de suivre l'état de santé des patients à distance et sur une longue période. En effet, grâce à une application Web, les médecins et les personnels soignants peuvent consulter les données actimétriques des patients (la vitesse de déplacement par exemple), l'activité des personnes présentes dans l'environnement surveillé, l'historique des alertes générées et le dossier du patient.

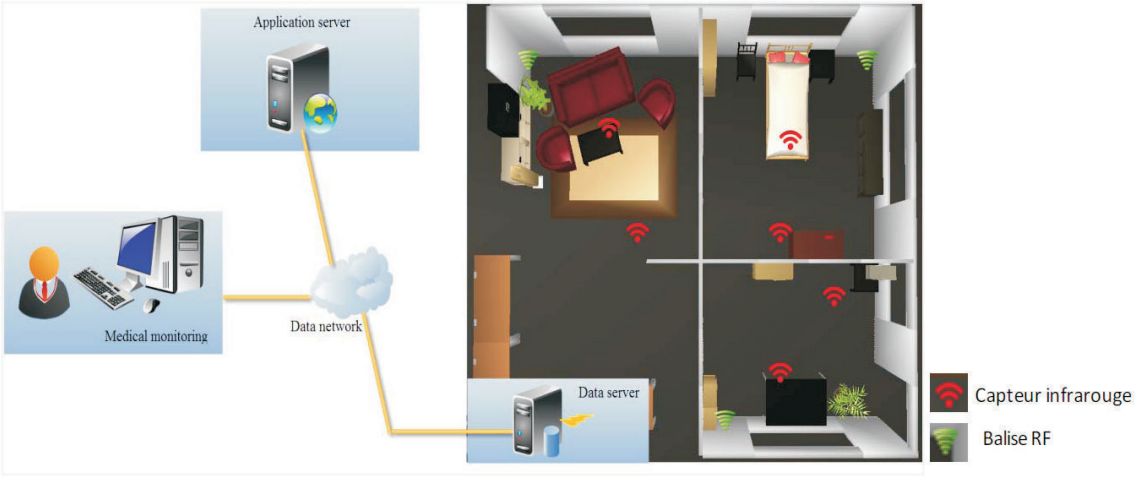


FIGURE 1.1 – Architecture de la plateforme Homecare [8].

Homecare se compose d'un réseau de capteurs de mouvements sans fil distribués dans l'habitation (voir figure 1.1), d'un Tag électronique placé sur la personne (voir figure 1.3) et d'un dispositif de balises. Les capteurs utilisés sont des capteurs IR de type passif (PIR) pour caractériser les mouvements des personnes et des capteurs de pression placés sous le matelas du lit pour suivre le comportement nocturne des personnes. Les capteurs de pression peuvent détecter le lever-coucher de la personne permettant par la suite le calcul du temps de présence dans le lit (voir figure 1.2). Le Tag sert à l'identification et la localisation du patient. Il embarque un SIP (System In Package) de Freescale composé d'un microcontrôleur 8 bits et d'un modem radio permettant la transmission d'informations d'identification vers les Balises. La communication de données d'identification de la personne est ainsi effectuée via les ondes radio. Le Tag est également constitué d'un accéléromètre numérique ADXL345 pour la détection de chutes. En ce qui concerne la balise, elle comprend une passerelle IP/RS232 qui utilise le module CSE-M53 de chez Sollae auquel est connectée le Tag. Elle permet de connaître l'emplacement de la personne par la détection des émissions des Tags qui sont à l'intérieur de son champ de détection radio. La balise reçoit les données d'identification, d'activité et le niveau d'énergie de la pile du Tag et les envoie au serveur de données. Ce dernier collecte les données de déplacements et les stocke dans une base de données locale via un module d'acquisition qui les envoie à son tour vers le module d'affichage pour suivre les déplacements de la personne en temps réel et afficher les alertes en cas de situation critique. Les données de déplacement permettent de produire des seuils de déviation comportementale, agitation nocturne, immobilité prolongée, etc, via un serveur de calcul auquel elles sont transmises une fois par jour. Les seuils générés sont ensuite transmis à la base de données du serveur local pour le diagnostic et la génération des alertes, sur l'application temps réel et les téléphones.

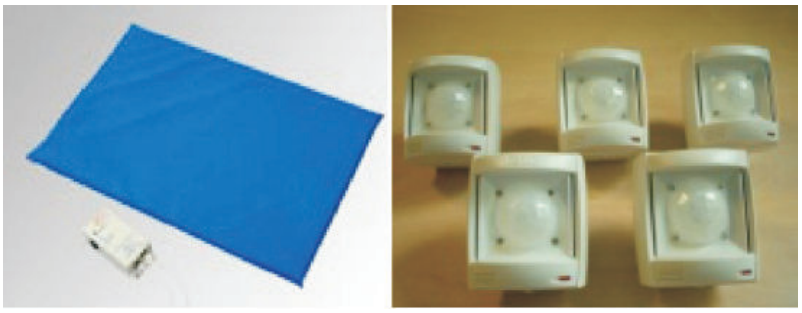


FIGURE 1.2 – Capteurs de présence [8].

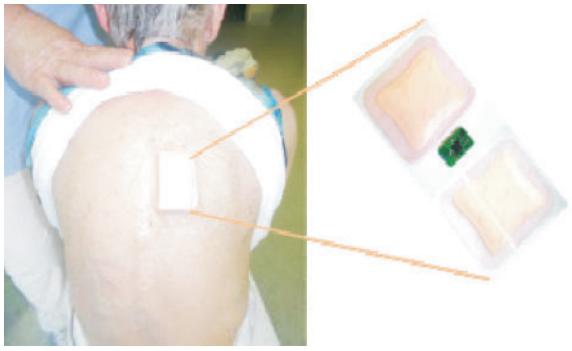


FIGURE 1.3 – Placement du Tag sur le patient [8].

Ce système permet de mesurer les paramètres de déplacement et d'activité du patient et de traiter les données collectées, transmises à travers des voies de télécommunications sans fil, dans le but de détecter en temps réel des évènements comme la chute et la fugue. Il permet aussi de prévenir des situations à risques par l'analyse des évolutions spatio-temporelles des paramètres comportementaux. De plus, Homecare représente une aide à la décision pour les personnes en charge de la surveillance du patient (famille, aidant et médecins) ainsi qu'un outil de détection et de prévention.

Cependant, Homecare n'est pas encore adopté. En effet, il a été expérimenté à l'hôpital de Caussad. Les résultats ont montré que ce système est fonctionnel. 13 personnes parmi les 15 participants à l'expérimentation souhaitent bénéficier du dispositif (Tag). Néanmoins, le Tag doit être davantage miniaturisé, afin qu'il soit plus transparent pour l'utilisateur. Des insuffisances ont aussi été apparues au niveau de fiabilité de la détection des cas d'urgence (3 à 5 fausses alertes par jour pour l'ensemble des personnes suivies). Une étude du marché a été effectuée pour trouver un modèle économique réaliste à la solution proposée. Deux options de valorisation ont été identifiées : l'équipement systématique des EHPAD (établissement d'hébergement pour personnes âgées dépendantes) et l'intégration du dispositif pour le maintien des patients à domicile. D'un autre côté, ce projet nécessite une validation par les patients et leurs familles pour s'assurer de l'acceptabilité du système à plus grande échelle et une validation plus clinique pour établir l'intérêt médical et la connexion avec le système de soins.

SALVEO Maintien à Domicile est un système intelligent de suivi et de téléassistance de personnes âgées vivant seules à domicile [9]. Il est constitué d'un réseau de capteurs (mouvement, température et contact d'ouverture de porte) sans fils installés au domicile de la personne âgée et d'une base de transmission. Il analyse les déplacements de la personne âgée afin de détec-

ter une éventuelle chute ou une dégradation de son état de santé, en prenant en compte son rythme de vie via un logiciel d'apprentissage. La base collecte les données issues des capteurs et les transmet à un serveur central par connexion téléphonique. En cas de situation critique ou anormale, ce serveur envoie une alerte à la famille ou aux aides-soignants. Les situations de non réveil, chute, absence de mouvement, températures anormales à l'intérieur de l'habitat, troubles du sommeil, durée d'utilisation de la cuisine et des toilettes et taux de mobilité de la personne sont parmi les situations détectables par SALVEO.

Nicolas et al. [10] ont développé un système de suivi visiophonique des malades à domicile : le ViSaDom. Ce système, réalisé en collaboration avec le CHU de Grenoble et France Télécom R&D, met en relation le patient à son domicile avec les équipes paramédicales et médicales d'un réseau d'hospitalisation à domicile (HAD). Son principe est d'installer un poste de visiophonie (Visabox) au domicile du patient convenant à plusieurs types de suivis et de patients : prise de photos pour les soins, clavier pour les aphasiques, variation du contre-jour, caméra pilotable à distance, télécommande simple d'utilisation etc. Par exemple, le patient est capable d'établir une communication phonique avec le secrétariat du service de HAD puis une communication visiophonique avec le soignant demandé en utilisant un seul bouton d'une télécommande. Dans le cas où l'appel s'effectue en dehors des heures d'ouverture du secrétariat, la communication sera transmise automatiquement au SAMU. De même, un soignant peut appeler le patient qui a le choix de répondre ou non à l'appel. En outre, le ViSaDom assure le respect de la vie privée du patient. Il existe différents motifs de communication via ViSaDom tels que la transmission de données, le suivi de plaies, l'éducation du patient, la surveillance d'appareils médicaux et la transmission d'ordonnances. Les patients ayant participé à cette étude ont été divisés en deux groupes : télémédecine et témoin. Chaque groupe a été composé de :

- quatre patients ayant un objectif de soins de réadaptation,
- trois patients de soins ponctuels programmés,
- cinq patients de soins continus palliatifs,
- deux patients de soins pour grossesse pathologique,
- deux patients en soins et éducation pédiatrique.

Le Visabox a été installé au domicile des patients appartenant au groupe télémédecine. Le second groupe a été pris en charge par l'HAD suivant un mode habituel. Ces deux groupes ont suivi une évaluation clinique réalisée pendant la première semaine puis aux semaines 4, 8 et 12 ou en fin de l'expérience, avec 1) l'échelle d'autonomie ADL de Kartz qui permet d'évaluer les capacités du patient à effectuer les activités de la vie quotidienne comme par exemple se laver et faire ses transferts, 2) l'indice d'incapacité fonctionnelle de Karnofsky, 3) l'échelle STAS (Support Team Assessment Schedule) qui permet une évaluation clinique et multidimensionnelle de la qualité des soins palliatifs, 4) l'échelle HAD (Hospital Anxiety Depression scale) pour déterminer le niveau d'anxiété et de dépression des patients et 5) l'échelle d'évaluation de la satisfaction de la prise en charge en HAD et de la communication pour les patients et le personnel du réseau HAD. Les résultats de cette étude ont confirmé la faisabilité et l'acceptabilité de la communication visiophonique entre le patient, son entourage, le médecin traitant au domicile et l'équipe paramédicale ou médicale de l'HAD pour la prise en charge du patient à domicile.

Istrate et al. [11] ont développé un système de télésurveillance médicale pour détecter les situations de détresse comme celles de la chute ou d'un malaise. Le son est utilisé comme source d'information. Le système d'analyse sonore, qui remplace les caméras vidéo, détecte et identifie

des sons de la vie courante en temps réel comme par exemple les claquements de porte et les sons de vaisselle, tout en respectant la vie privée de la personne. Ce système de télésurveillance, composé de deux ordinateurs échangeant leurs informations par une connexion Ethernet, nécessite l'installation de plusieurs capteurs dans l'appartement tels que des capteurs volumétriques infrarouges, un tensiomètre et des microphones. Les microphones placés dans toutes les pièces de l'appartement sont connectés à un PC d'analyse sonore. Le système d'analyse consiste dans un premier temps à détecter et extraire des événements sonores en se basant sur un algorithme fondé sur la transformée en ondelettes. Dans un deuxième temps, il utilise des modèles de mélange de distributions de Gauss pour classer l'événement sonore extrait parmi sept classes de sons prédéfinies (claquement de porte, bris de verre, son de pas, etc.).

Diatélic [12] est un système de télémédecine pour surveiller et prévenir les aggravations de l'état de santé des dialysés à domicile. Il est basé sur une base des données enregistrant les paramètres physiologiques (poids, tension, etc.) transmis quotidiennement par le patient via un poste informatique. Diatélic analyse les données et fournit une aide au diagnostic pour rendre plus efficace le travail du néphrologue, ainsi qu'une alerte si une anomalie est détectée. Grâce à ce système, le médecin est capable de suivre chaque jour l'évolution de l'état de santé des patients. Diatélic permet aussi la communication entre le médecin et le patient.

D'autres systèmes de télésurveillance intègrent un GPS afin de localiser très précisément la personne âgée et ainsi lui porter secours en cas de problème, tel est le cas de la montre Vivago [13]. Cette montre surveille la santé des personnes âgées, malades chroniques ou ayant des besoins spécifiques en analysant l'activité physiologique de la personne. Elle permet de contrôler la température cutanée et ambiante, la conductibilité de la peau et les mouvements. Elle permet aussi d'appeler à l'aide manuellement en cas de chute ou de malaise et de déclencher une alarme automatique, après un délai déterminé, lorsque l'utilisateur n'est plus en mesure de le faire tout seul, notamment en cas de perte de connaissance ou de coma. Elle a pour objectif de permettre à la personne âgée de rester à son domicile le plus longtemps possible en toute sécurité, d'appeler de l'aide, de vivre normalement, sans contrainte technique et de ne pas changer ses habitudes quotidiennes.

La plupart des systèmes de télésurveillance médicale des personnes âgées ou des personnes atteintes de pathologie chronique sont des dispositifs qui restent encore coûteux à mettre en place. Des réflexions sont menées à ce sujet.

1.1.2/ TECHNOLOGIES D'ASSISTANCE AUX PERSONNES ÂGÉES POUR LES TÂCHES DE LA VIE QUOTIDIENNE

Plusieurs technologies d'assistance destinées aux personnes âgées et à leurs aidants ont été développées. Ces technologies visent à diminuer la charge de travail assumée par les aidants et réduire le coût des prises en charge à domicile ainsi que permettre aux personnes âgées de continuer à habiter chez elles en autonomie le plus longtemps possible en garantissant leur sécurité et leur qualité de vie. C'est le cas des robots d'assistance.

Le robot Hector [14] est développé par la fondation néerlandaise Smart Homes dans le cadre du projet CompanionAble. C'est un robot assistant mobile destiné à aider les personnes âgées souffrant d'une altération cognitive. Il combine des applications de maison intelligente permettant le contrôle à distance des équipements domestiques (allumer ou éteindre les lumières par exemple)

et les services d'un robot social d'assistance. Ce robot veille sur la personne ayant des troubles cognitifs. Il l'aide, par des suggestions et des encouragements, à ne pas s'oublier sur le plan physique en proposant des activités physiques et sur le plan cognitif au moyen d'un jeu de stimulation cognitive conçu spécialement pour contrecarrer la progression de troubles cognitifs. Il comprend aussi d'autres services comme par exemple les rappels de rendez-vous via un agenda et la visio-conférence pour contacter les proches et les amis. L'interaction avec le robot peut s'effectuer soit par interface graphique, soit par ordre verbal à l'aide d'une reconnaissance des ordres. En outre, il est équipé d'un capteur de chute permettant d'assurer la sécurité de la personne à domicile.

Schroeter et al. [14] ont présenté les résultats de l'évaluation de ce robot (Hector) dans une habitation intelligente. Onze personnes âgées (5 couples et une personne seule) ont été invitées à passer deux jours dans une maison intelligente en Belgique et aux Pays-Bas. Dans tous les couples, l'une des personnes était atteinte d'une démence cognitive légère alors que l'autre était un aidant. Chaque jour, ils ont réalisé cinq à six interactions sporadiques avec le robot, y compris un entraînement cognitif et un appel vidéo. Les données ont été recueillies par des observations et des entretiens à la fin de la journée. Les résultats qualitatifs ont montré que les gens ont perçu le robot comme une entité sociale, lui attribuant des traits tels que la personnalité et l'humeur. Les résultats des entretiens ont également révélé que la personne âgée avec une démence cognitive a évalué le robot comme très agréable alors que l'aidant a souligné son utilité.

Nao est un robot humanoïde développé par la société française Aldebaran Robotics [15]. Ce robot d'assistance est équipé de plusieurs capteurs, il peut voir, entendre, sentir qu'on le touche et parler avec la personne. Il permet de rappeler à une personne l'heure de prise de ses médicaments, de détecter les chutes, de la mettre en lien avec son médecin ou ses proches via une webcam et d'envoyer des messages d'alerte en cas de danger. Il accompagne les personnes âgées et fait face à la solitude en proposant à ces derniers des exercices physiques ou des jeux interactifs. Il permet aussi la modélisation des mouvements pour les patients hospitalisés de telle façon que ces derniers ajustent leurs mouvements à ceux de Nao.

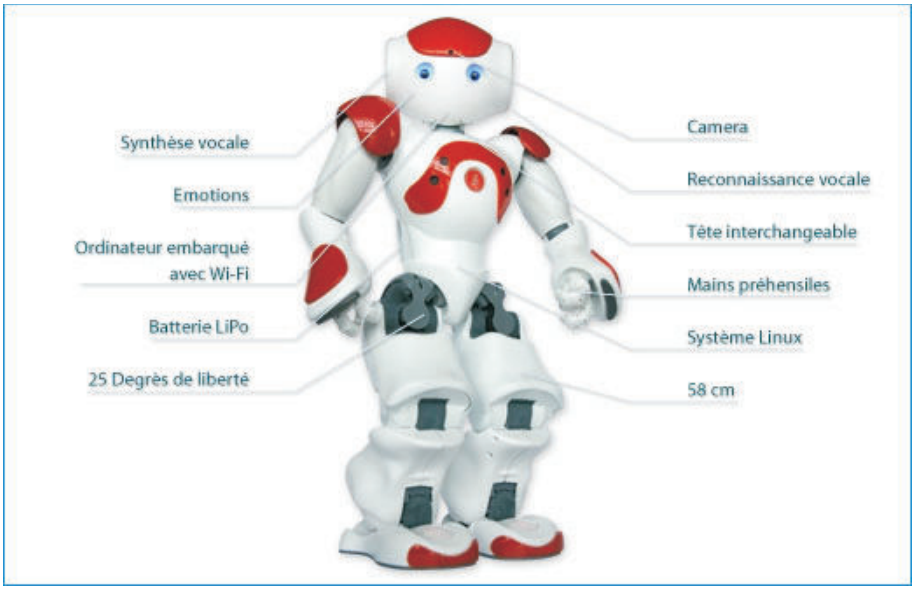


FIGURE 1.4 – Les fonctions du robot Nao [16].

Pour lutter contre les difficultés de communication, dues au déclin des capacités cognitives, l'iso-

lement social, la dépression et le manque de sécurité et de confort dans la vie quotidienne qui en résultent, le projet QuoVADis [17] propose une aide à distance à la vie quotidienne pour des personnes âgées atteintes de troubles cognitifs (maladies d'Alzheimer et apparentées). Le robot mobile développé associe un système de télévigilance et un système de stimulation cognitive. Le système de télévigilance est composé d'un capteur de chute et d'actimétrie ainsi qu'un bouton d'appel porté par la personne, de microphones disposés dans l'environnement détectant des sons anormaux et de dalles sensitives au sol. Le robot permet de définir avec précision le niveau de secours à apporter pour la personne. D'autre part, il permet de faciliter la prise en charge des pathologies cognitives et d'aider la communication du patient avec l'entourage par visioconférence.

Kompaï [18] est un robot d'assistance conçu par la société française Robosoft pour aider les personnes âgées qui vivent seules à surveiller leur état de santé. Ce robot de compagnie est capable de remplir plusieurs tâches pour aider au quotidien des personnes âgées dépendantes. Muni de plusieurs caméras, capteurs, microphones, système audio et d'un écran tactile, il permet de stimuler l'activité intellectuelle d'une personne âgée. Il permet aussi de téléphoner, de réaliser des visioconférences, de gérer des rendez-vous et de surveiller la prise de médicaments. De plus, il peut déclencher une alerte en contactant un médecin ou un membre de la famille en cas de danger.

D'autres robots ont été développés dans le but d'augmenter l'autonomie des personnes âgées en assurant leur sécurité et les aider dans les tâches de la vie quotidienne [19]. Ils visent également à les aider à se déplacer dans leur environnement [20]. Ces robots d'assistance ont une multitude de fonctionnalités telles que la stimulation cognitive, la surveillance, le rappel de tâches et la localisation d'objets et peuvent contribuer au bien-être physique et psychologique [21] ainsi qu'au maintien de la qualité de vie.

1.2/ HABITATS INTELLIGENTS POUR LA SANTÉ

Le concept de l'habitat intelligent pour la santé (HIS) vise à faciliter au mieux le quotidien des personnes âgées, des patients souffrants des pathologies chroniques et des handicapés [22] pour offrir à la fois un maximum de confort et de sécurité pour une plus grande autonomie et assurer le maintien à domicile. Il s'agit d'installer chez le patient des nouvelles technologies d'aide et d'assistance pour permettre la prise en charge à distance de la personne concernée.

Le HIS intègre des capteurs et des actionneurs permettant de surveiller à distance les paramètres médicaux, comportementaux et environnementaux de l'occupant. Ils facilitent également sa mise en communication avec l'extérieur ou même alertent les secours (les proches ou les services d'urgence/aides-soignants) quand la personne se trouve dans une situation anormale ou critique (chute, fugue, etc.). De plus, ils permettent d'aider dans les tâches de la vie quotidienne. Dans le contexte de vieillissement de la population, le but de ces systèmes est d'améliorer l'autonomie et l'indépendance des personnes âgées, en particulier les personnes fragiles. Ainsi, ces systèmes doivent permettre de compenser des troubles éventuels tels que la déficience visuelle et améliorer la communication avec l'extérieur et la surveillance.

1.2.1/ CAPTEURS ET ACTIONNEURS

Aider les personnes fragiles, notamment les personnes âgées, à rester à leur domicile fait l'objet de plusieurs recherches. Pour cela, une multitudes de capteurs pour la surveillance et l'évaluation des capacités fonctionnelles des personnes âgées résidant dans une maison intelligente ont été mis en place [23, 24, 25, 26]. Ces capteurs sont de différents types : capteurs des données physiologiques, d'activité (ou comportementaux) et environnementaux. Ils visent à rendre l'environnement très pratique (en pilotant l'habitat via des commandes à travers une tablette ou un smartphone par exemple), ou encore déceler un dysfonctionnement ou une chute [27] et alerter les proches. Ces capteurs permettent non seulement d'avoir une meilleure connaissance des activités de la personne, mais aussi donnent la possibilité à l'habitant de piloter son domicile à travers des commandes tactiles ou vocale.

Les capteurs de données physiologiques permettent de surveiller les paramètres vitaux comme le poids (pèse-personne), la température (thermomètre), le rythme respiratoire, le taux de glycémie chez les diabétiques (glucomètre), la saturation en oxygène du sang (oxymètre), la pression sanguine ou le rythme cardiaque (tensiomètre). Ces paramètres permettent de surveiller l'état de santé de la personne.

Grâce aux nouvelles technologies, il est devenu plus simple de suivre avec précision les différentes activités physiques et l'état de santé d'une personne. Les capteurs d'activité visent à détecter les postures, à analyser les déplacements de la personne et comparer les nouveaux résultats par rapport à ceux des jours précédents. Par conséquent, ils permettent de détecter une éventuelle chute ou une dégradation de l'état de santé. Parmi ces capteurs, il existe des capteurs de contact à poser sur les portes et les objets de la maison et des capteurs de pression qui permettent, par exemple, d'indiquer si la personne est assise sur une chaise. La présence d'une personne ainsi que l'identification de ses postures (debout, allongé, etc.) peuvent être détectées par des capteurs infrarouge et des accéléromètres, respectivement. Les détecteurs volumétriques peuvent également repérer la personne [6]. Ils mesurent le rayonnement infrarouge émis par la surface du corps ou détectent les ondes ultrasonores réfléchies. Contrairement aux ondes ultrasonores, le détecteur Infrarouge ne peut pas détecter une personne immobile car seules les variations sont perçues. Un accéléromètre à un ou plusieurs axes permet de déterminer l'inclinaison du corps, sa vitesse et son accélération. De même, il peut détecter la chute du porteur.

Il est aussi nécessaire de surveiller les grandeurs environnementales du domicile qui peuvent avoir un impact sur d'autres mesures, par exemple, la température du domicile peut modifier la température corporelle du patient. Elles peuvent également permettre de s'informer sur le mode de vie du sujet. Différents capteurs environnementaux sont mis en place afin de rendre la maison plus sûre et plus saine en contrôlant par exemple la température (thermomètre), la pression atmosphérique (baromètre), l'humidité (hygromètre), la luminosité (luxmètre) et le niveau de bruit (sonomètre) [28]. La société Withings [29] a développé une caméra intelligente pour surveiller la maison. Cette caméra est équipée de capteurs pour rendre la maison plus saine. Ces capteurs sont capables de détecter et d'alerter en cas de situation anormale. Grâce à son capteur de composés organiques volatils, cette caméra est capable d'analyser la qualité de l'air intérieur et de prévenir lors de la présence de contaminants dans l'air. La caméra intelligente possède aussi un capteur de température et un capteur d'humidité.

Quant aux actionneurs, ils peuvent comporter des technologies en domotique qui visent à adapter

le domicile à la situation de la personne âgée. Ces technologies peuvent aussi contrôler le domicile à distance quand il est nécessaire et mettre en place des mesures de sécurité, permettant à la personne âgée de vivre chez elle en autonomie. En effet, les systèmes domotiques servent à connecter les équipements électriques de la maison tels que la climatisation, les éclairages, les volets électriques, les alarmes, la vidéosurveillance, la télévision, la porte du garage et le chauffage et à tout piloter depuis une télécommande, un smart phone, une tablette ou un PC.

De même, les robots d'assistance peuvent intervenir afin d'apporter des services (déplacement, tâches domestiques, surveillance) à des personnes en situation de handicap ou âgées pour améliorer leur bien-être physique et psychologique. Les aides fournies par un robot sont variées. Au Japon par exemple, des robots comme kawada [30] et Asimo [31] sont capables de répondre aux ordres donnés par une personne (chercher et apporter des objets), de déplacer une personne de son lit à une chaise, de détecter des situations critiques telles que la chute, etc. Des bras robotisés ont été développés pour permettre à la personne handicapée de saisir l'objet qu'elle voulait, d'appuyer ou encore de chercher un objet et le ramener à l'endroit désiré.

Le système HIS peut aussi, en fonction des pathologies, se servir des machines thérapeutiques telles que la machine de dialyse et le pousse seringue [22]. Ces machines peuvent participer à la tâche d'acquisition de données par leurs propres capteurs.

Après avoir présenté les capteurs et les actionneurs pouvant être installés dans un HIS, nous allons exposer dans le paragraphe suivant quelques projets de HIS.

1.2.2/ PROJETS DE MAISONS INTELLIGENTES

Plusieurs projets s'orientent vers le développement d'une nouvelle génération de solutions innovantes de maintien à domicile des personnes âgées. Ces recherches s'articulent autour de l'habitat intelligent pour la santé. Nous présentons quelques projets portant sur ce concept d'HIS et qui nous semblent les plus importants.

Le projet HIS [32, 33] a été conçu au laboratoire TIMC-IMAG dans le but de favoriser le maintien ou le retour au domicile des personnes fragiles. L'HIS est un appartement qui intègre plusieurs capteurs répartis dans ses différentes pièces ou placés sur la personne suivie. Ces capteurs sont connectés à un système d'information et un réseau de communication (voir figure 1.5). Ils permettent d'acquérir des données physiologiques telles que le poids, les fréquences cardiaque et respiratoire et le taux d'oxygène dans le sang. D'autres capteurs permettent d'avoir des données comportementales et environnementales. En ce qui concerne les données comportementales, elles permettent de repérer une bonne alternance des cycles veille/sommeil et des passages réguliers aux toilettes et de détecter quand la personne s'absente de son domicile. Des capteurs de détection infrarouges pyroélectriques et des contacts magnétiques de porte ont été utilisés pour détecter l'activité. Afin de déceler les artéfacts de mouvement, un actimètre conçu par l'équipe de Noury [34] a été exploité. L'environnement d'habitation est également surveillé par des capteurs qui permettent de mesurer la température, l'hygrométrie, le niveau sonore et le taux de CO_2. Ces données permettent la détection des situations anormales par rapport au rythme de la vie quotidienne. Elles sont traitées et analysées localement par le système d'information puis transmises à un centre de télésurveillance via internet où elles sont redistribuées aux personnes ressources (médecin, famille, etc.).

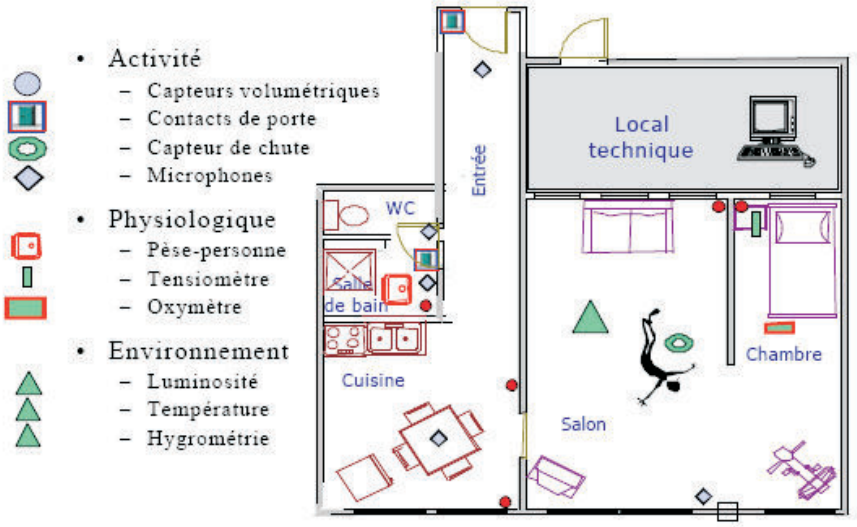


FIGURE 1.5 – Types de capteurs installés et leurs positions dans l'habitat.

Le projet AILISA (Appartements Intelligents pour une Longévité Effective) [35, 36] a été conçu en collaboration avec TIMC de Grenoble, l'Hôpital Charles Foix d'Ivry-sur-Seine et le CHU La Grave de Toulouse. Le but est d'établir des plateformes pour l'évaluation médicale, technique et d'usage, de technologies pour le maintien à domicile de personnes âgées dépendantes, en prenant en compte très tôt la dimension éthique de la prise en charge de la santé par des moyens technologiques. Il vise également à créer et pérenniser des lieux de validation permettant d'accumuler de l'expérience et d'augmenter la connaissance en toute sécurité. La plateforme AILISA est constituée de deux appartements équipés de capteurs infrarouges passifs et habités chacun par une personne âgée. Les capteurs sont exploités dans le but de détecter et enregistrer des activités de la personne âgée telles que "dormir sur le lit", "déjeuner dans la cuisine ou dans le salon", etc. témoignant de ses capacités vitales et aussi de son équilibre interne. D'autres capteurs ont été utilisés permettant de collecter des paramètres physiologiques renseignant sur son état de santé et les paramètres de son environnement (voir figure 1.6). Concernant le capteur de chute, il est développé au TIMC et intégré dans le gilet VTAMN (Vêtement de Télé Assistance Médicale Nomade) [37]. Ce dernier représente un vêtement de téléassistance médicale assez complet qui est le fruit d'une collaboration de 8 partenaires : TAM-Télésanté, ITECH, l'INSA de Lyon, Mediag, RBI, Medes, TIMC de Grenoble et INSERM/SPIM. Il est constitué de fibres synthétiques spéciales et incorporant une série de capteurs à électrodes sèches, un détecteur de chute, un actimètre, etc. Ces capteurs physiologiques permettent de saisir en continu des signaux vitaux des patients au cours de leurs déplacements. Un centre de téléassistance recueille nuit et jour les informations transmises par GSM (Global System for Mobile Communications). Le VTAMN vise à repousser les limites de vie autonome des patients afin de de réduire les coûts de prise en charge de personnes médicalement dépendantes et d'optimiser les procédures médicales.

Le projet House_n [38] est un projet pluridisciplinaire réalisé par le département d'architecture du MIT dans le but de créer des environnements flexibles permettant de mieux répondre aux besoins des occupants de différents âges, de vivre le plus longtemps possible en bonne santé au domicile et d'intégrer l'apprentissage dans leur activité quotidienne. Un appartement PlaceLab [39] a été conçu intégrant :

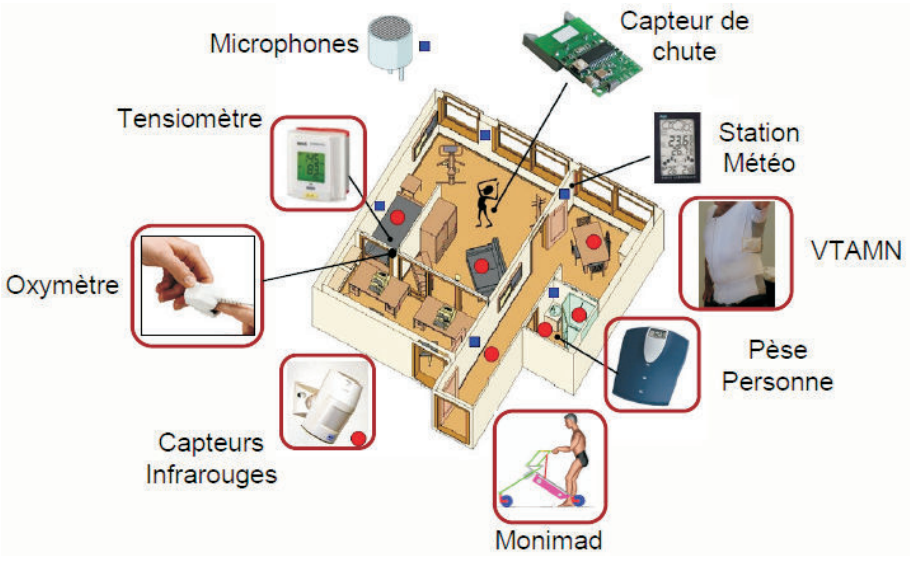


FIGURE 1.6 – Les capteurs utilisés dans le projet AILISA.

- des capteurs environnementaux permettant de mesurer la température, l'humidité et le taux de CO_2 et de CO (monoxyde de carbone),
- de petits capteurs d'état filaires et sans fil placés sur les objets utilisés par les personnes y compris les portes, les fenêtres, les récipients de cuisine, etc.,
- des dispositifs radio fréquence permettant la localisation des personnes au sein de PlaceLab,
- des microphones installés dans chaque pièce de l'appartement pour capturer l'information audio,
- un système de capture vidéo sophistiqué qui comprend des caméras infrarouges,
- des dispositifs PocketPC pour recevoir les retours de l'utilisateur,
- des capteurs biométriques et des capteurs d'activités portables permettant la surveillance durant les activités quotidiennes,
- des haut-parleurs stéréo pour permettre la communication audio.

Ce projet consiste à faire des études qualitatives et quantitatives sur les relations entre les comportements des personnes, l'environnement et les technologies de l'information. L'objectif est d'identifier et de proposer de nouveaux services. Cependant, le projet ne fournit pas d'architecture logicielle globale pour permettre de capturer l'environnement, de prendre des décisions et d'agir sur l'environnement. D'un côté, ce projet est coûteux et ne répond pas aux contraintes des applications grand public.

Le projet SWEET-HOME [40] consiste à concevoir un système de contrôle de la maison intelligente incorporant une commande vocale. Il vise à mettre en place une interaction homme-machine naturelle (commandes vocales et tactiles), à faciliter l'insertion sociale et à assurer la sécurité à la maison par la détection des situations dangereuses, permettant ainsi à l'habitant de piloter son environnement depuis n'importe quel endroit de son logement et à tout moment par commande vocale. Ce projet s'intéresse aux personnes âgées qui sont encore autonomes pour les raisons suivantes : d'une part il est plus intéressant, d'un point de vue financier, d'utiliser le système sur une longue période et pas seulement en cas de perte d'autonomie, et d'autre part, en cas de perte d'autonomie, il suffit d'apporter quelques adaptations suivant la nouvelle situation

(utilisation d'un fauteuil roulant par exemple) en continuant à utiliser le système courant. Ceci sans avoir à affronter sa perte d'autonomie et les changements apportés dans sa vie par l'appartement intelligent. Ce système est basé sur les protocoles de communication standards du domaine (réseau KNX) pour accéder aux informations ou pour actionner un équipement sur l'analyse des informations sonores dans l'appartement. L'analyse multimodale de l'information audio et celle issue des capteurs domotiques permet la localisation de la personne dans un habitat intelligent et la reconnaissance de son activité. La localisation de la personne est essentielle car elle permet d'avoir connaissance du contexte dans lequel un ordre a été donné. Quant à l'activité, elle peut être exploitée pour suivre les évolutions des habitudes de la personne pour aider à un diagnostic.

Une étude d'acceptabilité de l'interface vocale a été effectuée. Tous les participants ont montré de l'intérêt pour cette interaction. Cependant, cette étude présente des biais : elle a été conduite avec peu de personnes, qui sont toutes originaires de la même région et n'ont pas utilisé le système en conditions réelles.

Le projet GER'HOME [41] consiste à mettre en place un appartement meublé et instrumenté dans le but d'évaluer des solutions facilitant le maintien à domicile des personnes âgées. Ces solutions ont recours aux technologies des habitats intelligents. Les données sur les activités de la personne et les caractéristiques de la maison sont collectées via des capteurs installés dans la maison. Celles-ci permettent de reconnaître par apprentissage et décrire avec précision l'activité quotidienne de la personne âgée dans son environnement familier et ainsi, de détecter les comportements inhabituels pouvant révéler une dégradation physique par exemple. Les exigences de ce projet destiné aux personnes âgées sont :
– surveiller et compenser le handicap liée à la fragilité,
– favoriser le lien social en améliorant l'accessibilité aux outils,
– vieillir en évitant des accidents domestiques traumatisants,
– recevoir un service convenant à son besoin.

Les acteurs pouvant intervenir dans le service proposé par GERHOME sont la famille et les proches, le médecin ou les urgences. Chaque acteur dispose d'une interface permettant d'accéder à des rapports d'activité. Il est ainsi informé rapidement en cas d'un problème et assure, si nécessaire, une prise en charge adaptée.

Plusieurs autres projets existent tels que les projets Aging in Place [42], SOPRANO [43] et HomeCare [8]. Ceux-ci ont pour but de surveiller les personnes âgées et notamment les fragiles (maladie d'Alzheimer par exemple), de les aider à avoir une vie plus indépendante et de suivre l'évolution de leur état de santé. Nous pouvons aussi citer le projet conçu par Pigot et al. [44] qui apporte une assistance cognitive aux personnes dans la réalisation des activités de la vie quotidienne. Les services du système sont adaptés aux besoins de la personne (santé, habitudes, etc.).

1.3/ DISCUSSION

Nous avons présenté au début de ce chapitre une vue d'ensemble sur les technologies d'aide à domicile, en particulier les systèmes de télésurveillance et les technologies d'assistance aux personnes âgées pour les tâches de la vie quotidienne telles que les robots d'assistance. Ces



FIGURE 1.7 – Le réseau de capteurs, déployé dans toutes les pièces à des endroits stratégiques, dans le cadre du projet GER'HOME, permet d'analyser précisément l'activité de la personne et de détecter d'éventuelles anomalies.

technologies permettent de suivre l'évolution de l'état de santé d'une personne âgée vivant seule ou présentant des pathologies ou un déclin fonctionnel par exemple. Elles fournissent des moyens de surveillance et d'assistance permettant la sécurisation et l'amélioration du bien-être des personnes âgées à domicile. Elles pourraient également permettre d'anticiper la survenue de déficiences grâce au suivi longitudinal dans le cadre d'un accompagnement médical. De plus, ces technologies peuvent détecter des situations critiques et par suite déclencher des alertes.

Cependant, la majorité de ces technologies sont relativement coûteuses et ne respectent pas toujours les conditions d'acceptabilité et de confort. En effet, la majorité des personnes âgées refusent d'être surveillées par des systèmes trop intrusifs de type caméra alors qu'elles acceptent de communiquer des informations médicales [45]. D'un autre côté, les technologies telles que les robots d'assistance ne permettent pas l'évaluation de l'équilibre chez les personnes âgées à domicile. De plus, ils coûtent aussi extrêmement cher. Donc, leur développement est totalement en opposition avec le contexte actuel d'usage grand public.

En effet, pour que le système de télésurveillance ou d'assistance soit adopté, il doit répondre à certaines exigences pour être accepté par l'ensemble des utilisateurs concernés : le respect de la vie privée, la tolérance et l'acceptabilité, l'efficacité, la facilité d'utilisation et le faible coût. Il est aussi indispensable de mener des études dans des conditions réelles afin de valider l'acceptabilité du système en tenant compte des recommandations des utilisateurs.

Nous avons aussi présenté le concept de l'HIS et son rôle dans le maintien à domicile. Nous avons décrit les capteurs et les actionneurs pouvant être intégrés dans un habitat intelligent et qui permettent d'évaluer l'état de santé du patient, de détecter ses activités et postures, de contrôler

son environnement et de faciliter l'accomplissement de certaines tâches par la personne. Nous avons ensuite mis l'accent sur les projets de l'HIS qui nous semblent les plus importants tels que les projets House_n et GER'HOME. Ces deux projets par exemple, visent principalement à suivre les activités de la personne dans son environnement via des capteurs et à faire un suivi des activités de la vie quotidienne. Egalement, le projet House_n a pour objectif d'intégrer des systèmes interactifs pour encourager des comportements sains (activité physique, régime alimentaire) et de surveiller l'état de santé de la personne par des capteurs physiologiques (rythme cardiaque, tension artérielle, etc.).

Les objectifs de ces projets d'HIS sont généralement la détection de situation critique, le suivi de l'état de santé et de la prise de médicaments, et la stimulation cognitive. Ils s'intéressent notamment aux deux aspects, santé et sécurité pour le maintien à domicile des personnes dépendantes, notamment les personnes âgées. Parmi tous les projets décrits ci-dessus, bien peu ont été conçus pour des applications grand public avec de multiples contraintes, et encore moins sont arrivés au stade commercial. Ils sont tous également des projets de très grande ampleur dont la plupart sont très couteux, soit pour la société soit pour le patient lui-même. De plus, plusieurs HIS intègrent des dispositifs munis d'interfaces très complexes et ainsi difficiles à maîtriser par une personne âgée. En effet, ces nouvelles technologies sont destinées principalement aux personnes âgées en perte d'autonomie et aux personnes présentant des déficiences fonctionnelles ou des pathologies. Elles ont des difficultés à utiliser des interfaces complexes, soit à cause de leur handicap, soit à cause du manque de familiarisation avec les nouvelles technologies.

Il est donc indispensable de progresser vers des technologies qui soient accessibles au grand public et utilisables facilement au domicile de la personne âgée. Ces technologies devront permettre le maintien à domicile notamment des personnes fragiles. C'est exactement le but de notre étude.

Ce travail de thèse est expérimenté sous l'acronyme STREAM dans le cadre du Programme d'Investissements d'Avenir (PIA) lancé par le gouvernement en janvier 2011. En effet, le gouvernement français soutient le développement d'un secteur e-santé dynamique. Ce secteur permettra de rassembler la croissance économique et le développement d'industries de pointe avec l'amélioration continue de la qualité et de l'efficacité du système de santé dans le but de préserver son excellence. Le projet STREAM, financé par le ministère de l'Economie, des Finances et de l'Industrie, cherche à initier des projets avec des impacts sociaux dans l'avenir : optimisation de la prise en charge, responsabilité du patient, nouvelle offre de services de soins à domicile et réduction des dépenses sanitaires et sociales. Le projet STREAM s'articule autour d'un dispositif médical pour la prise en charge des troubles posturo-moteurs destiné à préserver ou à maintenir l'indépendance fonctionnelle des personnes âgées. Les partenaires impliqués dans ce projet sont la société Fovea Interactive, le laboratoire LE2I et la Mutualité Française Côte d'Or-Yonne. Ainsi, dans le cadre de ce projet, nous nous intéressons à développer un système innovant et évolutif de e-santé pour l'évaluation des capacités fonctionnelles chez les personnes âgées et permettant de favoriser le maintien à domicile. Ses fonctionnalités visent à rendre les personnes âgées actrices de leur propre prise en charge à domicile, limiter les déplacements entre domicile et établissement de soins et réduire le coût global médical. Cela permettra par la suite de suivre l'évolution du patient à distance.

Nous nous sommes fixés les contraintes suivantes afin de concevoir le dispositif :

– Faisabilité pour l'environnement à domicile : il doit être facilement intégrable à domicile et adapté à la vie quotidienne des personnes âgées,

– Il est destiné aux personnes fragiles : personnes âgées et/ou patients,
– Les mouvements à effectuer devraient permettre l'évaluation des capacités motrices chez les patients : en exploitant les données collectées lors de la réalisation de ces mouvements, nous devrions pouvoir estimer le niveau de la capacité fonctionnelle chez la personne,
– Aspects médicaux visés : maintien des capacités fonctionnelles des personnes âgées et maintien à domicile,
– Application grand public : bas coût, ergonomie, peu encombrant,
– Hygiène et sécurité : facile à installer et à utiliser, sans contact avec le corps, sans éclairage spécifique éventuel,
– Flexibilité et adaptabilité : système évolutif en fonction de changement des besoins médicaux.

Pour répondre à ces contraintes, nous nous sommes intéressés aux problèmes :
– du choix d'un test validé cliniquement, rapide et sûr qui pourrait être réalisé par une personne âgée fragile,
– du choix des paramètres spatio-temporels permettant l'évaluation d'équilibre postural chez l'humain,
– du choix des capteurs pour le suivi des mouvements durant la réalisation d'un test clinique.

En effet, nous cherchons à évaluer les capacités motrices chez les personnes âgées par reproduction d'une analyse automatique d'un exercice validé en rééducation gériatrique. Cela nécessite la sélection de certains paramètres spatio-temporels qui nous renseignent sur le niveau fonctionnel du patient lors de l'exécution d'un mouvement spatialement organisé, orienté vers un but. La contrainte d'utilisation de capteurs ambiants et d'exclusion des capteurs portables a aussi été imposée. Ceci est dans l'intention de laisser libre le patient sans qu'il n'ait besoin de penser à porter le système et de ne pas lui provoquer de gêne.

2

ÉVALUATION DE LA QUALITÉ D'ÉQUILIBRE

Après avoir présenté le cadre, les objectifs et les contraintes de notre étude, nous aborderons dans ce chapitre les notions qui constitueront le cœur du mémoire : la fonction d'équilibration, le vieillissement et la fragilité. Nous mettrons en lumière la relation entre les troubles de planification motrice et le déclin fonctionnel. Nous montrerons aussi l'importance des transferts Assis-Debout et Debout-Assis dans l'évaluation des capacités motrices chez les personnes âgées.

Nous passerons ensuite en revue l'évaluation systémique, les approches à base de capteurs portables et les parcours instrumentés utilisés pour évaluer la qualité d'équilibre.

Nous présenterons ensuite les tests cliniques utilisés en rééducation gériatrique qui sont les plus marquants et qui permettent l'évaluation de l'équilibre chez une personne âgée, tels que le test de Tinetti. Ces tests, validés par la communauté scientifique, consistent à demander au patient de réaliser quelques mouvements de la vie quotidienne. La qualité de l'équilibre du patient est ainsi évaluée par le kinésithérapeute en fonction de son appréciation de la capacité de ce patient à accomplir les tâches demandées.

Le but est de déterminer un test simple et rapide, qui permet de révéler les troubles de l'équilibre et qui, pour une personne âgée, ne présente aucun danger à être réalisé à domicile sans la présence d'un thérapeute ou d'un membre de sa famille.

Après avoir présenté les différentes approches appliquées possibles, nous dresserons la liste des paramètres spatio-temporels identifiés comme pertinents pour l'évaluation des capacités motrices chez les personnes âgées et notamment chez les personnes fragiles. Nous conclurons par une discussion sur les outils d'évaluation de l'équilibre en mesurant leur compatibilité avec notre objectif, pour enfin choisir la méthode que nous adopterons pour collecter les données cinématiques nécessaires à l'évaluation des capacités fonctionnelles, en respectant les contraintes imposées dans ce travail.

2.1/ FONCTION D'ÉQUILIBRATION, VIEILLISSEMENT ET FRAGILITÉ

L'équilibre correspond à la stabilité du corps et du regard. C'est une fonction sensori-motrice complexe qui permet de stabiliser le centre de gravité au cours de perturbations externes ou auto-initiées [46], à travers le traitement central d'informations neurosensorielles visuelles, vestibulaires et somesthésiques [47, 48]. La fonction d'équilibration peut être également définie comme une

fonction plurimodale assignée au maintien de l'équilibre chez l'homme en toutes circonstances, que ce soit au repos (condition statique) ou lors du mouvement (condition dynamique). Elle requiert le traitement central de différents types d'informations neurosensorielles visuelles, vestibulaires, proprioceptives (mouvements des articulations, déformations des tissus musculaires et cutanés) et extéroceptives plantaires (variations de pression) et d'informations en relation avec la planification du mouvement volontaire afin d'organiser une réponse motrice. Cette réponse, adaptée selon la tâche à exécuter et les contextes émotionnel, cognitif et environnemental, a pour but de stabiliser à la fois la posture par le réflexe vestibulo-spinal et le regard par les réflexes oculaires d'origine visuelle et vestibulaire (voir figure 2.1). Ces informations aident au contrôle de la posture et de l'équilibre. Leur contribution dépend de pathologies pouvant affecter soit les centres nerveux supérieurs [47], soit les capteurs sensoriels, ou encore de l'expérience et des apprentissages moteurs (pratique des activités physiques). Un poids relatif est attribué à chacune d'entre elles variant d'une personne à l'autre [49], ainsi que chez la même personne, en fonction de l'âge [50] et d'un instant à l'autre suivant les difficultés de la tâche à exécuter et le contexte environnemental.

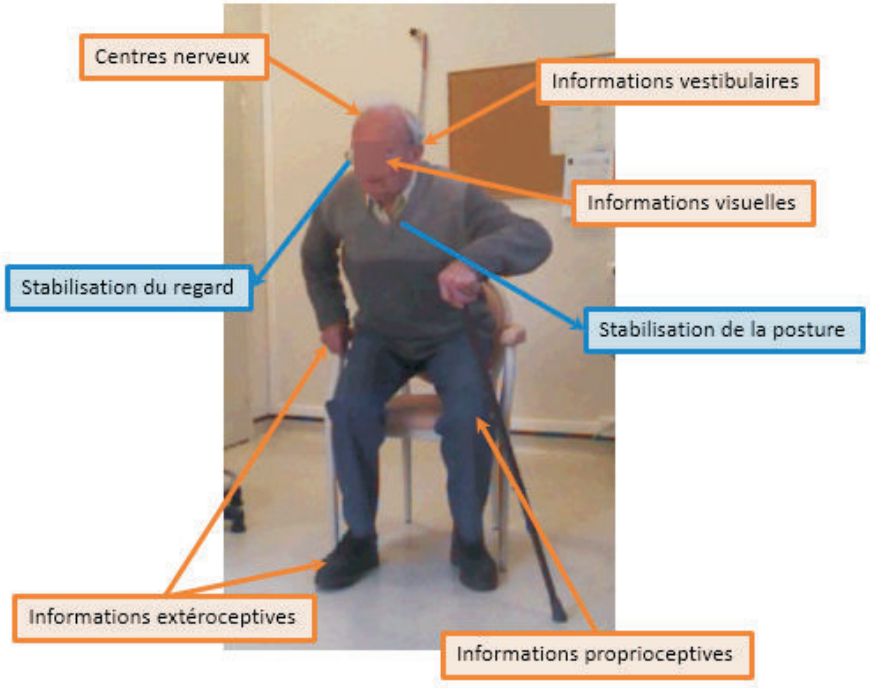


FIGURE 2.1 – La fonction d'équilibration : une fonction sensori-motrice plurimodale permettant la stabilisation du regard et de la posture par l'intégration d'informations visuelles, vestibulaires et somesthésiques (proprioceptives et extéroceptives) traitées par les centres nerveux.

Les troubles de l'équilibre sont fréquents chez les personnes âgées. Cette déficience peut être expliquée par l'effet combiné du vieillissement physiologique et de différentes conditions pathologiques sous-jacentes [51], qui mène à l'état de fragilité. La sarcopénie est un syndrome fréquent chez les personnes âgées qui joue un rôle crucial dans le processus de fragilité. Elle se caractérise par une diminution progressive de la masse, de la force du muscle squelettique [52] et notamment de la puissance musculaire [53]. Elle est principalement due à des facteurs hormo-

naux et à la dénutrition [54]. La sarcopénie peut conduire à de mauvaises conséquences telles que l'augmentation du risque de chute, le déclin fonctionnel, la fatigue et l'incapacité physique [55, 56]. S'installe alors un cercle vicieux impliquant la baisse de dépense énergétique, l'inactivité physique et le déconditionnement [53].

D'après les études, le déclin des capacités physiques est non seulement lié à la diminution de la force musculaire, mais également à des déficits dans la planification motrice et à la désorganisation du mouvement. Saimpont et al [57] ont étudié les changements liés à l'âge dans la simulation et la planification d'actions motrices. Les résultats ont montré que les processus de simulation/planification mentale du mouvement sont altérés avec l'âge et que les personnes âgées avaient plus de difficultés que les jeunes à simuler mentalement une séquence motrice complexe. Dans ce contexte de diminution des capacités de planification, l'étude d'Allain et al [58] a révélé que les patients âgés atteints de troubles cognitifs ont des problèmes de planification de l'action associés à une difficulté à développer mentalement des stratégies logiques et à les exécuter. L'origine de ces troubles est liée partiellement à des modifications comportementales. Ces difficultés de planification peuvent aussi apparaître lors de la réalisation des activités quotidiennes telles que préparer une tasse de thé [59] et s'habiller [60].

D'un point de vue fonctionnel, ces problèmes de planification pourraient affecter la qualité des transferts Assis-Debout (TAD) et Debout-Assis (TDA). L'étude de Mourey et al [61] portant sur 7 sujets jeunes sains (moyenne d'âge : 22.8 ± 1.5 ans) et 5 sujets âgés sains (moyenne d'âge : 73.2 ± 5.5 ans) a exploré les effets du vieillissement sur les caractéristiques cinématiques des mouvements du corps pendant les transferts TAD et TDA. Les durées et les angles du tronc du TAD et du TDA ont été calculés. Au cours de ces mouvements, le contrôle du tronc permet d'ajuster le transfert de poids et d'effectuer des mouvements sélectifs afin de maintenir le centre de masse au-dessus de la base de support [62]. Dans le cas du TAD par exemple, la flexion du tronc permet d'amener le centre de gravité vers l'avant. En effet, ce mouvement du tronc correspond à une anticipation posturale nécessaire pour effectuer le transfert et est élaborée par le processus de planification motrice [48]. Cette étude montre que les angles du tronc pendant le TAD et le TDA ne sont pas altérés chez les personnes âgées. Cependant, un ralentissement lié à l'âge est observé lors de l'exécution de ces 2 transferts. En outre, la comparaison des temps d'exécution de ces transferts montre que le TDA nécessite plus de temps que le TAD. Cette différence est probablement liée au temps pris par le sujet âgé pour l'activité de freinage du mouvement accéléré par la force de gravité, ou à l'absence de contrôle visuel direct, avant la prise de contact avec la chaise. Il existe différents facteurs qui influent sur l'exécution du TDA en raison de sa complexité liée aux exigences de l'adaptation posturale. En effet, le TDA est un mouvement vers le bas et donc effectué avec la gravité, ce qui amène à une accélération du mouvement. De plus, la flexion du tronc vers l'avant requise pour s'asseoir est considérée comme une tâche complexe et particulièrement déstabilisante car elle est effectuée en position debout [63].

Dubost et al [63] ont aussi comparé la cinématique du tronc lors des transferts TAD et TDA chez 10 sujets âgés (moyenne d'âge : 75.9 ± 3.2 ans) et 9 sujets jeunes (moyenne d'âge : 26.8 ± 4.7 ans). Les sujets âgés dans cette étude, ne possédant pas des déficiences fonctionnelles, étaient capables de s'asseoir sans avoir besoin d'aide. Cependant, les résultats ont montré que lors du passage de la position debout à la position assise, les personnes âgées avaient tendance à minimiser le déplacement vers l'avant du tronc : l'angle de flexion du tronc chez les sujets âgés était inférieur à celui des jeunes d'environ 10°. Les auteurs ont ainsi suggéré que les stratégies

de contrôle du mouvement lors du transfert debout-assis pourraient être un indicateur précoce de la perte du contrôle postural liée à l'âge.

Ces problèmes de planification semblent plus importants chez les sujets atteints de maladie d'Alzheimer légère à modérée : l'étude de Manckoundia et al. [64] a montré que le processus moteur de niveau supérieur de mouvements du corps est affecté par la maladie d'Alzheimer, tandis que les fonctions motrices de niveau inférieur restent intactes. Il s'agit d'une étude comparative entre la cinématique des mouvements de TAD et TDA chez 6 personnes âgées en bonne santé (moyenne d'âge : 79 ± 3.5 ans) et celle chez 6 personnes âgées atteintes de la maladie d'Alzheimer (moyenne d'âge : 81 ± 3.5). Les résultats ont montré que la durée du TAD et celle du TDA ont été plus courtes chez les sujets en bonne santé. De plus, l'analyse cinématique a révélé que durant le TAD et le TDA, les sujets atteints de la maladie d'Alzheimer ont effectué les transferts avec un déplacement des épaules significativement léger : l'inclinaison du tronc chez ces sujets est plus faible que celle chez les personnes âgées en bonne santé. Cela est dû au fait que, pendant le TAD et le TDA, les sujets atteints de maladie d'Alzheimer réduisent leur mouvement dans le plan horizontal, en particulier au cours du TAD. Ainsi, les auteurs ont conclu que le processus de planification motrice chez ces sujets n'est pas intact. L'implication des résultats du groupe de personnes âgées atteintes de la maladie d'Alzheimer est intéressante parce que plusieurs études ont rapporté que la fragilité physique est significativement liée à l'incidence de la démence [65, 66]. En outre, l'altération cognitive est considérée comme un élément de fragilité [67].

Les transferts Assis-Debout (TAD) et Debout-Assis (TDA) sont ainsi très intéressants pour évaluer les perturbations motrices chez les personnes âgées [64, 61], et notamment les sujets fragiles. Dans ce contexte d'évaluation des capacités fonctionnelles, plusieurs outils d'évaluation de l'équilibre ont été développés et visent à :

1. déceler les différents troubles de l'équilibre possibles,
2. prédire le risque de chute,
3. cibler les mécanismes responsables de ces troubles de l'équilibre afin d'adapter au mieux la prise en charge en rééducation.

L'évaluation de l'équilibre peut être appréhendée en trois grandes catégories : l'évaluation systémique, l'évaluation instrumentale et l'évaluation clinique fonctionnelle [68].

Nous allons donc présenter ces approches d'évaluation de l'équilibre en se focalisant sur les méthodes les plus marquantes chez chacune d'entre elles et en mesurant leur adéquation avec les besoins et les contraintes de notre étude. Le but principal est de déterminer la technique qui permette l'analyse cinématique des transferts TAD et TDA.

2.2/ ÉVALUATION SYSTÉMIQUE

L'évaluation systémique a été développée dans le but de permettre une analyse étiologique des troubles de l'équilibre, c'est à dire, de bien en analyser les différentes causes. Deux évaluations systémiques largement diffusées Outre-Atlantique sont le Balance Evaluation Systems Test (BESTest) [69] et le Physiological Balance Profile [70].

Le BESTest est un test de 36 items qui permet d'évaluer l'équilibre grâce à six sections : les

contraintes biomécaniques (taille de la base de sustentation, force et amplitude des chevilles), les limites de stabilité, les ajustements posturaux anticipés, les réponses posturales, l'orientation sensorielle et la stabilité à la marche. Il est fiable et valide pour évaluer l'équilibre des Parkinsoniens [71]. En outre, il est le test le plus sensitif pour identifier les chuteurs [71]. Bien qu'il permette d'établir des priorités thérapeutiques en identifiant les troubles spécifiques dans l'équilibre, le BESTest n'a pas été développé pour une population de personnes âgées, mais pour l'ensemble des patients présentant des troubles de l'équilibre. De plus, il nécessite une durée d'évaluation d'environ 30 min et génère une certaine fatigabilité étant donné le nombre de tâches à réaliser. Il existe une version courte de BESTEST, le Mini-BESTest, qui inclut 16 des 36 items de la version originale. Ainsi, sa durée d'évaluation est réduite à 10-15 min.

Quant au Physiological Balance Profile, il permet l'évaluation des altérations physiologiques. Plus précisément, il implique une série de tests qui évaluent l'oscillation posturale debout, le temps de réaction de la main à un stimulus lumineux, la force des extenseurs du genou, la qualité des afférences cutanées plantaires et enfin la vision des contrastes [68]. C'est une évaluation très sensible pour mesurer et prévenir le risque de chute et qui nécessite des équipements portables [70]. Elle requiert au moins une durée d'évaluation d'environ 15 min.

2.3/ ÉVALUATION INSTRUMENTALE

Les mesures quantifiées et objectives de performance provenant d'une évaluation instrumentale de l'équilibre et de la posture sont essentielles au regard de leur sensibilité au changement. Plusieurs systèmes ont été développés afin de compléter avec précision l'évaluation clinique par l'identification d'altérations non visibles à l'œil nu. Ces systèmes peuvent être divisés en 2 catégories : les approches ambulatoires par capteurs portables et les approches passives par parcours instrumentés. Ces approches seront présentées dans les sections ci-dessous.

2.3.1/ APPROCHES AMBULATOIRES PAR CAPTEURS PORTABLES

Ces techniques consistent à utiliser des capteurs portables permettant de mesurer des positions durant la marche, des vitesses, l'activité électrique musculaire et les accélérations. Les systèmes les plus communément répandus utilisent des électromyographes et des accéléromètres/gyroscopes.

L'électromyographie (EMG) est une technique qui permet d'étudier l'activité électrique des muscles et des nerfs au repos et durant la contraction en utilisant des électrodes placées à la surface de la peau. Elle est largement utilisée pour étudier la faiblesse musculaire, la fatigue [72], les parésies, la paralysie, les vitesses de conduction nerveuses et les lésions de l'unité motrice [73]. Elle permet aussi de distinguer entre une anomalie du muscle et un problème nerveux. Cependant, l'examen électromyographique, qui dure environ 30 minutes, est réalisé par un médecin spécialiste en neurologie. D'autre part, il peut provoquer des gênes, dues aux électrodes qui doivent être fixées au corps et des douleurs chez le patients.

Les accéléromètres, éventuellement couplés à des gyroscopes ou inclinomètres, permettent de mesurer les accélérations linéaires et angulaires et les inclinaisons du corps, et de détecter la chute de la personne. Leur efficacité a été prouvée dans l'évaluation du mouvement humain dans

les aménagements et les environnements cliniques. A partir d'un ou plusieurs boîtiers disposés sur le bassin et les membres inférieurs, certains paramètres spatio-temporels tels que le nombre de pas, la cadence et la vitesse de la marche sont déterminés en appliquant des algorithmes mathématiques.

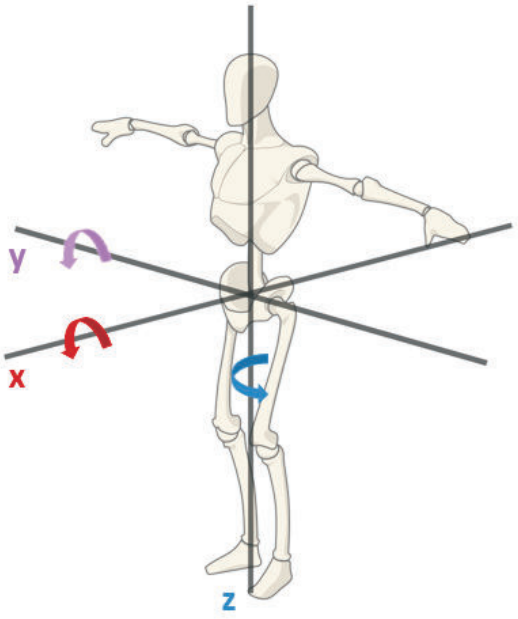
Ishigaki et al. [74] ont analysé les mouvements du bassin chez 95 personnes âgées de plus de 60 ans durant la marche en utilisant un système de surveillance de la posture équipé d'un accéléromètre tri-axial et d'un gyroscope. Ces sujets ont été divisés en deux groupes, stable et non stable, suivant deux critères d'instabilité :

1. avoir un temps du maintien de la position debout sur une seule jambe, avec les yeux ouvert, inférieur ou égal à 15 s,
2. avoir un temps de réalisation du test Timed Up and Go (voir section 2.5) supérieur ou égal à 11 s.

Le capteur a été fixé par une bande élastique enroulée autour du bassin des sujets. Son extrémité inférieure a été placée sur le centre de la seconde vertèbre sacrée. Les directions antéro-postérieure, médio-latérale (transversale) et longitudinale correspondent aux axes x, y et z, respectivement (voir figure 2.2). L'angle, la vitesse angulaire et l'accélération ont été calculés pour chacun de ces axes. Les résultats ont montré que le mouvement du bassin était plus faible chez le groupe instable.



(a) L'extrémité inférieure du capteur est placée sur le centre de la seconde vertèbre sacrée.



(b) L'angle, la vitesse angulaire et l'accélération du bassin sont calculés en fonction des axes x, y et z.

FIGURE 2.2 – Système de surveillance de la posture équipé d'un accéléromètre tri-axial et d'un gyroscope. a) Le capteur est fixé par une bande élastique enroulée autour du bassin. b) Le calcul de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération du bassin est basé sur les axes antéro-postérieur (x), transversal (y) et longitudinal (z).

Afin de détecter de façon autonome la chute d'une personne âgée, un microsystème dénommé ACTIM3D2 est développé, intégrant principalement deux accéléromètres biaxes (ADXL213, Ana-

log Devices), un microcontrôleur (PIC18F258, Microchip) et un modem radio [75]. Ce dispositif a été maintenu en position dans une poche cousue sur un T-shirt au niveau du buste. Le choix de cette position a été basé sur le fait que cette partie du corps (le buste) présente le plus d'inertie par rapport aux autres segments (poignet, cuisse, etc.). Les accéléromètres de ce dispositif mesurent l'accélération dynamique, due aux chocs et aux vibrations, ainsi que l'accélération statique, due à la force de gravitation, suivant trois directions orthogonales : antéro-postérieure, médio-latérale et verticale. Ce dispositif a été aussi utilisé pour classifier les postures suivantes : debout, assis, allongé sur le dos et allongé sur le ventre. Cette classification permet de donner des renseignements sur la condition physique du sujet. Elle nécessite d'évaluer dans un premier temps l'inclinaison du buste dans les plans sagittal et frontal. L'inclinaison est déterminée en convertissant les valeurs triaccélérométriques en valeurs angulaires antéro-postérieures et médio-latérales (tangage). Une quantification de chaque inclinaison angulaire (Roulis et Tangage) a été effectuée selon six classes. Les classes concernant les angles de Roulis sont : droit, penché en avant, penché en arrière, allongé sur le ventre, allongé sur le dos et à l'envers. Pour les angles de Tangage, elles sont : droit, penché à droite, penché à gauche, allongé à droite, allongé à gauche et à l'envers. Ensuite, une combinaison de ces classes est effectuée afin de déterminer la posture globale. La distinction des deux postures assise et debout est utilisée pour la détection des transferts TAD et TDA.

An et al. [76] ont développé un capteur (PocketIMU2) composé d'un gyroscope et un accéléromètre permettant de mesurer les angles des articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Ce capteur a été évalué durant la marche et le transfert TAD et comparé avec un système optique de capture de mouvement. Les résultats ont montré que ce capteur peut être utilisé pour mesurer les angles des articulations humaines et remplacer les systèmes de capture de mouvement coûteux.

Lindemann et al. [77] ont développé un système utilisant un accéléromètre tridimensionnel placé près de l'oreille qui compare l'accélération à des vitesses seuils fixées expérimentalement. En outre, les accéléromètres tridimensionnels ont été utilisés pour améliorer les capacités de la détection de chute. Le dispositif Vigi'Fall [78], par exemple, combine un micro-capteur maintenu en permanence sur le thorax et muni d'un accéléromètre triaxial et des capteurs infrarouges externes couplés à un logiciel de levée de doute permettant d'améliorer la fiabilité de la détection des chutes.

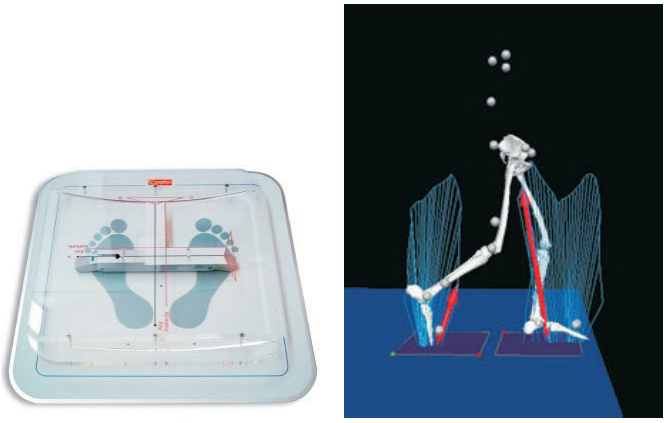
En ce qui concerne le gyroscope, c'est un instrument qui mesure une vitesse angulaire selon un à trois axes. Un gyromètre triaxial permet une mesure selon 3 degrés de liberté (le tangage, le roulis et le lacet). Il est capable d'estimer les angles de flexion des genoux [79], la vitesse angulaire du tronc [80] et les cycles de marche [81]. Cependant, le gyroscope semble peu pratique à cause de sa sensibilité aux chocs.

Bien qu'il soit robuste pour détecter la chute brutale de la personne observée, l'accéléromètre doit être fixé sur le corps de la personne. Le système nécessite ainsi l'intervention de la personne ou de ses aidants pour charger la batterie par exemple. Par conséquent, il ne permet pas de préserver l'autonomie des personnes âgées et peut provoquer des gênes.

2.3.2/ APPROCHES PASSIVES PAR PARCOURS INSTRUMENTALISÉS

L'idée de développer des systèmes passifs externes vient à la suite des problèmes d'acceptabilité et d'encombrement rencontrés chez les patients lors de l'utilisation des capteurs portables. Plusieurs systèmes sont disponibles actuellement sur le marché mais ils ne sont pas validés de manière scientifique avant d'être proposés aux thérapeutes [68], à part certains systèmes comme les plates-formes de posturographie qui ont fait l'objet de nombreuses publications scientifiques [82, 83, 84]. Par exemple, afin de mettre en œuvre une évaluation de la marche 3D, Liu et al. [85] ont développé une plate-forme de force et un système d'analyse du mouvement 3D (M3D) pour mesurer la force de réaction au sol et les orientations 3D des pieds.

La plate-forme de force est un appareillage technique permettant l'évaluation quantitative de la stabilité posturale. Elle est conçue pour répondre aux besoins techniques spécifiques des cliniciens et des chercheurs. Les plate-formes, munies de plusieurs capteurs, permettent l'acquisition des trois composantes de forces et des trois composantes de moments des efforts de réaction au sol, pour une étude cinétique complète. Chaque capteur supportant une partie du poids du corps, mesure donc la force qui lui est appliquée. Les plates-formes de force dynamiques mettent le sujet en déséquilibre, et analysent les possibilités du patient à maintenir ou à retrouver son équilibre dans une suite de tests variés reproduisant les situations complexes qu'il peut rencontrer dans la vie courante.



(a) Plate-forme de force. (b) Mesure des forces de réaction durant la marche.

FIGURE 2.3 – Plate-forme de force et mesure des forces de réaction durant la marche.

La posturographie (ou stabilométrie) est une étude de la posture érigée. Elle quantifie les troubles de l'équilibre en enregistrant les oscillations du centre de pression du sujet debout sur une plate-forme de force. En effectuant un examen stabilométrique, sur plate-forme de force statique, le vieillissement se caractérise par une augmentation des oscillations posturales [86] dont l'origine est multifactorielle, comme par exemple la perte de la sensibilité discriminative au niveau des pieds. L'analyse de la littérature concernant la posture des sujets âgés a montré l'existence d'un lien entre l'augmentation des oscillations et le risque de chute [87]. Ainsi, l'oscillation posturale est utilisée comme un facteur d'évaluation des risques de chutes chez les sujets âgés. Quant à la posturographie dynamique, elle implique l'utilisation de perturbations exogènes ou des modulations de facteurs environnementaux. Le but est de mesurer l'efficacité de la transmission et du traitement des informations et d'étudier des facultés d'adaptations posturales, d'apprentissage

moteur ou d'apprentissage des mécanismes d'anticipation relatifs à l'apparition d'un stimulus [88]. L'utilisation de la plate-forme de force a montré que les sujets âgés ont des réflexes posturaux plus lents pour rétablir leur équilibre à la suite d'une poussée. De plus, l'étude de l'équilibre dynamique sur plate-forme de force a montré chez les personnes âgées l'utilisation fréquente des stratégies de hanches qui apparaissent comme une réponse à la perte des afférences périphériques des membres inférieures. La mesure de la force de réaction sous chaque pied permet d'estimer le temps de transition entre les positions assise et debout pour distinguer les chuteurs des non-chuteurs [89].

Cependant, l'utilisation d'une plate-forme de force chez un sujet âgé à domicile n'est pas pratique. En effet, ce système est coûteux et peut perturber le mouvement spontané normal de la personne. De plus, elle nécessite la présence d'un médecin avec le patient ce qui ne répond pas à l'objectif de maintien à domicile en autonomie.

2.4/ ÉVALUATION CLINIQUE FONCTIONNELLE

L'évaluation clinique fonctionnelle repose sur des tests cliniques effectués par les professionnels de santé estimant l'état du patient. Un score, attribué à la performance, permet de concrétiser la présence de troubles de l'équilibre, avec parfois la possibilité de prédire le risque de chute associé. La plupart de ces évaluations sont quantitatives. Plusieurs tests cliniques existent tels que le test Tinetti [90] et le test Moteur Minimum (TMM) [91]. Ces tests consistent à demander au patient d'effectuer un certain nombre d'exercices simulant des mouvements de la vie quotidienne.

Test de Tinetti Le Tinetti est un test très utilisé en évaluation gériatrique. Il analyse l'équilibre au cours de diverses situations de la vie quotidienne. Ce test a été validé par rapport à des épreuves de posturographie et présente une sensibilité et une spécificité satisfaisantes. Différentes études ont démontré que les sujets ayant un score médiocre au test de Tinetti, présentent en général un risque de chute plus élevé. Le Tinetti doit être réalisé en suivant l'ordre des épreuves et en observant la marche et l'équilibre. Pour contrôler les anomalies de l'équilibre, treize tâches posturales, analysant l'équilibre, cotées selon trois niveaux (normal, adaptatif et anormal) et neuf situations, analysant la marche, cotées selon deux niveaux (normal et anormal) sont mises en place. Les niveaux d'appréciation normal, adaptatif et anormal conviennent respectivement aux scores de 1, 1/2 et 0 (voir tableau 2.1). Ces items peuvent être réduits à sept cotés selon deux niveaux (voir tableau 2.2).

Néanmoins, ce test ne peut pas évaluer le syndrome de désadaptation psychomotrice chez les sujets présentant une grande déficience en position debout et pendant la marche [92]. En effet, Tinetti ne donne pas, dans la majorité des études, une valeur prédictive pour le risque de chute. D'autre part, les exercices portant sur l'équilibre présentent des risques pour une personne âgée voulant les accomplir d'une manière autonome et sont à exclure. L'évaluation de chacune de ces manœuvres reste subjective et doit être faite par un médecin.

Test Moteur Minimum Le test Moteur Minimum est un test clinique simple et rapide (11 min) permettant l'évaluation des possibilités motrices et posturales minimales chez des sujets âgés fragiles. Il possède notamment l'évaluation des compétences posturales et des réactions de

Équilibre : 13 items évalués en 3 niveaux : normal=1, trouble compensé=0.5, anormal=0.
Équilibre en position assise
Lever d'une chaise
Équilibre debout juste après s'être levé (5 premières secondes)
Station debout, yeux ouverts
Station debout, yeux fermés
Résistance à une légère poussée déséquilibrante appliquée sur le sternum
Maintien de l'équilibre lors de mouvements de rotation et de flexion-extension de la tête
Équilibre lors d'un tour complet de 360° sur place (régularité du pas, stabilité)
Équilibre unipodal durant 5 secondes (pied droit et pied gauche)
Maintien de l'équilibre lors d'un mouvement d'hyperextension de la tête et du tronc
Capacité à attraper un objet en hauteur nécessitant de se mettre sur la pointe des pieds
Capacité à ramasser un petit objet au sol
Passage debout-assis
Marche : 9 paramètres étudiés selon une cotation à 2 niveaux : normal=1 ou anormal=0.
Initiation de la marche
Longueur du pas droit et du pas gauche
Hauteur du pas droit et gauche
Largeur du pas (écartement des pieds)
Symétrie des pas droit et gauche
Régularité du pas
Trajectoire : capacité à marcher en ligne droite
Stabilité du tronc
Capacité à effectuer un virage

TABLE 2.1 – Test de Tinetti.

Équilibre
Instabilité lors du passage debout-assis (0 : non ; 1 : oui)
Incapacité à se tenir sur un pied sans aide (0 : non ; 1 : oui)
Instabilité lors d'un tour complet (0 : non ; 1 : oui)
Instabilité lors d'une légère poussée déséquilibrante sur le sternum (0 : non ; 1 : oui)
Marche
Augmentation du balancement du tronc (0 :non ; 1 : oui)
Incapacité à augmenter la vitesse de marche (0 : non ; 1 : oui)
Anomalie de la trajectoire (augmentation des écarts) (0 : non ; 1 : oui)

TABLE 2.2 – Test de Tinetti réduit.

protection aux membres supérieurs et inférieurs, et permet de définir des objectifs de rééducation chez des sujets âgés fragiles [91].

Le TMM comporte 20 items qui apprécient les aptitudes motrices en positions couchée, assise, debout et à la marche (Tableau 2.3). Par ailleurs, le TMM prend également en compte la notion d'une ou de plusieurs chutes au cours des six derniers mois et la capacité à se relever du sol. Le TMM est notamment utile lorsque la réalisation du test de Tinetti est impossible. Il reste faisable chez les sujets très dépendants ou présentant une détérioration cognitive. Comme beaucoup de tests posturaux il ne prédit pas bien le risque de chute.

Décubitus
Peut se tourner sur le côté
Peut s'asseoir au bord de la table d'examen
Position assise
Absence de rétropulsion du tronc
Peut incliner le tronc en avant
Peut se lever du fauteuil
Position debout
Possible
Sans aide humaine ou matérielle
Station bipodale yeux fermés
Station unipodale avec appui
Absence de rétroprojection du centre de gravité
Réactions d'adaptation posturale
Réactions parachute :
Membres supérieurs avant
Membres inférieurs avant
Membres inférieurs arrière
Marche
Possible
Sans aide humaine ou matérielle
Déroulement du pied au sol
Absence de flexum genoux
Absence de rétroprojection du centre de gravité
Demi-tour harmonieux

TABLE 2.3 – Test Moteur Minimum composé de 20 items cotés 1 si la réponse est oui, 0 sinon.

Le Short Physical Performance Battery Le Short Physical Performance Battery (SPPB) [93] est une batterie d'exercices répétés permettant d'analyser la fonction des membres inférieurs du sujet. Il évalue :

– La capacité à se lever 5 fois d'une chaise sans s'aider de ses mains et mesure la durée de l'exercice (/4 points),
– Des exercices d'équilibre répétés avec graduation (/4 points),
– La vitesse de marche sur 4 mètres (/4 points).

L'addition des scores de tous les tests permet d'avoir une idée globale du statut fonctionnel d'une personne âgée. Le SPPB constitue un bon facteur prédictif de survenue d'évènements péjoratifs (chute, perte d'autonomie, entrée en institution) [94]. Un score inférieur à 8 correspond à une diminution de la performance musculaire en rapport avec la sarcopénie [95]. Ce test représente un outil fiable pour la mesure de la performance physique [96].

Il existe d'autres tests cliniques tels que le test de l'appui unipodal (one-leg stance) qui consiste à se tenir 5 secondes sur un seul pied [68], la "Berg Balance Scale" [97] qui est constituée de 14 items permettant d'évaluer la capacité à se lever, la station debout et les déséquilibres intrinsèques et le "Functional reach test" qui consiste à pointer l'index de la main vers l'avant le plus loin possible sans bouger les pieds [68]. Ces tests soit n'évaluent qu'une seule tâche d'équilibra-

tion, soit présentent un danger lors de leur réalisation par une personne âgée fragile ou bien ils contiennent plusieurs tâches à exécuter générant ainsi une certaine fatigabilité.

Dans la section suivante, nous allons décrire en détail un test clinique rapide, largement utilisé en rééducation gériatrique dans le but de l'évaluation de l'équilibre, notamment chez les personnes âgées : le Timed Up and Go.

2.5/ LE TIMED UP AND GO

Le Timed Up and Go, introduit par D. Podsiadlo et S. Richardson en 1991 [98], est un test pour l'évaluation clinique de la mobilité des patients et l'équilibre en général, en particulier chez les personnes âgés. Ce test consiste à se lever d'une chaise à accoudoirs et marcher en avant sur trois mètres, puis faire un demi-tour et revenir s'asseoir. Le patient porte ses chaussures habituelles et l'aide technique qu'il utilise habituellement. Plusieurs observations sont effectuées durant les différentes phases du test. Lorsque le sujet se lève, l'évaluateur doit observer certains détails : s'il se penche normalement en avant, s'il s'aide des accoudoirs, s'il se lève d'un seul élan ou encore s'il a besoin de plusieurs essais. La marche doit être rectiligne, le demi-tour doit se faire sans piétiner et pour s'asseoir, le patient doit contrôler sa descente. Le temps du TUG est généralement considéré comme le principal résultat de l'analyse du test qui permet, selon certains auteurs [99, 100], de prédire le risque de chutes. Un score de 13.5 secondes est considéré comme la limite supérieure de la mobilité normale, avec une sensibilité et une spécificité de 0.8 [99].

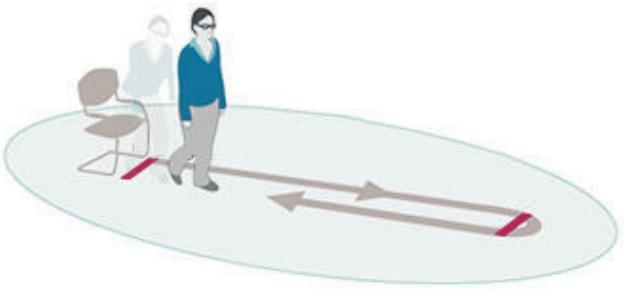


FIGURE 2.4 – Déroulement du TUG.

D'une autre part, la reproductibilité du TUG a été confirmée chez des sujets parkinsoniens [101] et des sujets atteints d'ostéoarthrite du genou [102]. De plus, ce test est souvent utilisé chez des personnes âgés vivant en autonomie et sa reproductibilité est confirmée chez ces sujets [103]. Il est aussi considéré comme un prédicteur de la capacité de marche et du niveau d'activité des personnes âgées à un an après la fracture de la hanche [104].

Le TUG est très simple et rapide à effectuer avec une tâche locomotrice assez complète puisqu'il englobe plusieurs activités motrices : la marche, le TAD, le TDA et le demi-tour. Il permet aussi une analyse qualitative de la stabilité du patient au cours des différentes phases du test [105, 106, 107]. Ce test a été "sensibilisé" en utilisant le principe de la tâche complexe. Lundin-Olsson et al. [108] ont montré que si le TUG est réalisé chez des sujets fragiles avec une tâche ajoutée qui consiste à porter un verre d'eau, le temps est augmenté et il existe alors une valeur prédictive de la chute dans les 6 mois. Enfin, la réalisation d'un TUG en double-tâche (tâche motrice et tâche

cognitive) permet d'évaluer la qualité des automatismes moteurs, en mesurant l'augmentation de la durée du test dans cette condition. L'analyse clinique réalisable autour de ce seul test est donc très complète.

Le TUG englobe aussi le TAD et le TDA dont l'analyse est très importante car ils représentent des indicateurs de qualité de la planification motrice. Dans le paragraphe suivant nous allons décrire les mouvements durant ces deux transferts.

2.5.1/ Les transferts Assis-Debout et Debout-Assis

Le TAD et le TDA sont deux mouvements humains fréquemment exécutés. La capacité à se lever d'un siège et à s'asseoir est un élément primordial dans la conservation de l'autonomie de la personne âgée. Durant le TAD et le TDA, l'épaule a été la première à se déplacer et la dernière à s'arrêter.

Le TAD est défini comme un déplacement du centre de gravité vers le haut depuis une position assise vers une position debout, sans perte d'équilibre. En termes biomécaniques, c'est un mouvement transitoire vers la position debout qui nécessite un déplacement du centre de gravité depuis une position stable vers une position moins stable par l'extension des membres inférieurs [109]. Il se caractérise par une extension des genoux, une flexion-extension des hanches et du tronc et une légère flexion dorsale des chevilles [61] : la personne fléchit d'abord les hanches et le tronc, amenant son centre de gravité vers l'avant alors qu'elle est encore en contact avec la chaise. Ensuite, pour se lever, elle étend les genoux et les chevilles pour enfin étendre les hanches et le tronc au cours de la phase ascendante du transfert (voir figures 2.5 et 2.6).

Le TDA se caractérise par un mouvement vers le bas et vers l'arrière (voir figure 2.5). Le mouvement débute par un déplacement angulaire du tronc en avant (une flexion du tronc) suivie d'une extension relative (retour à la verticale) [110].

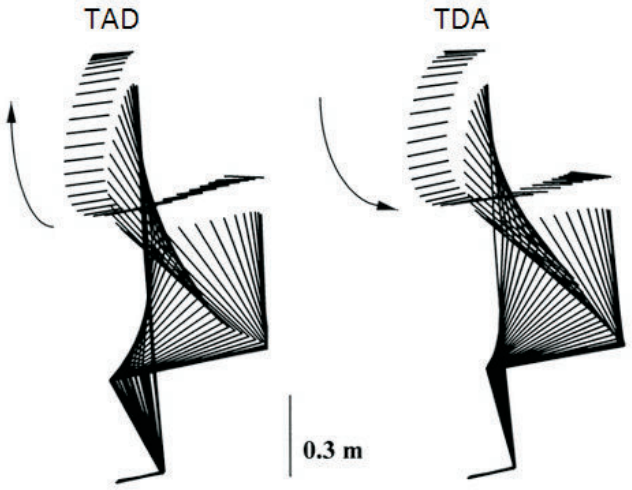


FIGURE 2.5 – Diagramme en bâton mettant en évidence les déplacements segmentaires et la stabilisation de la tête dans l'espace [61]. Le TAD se caractérise par un mouvement vers l'avant puis vers le haut. Le TDA est caractérisé par un mouvement vers le bas puis vers l'arrière [61].

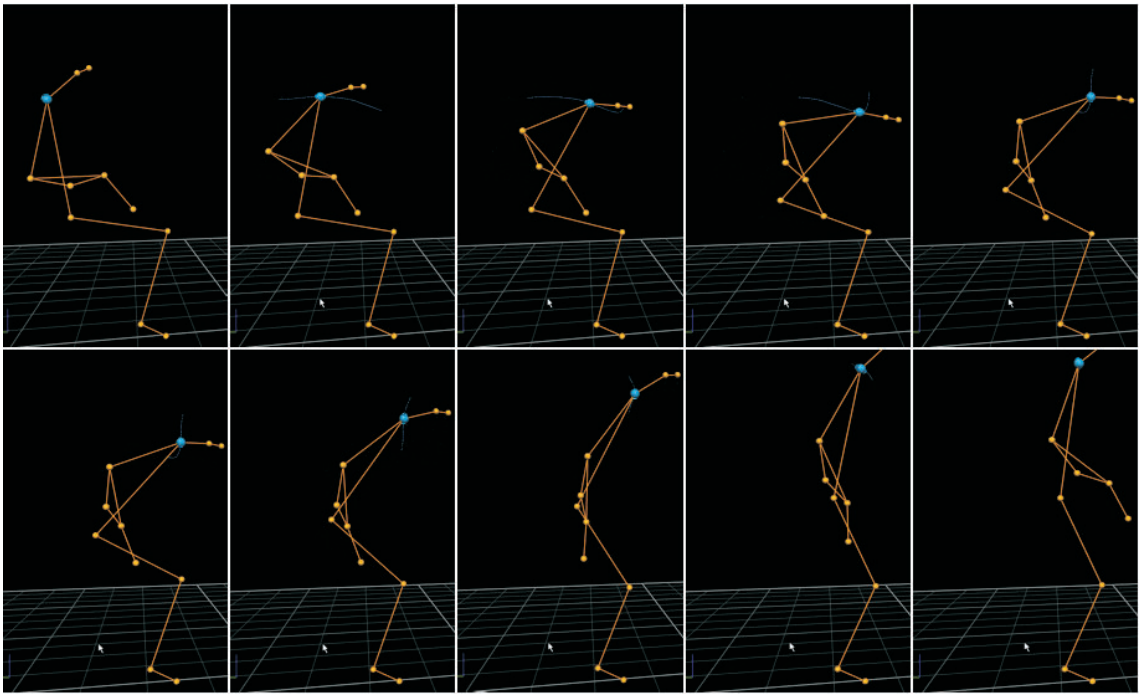


FIGURE 2.6 – Mouvement des épaules durant le TAD.

2.5.2/ CHOIX DES PARAMÈTRES SPATIO-TEMPORELS POUR L'ÉVALUATION DES CAPACITÉS MOTRICES

Le temps du TUG, l'angle du tronc, la durée du transfert, le ratio et la courbure sont identifiés dans la littérature comme étant pertinents pour l'évaluation de l'équilibre dynamique. Selon Shumway-Cook et al. [99], un temps du TUG entre 13.51 s et 35.57 s correspond à celui d'une personne fragile et un temps inférieur ou égal à 13.5 s est corrélé à un état d'indépendance locomotrice. Lorsqu'il est supérieur ou égal à 30 s, ceci reflète un risque élevé de dépendance [98]. Le temps du TUG est aussi considéré comme prédictif de chute. En effet, plus le temps du TUG est long, plus le risque de chute est élevé. Pour le non chuteurs, le temps du TUG est en moyenne de 25.8 s. Pour les sujets ayant chuté une seule fois, il est de 33.2 s et il est de 35.9 s pour les chuteurs multiples [111].

L'angle du tronc est important pour le maintien et le contrôle de la posture. Chez les personnes âgées atteintes de la maladie d'Alzheimer, cet angle est plus petit que chez les personnes âgées en bonne santé [64]. En outre, une flexion réduite du tronc indique une altération dans l'anticipation posturale (une déficience dans l'organisation des mouvements), c'est le cas pour les personnes âgées [112, 113] et notamment les personnes âgées fragiles [114].

En ce qui concerne la durée du TAD et la durée du TDA, elles permettent de vérifier si la personne souffre de troubles de planification motrice. Le temps d'exécution du mouvement (pour les 2 transferts) est plus long chez les personnes âgées que chez les jeunes [110]. Un temps du TDA très long signifie que la personne a des difficultés à contrôler la vitesse de déplacement du tronc, c'est le cas des personnes âgées.

Le ratio correspond à la durée de la phase verticale lors du TAD ou du TDA divisée par celle de la

phase horizontale du transfert (voir figure 3.10). Dans le cas d'un transfert non optimal, l'angle du tronc diminue, i.e., le mouvement du tronc dans le plan horizontal diminue et donc la durée de la phase horizontale diminue proportionnellement. Cependant, la durée de la phase verticale reste stable, d'où une diminution du ratio.

La courbure de la trajectoire de l'épaule lors de la phase verticale du transfert (TAD ou TDA) est aussi étudiée dans le travail de Manckoundia [64]. Cette étude a montré qu'il existe une différence entre les personnes âgées en bonne santé et les personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer : chez les sujets sains, la courbure durant le TAD est plus grande que celle durant le TDA, alors que l'inverse est vrai pour l'autre groupe.

Une description plus détaillée de ces paramètres et de la méthode pour estimer chacun d'entre eux sera détaillée dans le troisième chapitre.

2.6/ CONCLUSION

Nous avons abordé dans ce chapitre l'évaluation systémique qui représente un outil d'évaluation de la fonction d'équilibration. Elle constitue beaucoup de temps pour l'accomplissement et nécessite plusieurs tâches à effectuer, ce qui génère une certaine fatigue pour une personne âgée. Cette évaluation ne convient pas à notre objectif. En effet, dans le cadre de notre étude, nous cherchons un exercice rapide et facile qui peut être réalisé par une personne âgée fragile.

En ce qui concerne l'évaluation instrumentale, elle est divisée en 2 catégories : les approches ambulatoires par capteurs portables et les approches passives par parcours instrumentés. Les approches ambulatoires sont basées sur l'utilisation de capteurs portables et permettent d'émettre un diagnostic fiable et objectif. Cependant, les capteurs portables sont exclus de notre étude. D'une part, ils sont encombrants et ne sont pas adaptés pour une utilisation à domicile, d'autre part, la personne âgée va avoir des difficultés à les porter, ce qui exclut une évaluation autonome de qualité par le patient lui-même. De plus, les personnes âgées changent fréquemment de vêtements et risquent de ne pas replacer les capteurs soit par oubli, soit par manque de volonté. D'autres personnes âgées ou atteintes de la maladie d'Alzheimer se déshabillent souvent et par conséquent ils oublient les capteurs. Par ailleurs, ces approches ambulatoires sont limitées au laboratoire de recherche et peu adaptées à une utilisation "grand public". Le déclin fonctionnel et la perte d'autonomie sont deux phénomènes progressifs. Pour cette raison le maintien à domicile en autonomie des personnes âgées constitue un enjeu considérable pour l'avenir. Il est donc indispensable de progresser vers des technologies qui soient accessibles au grand public et pouvant être installées à domicile.

Quant aux approches passives par parcours instrumentés, elles impliquent l'utilisation de dispositifs tels que la plate-forme de force et le tapis actimétrique qui doivent être installés dans un laboratoire de mouvement et qui ne peuvent pas s'intégrer facilement à domicile. De plus, ils peuvent perturber l'environnement quotidien de la personne âgée ce qui risque de favoriser la chute.

Enfin, bien qu'elle permet une évaluation quantifiée et objective, l'évaluation instrumentale a des inconvénients. Dans un premier temps, elle nécessite l'utilisation d'un équipement qui peut être coûteux, plus ou moins facile à utiliser, et dont la normalisation entre les laboratoires n'est pas toujours assurée [92] : c'est le cas des plate-formes de force stabilométrique par exemple. Dans

un deuxième temps, cette évaluation exige que seuls les patients capables de réaliser une tâche posturale donnée soient analysés. Les plates-formes de stabilométrie par exemple sont principalement consacrées à l'analyse de l'équilibre debout. Les patients ne tenant pas debout sans aide sur un temps de $20 - 30$ sec sont exclus de cette évaluation tandis qu'ils ont les capacités posturales les plus altérées.

Nous avons aussi présenté les tests cliniques d'évaluation fonctionnelle les plus utilisés en rééducation gériatrique. Ces tests permettent de déterminer une performance à partir d'une même épreuve. On distingue 2 types d'épreuves : les épreuves d'équilibre statique qui permettent d'évaluer la capacité à tenir une posture d'équilibre et les épreuves d'équilibre dynamique pour évaluer les mouvements du tronc et des membres supérieurs et inférieurs. Ces tests sont méthodiques, peu coûteux et fiables. Cependant, la majorité d'entre eux nécessite la supervision d'un professionnel de santé (médecin, kinésithérapeute, etc). De plus, l'évaluation de la tâche exercée dépend de l'appréciation du praticien de la capacité du patient suivi à l'accomplir. C'est donc une évaluation subjective. D'un autre côté, plusieurs tests cliniques requièrent un temps d'exécution élevé tels que le Tinetti (20 minutes) et le TMM (11 minutes). Ceci n'est pas le cas pour le test TUG. C'est un test simple, rapide et qui n'engendre pas de fatigue. De plus, le TUG englobe les transferts TAD et TDA qui sont parmi les mouvements humains les plus fréquemment exécutés et par suite permet l'analyse cinématique de ces 2 transferts. En effet, cette analyse pourrait permettre de déterminer la relation entre les changements cinématiques et les capacités fonctionnelles chez les personnes âgées fragiles. Enfin, lors de la réalisation du TUG, le risque de blessure d'ordre musculo-articulaire est faible. C'est pour cette raison que nous avons choisi de reproduire une analyse automatique de ce test qui répond de façon satisfaisante aux besoins des contraintes imposées : les mouvements effectués doivent permettre l'évaluation de l'équilibre chez les patients, être faciles, rapides, sans danger et peuvent être réalisés sans avoir besoin d'un professionnel de santé.

Le but de ce chapitre était de déterminer les mouvements qui permettent une analyse automatique des capacités motrices de personnes âgées fragiles par l'utilisation d'un dispositif innovant. Ces mouvements représentent l'ensemble des tâches du TUG (le mouvement spatialement organisé, orienté vers un but).

Dans le chapitre suivant, nous allons exposer les méthodes et les technologies développées pour le suivi 3D du mouvement humain. Nous allons ensuite détailler les étapes suivies pour le développent d'un système qui permettrait l'analyse automatique des mouvements du TUG.

3

CONCEPTION ET DÉVELOPPEMENT D'UN SYSTÈME AUTOMATIQUE D'ÉVALUATION DE L'ÉQUILIBRE CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES

Dans le chapitre précédent, nous avons présenté les différentes méthodes permettant d'évaluer les capacités motrices chez les personnes âgées, notamment les personnes fragiles. Nous avons choisi d'effectuer une analyse automatique d'un test clinique d'équilibre dynamique, rapide et relativement simple à exécuter : le TUG. Cette analyse fine des capacités fonctionnelles lors de la réalisation des mouvements du TUG requiert un suivi 3D du mouvement humain. En effet, pour pouvoir estimer les paramètres spatio-temporels que nous avons fixés dans le deuxième chapitre, qui permettraient d'évaluer le niveau fonctionnel chez les personnes âgées, il suffit de déterminer les positions 3D de certains points correspondant à des articulations du corps humain. L'approche à adopter doit être peu coûteuse, ne nécessitant pas l'utilisation de marqueurs et non encombrante.

Dans ce chapitre, nous décrirons d'abord les différentes méthodes courantes de suivi de mouvement 3D par la vision artificielle. Nous nous intéresserons plus particulièrement aux systèmes de capture de mouvement sans marqueur. Egalement, nous présenterons brièvement un état de l'art sur les applications de suivi de mouvement 3D. Nous identifierons le capteur adéquat pour le suivi 3D des mouvements du TUG et par la suite l'extraction des paramètres spatio-temporels. En fonction de ces paramètres, une note de contrôle moteur sera générée, reflétant le niveau fonctionnel du patient.

Nous allons aussi exposer ce dispositif d'analyse des mouvements 3D du TUG pour l'évaluation des capacités motrices chez les personnes âgées, sa conception et son processus de fonctionnement. Nous détaillerons ensuite les trois expériences réalisées sur différents sujets (jeunes, âgées, fragiles) et dans différents lieux (laboratoire, domicile, hôpital de jour gériatrique). Nous conclurons par une analyse de différents résultats obtenus et par une évaluation de la fonctionnalité de notre système.

3.1/ SUIVI 3D DU MOUVEMENT PAR LA VISION ARTIFICIELLE

Pour analyser les mouvements humains sans capteurs portables, nous devons passer par une étape incontournable : le module vision artificielle. Ce module prend des vidéos brutes en entrée

et exécute un certain nombre d'algorithmes pour détecter et suivre tous les objets mobiles évoluant dans la scène observée. Le suivi de mouvement humain 3D suscite une attention accrue au cours de ces dernières années. C'est un processus dans le cadre duquel la configuration des parties du corps est estimée à partir d'une ou plusieurs entrées de capteur [115]. Une fois l'estimation de pose effectuée, l'analyse du mouvement humain est utilisée. Cette technique est largement utilisée à diverses fins : la rééducation et la représentation biomécanique des mouvements humains [116], la sécurité, l'analyse biomécanique et le diagnostic médical.

Actuellement, la plupart des suivis du mouvement humain sont réalisés en utilisant des systèmes basés sur des marqueurs (Marker Based System technologies : MBS) [117], notamment à des fins médicales [118]. Cependant, les MBS présentent plusieurs inconvénients. D'une part, ils sont très coûteux, généralement installés dans des laboratoires et difficile à transporter. D'autre part, ils nécessitent de placer des marqueurs sur le corps du patient, ce qui prend du temps et présente une source d'erreurs possibles : erreur due à la déformation et au déplacement de la peau par exemple [119]. Cette technique de suivi des mouvements est donc difficile à réaliser au domicile du patient.

Remplacer ces systèmes MBS par des systèmes de capture de mouvement sans marqueurs (MMC : Markerless Motion Capture system) permet d'éviter ces problèmes de placement des marqueurs. Les avantages de MMC sont variés : pas de perte de temps, d'erreur et de gêne dûs à la mise en place des marqueurs. De plus, ces systèmes sont plus portables, moins encombrants et moins coûteux que les MBS. Pour ces raisons, ils montrent une perspective intéressante pour l'évaluation fonctionnelle.

Dans cette section, nous allons décrire l'état de l'art concernant le suivi de mouvement 3D, en présentant quelques méthodes de détection et de suivi de personnes ainsi que les avantages et les inconvénients de chacune d'entre elles. Nous allons préciser à la fin la méthode adoptée pour suivre les mouvements du patient lors de la réalisation du test TUG.

3.1.1/ Analyse du mouvement par stéréovision

La stéréovision [120] vise à déterminer la position spatiale de points en fonction des coordonnées d'au moins deux images optiques prises de points de vue différents, via des méthodes de triangulation. L'objectif est d'effectuer des mesures ou une reconstruction de la structure 3D de la scène. La stéréovision est généralement basée sur l'utilisation d'une paire de caméras calibrées, permettant d'avoir deux images d'une même scène prise sous deux angles différents, afin d'obtenir une image de disparité qui nous informe sur la profondeur (voir figure 3.1). La précision des résultats de cette méthode augmente avec la distance de la base stéréoscopique (distance entre les caméras). Cependant, cette augmentation s'accompagne d'une diminution de la surface visible commune aux deux caméras, entraînant ainsi des occlusions dans la surface numérisée. Un compromis doit être judicieusement choisi en accord avec l'application envisagée.

La méthode de stéréovision est basée sur trois étapes :

1. La calibration qui consiste à déterminer la configuration géométrique entre les caméras : rotation et translation,
2. La détermination des zones semblables entre les deux images sous forme des couples de primitives : processus d'appariement,

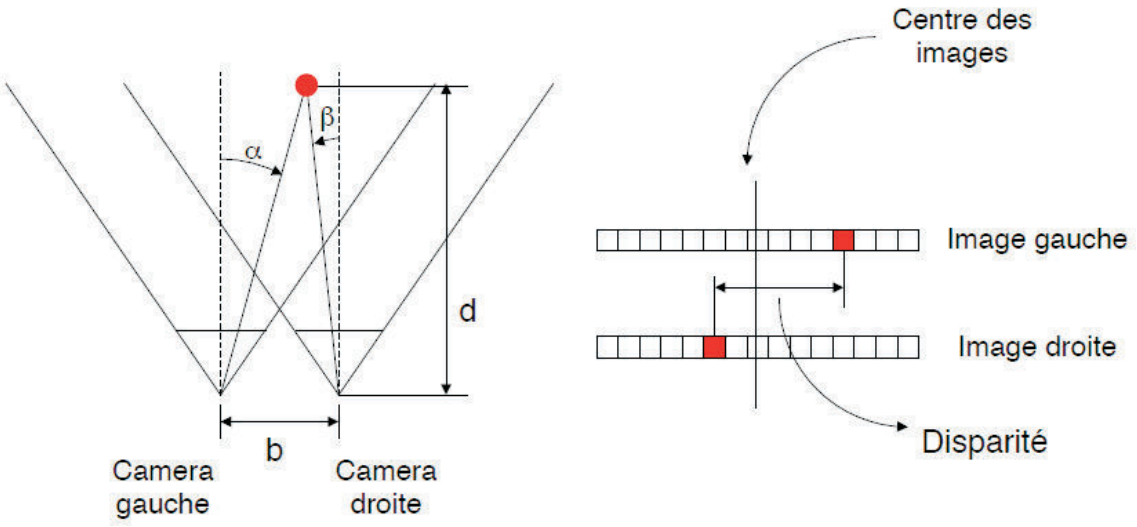


FIGURE 3.1 – Principe de stéréovision : cas de deux caméras linéaires. La distance d est calculée par la formule : $d = \frac{b}{\tan\alpha + \tan\beta}$.

3. La reconstruction stéréo : calcul des coordonnées (X, Y, Z) à partir des coordonnées images des primitives.

En effet, il existe deux problèmes à résoudre en stéréovion. Le premier correspond à la mise en correspondance de primitives entre les différentes vues des caméras. Ces primitives peuvent être des points (corrélation des intensités), il s'agit de stéréovision dense, ou des segments (détection de contours), la stéréovision est dite éparse, ou bien des régions (segmentation de l'image en zone d'intensité similaire). Dans ce contexte, il est à noter que le temps de calcul des techniques de corrélation dense est supérieur à celui des techniques éparses. Le deuxième problème est l'estimation de la géométrie du système (intrinsèque et extrinsèque). Si la géométrie est connue alors la mise en correspondance est facilitée par la contrainte épipolaire. En effet, la géométrie épipolaire est un outil mathématique essentiel à la stéréovision qui aide à résoudre ce défi fondamental de la vision multivue. Dans le cas où des mises en correspondances sont connues, il y a une possibilité d'estimer la géométrie. En stéréovision binoculaire, la géométrie est connue par le calibrage. Dans le cas d'une caméra en mouvement, on cherche à déterminer la géométrie extrinsèque. La figure 3.2 illustre les différentes étapes de la stéréovision binoculaire dense.

La stéréovision est une méthode précise et souvent utilisée. Néanmoins, elle nécessite des outils de traitement performants pour extraire les images des points à reconstruire [121]. L'information colorimétrique est considérée comme critère de similarité dans le processus d'appariement permettant de déterminer les couples de pixels correspondants entre les différentes vues stéréo. Les points caractéristiques, à fort gradient (contours) ou forte texture (motifs) par exemple, sont les seuls qui peuvent être détectés. Cette contrainte entraîne une limitation du nombre de points reconstruits et donc une diminution de la densité de la surface 3D reconstruite.

La stéréovision est utilisée dans plusieurs applications telles que l'estimation des mouvements [122], le suivi d'objet [123], la navigation pour la robotique [124], la détection et la localisation tri-

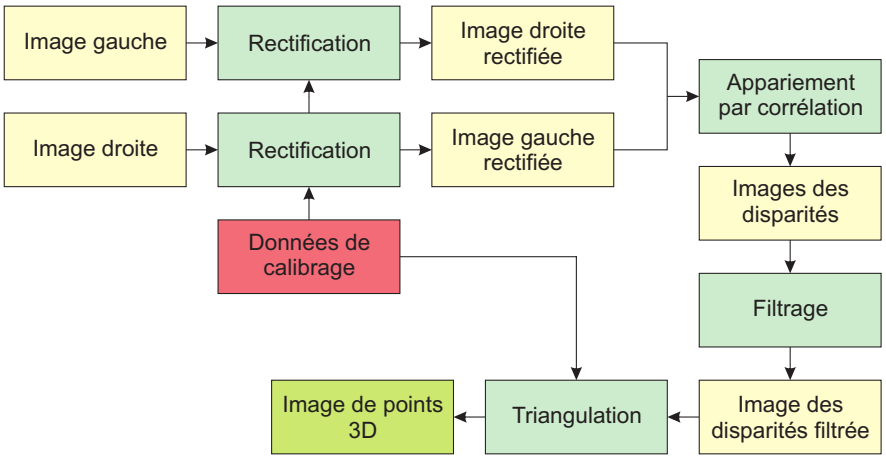


FIGURE 3.2 – Etapes de la stéréovision binoculaire dense.

dimensionnelle d'objets en mouvement dans des environnements complexes [125], etc.. Elle est aussi utilisée pour la détection d'obstacles en milieu routier [126, 127]. Les auteurs ont proposé une approche de création de profil longitudinal de route en considérant le dévers, le roulis et les variations de pente de la chaussée. L'idée est de parcourir longitudinalement la représentation métrique de la route pour trouver les intervalles où les points sont alignés verticalement, correspondant à des obstacles. Cette approche est générique à n'importe quelle géométrie de route. De plus, elle permet l'extraction des obstacles sans fausse détection liée à un seuil de hauteur arbitraire d'identification des points au-dessus de la route (panneaux et arbres en bord de la route, par exemple).

Cette méthode de vision 3D est peu privilégiée dans les applications commerciales à bas coût. Elle est insensible aux zones non texturées. De plus, elle nécessite souvent l'ajout d'un éclairage afin de surmonter les conditions ambiantes d'illumination et la présence de texture dans la scène. D'un autre côté, les erreurs d'appariement d'images et les imprécisions introduites par le bruit rendent les résultats obtenus moins précis.

Dans le cadre de notre projet, un dispositif de vision stéréoscopique peut difficilement être envisagé. Le coût d'un dispositif simple qui peut être évalué à quelques centaines d'euros ne serait pas rédhibitoire. Mais la nécessité du contrôle de calibration n'est pas pas seulement "guère compatible" avec une utilisation chez un patient, mais totalement impossible étant donné la population ciblée (personnes âgées).

3.1.2/ VISION 3D PAR TEMPS DE VOL (TIME OF FLIGHT : TOF)

La caméra temps de vol (TOF) est une technologie relativement récente qui observe une scène en 3D à haute fréquence, en fournissant une information d'intensité et de profondeur pour chaque pixel. Elle envoie un signal optique proche IR pour ne pas interférer avec la lumière ambiante. La lumière réfléchie par les objets de la scène est ensuite captée et focalisée sur le capteur TOF. Ce dernier représente la partie principale d'une caméra TOF et permet de calculer la profondeur. Plus précisement, une caméra 3D TOF est un capteur actif qui calcule la distance d_P d'un point P projeté en p, à partir du temps t_P de propagation de la lumière, de vitesse c, depuis son émission

par le projecteur jusqu'à sa réception par le photocapteur associé à p, après avoir été réfléchie par le point P. Cette distance est mesurée comme suit :

$$d_P = \frac{c.t_P}{2} \tag{3.1}$$

La précision de la reconstruction 3D dépend donc de celle de la mesure du temps t_P. La lumière émise par les caméras TOF, qui est dans la plupart du temps un laser ou LED IR, illumine toute la scène.

Il existe deux technologies qui peuvent être utilisées pour calculer le temps de vol. La première est basée sur une mesure directe du temps (illumination impulsionnelle). Elle calcule le temps que met le signal pour effectuer le trajet entre l'objet et la caméra. La deuxième est basée sur une mesure de déphasage entre le signal émis et le signal réfléchi par démodulation synchrone du signal réfléchi (illumination continue modulée dans le temps). Les caméras les plus commercialisées utilisent la deuxième technologie, bien que des nouveaux prototypes basés sur la détection synchronisée d'un seul photon émis semblent avoir de bonnes performances [128].

Wientapper et al. [129] ont décrit une approche sans modèle de classification des postures humaines en utilisant une caméra TOF. Ils ont montré que l'utilisation de caméras à temps de vol rend l'extraction de caractéristiques plus fiable, car il n'est pas nécessaire de faire des hypothèses restrictives, par exemple sur les conditions d'éclairage stables ou sur les couleurs des vêtements portés par les personnes. L'évaluation sur des données réelles a montré que cette approche était capable de capturer les variations posturales inter-classes et intra-classes. Il est ainsi possible de l'intégrer dans une variété d'applications de surveillance de personnes dans le cadre de l'assistance à l'autonomie à domicile.

Diraco et al. [130]ont aussi utilisé un capteur TOF 3D pour la reconnaissance de postures humaines à domicile. Le but est d'étudier l'utilisation d'un capteur TOF 3D comme une solution de conservation de la vie privée pour la reconnaissance de la posture humaine et le valider dans des conditions réelles de vie à domicile. Ceci consiste à classer une variété de postures suffisamment grande liées aux quatre scénarios suivants : 1) détection d'un événement dangereux, 2) détection d'un comportement anormal, 3) reconnaissance d'activités et 4) l'interaction homme-environnement naturelle. Le système proposé dans cette étude a montré de bonnes performances en comparant ses résultats avec ceux des études similaires précédentes. En effet, ce système basé sur le capteur TOF permet de classer de manière fiable plusieurs postures, en surmontant des problèmes de vision passive bien connus tels que la préservation de la vie privée.

Cette technologie de TOF est rapide mais elle fournit un résultat très bruité, d'où la nécessité d'une étape de post-traitement. Cui et al. [131], par exemple, ont utilisé la caméra TOF MESA Swissranger SR4000 et proposé une méthode de post-traitement basée sur la super-résolution pour débruiter l'information 3D reconstruite. La caméra TOF possède une capacité théorique à analyser à haute vitesse un mouvement surfacique bien supérieur que celle des caméras à lumière structurée. Cela vient du fait qu'elle n'est pas limitée par la vitesse d'acquisition et la reconstruction des données. Cependant, elle a une précision de mesure plus faible. D'autre part, ce type de caméra est relativement coûteux.

3.1.3/ VISION 3D PAR CAMÉRAS À LUMIÈRE STRUCTURÉE

Les caméras 3D à lumière structurée interprètent la déformation d'une image 2D projetée dans la scène pour retrouver l'information de profondeur. Elles utilisent un couple caméra-projecteur et se basent sur le même principe de triangulation que la stéréovision et permettent de déterminer l'information de profondeur par trigonométrie. Les dispositifs utilisant la projection de lumière structurée peuvent être qualifiés de dispositifs à "triangulation active". En effet, la projection d'un motif structuré sur les scènes à acquérir participe à la reconstruction 3D. De plus, cette lumière structurée permet une réduction importante des ambiguïtés liées au problème de mise en correspondance de la stéréovision passive. On peut classer les différentes méthodes de triangulation suivant le type (points, lignes ou motif) et la nature du motif lumineux (visible, IR, etc.) projeté sur la scène [132].

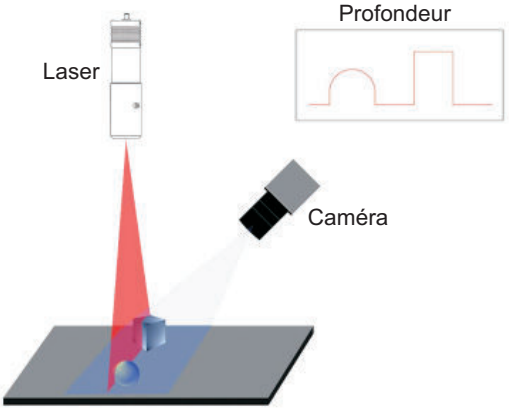


FIGURE 3.3 – Principe des caméras à lumière structurée.

Un patron bidimensionnel est projeté sur l'objet. En décodant la distorsion de ce patron, l'information 3D est calculée pour tous les points simultanément [133]. Les techniques de numérisation par lumière structurée sont divisées en deux catégories : les approches codées et les approches non-codées. Concernant la première, la lumière structurée peut inclure un ou plusieurs patrons formés par un encodage direct, ou un encodage basé sur le voisinage spatial ou encore un multiplexage temporel [132].

Le principe de l'encodage direct est de projeter un patron ou un nombre limité de patrons sur l'objet. Le décodage de chaque patron est effectué à part. Un identifiant unique est associé à chaque pixel de l'image. L'encodage direct permet d'obtenir une résolution spatiale élevée. Cependant, il dispose d'une sensibilité très élevée au bruit et la qualité de la reconstruction 3D dépend de l'illumination de la scène. A cause de ces limitations, cette stratégie d'encodage direct est très peu exploitée en pratique.

En ce qui concerne l'encodage basé sur le voisinage spatial, le but est de concentrer l'information relative au code dans un patron unique. Un seul patron est projeté dont chaque pixel est encodé avec l'information contenue dans son voisinage. Il existe deux types de codification : une codification non-formelle (le voisinage est généré intuitivement sans utiliser un cadre mathématique précis) et une codification mathématique en utilisant les séquences de Bruijn par exemple (le voisinage est défini en utilisant des séquences circulaires en 1D) [134].

Quant à la technique du multiplexage temporel, elle nécessite la projection de plusieurs patrons afin d'obtenir l'identifiant unique associé à un point caractéristique. D'une manière générale, cette technique est utilisée seulement pour numériser des scènes statiques en raison de la contrainte temporelle : déplacement de l'objet entre deux prises d'images. La numérisation d'une scène dynamique est possible dans le cas d'utilisation d'une technique pour compenser le mouvement entre les différentes images [135].

Pour les approches non-codées, le patron n'est pas encodé : soit une seule primitive compose le patron, ne permettant aucun encodage, soit les différentes primitives ont toutes la même couleur, la même largeur et sont séparées par la même distance.

On retrouve, pour les dispositifs de visions utilisant la lumière structurée, les mêmes défauts de la stéréovision, notamment concernant les parties cachées. Il est à noter que dans notre cas, la projection de lumière visible (sur le visage du patient) est impossible. Il faut donc envisager un dispositif utilisant de la lumière infrarouge. Un type de capteurs disponible depuis quelques années pourrait répondre favorablement à notre cahier des charges : le capteur Kinect de la société PrimeSence.

3.1.4/ LE CAPTEUR KINECT : MÉTROLOGIE ET APPLICATIONS

Le Kinect est un capteur de vision tridimensionnel proposé par Microsoft permettant de réaliser la capture d'image 3D, la reconnaissance faciale et enfin la reconnaissance vocale. Il est constitué d'une caméra couleur RGB, d'un capteur de profondeur développé par PrimeSense en 2005, de quatre microphones, d'une base motorisée et d'un kit de développement (SDK).

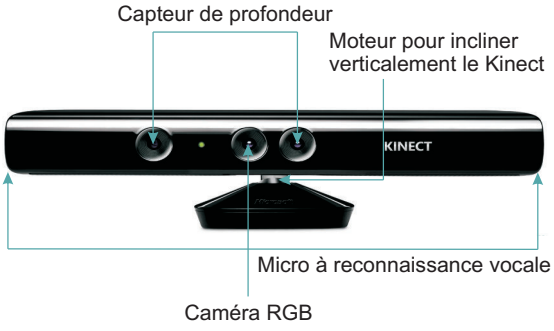


FIGURE 3.4 – Le capteur Kinect pour windows.

Le Kinect envoie un ensemble de trois flux : un flux image qui peut être affiché comme pour n'importe quelle caméra, un flux de profondeur qui est le facteur déterminant et un flux audio. Il peut retourner le flux en 320x240 pixels à 30 FPS (frame per second), en 640x480 pixels à 30 FPS et en 1280x1024 pixels, mais à 15 FPS. Il interprète les informations sur la scène 3D obtenue à travers une lumière infrarouge structurée et projetée en continu. Le capteur de profondeur est composé d'un projecteur laser infrarouge combiné à un capteur CMOS monochrome. Il capture des données vidéo en 3D dans toutes les conditions de lumière ambiante.

Le fonctionnement du Kinect est basé sur les mêmes principes géométriques que ceux utilisés pour la stéréovision. Mais, grâce à sa propre source lumineuse, ce capteur lève les indéterminations associées à la stéréoscopie dans les zones dépourvues de texture : la lumière structurée

émise par le Kinect permet de donner une texture aisément identifiable à toute la scène capturée.

Les caractéristiques relatives au champ de vision du Kinect sont les suivantes :
– Champ de vision horizontal : $57°$,
– Champ de vision vertical : $43°$,
– Marge de déplacement du capteur : $\pm 27°$,
– Portée du capteur : 1.2 m à 3.5 m (à partir de 50 cm pour la version Kinect pour Windows).

Le SDK de Kinect permet d'obtenir un squelette 3D formé par 20 points (joints) du corps de la personne suivie, positionnés dans un espace à 3 dimensions. La figure 3.5 représente l'ensemble des 20 points qui peuvent être détectés. Le suivi de ce squelette permet d'analyser les mouvements 3D des personnes pour des applications variées.

Des recherches récentes ont montré que le Kinect est capable de créer un modèle 3D du corps humain et d'obtenir des données de cartographie cinématiques et anatomiques. Et ceci avec une précision similaire à celles des systèmes plus coûteux et complexes d'analyse de mouvement 3D et de numérisation 3D du corps humain [136, 137]. En effet, plusieurs études ont analysé la résolution et la précision des données fournies par le Kinect [138, 139, 140, 141, 142].

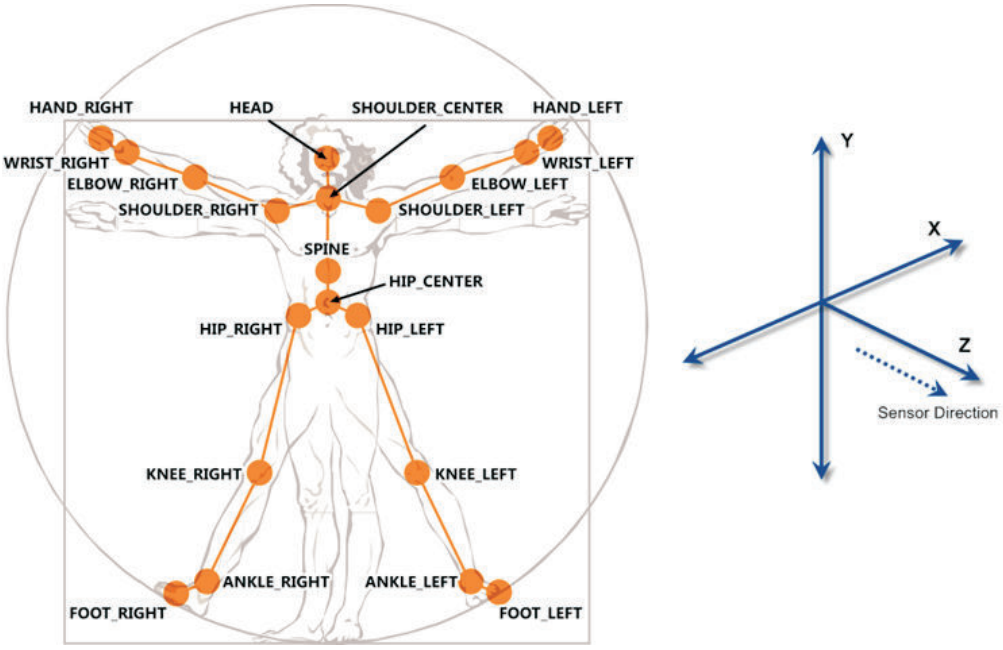


FIGURE 3.5 – Le squelette 3D fourni par le SDK de Kinect.

L'étude de Galna et al. [138] avait pour but d'établir la précision de Kinect pour mesurer des mouvements cliniquement pertinents chez des personnes affectées par la maladie de Parkinson (MP). Neuf patients atteintes de la MP et dix personnes saines ont effectué une série de mouvements fonctionnels mesurés simultanément avec un système d'analyse des mouvements 3D de Vicon (gold-standard : système passif qui utilise des marqueurs lumino-réfléchissants [143]) et le Kinect. Parmi les mouvements effectués, nous citons la position debout calme, un pas en avant et sur les côtés et la marche sur place, ainsi que les éléments suivants de l'échelle d'évaluation unifiée pour la maladie de Parkinson (UPDRS) : serrage de la main, tapotement des doigts, se lever d'une chaise, etc.. Les résultats concordent avec ceux de Clark et al. [137] qui ont montré un

bon accord entre le Kinect et le Vicon pour mesurer des mouvements du tronc et la cinématique des membres inférieurs durant les tests d'équilibre en position debout chez 20 adultes sains. Les résultats ont montré que le Kinect mesure la durée de chaque répétition des mouvements très précisément ($ICCs > 0.9$ et $r > 0.9$) (voir le tableau 3.1). De plus, la mesure des caractéristiques spatiales pour les mouvements bruts tels que le TAD ($ICC = 0.989$) est excellente. Dans l'ensemble, les résultats de Kinect se rapportent fortement à ceux obtenus avec le système Vicon ($r > 0.8$). L'ICC représente le coefficient de corrélation intraclasse (Intraclass Correlation Coefficient). Il permet d'étudier la corrélation (le degré d'association) entre une variable nominale (ou catégorielle) et une variable quantitative. Un ICC supérieur à 0.7 indique une bonne reproductibilité. r désigne le coefficient de corrélation linéaire mesurant la relation linéaire (proportionnalité) entre les valeurs de deux variables. Il est égal au rapport de leur covariance et du produit de leurs écarts types, dont la valeur est comprise entre -1 et 1.

Mouvement	Moyenne		r	ICC
	Vicon	Kinect		
Sujets sains (n=10)				
Assis-Debout (s)	8.00 (1.72)	7.96 (1.48)	.999	.961
FLT (s/rep)	3.80 (.79)	3.78 (.84)	.955	.957
FE (s/rep)	2.79 (.54)	2.80 (.53)	.999	.998
AE (s/rep)	2.87 (.61)	2.86 (.60)	.991	.992
MP (s/rep)	1.16 (.14)	1.18 (.14)	.983	.968
Sujets atteints de la MP (n=9)				
Assis-Debout (s)	15.11 (5.76)	15.09 (5.67)	.999	.999
FLT (s/rep)	6.37 (2.64)	6.21 (2.60)	.993	.992
FE (s/rep)	3.54 (1.16)	3.53 (1.12)	.999	.999
AE (s/rep)	3.74 (1.40)	3.77 (1.35)	.998	.997
MP (s/rep)	1.29 (.22)	1.29 (.24)	.990	.990

TABLE 3.1 – Précision spatiale du système Kinect par rapport au système gold-standard Vicon. FLT : Flexion latérale du tronc, FE : Flexion de l'épaule, AE : Abduction de l'épaule et MP : Marche sur place. s/rep : secondes par répétition.

De même, dans l'étude de Bonnechère et al. [144, 145], le but était d'évaluer la précision du capteurs Kinect pour l'analyse complète de mouvement du corps. Une comparaison a été effectuée entre les résultats de Kinect avec ceux d'un système de stéréophotogrammétrie basée sur les marqueurs. Vingt-sept adultes en bonne santé ont participé à cette étude et effectué un mouvement d'accroupissement. Les paramètres étudiés étaient les longueurs des segments et les angles des articulations. Les résultats ont montré que l'estimation des angles dépend des types d'articulations : excellents résultats pour l'épaule et très mauvais pour le poignet et la cheville. Concernant l'estimation de longueurs des segments, une différence entre la position statique et la position d'accroupissement, pour le tronc par exemple, a été constatée. Mais malgré cette différence, il existe des corrélations significatives entre la longueur de chaque segment en statique et en dynamique. Pour être sûr que cette différence est liée seulement au mouvement et non pas à la reproductibilité des résultats de Kinect, les auteurs ont comparé la position statique avec les dix premières "frames" (au cours desquelles le sujet reste stable) prises en position d'accroupissement. Aucune différence n'a été trouvée. Ainsi, les différences observées ne sont dues qu'au déplacement de l'estimation du centre de l'articulation pendant le mouvement.

Dans l'étude de Huber et al. [146], les auteurs ont testé la fiabilité et la validité des mesures

d'angle de l'épaule (shoulder joint) en utilisant le Kinect pour la rééducation virtuelle. Dix adultes sains ont participé à cette étude. L'angle associé à l'épaule a été évalué dans quatre positions statiques (flexion de $90°$, flexion maximale, abduction de $90°$ et une rotation externe maximale avec une abduction de $0°$) en utilisant le Kinect, un système d'analyse tridimensionnelle des mouvements et un goniomètre clinique. Deux essais ont été effectués pour chaque position. Le Kinect a montré une très bonne fiabilité en mesurant l'angle de l'épaule dans la plupart des positions. La plus haute précision a été atteinte pour la mesure de l'angle de l'épaule lors de l'abduction de $90°$. Ce qui est cohérent avec le résultat de Bonnechère et al. [139] qui a montré que la mesure de l'amplitude des mouvements de l'épaule lors de l'abduction est précise.

Le Kinect a été impliqué dans une multitude d'applications. Stone et Skubic [147], par exemple, ont utilisé le Kinect pour l'évaluation des risques de chute chez les personnes âgées dans les environnements de la maison. Des mesures de la marche (vitesse de marche, longueur et durée de pas) ont été recueillies à partir de trois différents systèmes : le Kinect, le Vicon et deux webcams, sur une série de 18 séquences de marche avec des sujets et des vitesses différents. Le sentier mesure 5.18 m de longueur et le nombre de pas par séquence de marche varie de cinq à neuf. Les résultats ont montré un bon accord entre les mesures de la marche calculées en utilisant le Kinect, par rapport à celles calculées en utilisant les deux autres systèmes (Vicon et webcam). En outre, l'image de profondeur fournie par Kinect réduit considérablement les exigences de calcul nécessaires à l'extraction robuste du premier plan. Il est à noter que Stone et Skubic ont été les premiers à proposer l'utilisation de Kinect pour l'analyse clinique de la marche.

D'autres études ont montré que l'utilisation du Kinect est prometteuse pour la rééducation neurologique [148], la rééducation physique [149, 144] et l'évaluation du contrôle de la posture [137]. De plus, ce capteur a le potentiel pour mesurer les symptômes de mouvement chez les personnes atteintes de la maladie de Parkinson à domicile [138].

Le Kinect dispose d'avantages importants : faible coût, absence de marqueurs [137], portable [150] et largement disponible. Il permet aussi une collecte rapide des données et par suite une réduction du temps nécessaire pour l'installation de l'équipement et l'acquisition des données à analyser. Le capteur Kinect est donc compatible avec les exigences du projet STREAM : bas coût, portabilité et absence de marqueurs. Et notamment, ce capteur a montré une bonne précision dans les mesures des paramètres cinématiques et temporels relatifs à l'épaule. En effet, le suivi des mouvements de l'épaule est une étape de grande importance dans notre étude.

3.2/ DÉVELOPPEMENT D'UN SYSTÈME D'ANALYSE EN TEMPS RÉEL DU TEST TUG

Dans cette section, nous allons exposer les différentes étapes du développement de notre système d'évaluation des capacités fonctionnelles chez les personnes âgée. Nous commençons par la conception du dispositif et finissons par le calcul des paramètres spatio-temporels en passant par la réalisation du TUG en temps réel.

3.2.1/ CONCEPTION DU DISPOSITIF

Le système global développé est basé sur l'analyse automatique en temps réel des mouvements libres, correspondant aux mouvements du TUG. L'objectif est d'extraire des paramètres spatio-temporels pertinents pour l'évaluation de l'équilibre tels que le temps du TUG ou l'angle formé entre l'axe du tronc et la verticale gravitaire lors des transferts TAD et TDA. Il intègre le capteur Kinect qui effectue le suivi du squelette 3D du patient sans placer des marqueurs sur son corps. La figure 3.6 décrit le déroulement d'une expérience réalisée par notre dispositif expérimental.

Le patient doit effectuer l'ensemble des tâches du TUG. En utilisant le capteur Kinect, le système analyse les données du squelette 3D dans le but de détecter la position assise qui représente la phase initiale du TUG.

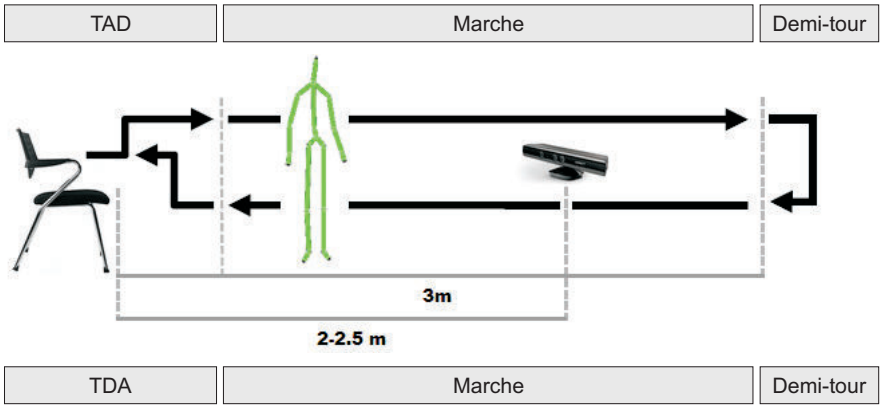


FIGURE 3.6 – Vue d'ensemble sur le déroulement d'une réalisation du TUG.

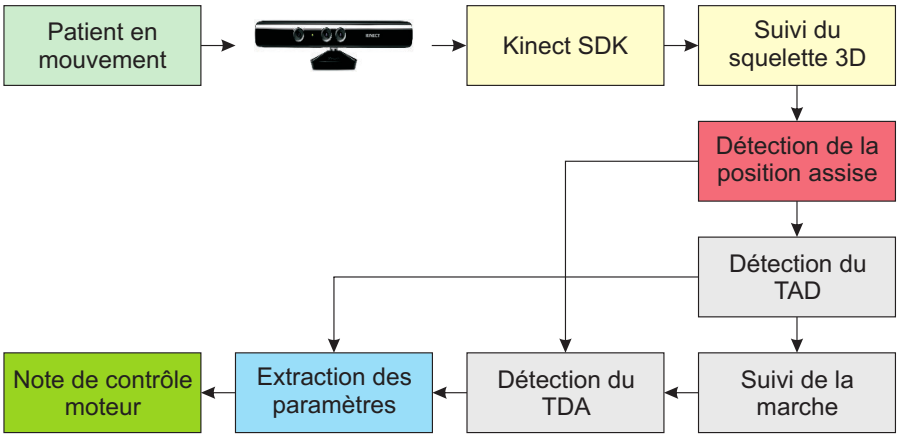


FIGURE 3.7 – Schéma fonctionnel de notre système global.

3.2.2/ ACQUISITION DES DONNÉES

Le Kinect est placé à une distance approximative de 2-2.5 m de la chaise, avec un angle d'inclinaison de $20°$ (voir Fig. 3.6). Les données des squelettes 3D sont acquises et enregistrées lors de

la réalisation du TUG. Un filtrage est effectué pour chaque image afin de supprimer les données erronées fournies par Kinect. Pour chaque image, une comparaison est effectuée entre les données de cette image courante et les valeurs moyennes de données des 10 images précédentes (angle du tronc, position de l'épaule, distance entre la hanche et le genou selon les axes Y et Z). Pour chaque critère, nous attribuons un seuil S_i. Pour augmenter la fiabilité du système et éliminer des éventuelles données erronées produites par le Kinect, nous avons comparé les données de chaque trame à celles des dix trames qui le précèdent selon certains critères tels que la position de l'épaule, la valeur d'angle de tronc et les distances entre la hanche et le genou. Ainsi, si la différence est supérieure à un certain seuil, pour chaque critère de comparaison, les données de cette trame seront supprimées.

Les paramètres spatio-temporels sont enregistrés pour chaque image durant les deux transferts TAD et TAD. Le paramètre de temps du TUG sera affiché une fois le TUG est terminé.

3.2.3/ RECONNAISSANCE DE LA POSITION ASSISE

La reconnaissance de la position assise est une étape indispensable dans le processus de notre système. Elle représente en même temps l'état initial et final du TUG. Cette reconnaissance est basée sur l'extraction de six coordonnées correspondant à coordonnées gauches (L) et droites (R) de 3 articulations du squelette 3D : l'épaule (S), la hanche (H) et le genou (K).

La posture assise est liée 1) à l'angle β entre la droite HK (de la hanche au genou) et la droite HS (de la hanche à l'épaule) et 2) à la distance HK entre le genou et la hanche calculée selon les axes X, Y (hauteur) et Z (profondeur).

Pour calculer β, nous avons distingué l'angle de la partie droite du corps β_R, angle entre la droite H_RK_R et la droite H_RS_L, et l'angle de la partie gauche du corps β_L, angle entre la droite H_LK_L et la droite H_LS_R (voir figure 3.8). Nous avons aussi fixé expérimentalement un angle ϕ de contrôle de la différence entre β_R et β_L. Ainsi, si la différence est inférieure à ϕ, alors β est défini comme suit :

$$\beta = \frac{\beta_R + \beta_L}{2} \tag{3.2}$$

Dans le cas contraire, nous supposons que la reconnaissance n'est pas stable. Les distances S_{LN} et S_{RN} des points 3D S_R et S_L à l'origine du plan sont calculées. Dans ce cas, l'angle β est calculé en fonction du système suivant :

$$\beta = \begin{cases} \beta_R - \alpha \; si \; S_{LN} > S_{RN} \\ \beta_L - \alpha \; sinon \end{cases} \tag{3.3}$$

L'angle α, déterminé empiriquement ($20°$), permet de supprimer l'erreur de détection du squelette. La position assise est ainsi détectée si les deux conditions du système suivant sont vérifiées :

$$\begin{cases} 94.5 < \beta < 180° \\ \\ HK_{RY} < HK_{RZ} \; ou \; HK_{LY} < HK_{LZ} \end{cases} \tag{3.4}$$

HK_{RY} (HK_{RL}) et HK_{RZ} (HK_{RL}) représentent la distance entre la hanche droite (gauche) et le genou droit (gauche) calculée selon l'axe Y et Z, respectivement.

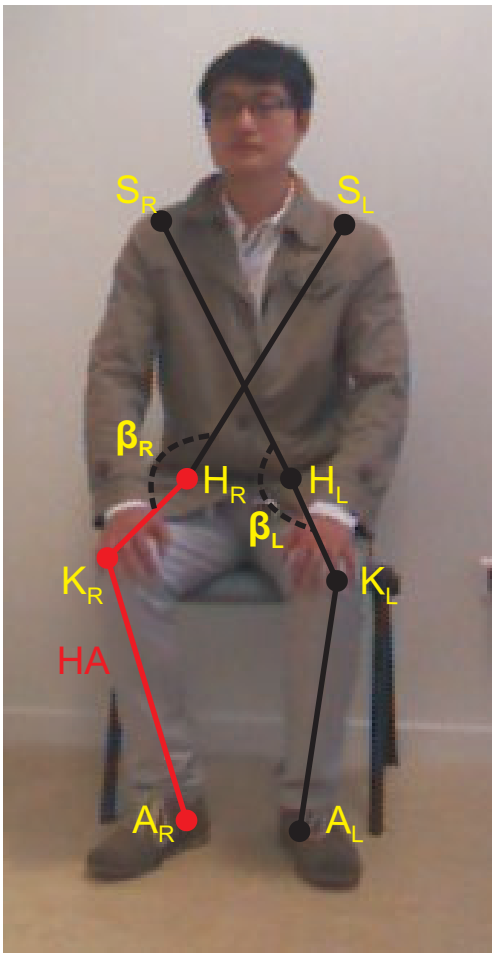


FIGURE 3.8 – Calcul de l'angle β. Les points S, H, K et A représentent l'épaule, la hanche, genou et la cheville, respectivement.

3.2.4/ DÉTECTION DU TAD ET DU TDA

Les deux transferts TAD et TDA sont délimités par la position assise et la position debout. La position debout est détectée lorsque les conditions du système suivant sont vérifiées :

$$\begin{cases} HA_{XYZ} - thresh_H \leq H_Y \leq HA_{XYZ} + thresh_H \\ Hd_Y \geq 0.94 \times L_{XYZ} \\ S_Z \leq 0.99 \times oldK_Z \\ \beta > thresh_\beta \end{cases} \tag{3.5}$$

avec HA_{XYZ} et H_Y qui représentent la distance entre la hanche (hip) et la cheville (ankle) dans l'axe XYZ (longueur de la jambe) et la position verticale de la hanche, respectivement (voir la figure 3.8). La deuxième condition signifie que la position verticale de la tête (Hd_Y) doit être atteinte ou dépasser 94% de la taille de personne (L_{XYZ}). Le point Hd représente la tête. La troisième condition consiste à vérifier si la position de profondeur (distance par rapport au capteur

Kinect) de l'épaule est inférieure à celle des genoux en position assise. Quant à la dernière condition, l'angle formé entre le tronc et le genou (voir la sous-section précédente) doit dépasser un seuil $thresh_{\beta}$. Toutes les valeurs des seuils ont été déterminées empiriquement.

La détection d'un transfert dépend aussi de l'évolution de la position de l'épaule dans le temps. Le système est capable d'analyser les données enregistrées et supprimer celle qui ne correspondent pas au transfert, comme par exemple lorsque la personne hésite à se lever de la chaise : elle fléchit d'abord un peu le tronc vers l'avant puis vers l'arrière et ensuite elle commence le transfert.

Concernant la détection du transfert TDA, il faut d'abord faire le suivi de la personne qui marche afin de détecter si elle a bien effectué un demi-tour. Ceci permet de vérifier qu'il s'agit bien d'un test TUG. La détection de demi-tour dépend du nombre d'apparition de la personne (2 fois) devant le capteur sur une distance précise. En effet, lors de la réalisation du TUG, le Kinect est placé à une distance de 2-2.5 m par rapport à la chaise. Cependant, le TUG nécessite que le patient marche sur 3 m à l'aller et 3 m au retour. Ainsi, il existe une période durant laquelle le patient est non détecté par le capteur.

De même, le TDA dépend de l'évolution de la position de l'épaule et de l'angle du tronc dans le temps, entre la position debout et la position assise. Le TDA, et par la suite le TUG, se termine lorsque la composante de profondeur de l'épaule, la position verticale de la hanche et l'angle du tronc restent presque stables durant les 15 dernières images (frames).

3.2.5/ EXTRACTION DES PARAMÈTRES SPATIO-TEMPORELS

Dans cette partie, nous allons expliquer les méthodes appliquées pour l'extraction des paramètres spatio-temporels.

Le temps du TUG Le temps du TUG représente la durée totale pour accomplir toutes les tâches du test TUG. Le calcul du temps débute et se termine lorsque la position assise est détectée. En d'autres termes, il commence lorsque le TAD débute et se termine à la fin du TDA.

Angle du tronc L'angle du tronc correspond à l'angle formé entre l'axe du tronc et la verticale gravitaire passant par le centre de masse du corps ($Hip\ center$), lors du transfert (TAD/TDA). L'axe du tronc passe par deux joints du squelette 3D fourni par le SDK de Kinect : le $Hip\ center$ et le $Shoulder\ center$. Cet angle est représenté par la figure 3.9. Pour chaque transfert, nous enregistrons tous les angles de flexion du tronc lors du mouvement pour enfin extraire l'angle maximal.

Durée du transfert Lors du TAD, la durée totale du mouvement de l'épaule correspond à l'intervalle du temps entre le moment où l'épaule se déplace vers l'avant (cas normal) ou vers le haut (cas anormal) en dépassant un seuil $S1$ et le moment où sa composante verticale atteint ou dépasse 94% de la taille de la personne en question (position debout). La durée de la phase verticale (déplacement vers le haut) débute lorsque la composante verticale de l'épaule (la hauteur) dépasse un seuil $S2$ (les hanches quittent la chaise) et se termine à la fin du mouvement. La durée de la phase horizontale (déplacement vers l'avant) correspond à la différence entre la durée totale de déplacement et la durée de la phase verticale.

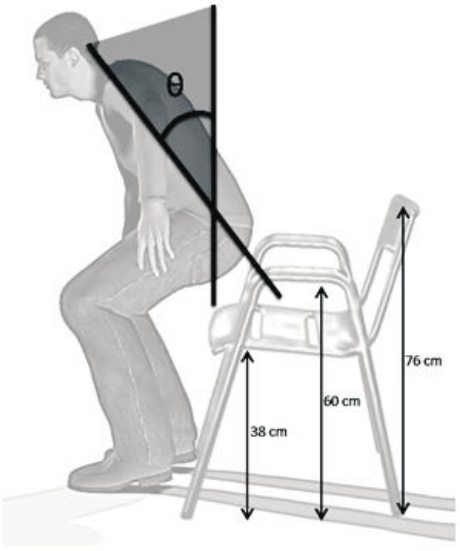


FIGURE 3.9 – Illustration de la capture de l'angle du tronc durant les transferts.

En ce qui concerne le TDA, la durée totale du mouvement de l'épaule correspond à l'intervalle du temps entre le moment où la composante verticale de l'épaule chute de sa valeur pic et le moment où les composantes verticales des hanches atteignent leurs valeurs minimales et l'angle du tronc atteint sa limite. La phase verticale commence au début du mouvement et se termine lorsque la composante verticale de l'épaule atteint un seuil $S3$ qui correspond au moment du contact des hanches avec la chaise. De même, la durée de la phase horizontale (déplacement vers l'arrière) correspond à la différence entre la durée totale de déplacement et la durée de la phase verticale. Les seuils ont été déterminés expérimentalement, mais lorsqu'il s'agit d'un seuil pour la composante verticale de l'épaule, celui-ci dépend de la taille de la personne.

Le ratio C'est le rapport entre la durée de la phase verticale et la phase horizontale du mouvement de l'épaule.

La courbure Puisque les déplacements vers l'avant durant le TAD et vers l'arrière durant le TDA sont similaires et presque droits, nous nous sommes intéressés à la phase verticale pour les deux transferts [64]. La courbure correspond à la trajectoire de l'épaule durant la phase verticale du transfert : le mouvement vers le haut pour le TAD et le mouvement vers le bas pour le TDA. Elle est calculée en utilisant la formule suivante :

$$cur = \frac{D_{max}}{L} \tag{3.6}$$

avec L correspondant à la droite formée par la première et la dernière position de l'épaule lors de son déplacement et dont l'équation est $y = ax + b$. D_{max} désigne la distance maximale de la perpendiculaire à L passant par un point de la trajectoire de l'épaule. Cette distance est définie par la formule suivante (voir la figure 3.10) :

$$D_{max} = Max(d(A_i, (L)) = Max\left(\frac{|ax_{A_i} - y_{A_i} + b|}{\sqrt{1 + a^2}}\right) \tag{3.7}$$

avec A_i est un point appartenant à la trajectoire de l'épaule lors de la phase verticale.

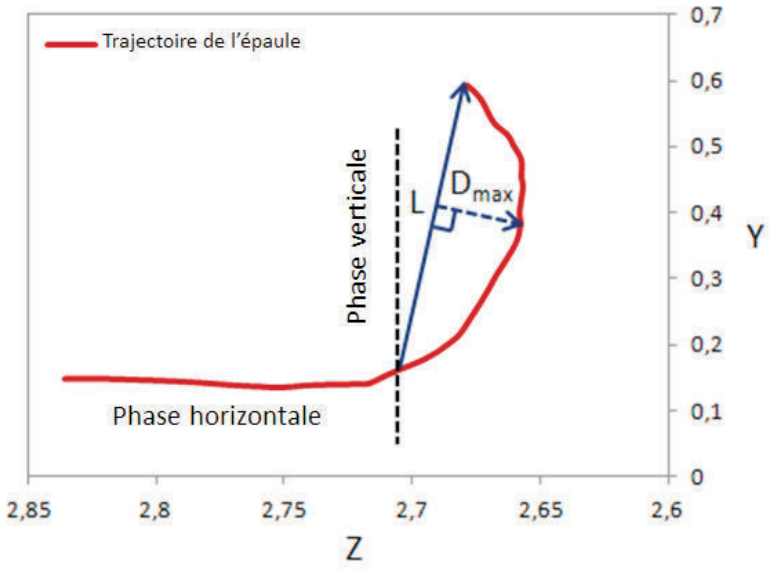


FIGURE 3.10 – La courbure de trajectoire est donnée par le ratio $\frac{D_{max}}{L}$ [64].

Dans les trois sections suivantes, nous allons exposer les trois expériences réalisées avec ce dispositif expérimental d'évaluation des capacités fonctionnelles chez les personnes âgées. Ces expériences sont effectuées dans trois types d'environnement : au laboratoire, au domicile de chaque patient âgé et dans un hôpital de jour gériatrique. Le but était, dans un premier temps, de tester l'intégrabilité et l'adaptation de notre système dans ces environnements, ainsi que d'évaluer la fiabilité et la reproductibilité des résultats obtenus. Dans un deuxième temps, l'objectif était de vérifier la cohérence les résultats fournis par notre système avec la littérature dans les domaines gériatriques et cliniques. En outre, ces expériences nous ont permis de mesurer l'influence de la fragilité motrice liée à l'âge. Ainsi, nous pouvons pondérer les différents paramètres et attribuer une note de contrôle moteur lors de l'analyse automatique du TUG.

3.3/ EXPÉRIENCES ET RÉSULTATS N°1

Afin d'évaluer le système développé, des expériences ont d'abord été effectués sur dix sujets jeunes et sains [151]. Ces sujets ont été invités à réaliser le TUG dans trois conditions différentes : normale, cognitive et motrice. Notre objectif est de vérifier la cohérence entre les résultats de notre système et ceux de la littérature.

3.3.1/ POPULATION ET PROTOCOLE

Dans cette étude, la population était composée de 10 sujets jeunes (2 femmes et 8 hommes) âgés de 21 à 30 ans (moyenne d'âge : 26.6 ± 2.95 ans). Ces sujets étaient en bonne santé : sans pathologies affectant l'équilibre ou la marche.

Les participants ont été invités à effectuer trois essais pour chacune des trois conditions du test TUG :

- un TUG en condition normale (test habituellement effectué lors de l'évaluation de l'équilibre),
- un TUG en condition double tâche cognitive (citer des noms d'animaux qui commencent par la lettre "c", ou encore citer des noms de fleurs commençant par la lettre "b"),
- un TUG en condition double tâche motrice (tenir un verre d'eau).

Le but est de mesurer la reproductibilité de notre système qui consiste à tester sa capacité à donner les mêmes résultats pour plusieurs essais, entre lesquels il n'y a pas de variation dans la performance (dans la condition).

3.3.2/ ANALYSE STATISTIQUE

Nous avons calculé l'intervalle de confiance (IC) de chaque paramètre afin de définir une marge d'erreur entre les résultats de trois essais de tous les sujets. L'IC est défini comme suit :

$$I_c = [\overline{x} - 1.96\frac{s}{\sqrt{n}}; \overline{x} + 1.96\frac{s}{\sqrt{n}}] \tag{3.8}$$

avec $\overline{x}$, s et n représentent la moyenne, l'écart-type et la taille de l'échantillon, respectivement.

Une analyse de variance one-way ANOVA a été effectuée avec le facteur "Condition" (normale, motrice et cognitive) pour vérifier s'il existe une différence entre les 3 conditions au niveau d'un ou plusieurs paramètres. D'une manière générale, l'objectif de l'ANOVA est de tester la significativité des différences de moyennes en comparant les variances. Elle permet de savoir si une ou plusieurs variables dépendantes sont en relation avec une ou plusieurs variables dites indépendantes. Afin de déterminer les écarts significatifs entre ces différentes conditions, des analyses post-hoc ont été faites par l'utilisation du test de Scheffé [152]. Ces analyses statistiques ont été réalisées avec un risque α (probabilité de commettre une erreur statistique) de 0.05. La valeur p représente la probabilité d'erreur associée à l'acceptation du résultat observé comme correct (valide). C'est un indice décroissant de la fiabilité d'un résultat. Ainsi, pour chaque analyse, la valeur p sera comparée à α. Si la valeur p est inférieure à ce seuil alors le résultat du test est déclaré "statistiquement significatif".

3.3.3/ RÉSULTATS

Les résultats des tests de 10 personnes jeunes sont illustrées dans le tableau 3.2. Les figures 3.11.a, 3.11.b, 3.11.c et 3.11.d représentent les histogrammes de l'angle du tronc, du ratio, du temps de mouvement et de la courbure durant le transfert TAD, en condition normale. Le tableau 3.3 présente les intervalles de confiance de ces 4 paramètres durant le transfert TAD, en condition normale.

La figure 3.12 montre que la durée du TAD était plus courte que la durée du TDA, ce qui a été prouvé dans l'étude de Manckoundia et al. [64]. En ce qui concerne le TUG à double tâche, les valeurs moyennes du temps du TUG étaient égales à 10.64 ± 1.37 s en condition normale, entre 10.74 ± 1.30 s en condition motrice et 11.44 ± 1.93 s en condition cognitive.

Concernant l'angle du tronc lors du TAD, les valeurs moyennes étaient égales à $35.81° \pm 9.18°$ en

		Condition normale	Condition motrice	Condition cognitive
Temps du TUG (s)				
	Mean±SD	10.64 ± 1.37	10.74 ± 1.30	11.44 ± 1.93
	Range	$7.90 - 13.40$	$7.96 - 12.94$	$7.90 - 17.77$
Angle du TAD (°)				
	Mean±SD	35.81 ± 9.18	30.81 ± 8.58	37.46 ± 10.74
	Range	$17.30 - 51.26$	$13.96 - 44.04$	$18.37 - 51.31$
Angle du TDA (°)				
	Mean±SD	40.33 ± 10.23	31.57 ± 9.99	38.75 ± 9.79
	Range	$22.61 - 56.56$	$-3.54 - 50.12$	$21.32 - 58.76$
Ratio du TAD				
	Mean±SD	2.06 ± 1.52	1.85 ± 0.62	1.59 ± 0.42
	Range	$0.73 - 7.82$	$0.92 - 4.17$	$1.00 - 2.69$
Ratio du TDA				
	Mean±SD	1.60 ± 0.63	1.95 ± 0.69	2.43 ± 1.73
	Range	$0.73 - 3.76$	$1.29 - 4.68$	$0.74 - 5.05$
Durée du TAD (s)				
	Mean±SD	0.86 ± 0.20	0.91 ± 0.22	0.88 ± 0.23
	Range	$0.52 - 1.51$	$0.66 - 1.68$	$0.57 - 1.46$
Durée du TDA (s)				
	Mean±SD	1.06 ± 0.27	0.93 ± 0.26	1.04 ± 0.26
	Range	$0.65 - 2.10$	$0.13 - 1.37$	$0.5 - 1.67$
Courbure du TAD				
	Mean±SD	$0.07 \pm 0.0.03$	0.06 ± 0.03	0.07 ± 0.03
	Range	$0.02 - 0.17$	$0.02 - 0.14$	$0.02 - 0.18$
Courbure du TDA				
	Mean±SD	0.12 ± 0.05	0.09 ± 0.03	0.13 ± 0.07
	Range	$0.04 - 0.23$	$0.13 - 1.37$	$0.5 - 1.67$

TABLE 3.2 – Les données expérimentales de 10 personnes jeunes.

condition normale, $30.81° \pm 8.58°$ en condition motrice et $37.46° \pm 10.74°$ en condition cognitive. Durant le TDA, elles étaient égales à $40.33° \pm 10.23°$ en condition normale, $31.57° \pm 9.99°$ en condition motrice et $38.75° \pm 9.79°$ en condition cognitive.

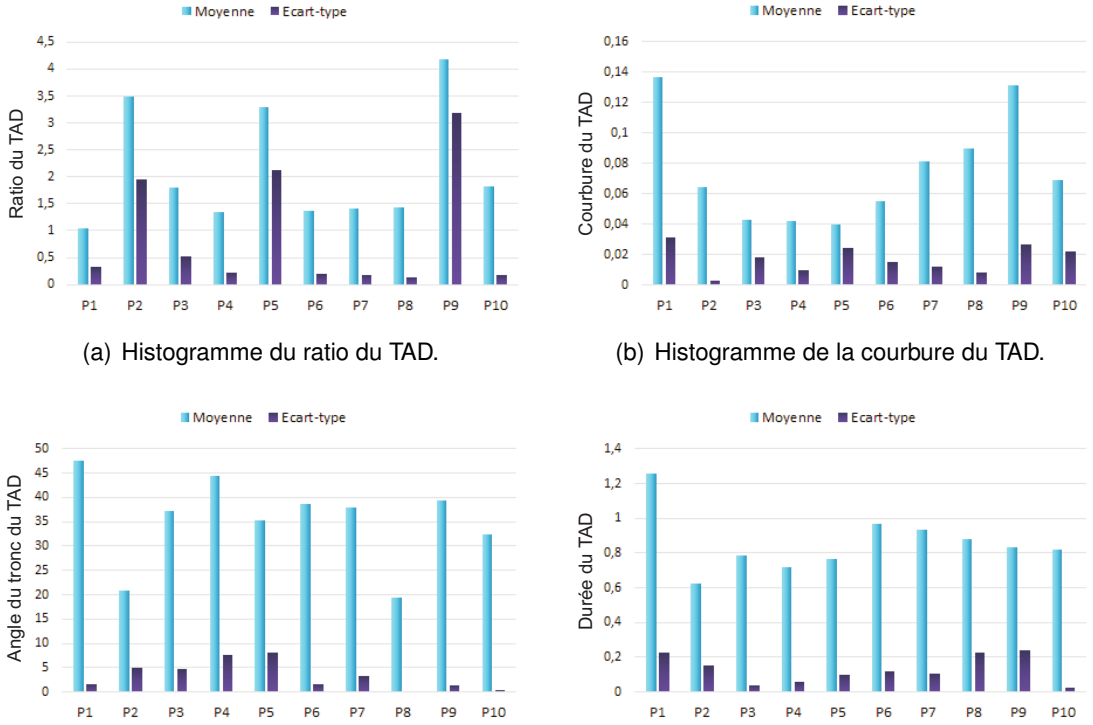
Pour le ratio du TDA, les tests de Kolmogorov-Smirnov et Shapiro-Wilk ont montré que la distribution suit une loi normale (voir figure 3.13). Le paramètre montrant un effet principal du facteur "Condition" était le ratio durant le transfert TDA.

Les résultats de l'analyse de la variance à un facteur (one-way ANOVA), dont le facteur est "Condition", ont montré qu'il y avait une grande différence, qui s'avère être significative, au niveau du ratio du TDA entre la condition normale et la condition cognitive $[F(2, 27) = 4.21, p = 0.025]$. $F(x, y)$ représente le rapport entre la variance entre les groupes (variance inter-groupe) et celle à l'intérieur des groupes (variance intra-groupe). x et y sont les degrés de liberté inter-groupe (dl_{effet}) et intra-groupe (dl_{erreur}), respectivement :

$$dl_{effet} = K - 1 \tag{3.9}$$

Paramètres	IC
Angle du tronc (°)	[30.117 ; 41.504]
Ratio	[1.122 ; 3.016]
Durée(s)	[0.739 ; 0.992]
Courbure	[0.052 ; 0.099]

TABLE 3.3 – Intervalles de confiance de l'angle du tronc, du ratio, de la durée de mouvement et de la courbure durant le TAD en condition normale.



(a) Histogramme du ratio du TAD.

(b) Histogramme de la courbure du TAD.

(c) Histogramme de l'angle du tronc du TAD.

(d) Histogramme de la durée du TAD.

FIGURE 3.11 – Histogrammes du ratio, de la courbure, de l'angle du tronc et de la durée du TAD en condition normale.

$$dl_{erreur} = N - K \tag{3.10}$$

où K représente le nombre de groupes (3) et N (3×10) est le nombre total d'échantillons. p représente la probabilité d'erreur.

3.3.4/ DISCUSSION

Pour les 10 personnes, 70% de valeurs moyennes de la durée du mouvement et 60% de celles de l'angle du tronc et du ratio étaient contenues dans leur IC. Nous suggérons que notre système présente une bonne fiabilité en mesurant ces paramètres. En ce qui concerne la courbure, seulement 50% des valeurs moyennes sont dans leur IC. En effet, le calcul de la courbure est basé sur le déclenchement de la phase verticale qui prend en compte les différences de taille entre les sujets. Par conséquent, la variabilité des valeurs de courbure entre les sujets ne sont pas liés à

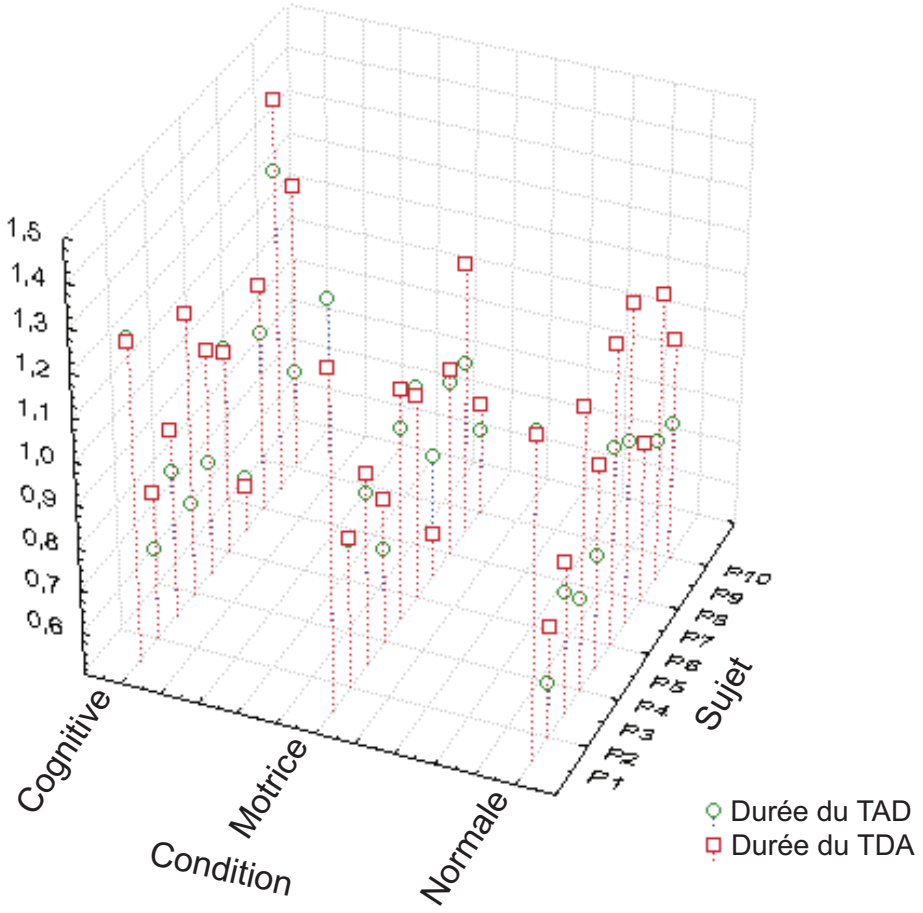


FIGURE 3.12 – Comparaison entre la durée du TAD et celle du TDA pour 10 personnes jeunes et durant les trois conditions du TUG.

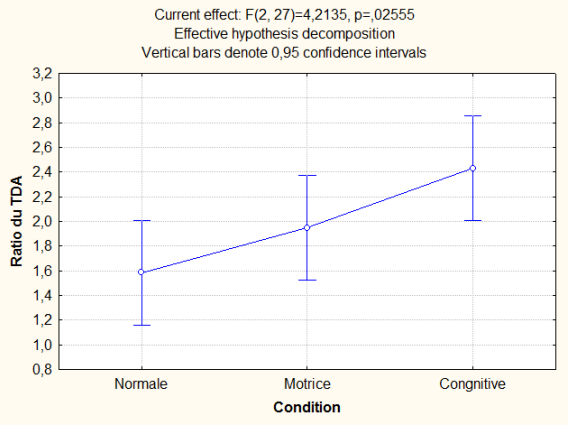


FIGURE 3.13 – Résultats de one-way Anova : les différences significatives entre les différentes conditions apparaissent au niveau du ratio du TDA.

une erreur de calcul de notre système, mais plutôt à des différences inter-individuelles.

Les résultats de temps du TUG correspondent à ceux des sujets sains puisque le score limite de

chaque condition n'a pas été dépassé (15 s pour TUG avec tâche cognitive et 14.5 s pour le TUG avec tâche motrice [153]). Ces résultats sont compatibles avec les études précédentes.

Un test post-hoc selon la condition a été effectué et a montré qu'il existe une différence significative entre la condition normale et la condition cognitive. Ce dernier résultat est très stimulant en ce qui concerne la littérature dans le domaine de paradigme de double tâche. Pendant le vieillissement, la motricité automatique semble moins efficace et des activités fonctionnelles, comme le TUG, ont besoin d'une implication cognitive [154]. Fait intéressant, même chez des sujets jeunes, le fait de priver les fonctions motrices du contrôle cognitif impacte la performance motrice : donc même les jeunes utilisent un contrôle cognitif lors de tâches pourtant considérées comme très automatiques.

D'autre part, certains auteurs ont proposé que le mouvement du TDA pourrait être un outil intéressant pour évaluer les capacités posturo-motrices chez les personnes âgées [64]. Ici, nous avons montré qu'une analyse simple du TDA peut révéler une déficience impliquée par la condition de double tâche, même dans une population des sujets jeunes.

3.4/ EXPÉRIENCES ET RÉSULTATS N°2

Peu d'études ont été menées sur les transferts TAD et TDA chez les populations fragiles. Dans [64, 61], une légère altération chez les adultes âgés normaux, notamment en termes de caractéristiques temporelles a été révélée. Une déficience plus sévère chez les patients atteints de la maladie d'Alzheimer a été aussi montrée. [64]. Nous voulons étudier l'altération de la planification motrice chez les personnes âgées fragiles, tant au niveau de leurs caractéristiques temporelles qu'au niveau des changements dans leurs stratégies motrices. Nous avons essayé de relier ces déficiences d'organisation motrice à la capacité fonctionnelle en utilisant le TUG pour évaluer l'équilibre et la mobilité fonctionnelle. En se basant sur le temps du TUG, nous avons mesuré l'influence de la fragilité motrice liée à l'âge (mesure de la taille d'effet entre les groupes) sur la planification motrice pendant les transferts TAD et TDA et déterminé le paramètre cinématique le plus lié aux capacités fonctionnelles [155, 156].

3.4.1/ POPULATION ET PROTOCOLE

L'objectif de cette expérience est double. D'une part, nous cherchons à tester et valider le système dans des conditions réelles à domicile et sur des personnes âgées. D'autre part, le but est d'effectuer une étude comparative entre les données cinématiques obtenues au cours de la réalisation du TUG, chez des personnes âgées et chez des personnes jeunes et en bonne santé, pour analyser les effets du vieillissement et de la fragilité.

La population testée a été composée de 10 personnes jeunes en bonne santé (groupe des jeunes [GJ], 2 femmes et 8 hommes) âgées de 21 à 30 ans (moyenne d'âge : 26.6 ± 2.95 ans) et de 10 personnes âgées fragiles (groupe fragile [GF], 6 femmes et 4 hommes) âgées de 83 à 95 ans (moyenne d'âge : 87.9 ± 4.2 ans). Le GF a été constitué de patients qui suivaient un programme de rééducation fonctionnelle géré par un seul kinésithérapeute. Ces patients souffraient de pathologies différentes impliquant la perte de l'indépendance fonctionnelle comme la maladie pulmonaire obstructive chronique (MPOC)(x2), la déficience de l'épaule, de la hanche (x2)

et du thoraco-lombaire (x3). Ils ont été inclus dans ce groupe selon les critères de Fried [4] du syndrome de fragilité (perte de poids involontaire, vitesse de marche lente, faible endurance, faiblesse/fatigue et activités physiques réduites). Ces sujets âgés ont été sélectionnés suivant des critères d'inclusion et de non-inclusion préalablement définis. Les critères d'inclusion exigeaient que la personne :

– soit âgée de 65 ans ou plus,
– soit capable de réaliser le TAD et le TDA, de maintenir la position debout, de marcher et de réaliser un demi-tour, sans aide humaine,
– possède des capacités cognitives et comportementales adaptées au respect de consignes.

Le critère de non-inclusion était d'avoir des troubles cognitifs tels qu'évalués par le Mini-Mental State Examination (MMSE) [157]. Tous les scores des patients ayant participé à cette étude étaient supérieurs à 28/30.

Patient	Age (ans)	Taille (m)	Pathologies
P1	94	1.55	MPOC, insuffisance cardiaque, artérite
P2	83	1.65	
P3	88	1.65	Compléments alimentaires
P4	87	1.70	Neuropathie idiopathique
P5	95	1.50	
P6	83	1.65	Phase initiale de la maladie d'Alzheimer, arthrose
P7	85	1.60	
P8	87	1.60	Colite ulcéreuse, problèmes neurologiques (sensitifs profonds) au niveau du genou
P9	86	1.60	MPOC traitée avec des dilatateurs bronchiques
P10	91	1.55	Compléments alimentaires

TABLE 3.4 – Description des sujets du GF.

Les sujets ont été assis sur une chaise avec accoudoirs (largeur : 47 cm, profondeur d'assise : 40 cm, hauteur du dossier : 38 cm, hauteur d'accoudoirs : 60 cm, et la hauteur total : 76 cm). Leurs pieds ont été placés à plat et leurs jambes ont été fléchies à 10° par rapport à l'axe vertical. La chaise a été placée à la hauteur du genou et son dossier a permis au sujet de maintenir son tronc en position verticale. A partir de cette position initiale, les sujets devaient remplir trois essais du test TUG en condition normale. Le déroulement du TUG consiste à demander au patient de se lever de la chaise et de marcher en avant sur 3 mètres, puis faire un demi-tour et revenir s'asseoir. Ce test ne prend que quelques secondes pour chaque sujet. Il ne comprend pas de manœuvre complexe et ne présente aucun risque pour le sujet âgé. En outre, il ne nécessite pas de placer des marqueurs ou des périphériques sur le corps du patient.

Les tests du GF ont été réalisés par un "non expert" aux domiciles des patients dans des environnements variables. On y trouve donc des meubles, canapés, tables, pots de fleurs, etc. L'éclairage varie d'un domicile à l'autre. En effet, notre étude ne modifie pas les conditions de l'environnement de la personne tant au niveau de l'éclairage que de l'emplacement des meubles. De même, quelques tests ont été réalisés au dehors de la maison (au jardin). Quant aux tests du GJ, ils se sont déroulés au laboratoire dans les mêmes conditions. Cette variation de conditions de réalisation du TUG est intéressante pour tester la portabilité de notre système : tester sa capacité à fonctionner facilement dans différents environnements. Cela permet aussi de vérifier sa simplicité d'utilisation par un "non expert" et d'intégration à domicile, ainsi que son adaptation à la vie quo-

tidienne. La figure 3.14 représente quelques exemples d'environnements dans lesquels des tests ont été réalisés.



FIGURE 3.14 – Exemples d'environnements dans lesquels les expériences sont réalisées.

3.4.2/ ANALYSE STATISTIQUE

Nous avons vérifié la normalité des distributions des données et l'homogénéité des variances en utilisant le test de Shapiro-Wilk [158] et le test de Levene [159], respectivement. Une analyse de variance one-way ANOVA a été effectuée avec le facteur "Groupe" (GF et GJ). Pour quantifier la différence entre les 2 groupes et déterminer les paramètres discriminants révélant l'effet du groupe, la taille d'effet a été calculée au moyen de d de Cohen. Le d de Cohen est défini par la formule suivante :

$$d = \frac{\overline{x_f} - \overline{x_j}}{S_{pooled}} \tag{3.11}$$

où $\overline{x}$ représente la moyenne des échantillons et S_{pooled} est l'écart-type défini par :

$$S_{pooled} = \sqrt{\frac{(n_f - 1)s_f^2 + (n_j - 1)s_j^2}{n_f + n_j}} \tag{3.12}$$

avec n est le nombre des sujets et s est l'écart-type de chaque groupe. f et j correspondent au GF et GJ, respectivement. Afin de révéler la relation entre les paramètres spatio-temporels et les capacités fonctionnelles, une analyse de régression multiple a été réalisée. Le but est de déterminer lequel parmi le ratio, l'angle du tronc et la durée du mouvement, durant le TAD et le

TDA, a le plus grand lien avec les capacités fonctionnelles, telles qu'évaluée par le temps du TUG. Toutes ces analyses statistiques ont été réalisées avec un risque α de 0.05.

3.4.3/ RÉSULTATS

La figure 3.15 illustre les résultats de l'angle du tronc et du ratio durant le TAD et le TDA pour les 2 groupes. Les valeurs des angles du tronc chez le GF et le GJ, durant le TAD, étaient en moyenne égales à $16.76° \pm 9.44°$ et $35.81° \pm 9.18°$, respectivement. Durant le TDA, elles étaient égales à $19.01° \pm 15.74°$ chez le GF et $40.33° \pm 10.23°$ chez le GJ. Les résultats de l'analyse de variance one-way ANOVA ont montré une différence statistiquement significative entre les 2 groupes au niveau de l'angle du tronc durant le TAD $[F(1, 18) = 23.12, p < 0.001]$ et le TDA $[F(1, 18) = 17.56, p < 0.001]$ (voir figures 3.15.a et 3.15.b). En ce qui concerne le ratio, il était égal à 4.93 ± 5.05 chez le GF et 2.06 ± 1.52 chez le GJ durant le TAD. Une différence significative entre les groupes au niveau du ratio a été constatée $[F(1, 18) = 6.07, p < 0.05]$ durant le TAD (voir figure 3.15.c), ce qui n'était pas le cas durant le TDA (voir figure 3.15.d).

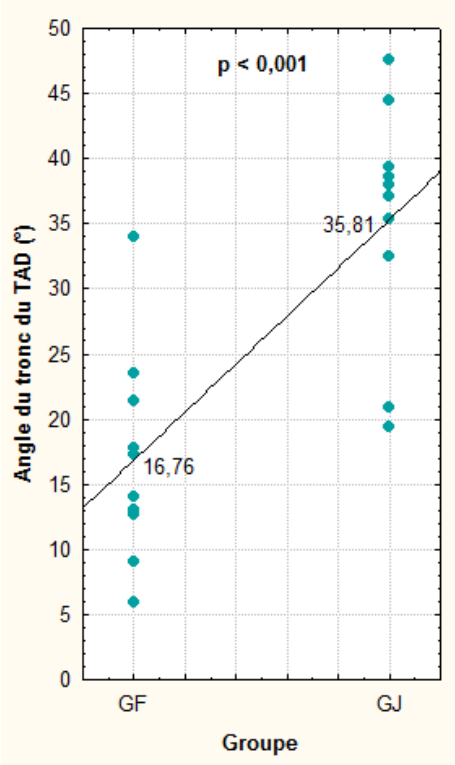
Les figures 3.16.a et 3.16.b représentent les durées du mouvement de chaque phase (TAD et TDA) pour les 2 groupes. Pour le GJ, la durée du TDA était en moyenne 1.06 ± 0.31 s ; pour le GF, elle était 1.71 ± 0.86 s. Une différence statistiquement significative entre les sujets jeunes et les sujets âgés a été montrée au niveau de la durée du TDA $[F(1, 18) = 6.46, p < 0.05]$. Les scores du TUG obtenus par les deux groupes sont présentés à la figure 3.16.c. Le score moyen chez le GF était de 18.28 s avec une gamme allant de 13.51 à 35.57 s. Ces résultats correspondent à ceux d'une population de personnes fragiles. Ils sont potentiellement chuteurs puisque la valeur seuil du score 13.5 s, définie par Shumway-Cook et al dans le cadre de la validité des scores du TUG [99], a été dépassée. Pour le GJ, le temps du TUG était 10.64 ± 1.37 s. Les résultats ont montré aussi que les personnes âgées mettent plus de temps à réaliser le TUG que les personnes jeunes $[F(1, 18) = 14.02, p < 0.01]$.

Le tableau 3.5 présente les valeurs de d de Cohen de 5 paramètres qui permettent d'identifier les différences entre le GF et le GJ. L'angle du tronc du TAD, le temps du TUG et l'angle du tronc du TDA étaient les paramètres qui ont les plus hauts d de Cohen.

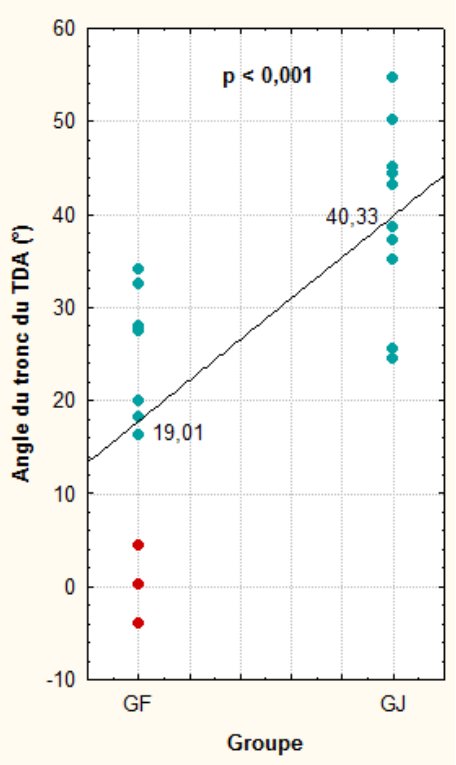
Paramètres	d
Angle du tronc du TAD	2.154
Temps du TUG	1.762
Angle du tronc du TDA	1.692
Durée du TDA	1.072
Ratio du TAD	0.808

TABLE 3.5 – d de Cohen des paramètres permettant l'identification des différences entre le GF et le GJ.

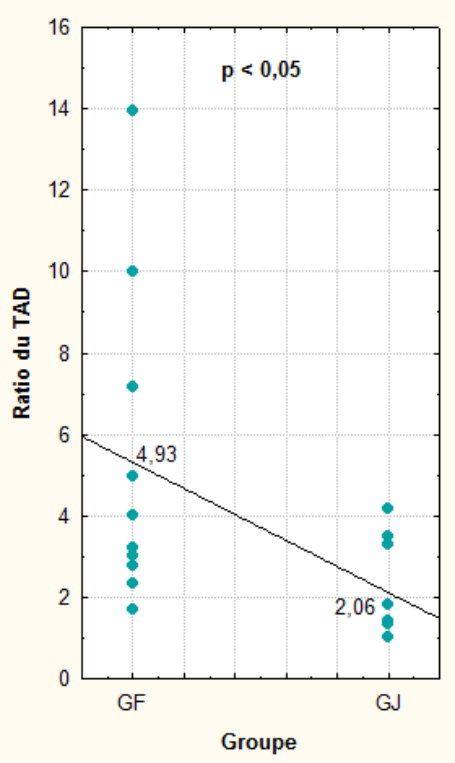
Une régression multiple a été effectuée dont la variable dépendante est le temps du TUG et les variables indépendantes sont les angles du tronc, les ratios et les durées des transferts TAD et TDA. La variance expliquée par le modèle était de $R^2 = 0.77$ (coefficient de détermination : il exprime la quantité de dispersion entre deux variables). Les paramètres les plus significatifs étaient l'angle du tronc durant le TDA $(Beta = -0.96; p = 0.021)$ et le ratio du TAD $(Beta = 0.47; p = 0.035)$ (voir les figures 3.17.a et 3.17.b).



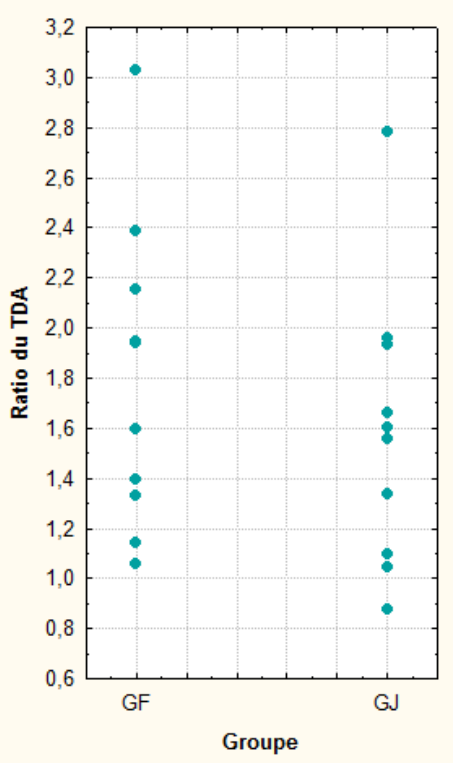
(a) Angle du tronc du TAD.



(b) Angle du tronc du TDA.

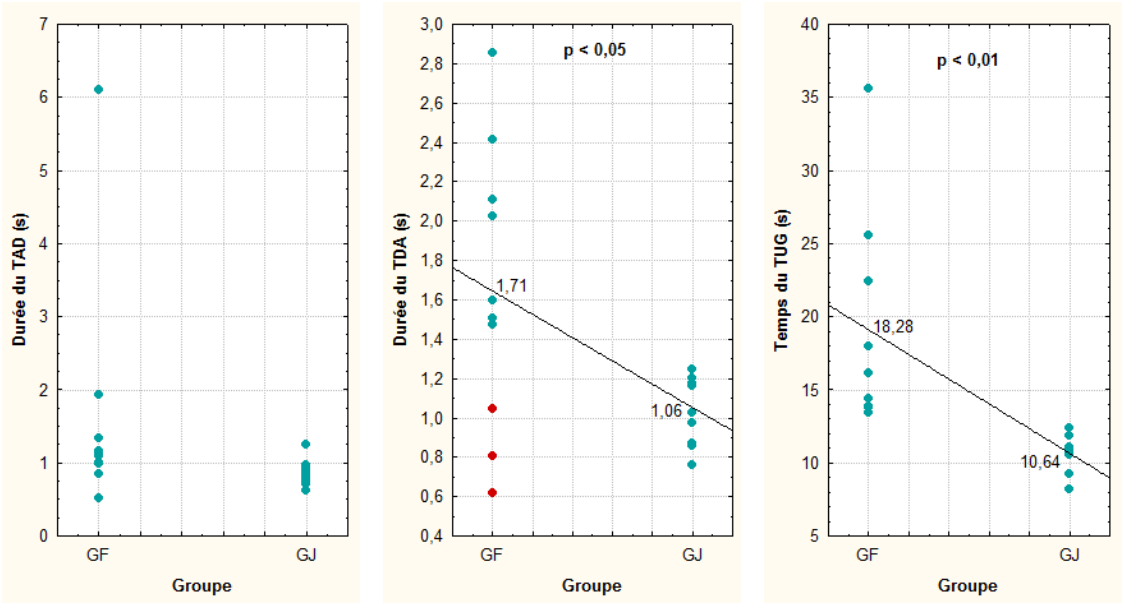


(c) Ratio du TAD.



(d) Ratio du TDA.

FIGURE 3.15 – Comparaison des valeurs d'angle du tronc (a et b) et du ratio (c et d) entre le GF (10 sujets) et le GJ (10 sujets) durant les transferts TAD et TDA. Les cercles rouges représentent les trois sujets présentant des transferts préoccupants. La ligne noire est une droite passant par les valeurs moyennes de 2 groupes.



(a) Durée du TAD. (b) Durée du TDA. (c) Temps du TUG.

FIGURE 3.16 – Distribution de la durée du TAD (a), de la durée de TDA (b) et du temps du TUG (c) pour le GF et le GJ. Les cercles rouges représentent les trois sujets présentant des transferts préoccupants. La ligne noire est une droite passant par les valeurs moyennes de 2 groupes.

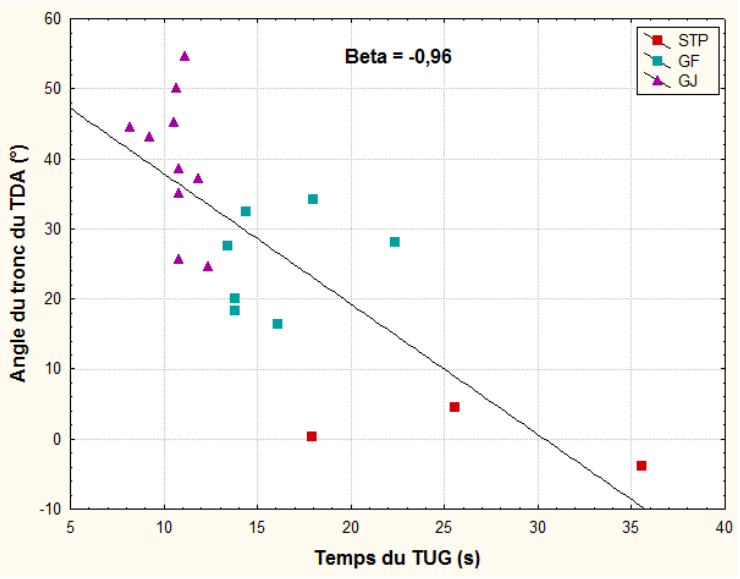
3.4.4/ DISCUSSION

L'objectif principal de cette étude était de comparer la cinématique du tronc lors des transferts TAD et TDA chez des sujets âgés fragiles et des sujets jeunes en bonne santé et de déterminer la relation entre ces caractéristiques de mouvement et les capacités fonctionnelles.

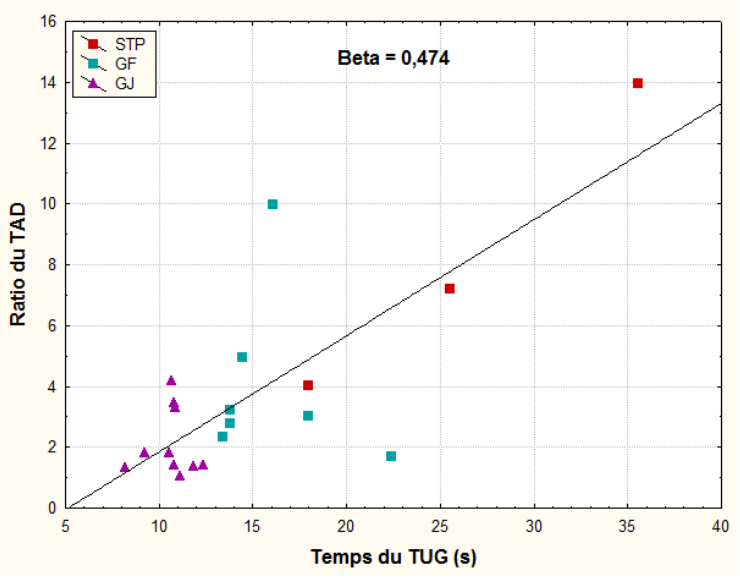
Les résultats de cette étude ont révélé qu'il y avait des différences entre le GF et le GJ pour cinq paramètres cinématiques. Parmi ces paramètres, l'angle du tronc durant le TDA, le temps du TUG et l'angle du tronc durant le TAD sont les paramètres qui ont présenté des différences les plus significatives statistiquement.

Concernant le temps du TUG, la comparaison entre les 2 groupes a révélé que le temps de réalisation du TUG est significativement plus court chez le GJ. Les scores étaient inférieurs à 12 s chez le GJ, ce qui fait référence à des sujets sains. Pour le GF, le temps du TUG était en moyenne égal à 18.28 s, ce qui correspond à un score de fragilité relative.

Les valeurs de l'angle du tronc lors du TAD étaient en moyenne égales à 35.81° chez le GJ et 16.76° chez le GF. Ces résultats sont cohérents avec ceux des études précédentes. Dans l'étude de Cignetti et al [160], l'angle de flexion du tronc durant le TAD était en moyenne 36° chez des sujets jeunes (moyenne d'âge : 28.16 ± 5.75 ans). Dans l'étude de Mourey et al [61], les valeurs de l'angle de flexion du tronc pour le TAD étaient en moyenne égales à $32° \pm 9°$ chez les sujets jeunes sains et les sujets âgés sains. Dans notre étude, les personnes âgées fragiles avaient un angle du tronc altéré. Concernant les sujets jeunes, les angles du tronc lors du TAD étaient comparables à ceux des sujets âgés sains qui ont participé à l'étude de Mourey et al. [61]. En



(a) Distribution des angles du tronc lors du TDA.



(b) Distribution des ratios lors du TAD.

FIGURE 3.17 – Distribution des angles du tronc du TDA et des ratios du TAD par rapport au temps du TUG. Les carrés rouges représentent les trois sujets présentant des transferts préoccupants (STP). La ligne noire représente la droite du meilleur ajustement.

outre, l'angle du tronc de nos sujets jeunes était 2 fois plus grand que l'angle de nos sujets âgés fragiles. Dans l'étude de Manckoundia [64], la comparaison entre les sujets âgés sains et ceux atteints de la maladie d'Alzheimer a montré que les déplacements des épaules durant la phase horizontale du transfert étaient beaucoup plus courts chez les sujets malades que ceux des sujets sains. En d'autres termes, leur flexion du tronc a été clairement altérée. Ainsi, les auteurs ont conclu que le processus moteur de niveau supérieur de mouvements du corps est affecté par la maladie d'Alzheimer. Les résultats de nos sujets âgés fragiles, sans troubles cognitifs, semblent être relativement proche du comportement moteur des sujets atteints de la maladie d'Alzheimer

évalués dans l'étude de Manckoundia.

Les durées de transferts TAD et TDA sont aussi intéressantes. Dans cette étude, le TDA nécessite plus de temps que le TAD pour les 2 groupes, ce qui est en conformité avec les travaux de Manckoundia et al [64] et Papaxanthis et al [161]. Le TAD se caractérise par un mouvement vers le haut, il est donc effectué contre la gravité, alors que le TDA est un mouvement vers les bas et est donc effectué avec la gravité. Ainsi, cette différence de temps peut être attribuée aux effets de la gravité [64] et le freinage du mouvement accéléré par la force de gravité qui nécessite un contrôle postural fin pendant le TDA afin de préserver l'équilibre du corps. Elle peut également être attribuée à l'absence de l'information visuelle pendant le mouvement du TDA. Nos résultats ont montré que les personnes âgées fragiles exécutent le TDA beaucoup plus lentement que les sujets jeunes. Ces différences liées à l'âge sont apparues beaucoup plus visibles lors du TDA que lors du TAD (voir les tailles d'effet dans le tableau 3.5). Selon les travaux de Mourey et al [61], avec des sujets âgés sains, ce comportement adopté par les sujets âgés fragiles semble se traduire par un mouvement de prudence lié à une difficulté à faire face aux effets de la gravité lors de ce transfert. Mais en plus de ce changement temporel, les sujets fragiles ont également montré quelques changements cinématiques, similaires à ceux de patients atteints de MA et qui semblent se référer à des carences d'organisation du mouvement. Ce genre de changement de planification motrice (réduction de flexion du tronc) pourrait être interprété comme une altération de la prédiction motrice (i.e., les ajustements posturaux anticipés), qui a été clairement démontrée comme étant altérée chez les personnes âgées [112, 113], en particulier dans le cas de la fragilité [114].

Toutefois, si la durée moyenne du TDA est plus élevée chez les patients fragiles par rapport aux jeunes adultes, nos résultats montrent également une durée du TDA très courte pour trois sujets âgés. Ces sujets ont terminé le TDA en moins de 1.1 s, ce qui est comparable à la durée la plus courte chez les jeunes adultes. Fait intéressant, ces sujets présentent également les angles du tronc les plus petits durant le TDA. Ces trois sujets adoptent un comportement différent de celui des autres sujets âgés : ils se laissent tomber sur la chaise.

Il est aussi intéressant de constater en se basant sur les résultats de la régression multiple, que l'angle de tronc durant le TDA et le ratio du TAD, fortement liés à la flexion du tronc, ont été significativement liés aux capacités fonctionnelles de tous les sujets appartenant aux deux groupes (voir figure 3.17). Ces résultats ont renforcé notre observation que les déficiences de l'angle du tronc sont des indicateurs intéressants de changements globaux, car ils sont fortement corrélés avec les capacités fonctionnelles.

En outre, nous devons parler de nos trois sujets présentant des transferts préoccupants et mentionnés ci-dessus. Ces trois sujets ont présenté les pires capacités fonctionnelles du groupe fragile, et ont présenté à la fois la durée et l'angle du tronc du TDA les plus petits par rapport aux autres sujets âgés. En conséquence, nous proposons que ces paramètres soient des indicateurs intéressants de la désorganisation du mouvement, reflétant une déficience dans la planification du mouvement.

A la lumière des études citées ci-dessus et de nos résultats, nous proposons, même si ces hypothèses doivent être vérifiées par d'autres études, que la désorganisation du mouvement lors du TDA soit vu selon trois niveaux de sévérité : 1) une durée du TDA plus longue due au mouvement plus prudents lors du vieillissement normal ; 2) une durée du TDA plus longue accompagnée par un angle du tronc plus petit marquant le début d'un état fragile ; et 3) un angle du tronc réduit

associé à une courte durée du TDA due au fait que la personne se laisse tomber sur la chaise. Ce dernier cas traduit probablement un état très fragile, potentiellement associé à des troubles cognitifs, tels que la maladie d'Alzheimer.

Notre système a permis de calculer des paramètres cinématiques visant à révéler des petits changements dans les capacités motrices. En effet, le test du TUG a une lacune : il ne repose que sur le temps du TUG (mesure chronométrique) afin d'évaluer la performance globale de toutes ses tâches. Il manque donc des informations spécifiques sur les composants de chaque tâche, tels que les mouvements de TAD et TDA, qui pourraient révéler des problèmes de désorganisation du mouvement. En plus, l'évaluation chronométrique ne permet pas de détecter dans quelle partie du test le patient ressent des difficultés. En effet, si le TUG est largement utilisé et bien validé pour l'aspect quantitatif (durée en secondes), les différentes étapes de ce test nécessitent l'exécution de plusieurs mouvements complexes dont la qualité n'est pas prise en compte dans le résultat final du test. Nos résultats ont des implications cliniques importantes sur la santé gériatrique, en particulier pour la population fragile. Nous avons constaté qu'il existe des paramètres cinématiques qui révèlent des changements délicats de motricité fine. Ces paramètres révèlent un déficit potentiel pendant le processus de planification. Nous proposons qu'ils puissent être évalués dans la pratique clinique avec des dispositifs de suivi de mouvement, ou en observant le mouvement du tronc lors des transferts. D'autres études doivent être menées pour déterminer l'intérêt éventuel de cette évaluation cinématique dans une approche préventive, afin de permettre une détection précoce de la détérioration de la fonction d'équilibre.

Notre étude présente des limites potentielles. Tout d'abord, le nombre de participants à cette étude est relativement faible : seulement dix personnes âgées. Il pourrait être intéressant d'obtenir une taille d'échantillon plus large pour mieux relier les paramètres cinématiques avec les capacités fonctionnelles. En outre, les proportions d'hommes et de femmes ne sont pas égales dans nos effectifs. Les différences potentielles entre eux pourraient représenter un biais dans les résultats. Pour tenir compte de ce biais potentiel, nous avons comparé les angles du tronc entre les deux populations : statistiquement, il n'y avait pas de différence significative entre les hommes et les femmes ($p > 0.05$ pendant les deux, le TAD et le TDA).

Finalement, on peut se demander si les changements cinématiques que nous avons relevés sont en fait dus à des contraintes biomécaniques liées au processus de vieillissement et aux comportements sédentaires des patients fragiles (augmentation de rigidité, impactant la mobilité de la région lombo-pelvienne). Toutefois, nous soulignons que tous les sujets inclus dans le GF ont pu se déplacer dans leurs maisons de façon indépendante et monter plusieurs marches dans un escalier. Cela suggère que les sujets de GF ont une amplitude acceptable dans les mouvements de la hanche.

Afin de valider les résultats obtenus, nous allons étudier l'impact du vieillissement sur les processus de planification motrice à travers les caractéristiques cinématiques du TAD et du TDA chez une population des personnes âgées plus grande regroupant des personnes fragiles et non fragiles.

3.5/ EXPÉRIENCES ET RÉSULTATS N°3

Dans l'étude de Mourey et al [61], les résultats n'ont pas souligné des modifications liées à l'âge au niveau de l'angle du tronc pendant le TAD et le TDA. Cependant, une diminution de la durée du transfert TDA a été notée, ce qui a été expliqué par un comportement plus prudent chez le sujet âgé pour revenir en arrière, sans avoir d'information visuelle, et probablement par une plus grande difficulté à freiner le mouvement accéléré par la force de gravité. Contrairement à ces résultats, les résultats de l'étude de Dubost et al [63] ont souligné un angle de tronc plus grand chez les sujets jeunes que chez les sujets âgés. Fait intéressant, ce changement lié à l'âge n'a été observé que pendant le transfert TDA. Les auteurs ont interprété cette absence d'inclinaison du tronc comme un comportement non-optimal lié à des changements dans les processus de planification motrice.

Ainsi, compte tenu de ces résultats contradictoires de la littérature, la question d'une altération des processus de planification motrice pendant les transferts TAD et TDA durant le vieillissement normal reste ouverte. Néanmoins, ces deux études ont mis en évidence une plus grande difficulté des sujets âgés pour effectuer le TDA.

Dans ce contexte, la présente étude vise à étendre les connaissances sur les processus de planification motrice durant les deux transferts TAD et TDA pendant le vieillissement. Dans cette expérience, un groupe important de personnes âgées a été évalué. Comparer les sujets jeunes et les sujets âgés est très répandu dans le domaine de la recherche sur le vieillissement. Cependant, nous devons considérer que tous les systèmes physiologiques sont affectés par l'âge et que le système nerveux central n'est pas le seul impliqué dans les processus de planification motrice. En effet, les structures musculo-squelettiques sont également modifiées (à partir d'un niveau musculaire et articulaire), ce qui pourrait conduire à une rigidité accrue [162, 163, 164], perturbant les mouvements complexes tels que le TAD et le TDA. Pour écarter ce biais potentiel, nous nous sommes concentrés uniquement sur un échantillon de personnes âgées, avec des niveaux fonctionnels variés.

Comme nous l'avons évoqué précédemment, le processus de vieillissement pourrait conduire à l'état de fragilité. Il est bien établi que la fragilité perturbe les activités motrices de la vie quotidienne. Pour tenir compte de cet aspect du vieillissement dans notre étude, nous proposons une analyse de caractéristiques cinématiques des transferts TAD et TDA suivant le niveau fonctionnel des participants âgés.

Les résultats de la présente expérience [165, 166] ont permis une analyse de la cinématique des mouvements de TAD et TDA chez les personnes âgées fragiles lors du test TUG. Le but était dans un premier temps (i) de mettre en évidence la relation entre l'altération de l'angle du tronc durant les transferts TDA et le niveau fonctionnel des participants âgés et dans un deuxième temps (ii) de tester l'hypothèse que cette relation est plus forte chez les sujets âgés fragiles, par rapport aux adultes âgés non-fragiles.

3.5.1/ POPULATION ET PROTOCOLE

La population testée a été composée de 60 sujets âgés de 70 ans ou plus (33 femmes ; moyenne d'âge de 84 ± 5) vivant à domicile. Ils ont été recrutés dans un hôpital de jour gériatrique. Le niveau cognitif du patient a été évalué au moyen du test MMSE [157]. Les sujets exclus de cette

expérience étaient ceux qui ne comprenaient pas les instructions pour effectuer le TUG, ou présentant une orthopédique non traitée, une maladie maligne ou non maligne sévère, des troubles neurologiques (y compris la maladie de Parkinson et l'accident vasculaire cérébral), une maladie cardiovasculaire ou respiratoire sévère ou non stabilisée. Tous les sujets étaient capables de voir et d'entendre de manière adéquate.

A l'inclusion, les données anthropométriques des participants et des renseignements sur l'état de santé, y compris l'âge, le sexe et l'historique des chutes dans les 6 mois précédents, ont été recueillis. L'évaluation posturale et motrice de ces sujets a été effectuée par un kinésithérapeute selon un protocole défini. La session d'évaluation a inclus les tests cliniques suivants : le TUG, la vitesse de marche (Gait Speed : GS) [95] et soit le test de Tinetti ou le Mini Motor Test (MMT). Les tests GS et TUG ont été effectués afin d'enregistrer la vitesse de marche et le temps du TUG de chaque participant. Le GS consiste à marcher 10 m à vitesse normale. La vitesse a été calculée en fonction du temps pris pour marcher la distance. L'unité est mètres par secondes ($m.s^{-1}$). Un seuil de fragilité a été établi pour un score inférieur à 0.65 $m.s^{-1}$ [4]. Le seuil du GS nous a permis de discriminer, a posteriori, deux catégories de participants (non fragile et fragile). En effet, les participants ayant un score au-dessous de 0.65 $m.s^{-1}$ ont été classés dans le groupe fragile selon le test GS (GF_{GS}) et au-dessus de 0.65 $m.s^{-1}$ dans le groupe non fragile (GNF_{GS}) (voir le tableau 3.6). Afin d'évaluer la fiabilité test-retest des mesures des angles du tronc fournies par notre système, les participants ont été invités à effectuer deux fois consécutivement le test TUG. Tous les sujets inclus dans cette étude étaient capables d'effectuer le TUG et le GS.

Tous les TUG ont été réalisés dans un cadre environnemental similaire pour tous les sujets en utilisant systématiquement la même chaise standard avec accoudoirs suivant les caractéristiques de la deuxième expérience (voir la figure 3.9). Les participants étaient libres d'utiliser les accoudoirs pendant ces deux transferts.

La moitié des participants a effectué deux fois le TUG pour permettre la capture du mouvement de deux TAD et TDA et par suite de calculer la fiabilité test-retest des mesure fournies par notre système. Dans notre analyse, nous nous sommes concentrés sur les mouvements du tronc, qui semble correctement détectés par le Kinect [137, 167]. Nous nous sommes donc intéressés aux angles du tronc durant les deux transferts.

Chaque patient a participé à une seule séance. La séance a été toujours réalisée, par un "non expert'" en informatique (un kinésithérapeute), lors du bilan kinésithérapique du patient, au début du bilan. Tous les traitements pris habituellement par le patient ont été autorisés. La durée de la réalisation de ces expériences était de 6 mois.

3.5.2/ ANALYSE STATISTIQUE

Deux analyses principales ont été effectuées. La première analyse consiste à vérifier la fiabilité test-retest des angles du tronc durant les deux transferts et calculer l'erreur-type associée à la mesure de l'angle et le changement minimal détectable. La deuxième analyse consiste à calculer les coefficients de Pearson (coefficients de corrélation linéaire r) associés aux relations entre les angles du tronc et les scores du TUG pour l'ensemble de l'échantillon et les différents groupes selon leur niveau fonctionnel.

Fiabilité test-retest Au cours des premières séances de l'expérience, les sujets ont effectué deux essais (2 TUG). Nous avons calculé le coefficient de corrélation intraclasse ICC (2-way Intraclass Correlation Coefficient) pour évaluer la fiabilité relative. La corrélation intraclasse est considérée comme bonne lorsque la valeur de ICC est supérieure à 0.7 [168].

L'erreur type de mesure (Standard error of measurement : SEM) a été utilisée pour tester la fiabilité absolue et représenter l'erreur absolue d'une mesure. La SEM est définie par la formule suivante :

$$SEM = SD\sqrt{1 - ICC} \tag{3.13}$$

avec SD est l'écart-type [168].

Le changement minimal détectable (Minimal Detectable Change : MDC) a permis de définir un seuil significatif au-delà duquel les changements cliniques peuvent être considérées comme importantes pour le patient. Il définit le changement absolu (en degré en ce qui concerne les angles du tronc) qui n'est pas dû à la variation de la mesure. Il a été calculé en utilisant la formule suivante :

$$MDC = SEM \times 1.96 \times \sqrt{2} \tag{3.14}$$

Relations entre les angles du tronc et le temps du TUG La normalité de la distribution et l'homogénéité des variances ont été vérifiées avant d'appliquer les tests paramétriques. Après la vérification de ces conditions, nous avons utilisé les coefficients de Pearson pour mesurer la robustesse de la relation entre les angles du tronc et les scores du TUG, avec un risque alpha de 0.05.

3.5.3/ RÉSULTATS

Les caractéristiques de nos 60 participants sont illustrées dans le tableau 3.6.

Fiabilité du test-retest des paramètres mesurés :

Les valeurs d'ICC pour les deux transferts étaient supérieures à 0.7, ce qui peut être considéré comme étant bonne. Le ICC du TAD était 0.744 dont l'intervalle de confidence est [0.529 ;0.869]. Le ICC du TDA était 0.727 dont l'intervalle de confidence est [0.435 ;0.87]. La SEM était égale à $3.621°$ et $5.533°$ durant le TAD et le TDA, respectivement. Le MDC était égal à $10.04°$ et $15.33°$ pour l'angle du tronc durant le TAD et celui durant le TDA, respectivement.

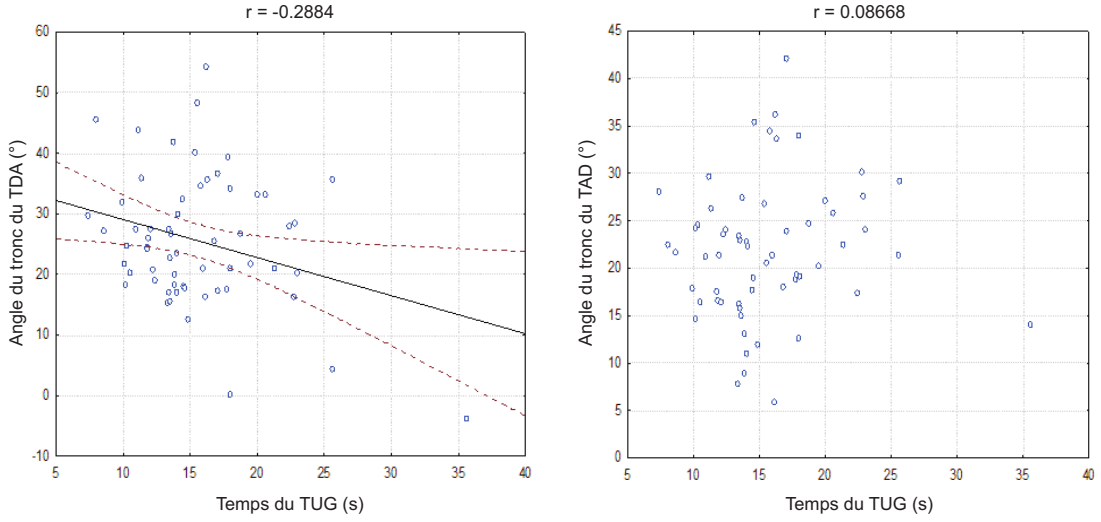
Les angles du tronc et les capacités fonctionnelles de tous les participants :

Les capacités fonctionnelles, mesurés par le score du TUG ou le test de vitesse de la marche, ont été représentées graphiquement avec les deux angles de tronc. La seule corrélation significative a été trouvée entre les angles du tronc du TDA et le temps du TUG. Le coefficient de Pearson était significatif ($p = 0.035$), mais très faible ($r = -0.28$). La relation entre ces variables est illustrée dans la figure 3.18.a. Il n'y avait pas d'autre corrélation significative dans toute cette population de patients (tous les $r < 0.11$; tous les $p > 0.413$). D'une manière intéressante, l'angle du tronc du TAD et le temps du TUG n'étaient pas corrélés (voir figure 3.18.b).

Les angles du tronc et les capacités fonctionnelles chez les personnes âgées fragiles par rapport aux sujets non-fragile :

		Participants (n=60)	GNF$_{GS}$ (n=25)	GF$_{GS}$ (n=35)
Sexe				
	Femme	33	18	15
	Homme	27	17	10
Age (ans)				
	Mean±SD	84 ± 5.2	82.6 ± 4.7	85.8 ± 5.2
	Range	$71 - 95$	$72 - 91$	$71 - 95$
Temps du TUG (s)				
	Mean±SD	15.53 ± 4.95	12.89 ± 2.56	19.21 ± 5.16
	Range	$7.35 - 35.57$	$7.35 - 17.7$	$11.75 - 35.57$
Vitesse de marche (m.s^{-1})				
	Mean±SD	0.67 ± 0.17	0.79 ± 0.1	0.51 ± 0.08
	Range	$0.34 - 1.1$	$0.67 - 1.1$	$0.34 - 0.64$
Angle du TAD (°)				
	Mean±SD	21.82 ± 7.25	22.02 ± 7.65	21.68 ± 7.06
	Range	$5.90 - 42.20$	$5.90 - 42.20$	$7.82 - 36.17$
Angle du TDA (°)				
	Mean±SD	25.58 ± 10.7	24.37 ± 12.61	26.45 ± 9.36
	Range	$-3.89 - 54.25$	$-3.89 - 48.29$	$15.33 - 54.25$

TABLE 3.6 – Les données cliniques des patients. Les groupes GF$_{GS}$ et GNF$_{GS}$ sont établies à partir de seuil de GS (< 0.65 m/s).

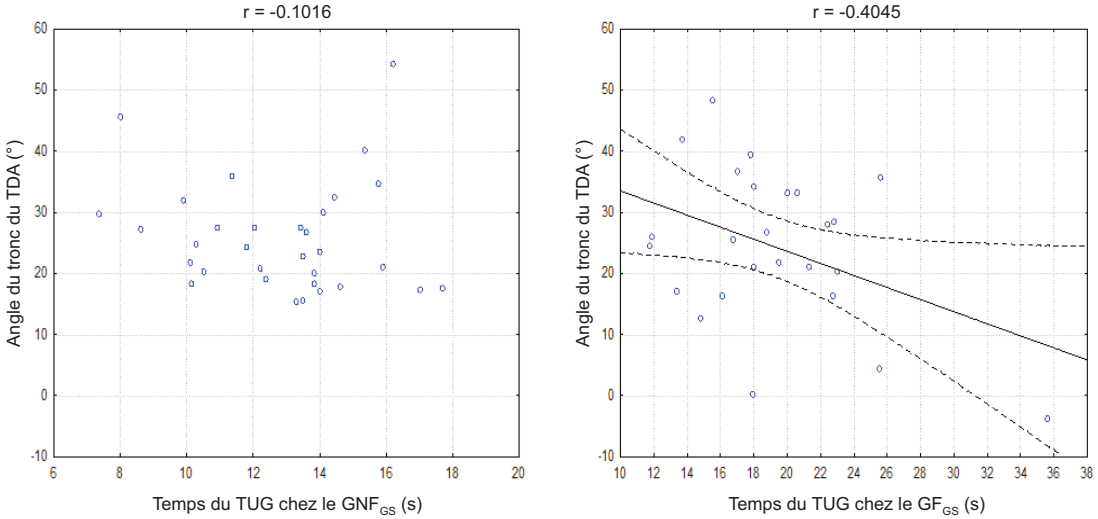


(a) Distribution des angles du TDA.

(b) Distribution des angles du TAD.

FIGURE 3.18 – Distribution des angles du tronc du TAD et TDA par rapport au temps du TUG pour tous les participants.

Le seuil de la fragilité du test GS (0.65 m.s^{-1}) nous a permis de diviser les patients en deux groupes GF$_{GS}$ et GNF$_{GS}$. Nous avons représenté graphiquement les capacités fonctionnelles et les angles du tronc pour ces deux groupes.



(a) Distrubition des angles chez le GNF$_{GS}$. (b) Distrubition des angles chez le GF$_{GS}$.

FIGURE 3.19 – Distribution des angles du tronc du TDA par rapport au temps du TUG.

Durant le TAD, il n'y avait pas de corrélation significative entre la vitesse de la marche et l'angle du tronc ($r = 0.03$ et $p = 0.811$). En outre, il n'y avait aucune corrélation significative entre le temps du TUG et l'angle du tronc ($r = 0.09$ et $p = 0.545$). Concernant le TDA, les résultats ont montré un corrélation significative entre le temps du TUG et l'angle du tronc pour le GF$_{GS}$ ($r = -0.41$ et $p = 0.045$). Pour GNF$_{GS}$, la relation entre les deux paramètres n'était pas significative ($r = -0.1$ et $p = 0.581$). Ces résultats sont représentés par la figure 3.19.

Les angles du tronc du TDA, le temps du TUG et le score de GS chez le GF$_{GS}$:

Pour mieux comprendre le lien entre le temps du TUG, la vitesse de marche et l'angle du tronc durant le TDA, nous avons tracé ces trois paramètres ensemble sous forme de nuage de points 3D. La figure 3.20 montre que l'inclinaison du plan semble être plus liée aux variances de l'angle du tronc du TDA et du temps du TUG, plutôt que de la fluctuation des scores de GS. L'équation du plan est :

$$P : -1.063x - 8.062y - z + 49 = 0 \tag{3.15}$$

où x, y et z sont la vitesse de marche, le temps du TUG et l'angle du tronc du TDA.

Le coefficient directeur de y est 8 fois plus grand que ceux de x et z. Ainsi, parmi ces 3 variables, le temps du TUG avait le plus grand impact sur la variance totale.

3.5.4/ DISCUSSION

Le but de cette étude était de déterminer la relation entre l'angle du tronc pendant le TAD et le TDA et le niveau fonctionnel des personnes âgées et d'analyser l'impact de la fragilité sur cette relation. La première analyse a porté sur tous les sujets âgés et a révélé une faible relation ($r = -0.28$), mais significative ($p = 0.035$), entre le temps du TUG et l'angle du tronc du TDA. Fait intéressant, cela n'était pas le cas pour l'angle du tronc du TAD. Ces premiers résultats suggèrent fortement que le transfert TDA est plus difficile à effectuer pour les sujets âgés que le TAD, qu'ils soient

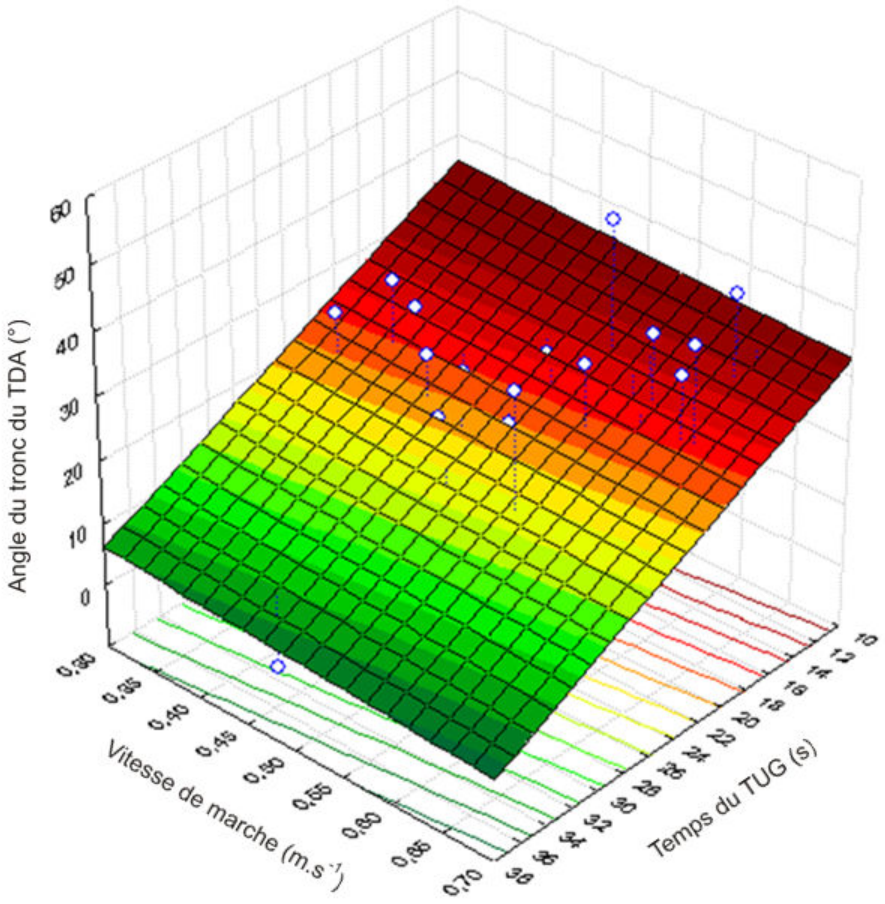


FIGURE 3.20 – Nuage de points 3D de l'angle du tronc du TDA, du temps du TUG et de la vitesse de marche chez le GF_{GS}.

fragiles ou non. Les patients ayant le niveau fonctionnel le plus bas atteignent l'angle du tronc le plus bas pendant le TDA. D'une manière intéressante, cela est encore plus évident chez les sujets âgés fragiles de notre échantillon de patients.

D'un point de vue fonctionnel, le transfert TDA est plus complexe que le TAD, car il doit être effectué en l'absence d'information visuelle. Par conséquent, la fin du mouvement est plus difficile à estimer [169]. Ce résultat pourrait être interprété comme une transition vers un comportement plus prudent chez nos patients, ce qui est en accord avec la littérature portant sur ce transfert lors du vieillissement. En effet, plusieurs articles étudiant les trajectoires et les profils de vitesse de l'épaule [63] ont montré :

1. une augmentation de la durée du TDA par rapport à la durée du TAD chez les adultes âgés [170, 61],
2. une plus grande déficience dans les caractéristiques cinématiques de l'organisation du mouvement du TDA comparée par celle durant le TAD.

Ces résultats confirment que l'intégration de la force gravitationnelle est plus difficile lors du transfert TDA pour les personnes âgées, probablement à cause de la difficulté à freiner précisément cette force verticale dans une tâche d'équilibre dynamique. Ce qui a déjà été mis en évidence chez les sujets jeunes au laboratoire [161].

Fait intéressant, en se basant sur les critères de fragilité (seuil de vitesse de marche de 0.65 m.s^{-1}), la discrimination de l'état de fragilité, dans notre échantillon de patients, a montré une seule corrélation significative pour le GF$_{GS}$, entre le temps du TUG et les angles du tronc du TDA. En effet, pour ces patients, nous avons trouvé que les scores plus élevés du TUG sont associés aux angles du tronc les plus petits durant le TDA et inversement (voir figure 3.19). En termes de planification du mouvement, ce résultat a montré que les processus non optimaux ont affecté principalement les patients les plus fragiles de notre échantillon. Par conséquent, nous proposons que ce paramètre puisse être utilisé plus largement pour déterminer un deuxième niveau de fragilité que de repérer le début d'un déclin au niveau des capacités motrices. En effet, plusieurs déficiences dans l'automatisme moteur sont souvent décrites, dans le contexte clinique, comme un déséquilibre lors du mouvement vers l'arrière (Backward disequilibrium) [171], et souvent associées au syndrome de désadaptation psychomotrice [172]. Nous proposons que la détection précoce de cette déficience dans la planification motrice, en utilisant l'angle du tronc du TDA, puisse être intéressante pour améliorer les résultats des patients avec un commencement précoce de leur programme de rééducation.

Par ailleurs, le score MDC nous a permis de proposer un seuil de fragilité de l'angle du tronc du TDA qui pourrait être utilisé dans le suivi du patient : une diminution de 15° de cet angle peut être considérée comme inquiétante et devrait déclencher la mise en œuvre d'une rééducation.

Comme nous l'avons mentionné dans la section 3.5.3, l'inclinaison du plan de covariation entre les scores du TUG, les scores de GS et les angles du tronc durant le TDA semblait fortement liée au temps du TUG et à l'angle du tronc du TDA. Ensuite, nous n'avons pas constaté de fluctuations des scores de GS relativement aux deux autres paramètres. Il n'est pas étonnant de prétendre que l'angle du tronc du TDA a une relation plus forte avec le temps du TUG qu'avec les scores de GS parce que ce transfert est intégré dans l'ensemble des tâches du TUG lui-même. De toute évidence, un transfert moins optimal du TDA (i.e. un angle réduit) induit une augmentation de la durée du TUG.

Parallèlement, nous pouvons conclure à partir de cette observation que la détérioration du processus de planification motrice n'affecte pas la vitesse de marche, même chez les patients les plus fragiles. Du point de vue clinique, ces résultats justifient l'utilisation du test du TUG pour mettre en évidence ces modifications dans l'organisation du mouvement.

D'un point de vue fondamental, il est intéressant de noter que certaines déficiences dans la planification motrice n'impliquent pas de graves conséquences sur l'activité locomotrice. Nous pensons que cela pourrait être expliqué par la répétition importante de cette activité dans la vie quotidienne, même pour les patients fragiles, qui pourrait conduire à une mise à jour à haute fréquence, de modèles internes, concernant cette action (Wolpert et Flanagan 2001).

Notre étude présente quelques limites. Les changements des mouvements de TAD et TDA pourraient apparaître pour deux raisons principales : (i) des modifications dans les processus de planification motrice ou/et (ii) une augmentation de la raideur musculo-squelettique, en particulier dans les articulations lombo-pelviennes. Nous n'avons pas mesuré les principales amplitudes de mouvements chez les sujets âgés. Ceci pourrait être un facteur de confusion potentielle. Néanmoins, nous devons noter que les résultats de cette étude montrent clairement un comportement différent lors du TDA par rapport au TAD. Sachant que la planification motrice pendant le TDA est différente de celle du TAD [161], il est plus probable que la première hypothèse soit correcte. D'un autre côté, étant trop faibles, plusieurs patients ont effectué 2 essais du TUG. De plus, suite

aux problèmes rencontrés sur terrain, qui sont liés au fonctionnement du système, nous avons eu les données de 2 essais pour la moitié des sujets et d'un seul essai pour l'autre moitié. Il est donc indispensable d'apporter des améliorations sur le système développé pour augmenter sa robustesse. Pour valider les résulats obtenus, il serait intéressant de mener d'autres experiences sur une population large de personnes âgées en réalisant 3 essais du TUG.

Finalement, nos résultats montrent que la déficience dans les processus de planification motrice détectée pendant le TDA, est liée aux capacités fonctionnelles chez les personnes âgées fragiles. Une diminution de l'angle du tronc du TDA de plus de 15° peut être considérée comme inquiétant du point de vue clinique et devrait déclencher la mise en œuvre d'une rééducation.

3.6/ CALCUL DE LA NOTE DE CONTRÔLE MOTEUR

Des expériences ont permis l'analyse des TUG des personnes jeunes et des personnes âgées, fragiles et non fragiles, en utilisant notre système. Nous avons mesuré l'influence de la fragilité motrice liée à l'âge, sur les processus de planification motrice à travers les caractéristiques cinématiques des transferts TAD et TDA. Le but est de pondérer les différents paramètres ayant une relation avec le niveau fonctionnel du sujet et ainsi attribuer une note de contrôle moteur (NCM) lors de l'analyse automatique du TUG.

Afin de révéler la relation entre les paramètres spatio-temporels et des scores cliniques habituellement utilisés : le Tinetti (/28), le Test Moteur Minimum TMM (/20), le TUG et le GS (Gait Speed), une analyse de régression multiple a été réalisée. Le but est de déterminer les paramètres ayant le plus grand lien avec ces 4 scores. Pour chaque score (variable dépendante), les variables indépendantes sont le temps du TUG, les angles du tronc, le ratio du TAD et la durée du TDA. Le paramètre le plus significatif pour tous les scores était le temps du TUG (voir le tableau 3.7). En

Scores	$Beta$	p	R^2
TUG	0.804	0.000000	0.806
GS	-0.85	0.000000	0.662
Tinetti	-0.62	0.000036	0.519
TMM	-0.50	0.001603	0.409

TABLE 3.7 – Résultats de la régression multiple pour le temps du TUG.

plus du temps du TUG, une corrélation significative a été trouvée entre les différents scores et la durée du TDA (voir le tableau 3.8). Ainsi, tenant compte des résultats ci-dessus et les résul-

Scores	p	r
TUG	0.0007	0.572
GS	0.0119	-0.363
Tinetti	0.0023	-0.438
TMM	0.0026	-0.432

TABLE 3.8 – Corrélations entre les 4 scores et la durée du TDA.

tats des expériences réalisées, nous nous sommes intéressés aux 3 paramètres suivants pour calculer la note de contrôle moteur : le temps du TUG, la durée du TDA et l'angle du tronc de

TDA.

En fonction de différents résultats obtenus durant les trois expériences effectuées, nous avons partagé les valeurs du temps du TUG, de la durée du TDA et de l'angle du tronc de TDA en 5 classes auxquelles un score est attribué. Ces classes sont définies dans le tableau 3.9. La NCM

Temps du TUG (s)	Durée du TDA (s)	Angle du tronc du TDA (°)	Score
≤ 11	$[0.7; 2]$	$]17.2; 45.5[$	1
$]11; 13.64[$	$]2; 2.3[$	$[45.5; 55]$	0.75
$[13.64; 20[$	$[2.3; 2.7]$	$]15; 17.2]$	0.5
$[20; 23[$	$]2.7; 3.2]$	$]8; 15]$	0.25
≥ 23	< 0.7 ou > 3.2	≤ 8 ou > 55	0

TABLE 3.9 – Attribution des scores à chaque intervalle des valeurs pour le temps du TUG, la durée du TDA et l'angle du tronc du TDA.

(/20) est calculée en fonction de l'équation suivante :

$$NCM = 0.4x + 5.1y + 14.5z \tag{3.16}$$

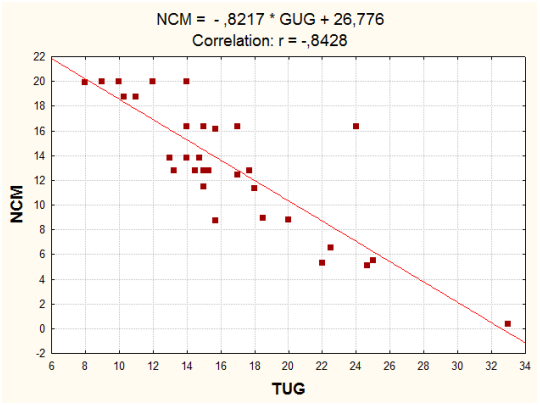
où x, y et z représentent les scores de l'angle du tronc du TDA, de la durée du TDA et du temps du TUG. Le poids de chaque paramètre a été déterminé en fonction des résultats des analyses statistiques effectuées. Ayant le plus grand lien avec les 4 scores ($r > 0.6$ pour le TMM et $r > 0.7$ pour le TUG, le GS et le Tinetti ; tous les $p < 0.01$), nous avons attribué le plus grand poids au temps du TUG. Les résultats des expériences n°3 ont montré qu'il existe une relation significative, mais faible, entre le temps du TUG et l'angle du tronc du TDA. Donc, un poids faible est attribué à ce paramètre. Quant à la durée du TDA, il y avait une corrélation significative entre ce paramètre et les 4 scores. Ainsi, un poids plus grand que celui de l'angle du tronc est attribué à la durée du TDA. Partant de ce principe, les 3 poids sont déterminés de manière empirique de telle façon qu'on obtienne une corrélation significative entre la NCM et les 4 scores.

Comme lors de la validation d'un test clinique, les résultats obtenus lors de notre analyse cinématique par le système développé devront être mis en relation avec les résultats obtenus par les cliniciens lors de leur propre évaluation. Ainsi, en se basant sur les résultats de l'expérience 3, nous avons effectué une comparaison entre les notes obtenues pour 52 patients et les 4 scores cliniques. Nous avons calculé le coefficient de corrélation pour évaluer la fiabilité relative de la note. Les résultats ont montré une corrélation significative entre la note NCM et les 4 scores cliniques. Le tableau 3.10 présente les différents résultats obtenus. Le coefficient de Pearson était significatif pour tous les scores (tous les $R^2 > 0.4$; tous les $p < 0.0000$). La relation entre la NCM

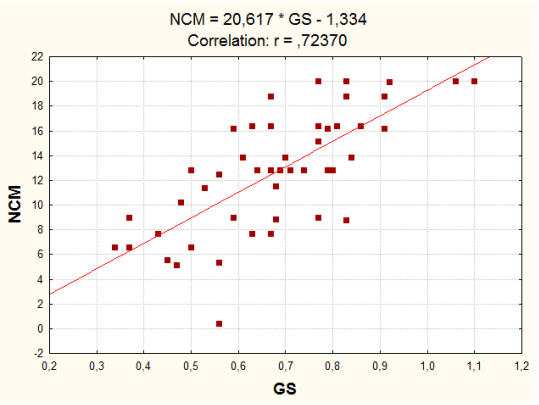
Scores	p	R^2
TUG	0.000000	0.710344
GS	0.000000	0.523737
Tinetti	0.000000	0.491101
TMM	0.000002	0.405415

TABLE 3.10 – Corrélation entre la note de contrôle moteur et les scores cliniques du TUG, du GS, du Tinetti et du TMM.

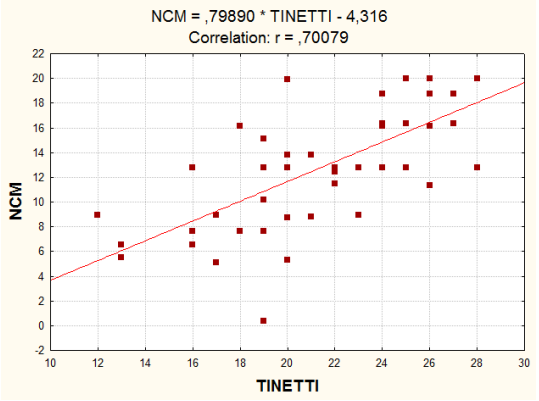
et les 4 scores est illustrée dans la figure 3.21.



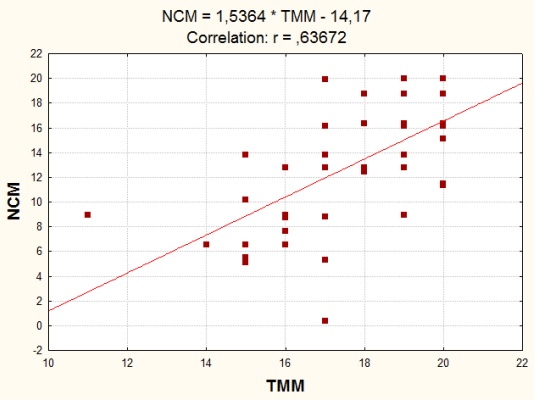
(a) NCM par rapport au score du TUG.



(b) NCM par rapport au score du GS.



(c) NCM par rapport au score du Tinetti.



(d) JNCM par rapport au score du TMM.

FIGURE 3.21 – Distribution de la note de contrôle moteur par rapport aux scores du TUG, du GS, du Tinetti et du TMM.

La variation des corrélations entre la note de contrôle moteur générée par notre système et les différents scores cliniques pourrait être expliquée par le fait qu'un test clinique comme le Tinetti ne permet pas d'évaluer les capacités fonctionnelles chez un sujet de la même façon qu'un autre test tel que le TMM. Par la suite, ces tests ne donnent pas forcément le même résultat. Ainsi, grâce à sa corrélation avec tous les scores, la NCM pourrait être intéressante pour évaluer les capacités motrices chez les personnes âgées.

3.7/ CONCLUSION

Nous avons présenté dans ce chapitre les techniques utilisées pour le suivi 3D du mouvement humain. Nous avons évalué la compatibilité de chacune d'entre elles avec les contraintes du projet STREAM. Nous avons retenu le capteur Kinect pour suivre les mouvements 3D du patient lors de la réalisation du TUG grâce à ses caractéristiques (non encombrant, peu coûteux, sans marqueur) et sa fiabilité et précision lors du suivi de mouvement de l'épaule.

Nous avons ensuite détaillé les différentes étapes de conception et d'implémentation d'un système d'analyse automatique du TUG. Trois expériences ont été menées dans des environnements

variés : domiciles des patients, laboratoire, hôpital de jour gériatrique. Le but de ces expériences était de vérifier l'adaptation du système dans des lieux différents et avec des sujets différents (jeunes et âgés). Nous avons également vérifié la précision des mesures fournies par notre système en les comparant avec les résultats des études précédentes.

Les résultats obtenus lors de la première expérience ont montré une bonne fiabilité de la mesure et la reproductibilité avec une précision importante. En outre, nous avons observé que, même pour les jeunes sujets sains, il y a une différence significative des paramètres de mouvement entre la condition normale et la condition cognitive. Ceci représente un résultat stimulant dans le domaine du partage attentionnel en lien avec le paradigme de double-tâche.

Dans la deuxième expérience, sept paramètres cinématiques (les angles du tronc, les ratios, les durées des transferts et le temps du TUG) ont été évalués afin de mesurer les changements fins dans les capacités motrices. Les résultats ont montré une différence significative entre les groupes GJ et GF au niveau de la durée du TUG et des angles du tronc. En outre, l'angle du tronc du TDA et le ratio du TAD pourraient nous permettre d'identifier la fragilité motrice. Ces résultats indiquent qu'il y a une relation entre différents changements cinématiques, représentant des changements dans les processus de planification motrice, et la fragilité physique chez les personnes âgées. En d'autre terme, la fragilité motrice semble avoir un impact prédominant sur l'angle du tronc du TDA et le ratio du TAD, laissant supposer des modifications lors de la planification motrice chez ces patients. De plus, l'inclinaison du tronc semble être un bon indicateur d'une décompensation motrice.

Nous proposons ainsi que ces stratégies de planification motrice puissent être évaluées dans la pratique clinique. L'analyse automatique pourrait se révéler intéressante pour mesurer une fragilisation des capacités motrices des personnes âgées et ainsi permettre une détection précoce afin d'optimiser une démarche de rééducation.

Concernant la troisième expérience, le but était d'identifier une relation entre l'inclinaison de l'angle du tronc pendant le TDA et le niveau fonctionnel des sujets âgés. Les transferts TAD et TDA étaient analysés par notre système chez 60 patients âgés (33 femmes ; moyenne d'âge de 84 ± 5). L'analyse statistique était basée sur un test-retest de fiabilité. Nous avons utilisé le coefficient de Pearson pour mesurer la robustesse du lien entre les angles du tronc pendant les deux transferts et le score obtenu par les participants lors du test fonctionnel du TUG. Les résultats montrent que les patients qui possèdent un faible niveau fonctionnel sont également ceux qui ont un plus petit angle d'inclinaison du tronc pendant le TDA. Fait intéressant, cette corrélation est beaucoup plus marquée chez les personnes âgées fragiles. Nous suggérons que cette diminution de l'angle d'inclinaison du tronc pendant le TDA est un marqueur pertinent d'un trouble de planification motrice. Ce paramètre devrait être systématiquement contrôlé dans un contexte de fragilité. Ces résultats justifient l'utilisation du test du TUG pour mettre en évidence les altérations dans l'organisation du mouvement.

Grâce à ces différentes expériences, nous avons mesuré l'influence de la fragilité motrice liée à l'âge pour pondérer les différents paramètres et ainsi attribuer une note de contrôle moteur lors de l'analyse automatique du TUG. En plus de ces résultats, nous avons évalué la relation entre les paramètres suivants : le temps du TUG, les angles du tronc, le ratio du TAD et la durée du TDA et des scores cliniques habituellement utilisés : le Tinetti et le TMM, le TUG et le GS. Cette évaluations nous a permis de déterminer lesquels parmi ces paramètres spatio-temporels sont important pour calculer la note de contrôle moteur (NCM). Une comparaison a été établie

entre la note générée et les différents autres scores. Les résultats ont montré une corrélation significative entre la NCM et les 4 scores. Nous pensons que la détection précoce des troubles de planification motrice, en utilisant la note mesurée par notre système, est intéressante pour optimiser la démarche de rééducation.

Le bénéfice attendu de notre système se situe dans le maintien des acquis à long terme pour le patient. En effet, il semble essentiel de trouver des moyens de suivre l'évolution des patients à domicile et surtout de détecter le plus rapidement possible une éventuelle décompensation des fonctions motrices. Cette détection précoce devrait permettre une prise en charge elle aussi précoce, pour permettre une meilleure préservation de l'indépendance fonctionnelle du patient. D'un autre côté, le système a montré une bonne adaptation aux différents environnements testés et à la vie quotidienne des personnes âgées. Il est facile à intégrer dans différents lieux. De même, il est simple et facilement utilisé par un "non expert".

Cependant, les tests réalisés à l'hôpital de jour gériatrique (expérience 3) nous ont aussi révélé quelques cas de dysfonctionnement du système. En effet, l'extraction du squelette 3D ne fonctionne pas correctement dans certains cas comme par exemple la présence d'une autre personne, très proche du patient, dans le champ de vision dont le rôle est de l'aider en cas de besoin. Nous proposons dans le chapitre suivant une chaîne d'algorithmes destinée au traitement vidéo permettant d'augmenter la robustesse du système.

4

INTÉGRATION D'UNE CHAÎNE DE TRAITEMENT VIDÉO : ÉVOLUTION VERS UN SYSTÈME PLUS ROBUSTE

La détection des personnes dans les images et les vidéos ainsi que la reconnaissance d'actions ont fait l'objet de beaucoup de travaux dans le domaine de la vision par ordinateur. Il s'agit d'un sujet très important dans de nombreuses applications. C'est également le cas pour notre projet de recherche. En effet, les expériences n$^{\circ}3$ réalisées à l'hôpital de jour gériatrique révèlent des problèmes et des contraintes supplémentaires, il est indispensable d'intégrer une chaîne de traitement visant à améliorer les fonctionnalités de notre système.

Dans ce chapitre, nous exposerons tout d'abord les différentes contraintes détectées à l'utilisation du système dans un hôpital de jour gériatrique et avec des expérimentations réalisées sur des patients âgés. Nous présenterons ensuite une vue d'ensemble de la chaîne de traitement proposée. Puis nous allons, étape par étape, construire cette chaîne, en se basant sur des méthodes existantes et en proposant des contributions permettant d'améliorer l'extraction de 3 points 3D correspondant à 3 articulations dans le corps humain. Celles-ci permettent le suivi du patient lorsque le squelette 3D de Kinect est mal détecté. Les performances de notre système final seront évaluées. Le chapitre se terminera par une conclusion sur les différents résultats obtenus.

4.1/ PRÉSENTATION DES PROBLÈMES RENCONTRÉS

Des expérimentations sont effectuées dans un hôpital de jour gériatrique afin d'examiner les prédispositions de l'environnement réel, les contraintes d'installation de ce système et son adaptation avec les différents types de patients. Grâce à ces expérimentations, des limites et des contraintes à l'utilisation ont été identifiées. Nous pouvons citer plusieurs cas :

– Vêtements du sujet très amples,
– Genu valgum important : les genoux sont déformés vers l'intérieur, par la suite les deux membres inférieurs sont tout à fait collées et leur distinction par le Kinect pose des problèmes,
– Grande cyphose étendue (tronc très incliné en avant),
– Présence d'une canne (résultats variables).

En effet, lorsque le patient se met debout ou s'assoit avec une importante inclinaison du tronc (angle du tronc $> 70^{\circ}$), le Kinect ne peut pas détecter correctement le centre de masse et les épaules. D'où une valeur d'angle du tronc erronée. En outre, lorsque la personne porte des vêtements très amples ou lorsqu'elle souffre d'un genu valgum important (membres inférieurs collés),

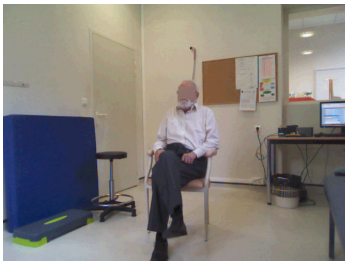
il est parfois difficile de détecter les bonnes positions de points (articulations) formant le squelette 3D. De même, dans le cas où la personne s'aide d'une canne ou avec la présence proche d'un aide-soignant, le Kinect n'arrive pas à dissocier correctement le patient.

Ces problèmes ont des impacts sur le fonctionnement du système : angle du tronc inexact et non détection de la position assise. Ceci empêche l'analyse complète du TUG car la détection de la position assise permet de détecter le début et la fin de la réalisation du TUG. Quant à l'angle du tronc, il représente le paramètre le plus important pour l'évaluation des capacités motrices chez les personnes âgées. Il est donc indispensable que sa valeur soit correcte et précise.

La figure 4.1 illustre quelques cas où le suivi du squelette 3D fourni par le SDK de Kinect ne fonctionne pas correctement et où la position assise n'est pas détectée. La réflexion sur ces limites et contraintes et la proposition des solutions pour les éliminer constituent le cœur de ce chapitre.



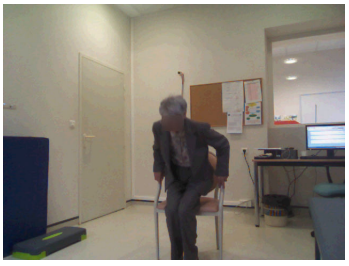
(a) Utilisation d'une canne.



(b) Jambes croisées.



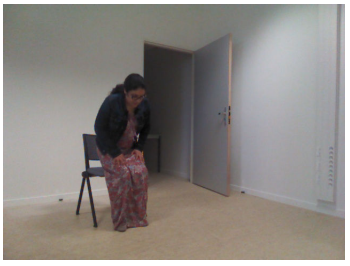
(c) Grande inclinaison du tronc.



(d) Jambes très serrées.



(e) Vêtements amples.



(f) Vêtements amples.

FIGURE 4.1 – Exemples des cas où le suivi du squelette 3D de Kinect ne fonctionne pas correctement.

4.2/ PRINCIPES DE LA CHAÎNE DE TRAITEMENT PROPOSÉE POUR AMÉLIORER LE FONCTIONNEMENT

Dans le chapitre 3, nous avons présenté un système d'analyse des mouvements 3D dans le cadre du test clinique Timed Up and Go (TUG) en temps réel pour l'évaluation de l'équilibre chez les personnes âgées. Ce système est basé sur le suivi du squelette 3D fourni par le SDK de Kinect. En fonction des coordonnées des points (articulations) formant le squelette, le système calcule en temps réel les paramètres spatio-temporels nécessaires pour l'évaluation des capacités motrices et génère par la suite une note de contrôle moteur.

Les expériences, réalisées au laboratoire, chez les patients et au centre gériatrique, ont permis de

tester et de valider le système. Ces tests terrain ont aussi révélé quelques problèmes d'utilisation du système. Ainsi, nous proposons une chaîne de traitement afin de répondre aux contraintes mentionnées dans la section 4.1 et d'améliorer la robustesse et la précision du système.

Dans un premier temps, nous avons introduit une méthode de reconnaissance automatique de la position assise basée sur la méthode de classification Support Vector Machine (SVM). Ensuite, nous avons développé un algorithme qui consiste à extraire 3 points 3D correspondant à 3 articulations du corps humain : le centre de masse, le centre de la tête et le centre de la ligne entre les deux épaules (centre des épaules). Il est basé sur la combinaison de l'image couleur, représentée dans l'espace $CoLIP$ [173], et la carte de profondeur fournie par Kinect. Nous effectuons tout d'abord une segmentation du patient, puis nous calculons le centre de masse. Enfin, une méthode de détection de la tête et des épaules est appliquée pour extraire la position de la tête et le centre des épaules. L'extraction de ces points permettent de suivre les mouvements des épaules durant le TAD et TDA et par suite de calculer les paramètres spatio-temporels.

La figure 4.2 représente une vue d'ensemble sur le processus de fonctionnement de notre système après avoir intégré la chaîne d'amélioration. La méthode de détection de la position assise est utilisée pour déclencher l'analyse du TUG et détecter sa fin. Elle est appliquée pendant les phases de transferts TAD et TDA. Quant à la méthode d'extraction des 3 articulations, elle est appliquée seulement, durant le TAD et le TDA, lorsque le squelette 3D du Kinect est mal détecté. Le squelette est mal détecté si :

$$\begin{cases} (H_X, H_Y, H_Z) = (0,0,0) \;\; et \;\; (S_X, S_Y, S_Z) = (0,0,0) \\ ou \\ Hd_Y < y_{th} \\ ou \\ angle\ du\ tronc\ > angle_{th} \end{cases} \tag{4.1}$$

où H, S et Hd représentent le centre de masse, le centre des épaules et la tête, respectivement. y_{th} est une valeur seuil de la composante verticale de la tête. $angle_{th}$ est une valeur seuil de l'angle du tronc. Les seuils ont été déterminés de manière empirique.

4.3/ DÉTECTION AUTOMATIQUE DE LA POSITION ASSISE

Dans cette section nous allons détailler la méthode de détection de la position assise mise en place.

4.3.1/ MÉTHODES EXISTANTES D'ANALYSE DE POSTURE

Afin d'effectuer la reconnaissance de posture, nous devons suivre la personne cible. Le but est de déterminer la position de la cible de façon continue et fiable tout au long du flux vidéo. Il permet de donner une logique spatio-temporelle à la détection et ainsi de limiter les fausses détections. Différents algorithmes de suivi de cibles ont été développés. Les plus populaires sont le filtre de Kalman et le filtre particulaire. Le filtre de Kalman représente un ensemble d'équations récursives qui sont utilisées pour modéliser et évaluer rigoureusement le mouvement d'un système dynamique linéaire. Dans le cadre de suivi des cibles, telles que les personnes [174], le filtre de

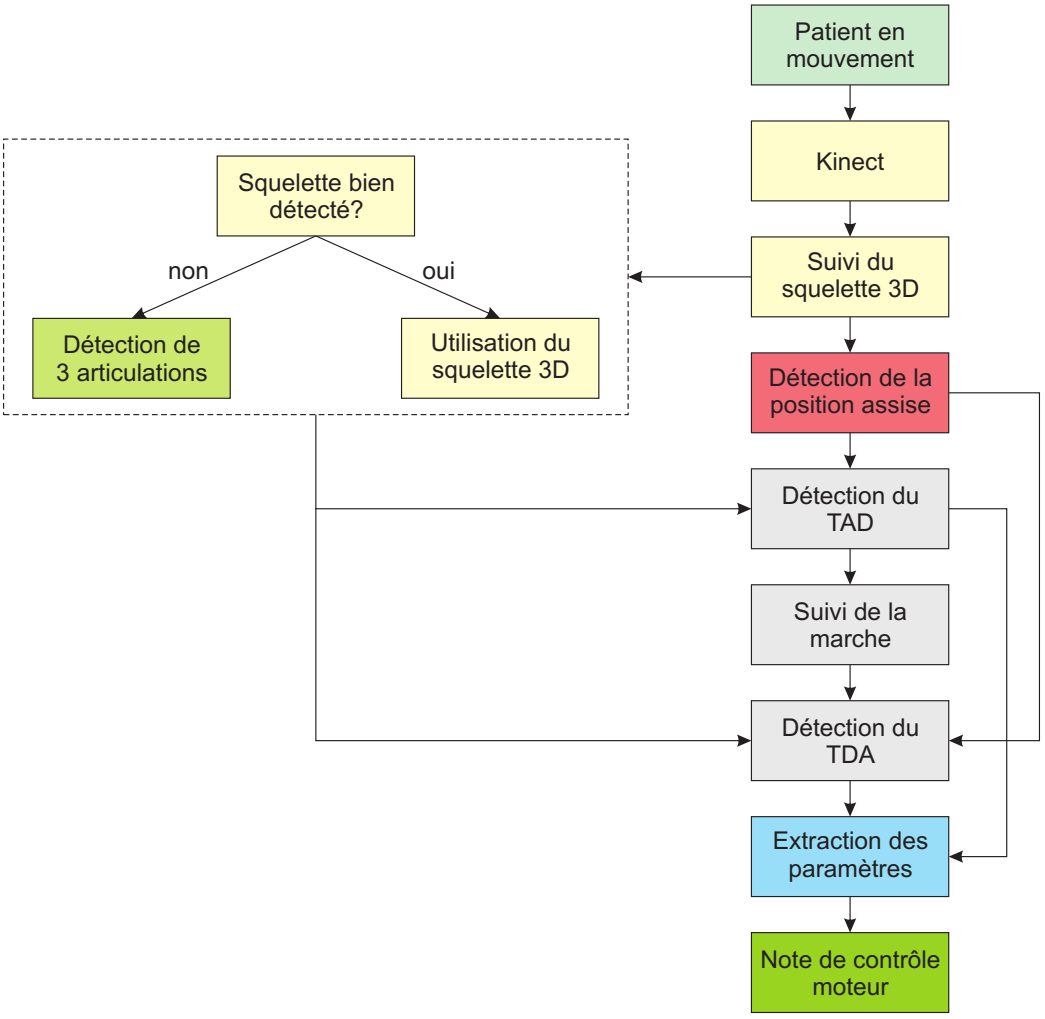


FIGURE 4.2 – Diagramme global d'analyse des mouvements lors de la réalisation du TUG par notre système final.

Kalman est particulièrement utilisé pour réduire la zone de traitement et d'analyse dans l'image. Cependant, cette technique n'est pas très efficace lorsque la trajectoire de la cible suivie est aléatoire en cas des changements brusques de direction ou d'occlusions [175].

La limitation du filtre de Kalman peut être contournée en utilisant le filtre particulaire. Ce dernier permet de suivre des trajectoires avec des changements brusques et où les cibles peuvent être multiples. Il permet d'estimer et de prédire le comportement des systèmes non linéaire avec des modèles d'observation non gaussiens. C'est une méthode de simulation séquentielle de type Monte Carlo qui consiste en une exploration de l'espace d'état de la cible par des particules (hypothèses sur l'état de la cible) pondérées. Les particules sont corrigées selon leur adéquation avec les observations (vraisemblance), grâce à un poids qui leur est affecté. Le filtrage particulaire a été utilisé pour le suivi des personnes [176] et des parties du corps comme la tête et les mains [177, 178]. Cependant, il donne d'excellents résultats seulement s'il y a suffisamment de particules pour avoir un maximum de vraisemblance pour l'état estimé. Ceci augmente la complexité temporelle de la méthode et rend le coût calculatoire important.

Concernant la reconnaissance d'actions, il existe plusieurs méthodes de classification visant à identifier les classes auxquelles appartiennent des objets en fonction de certains paramètres descriptifs : les méthodes basées sur boosting, les Support Vector Machine (SVM), les Réseaux de Neurones, etc. Elles s'appliquent à plusieurs activités humaines et conviennent en particulier au problème de la prise de décision automatique. Par exemple, dans notre cas, l'action en cours doit être classée en "position assise" ou "non assise". Ces méthodes ont montrés leurs efficacités dans de nombreux domaines d'applications tels que le diagnostic médical, la reconnaissance d'actions et la détection du visage.

Les méthodes de classification s'effectuent en deux étapes : la réalisation d'un apprentissage et l'évaluation de leurs performances. Elles nécessitent donc deux ensembles d'échantillons : une base d'apprentissage et une base de test. La base d'apprentissage, dénotée L, doit contenir un nombre suffisant d'échantillons x_i de chaque classe. Elle doit être le plus représentatif possible d'un point de vue qualitatif, en fonction de l'application visée et quantitatif (un nombre important d'échantillons tout en respectant les probabilités à priori de chacune des classes). Concernant la base de test, dénotée T, elle doit être choisie rigoureusement car elle permet d'évaluer l'algorithme. Dans notre application, nous avons utilisé le SVM pour la reconnaissance de la position assise.

4.3.2/ Classification par les Support Vector Machine

Les Support Vector Machines sont des techniques d'apprentissage supervisées destinées à résoudre des problèmes de reconnaissance de formes, de régression et d'estimation de densité de probabilité. Ce sont des méthodes issues de la théorie de minimisation structurelle du risque empirique développée par Vladimir Vapnik [179].

Les SVM visent à séparer les échantillons positifs des échantillons négatifs dans l'ensemble des échantillons. Le principe est donc de déterminer l'hyperplan qui sépare les échantillons positifs des échantillons négatifs de telle façon que la marge entre le plus proche des positifs et des négatifs soit maximale. Le but de la méthode des SVM est la sélection de vecteurs supports qui représentent les vecteurs discriminants permettant de déterminer l'hyperplan.

Nous distinguons le cas linéairement séparable, si tous les points associés aux données peuvent être séparés correctement par une frontière linéaire et le cas non linéairement séparable.

Cas linéairement séparable Un classifieur linéaire est une fonction de la forme :

$$f(x) = \begin{cases} 1 \; si \; \langle w, x \rangle + b = \sum_{i=1}^{n} w_i x_i + b \geq 0 \\ -1 \; sinon \end{cases} \tag{4.2}$$

où $w \in \mathbb{R}^n$ est le vecteur de poids et $b \in \mathbb{R}^0$ le biais, avec n le nombre de composantes des vecteurs contenant les données. w et b sont les paramètres à estimer de la fonction de décision $f(x)$. Chaque échantillon x_i de l'ensemble d'apprentissage, auquel est associée une étiquette $y_i \in \{-1, 1\}$, est représenté par le couplet $\{x_i, y_i\}$.

Il existe une multitude d'hyperplans valides qui peuvent assurer la séparation entre les deux classes. Toutefois, la méthode d'apprentissage des SVM consiste à sélectionner un seul hyperplan qui doit être optimal. Cela revient à déterminer un hyperplan dont la distance minimale aux

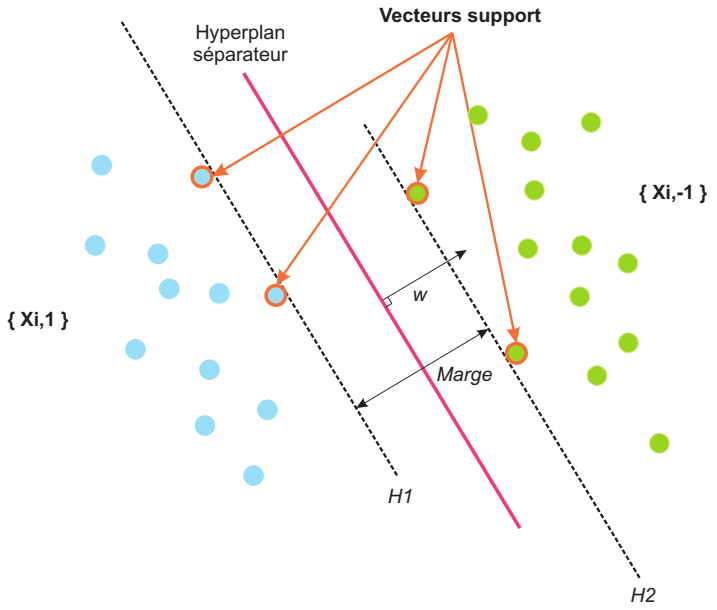


FIGURE 4.3 – Principe des SVM.

exemples d'apprentissage est maximale. Cette distance est appelée "marge" entre l'hyperplan et les exemples. L'hyperplan séparateur optimal est celui qui maximise la marge et minimise le risque empirique.

La marge vaut $\frac{2}{||w||}$. Ainsi, maximiser la distance minimale aux exemples d'apprentissage revient à maximiser le quotient $\frac{2}{||w||}$. La recherche de l'hyperplan optimal revient donc à minimiser $||w||$. Ce problème est formulé comme suit :

$$\begin{cases} Minimiser\ \frac{1}{2}||w||^2 \\ Tel\ que\ y_i(\langle w, x_i\rangle + b) \geq 1 \end{cases} \tag{4.3}$$

Cette formulation est appelée formulation primale. Il s'agit d'un problème d'optimisation quadratique sous contraintes linéaires dont la fonction objective est à minimiser. Ce type d'optimisation peut être résolu grâce à la méthode de Lagrange. Ceci revient à faire rentrer les contraintes dans la fonction objective et de pondérer chacune d'entre elles par une variable duale :

$$L(w, b, \alpha) = \frac{1}{2}||w||^2 - \sum_{i=1}^{n} \alpha_i(y_i(\langle w_i, x_i\rangle + b) - 1) \tag{4.4}$$

Les variables duales α_i sont les multiplicateurs de Lagrange. Le problème primal et sa formulation duale ont la même solution qui correspond à un point selle du Lagrangien : L doit être minimisé par rapport aux variables primaires w_i et b et maximisé par rapport aux variables duales α_i. Au point selle, la dérivée partielle du Lagrangien par rapport aux variables primaires doit s'annuler :

$$\frac{\partial L(w, b, \alpha)}{\partial w} = 0 \tag{4.5}$$

$$\frac{\partial L(w,b,\alpha)}{\partial b} = 0 \tag{4.6}$$

ce qui permet d'obtenir le système d'équations suivant :

$$\begin{cases} w = \sum_{i=1}^{n} \alpha_i y_i x_i \\ \sum_{i=1}^{n} \alpha_i y_i = 0 \end{cases} \tag{4.7}$$

En substituant les deux équations de (4.7) dans le Lagrangien L, on obtient le problème dual équivalent suivant :

$$\begin{cases} Maximiser_{\alpha}\ W(\alpha) = \sum_{i=1}^{n} \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j=1}^{n} \alpha_i \alpha_j y_i y_j \langle x_i, x_j \rangle \\ \sum_{i=1}^{n} \alpha_i y_i = 0 \\ \alpha_i \geq 0 \end{cases} \tag{4.8}$$

La recherche du séparateur linéaire optimal revient à un problème de programmation quadratique où les α_i sont calculables et w peuvent être déduits par la première équation du système (4.7). Le seuil du séparateur linéaire est calculé comme suit :

$$b = -\frac{max_{y_i=-1}(\langle w, x_i \rangle) + min_{y_i=1}(\langle w, x_i \rangle)}{2} \tag{4.9}$$

La fonction de décision associée devient donc :

$$f(x) = \sum_{i=1}^{n} \alpha_i y_i \langle x_i, x \rangle + b \tag{4.10}$$

La décision de la classification y est donnée alors par seuillage de la fonction de décision $h(x)$:

$$y = sign(f(x)) = sign(\langle w, x \rangle + b) = sign(\sum_{i=1}^{n} \alpha_i y_i \langle x_i, x \rangle + b) \tag{4.11}$$

où la fonction $sign()$ est appelée classifieur. Un grand nombre de termes de cette somme est nul, ainsi, les échantillons de l'apprentissage correspondants ne participent pas à la décision finale. Les échantillons de l'apprentissage pour lesquels la valeur de α_i est non nulle sont appelés vecteur support. Les vecteurs support sont notés s_i et sont au nombre de N_v. La fonction de décision devient :

$$f(x) = \sum_{i=1}^{N_v} \alpha_i y_i \langle s_i, x \rangle + b \tag{4.12}$$

Cas non linéairement séparable Dans la plupart des problèmes réels, la séparation linéaire entre les données est impossible. Le classifieur de marge maximale ne peut pas être utilisé car il ne fonctionne que si les classes de données d'apprentissage sont linéairement séparables. Ainsi, la notion de la marge souple a été introduite afin de tolérer des erreurs de classification. Pour résoudre les problèmes non linéairement séparables, l'idée est de changer l'espace des données. La transformation non linéaire des données peut permettre une séparation linéaire des exemples dans un nouvel espace.

Des variables d'ajustement ξ_i (marges d'erreur) sont ainsi ajoutées dans la formulation pour

prendre en compte les erreurs de classification ou le bruit. L'équation 4.3 devient :

$$\begin{cases} Minimiser\ \frac{1}{2}||w||^2 + C\sum_{i=1}^{n}\xi_i \\ Tel\ que\ y_i(\langle w, x_i\rangle + b) \geq 1 - \xi_i \end{cases} \tag{4.13}$$

où C est une constante permettant de contrôler le compromis entre le nombre d'erreurs de classement, et la largeur de la marge. Dans ce cas, la fonction de décision est toujours définie par l'équation 4.12.

Frontière de décision non linéaire La frontière optimale est généralement non linéaire. La prise en compte de non linéarités dans le modèle est réalisée par l'introduction de noyaux non linéaires. Un noyau $K(x, y)$ est une fonction de deux variables, symétrique et positive. Dans ce cas, la fonction de décision est définie par :

$$y = sign(\sum_{i=1}^{N_v} \alpha_i y_i . K(s_i, x) + b) \tag{4.14}$$

avec α_i sont les coefficients de Lagrange obtenus pendant l'apprentissage et s_i représentent les N_v vecteur support pour lesquels $\alpha_i \neq 0$.

En général, Le choix de K est effectué empiriquement suivant l'application. Parmi les choix possibles, on compte en particulier :
– Le noyau polynomial d'ordre q : $K(x, y) = (\gamma \langle x, y\rangle + \theta)^q$,
– Le noyau RBF (radial basis function) : $K(x, y) = \exp\left(-\gamma \|x - y\|^2\right)$,
– Le noyau Tangente hyperbolique : $K(x, y) = \tanh(\gamma \langle x, y\rangle - \theta)$.
De même, l'optimisation des paramètres (γ, θ, q) dépend de l'application visée. Ces fonctions sont les plus couramment utilisées.

Dans la section suivante, nous présenterons la méthode de reconnaissance automatique de la position assise proposée. Celle-ci est basée sur le SVM.

4.3.3/ Réalisation et intégration de la détection automatique de la position assise

L'étape de suivi du patient est réalisée par le suivi du squelette 3D fourni par le SDK de Kinect. Quant à la reconnaissance de la position assise, la méthode proposée est présentée ci-dessous.

Extraction des caractéristiques L'analyse et l'interprétation des mouvements humains peuvent être effectuées par des primitives 3D, telles que les positions et les angles articulaires, qui nécessitent un suivi 3D du corps entier ou de quelque partie du corps selon les mouvements à interpréter. La méthode proposée consiste à représenter une action humaine (position assise) en fonction d'un ensemble de caractéristiques extraites à partir des joints 3D du squelette suivi pendant la réalisation du TUG. En effet, la position assise est une station de repos dans laquelle le corps s'appuie sur les fesses, avec le tronc à la verticale, ou bien avec une légère flexion du tronc vers l'avant ou vers l'arrière. Elle se caractérise aussi par une flexion des genoux. En se basant sur ces caractéristiques, nous avons déterminé les 16 paramètres suivants afin de décrire

la position assise dans une image donnée :

- l'angle du tronc θ,
- l'angle formé entre le tronc et la jambe β,
- la distance entre la tête (Hd) et le centre de masse (H) D_{HdH},
- les différences de distance entre le centre de masse et le genou (K) au niveau de l'axe y (D_1) et celle au niveau des axes x et z (D_2), pour les parties gauche et droite du corps D_{HKL} et D_{HKR},
- la distance entre le centre des épaules et le centre de masse au niveau de l'axe x D_{SHx},
- la distance entre le centre des épaules et le centre de masse au niveau de l'axe z D_{SHz},
- les cordonnées 3D de la tête, du centre des épaules et du centre de masse Hd_x, Hd_y, Hd_z, S_x, S_y, S_z, H_x, H_y et H_z.

Ces caractéristiques sont calculées pour chaque image (frame). L'ensemble des attributs est donc :

$$F = \{\theta, \beta, D_{HdH}, D_{HKL}, D_{HKR}, D_{SHx}, D_{SHz}, Hd_x, Hd_y, Hd_z, S_x, S_y, S_z, H_x, H_y, H_z\} \quad (4.15)$$

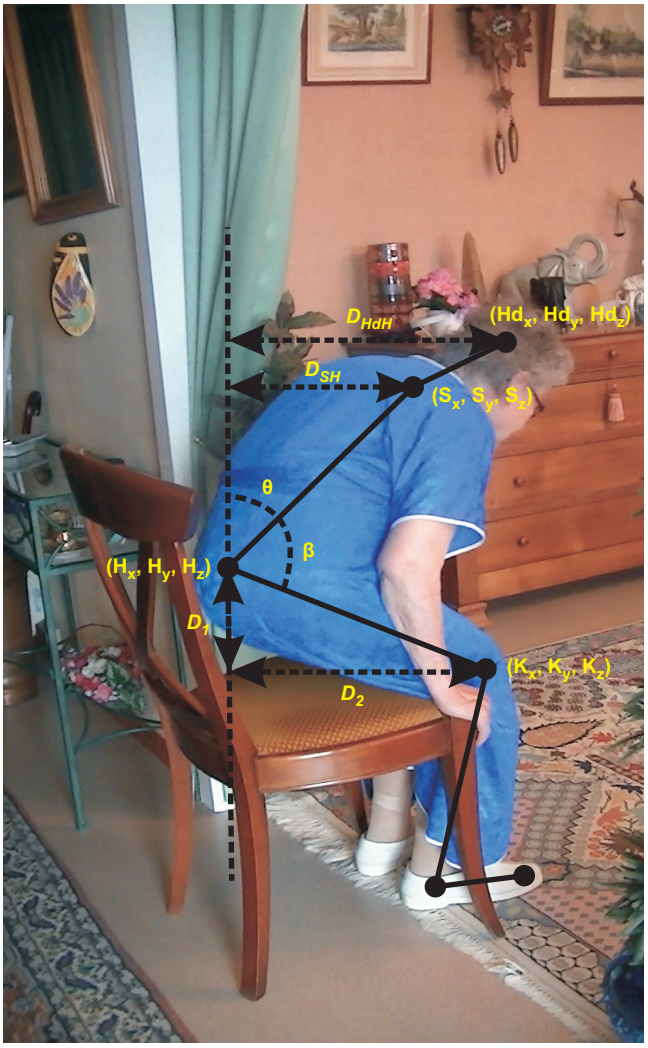


FIGURE 4.4 – Caractéristiques de la position assise.

Méthode Nous avons utilisé pour la classification une machine à vecteurs support. Cette classification est basée sur un noyau gaussien RBF (radial basis function) avec une recherche automatique des paramètres optimaux. En effet, nous avons comparé deux types de classifieur SVM : un premier basé sur un noyau linéaire et un second basé sur un noyau RBF. Nous avons constaté que la méthode basée sur les noyaux RBF offre les meilleures performances.

Afin de se rapprocher d'un fonctionnement réel de l'application sur le terrain, les données d'apprentissage sont extraites à partir de 15 personnes effectuant le TUG dans différents environnements, différents éclairages et différentes conditions (cas normal, vêtements amples, 2 personnes, inclinaison grande du tronc). L'évaluation des performances des différentes combinaisons est basée sur le calcul de la sensibilité, de la spécificité, du rappel, de la précision ainsi que l'erreur globale.

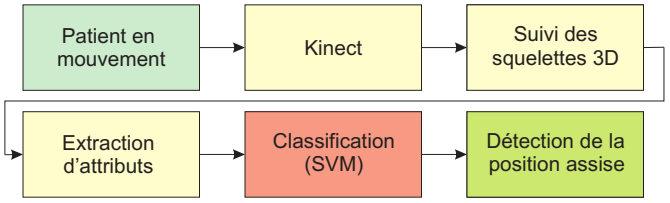


FIGURE 4.5 – Synoptique de la méthode de détection de la position assise.

Réalisation et expériences Une base de données originale a été mise en place pour l'apprentissage du classifieur et l'évaluation de notre descripteur. Au total nous avons 1611 vecteurs d'apprentissage dont chacun est composée de 16 paramètres mentionnés ci-dessus. Pour tester notre méthode de détection de la position assise, 12 personnes âgées de 26 à 50 ans ont effectué une série des TUG dans différentes conditions : cas normal (sujet sain portant des vêtements normaux), 2 personnes dans le champ de vision de Kinect, inclinaison du tronc très grande, vêtements amples, membres inférieurs tout à fait collés, changements d'éclairage et d'environnement (maison, laboratoire). L'évaluation de performances de cette méthode sera effectuée dans la section 4.5. La figure 4.6 représente quelques résultats de la détection de la position assise.

4.4/ EXTRACTION AUTOMATIQUE DES TROIS POINTS DU CORPS AVEC DES SCÈNES COMPLEXES

Dans cette section, nous allons présenter notre méthode d'extraction de trois points correspondant à trois articulations dans le corps. Elle est composée de deux parties :

1. La segmentation du patient,
2. Le calcul des coordonnées de trois articulations.

Nous commençons par présenter brièvement les différentes méthodes existantes de détection des personnes. La méthode proposée sera ensuite exposée.



(a) position non-assise. (b) position non-assise. (c) position non-assise. (d) position non-assise.

(e) position assise. (f) position assise. (g) Position non-assise. (h) Position non-assise.

(i) position non-assise. (j) Position non-assise. (k) Position non-assise. (l) Position assise.

(m) Position non-assise. (n) Position assise. (o) Position non-assise. (p) Position non-assise.

(q) Position non-assise. (r) Position assise. (s) Position non-assise. (t) Position non-assise.

FIGURE 4.6 – Exemple de résultats de la nouvelle méthode de détection de la position assise.

4.4.1/ MÉTHODES DE SEGMENTATION DES PERSONNES

Avant de suivre et d'analyser les caractéristiques d'une personne, telles que le mouvement et la vitesse, il est impératif de la détecter en la séparant du reste de l'image. L'objectif de la détection est de localiser la personne cible dans la scène pour des analyses ultérieures. Il existe plusieurs approches pour la détection et le suivi de la personne dans la littérature de la vision par ordinateur et la robotique. Ces approches peuvent être classées en deux grandes catégories : les approches basées sur l'analyse du mouvement et les approches basées sur l'apparence.

Pour les approches basées sur l'analyse du mouvement, la détection du mouvement consiste à

segmenter les régions en mouvement afin de localiser les objets mobiles dans une séquence. Ces méthodes de détection de mouvement peuvent être classées en trois catégories : les méthodes de soustraction du fond, celle qui se basent sur un calcul du flux optique et celle qui repose sur des différences d'images successives (différence temporelle).

La méthode de soustraction du fond consiste à effectuer la différence entre l'image courante et une image de fond qui a été modélisée préalablement. La qualité des régions extraites dépend de celle de modélisation de l'image de fond. Cette méthode exige la connaissance d'une image de référence. Celle-ci est difficile à obtenir et doit être remise à jour au cours de la séquence afin de tenir compte d'éventuels changements tels que le déplacement d'objets et le changement d'éclairage. Ainsi, la difficulté de la soustraction du fond ne réside pas seulement dans la soustraction mais aussi dans la maintenance du modèle du fond (background maintenance) [180] afin de résoudre les problèmes mentionnés préalablement. Ces méthodes peuvent être très efficaces dans des scènes où le fond est bien connu et dont l'apparence ne change pas trop au cours du temps.

Quant aux méthodes basées sur le flux optique, elles consistent à calculer à l'instant t le déplacement d du point $p = (x, y)$. Le calcul du flux optique est particulièrement utile lorsque la caméra est en mouvement. Cependant, l'estimation du flux optique est à la fois coûteuse en temps de calcul et très sensible aux mouvements de forte amplitude. De plus, les estimées sont généralement bruitées aux frontières des objets en mouvement et difficiles à obtenir à l'intérieur de larges régions homogènes. Elle suppose également que les différences d'images peuvent être expliquées comme une conséquence d'un mouvement, tandis qu'elles peuvent aussi être liées aux changements dans les caractéristiques des objets, des fonds et de l'éclairage.

Concernant la différence temporelle, elle consiste à détecter la région de mouvement en s'appuyant sur des différences d'images successives. Cette méthode permet de détecter les objets mobiles avec un faible coût de calcul. Néanmoins, l'extraction simultanée des objets rapides et des objets lents est généralement impossible. Il est difficile, dans ce cas, de trouver un compromis entre le nombre de cibles manquées et les fausses détections.

Les approches basées sur l'apparence peuvent être globales ou locales. Les approches globales, telle que l'Analyse en Composantes Principales, consistent à prendre une décision unique pour toute l'image. Concernant les approches locales, nous distinguons les méthodes basées sur l'extraction de points ou régions d'intérêts et les méthodes basées sur un parcours régulier de l'image. Les points d'intérêts spatio-temporels (STIP) sont largement utilisés dans la reconnaissance des actions et des mouvements humains. Dans [181], l'auteur a proposé une méthode de détection spatio-temporelle des régions locales où il existe une forte variation conjointe spatio-temporelle. Celle-ci représente une extension de la méthode de détection des points d'intérêts spatiaux de Harris [182] et Fostner [183]. En effet, les points d'intérêts correspondent à une forte variation spatiale locale (contours, coins, textures, etc.).

Parmi les méthodes basées sur un parcours régulier de l'image, la méthode la plus populaire est celle de proposé par Viola et Jones [184]. Elle se caractérise par sa rapidité. Elle se base sur les caractéristiques de Haar (Haar features) afin de localiser les visages présents sur une image. Elle utilise des images intégrales pour permettre de calculer plus rapidement les caractéristiques. L'entraînement et la sélection des caractéristiques sont effectués par la méthode AdaBoost. AdaBoost est utilisé en cascade de complexité croissante : au fur et à mesure des étages de la cascade, la zone de recherche est réduite de plus en plus en éliminant une portion importante de zones ne

contenant pas de visages et les classifieurs deviennent plus complexes.

4.4.2/ PRINCIPE DE LA MÉTHODE D'EXTRACTION DE TROIS ARTICULATIONS

Nous cherchons à extraire 3 articulations du corps. Ces points remplacent le squelette 3D fourni par le SDK de Kinect lorsqu'il est mal détecté. Il est donc indispensable de segmenter le corps du patient. Dans ce travail, nous nous intéressons aux approches basées sur l'apparence. Les informations du mouvement ne sont pas exploitées dans notre étude. En effet, les approches basées sur l'analyse du mouvement présentent un inconvénient majeur : elles ne permettent pas d'extraire en même temps les objets rapides et lents. Dans notre cas, nous cherchons à distinguer la personne âgée de l'arrière-plan, durant la réalisation d'un test clinique. La façon de réaliser le TAD et le TDA varie d'une personne âgée à une autre en fonction de ses capacités fonctionnelles. Elle peut être par exemple rapide lorsque la personne se laisse tomber sur la chaise et lente lorsqu'elle a des difficultés à se lever. Notre algorithme de segmentation du patient est combiné d'une méthode basée sur l'apparence et de l'information de profondeur. Il est appliqué sur chaque image et la carte de profondeur correspondante lorsque le squelette est mal détecté. La figure 4.7 illustre les étapes d'extraction de 3 articulations.

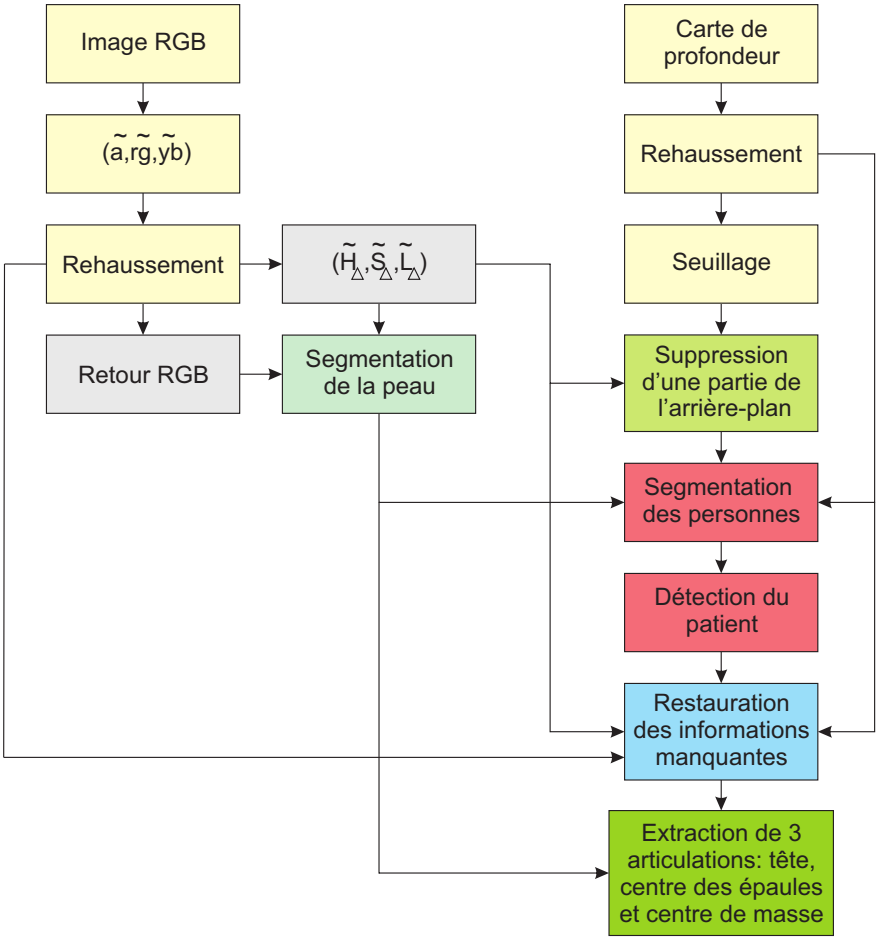
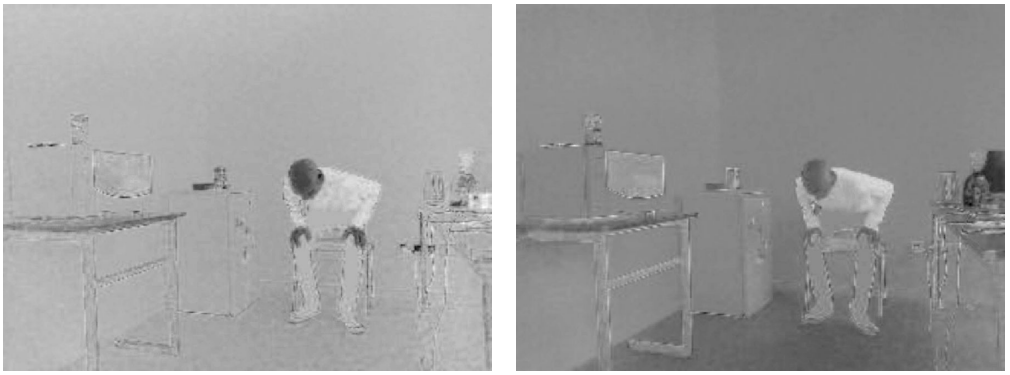


FIGURE 4.7 – Processus d'extraction de 3 points 3D correspondant à 3 articulations dans le corps : le centre de la tête, le centre des épaules et le centre de masse.

La couleur est une information très importante qui permet de mieux comprendre et interpréter une scène. Dans notre cas, elle représente un élément essentiel pour la segmentation de la personne dans l'image. Il convient donc de choisir un espace de représentation couleur qui permet la meilleure segmentation. Nous avons choisi le $CoLIP$ [173] comme espace de représentation de la couleur après avoir effectué une série de comparaisons avec les espaces couleur $L^*a^*b^*$ et HSL. Nous exploitons le système logarithmique antagoniste du modèle $CoLIP$ représenté par une composante achromatique logarithmique $\tilde{a}$ et deux composantes chromatiques logarithmiques $\tilde{rg}$ et $\tilde{yb}$, correspondant respectivement à un signal d'opposition rouge-vert et un signal d'opposition jaune-bleu, ainsi que son extension en modèle d'apparence couleur $\tilde{H}_\Delta \tilde{S}_\Delta \tilde{L}_\Delta$ [185]. $\tilde{H}$, $\tilde{S}$ et $\tilde{L}$ représentent respectivement la teinte, la saturation et la clarté. D'après nos expériences, le modèle $CoLIP$ est le plus robuste face aux changements d'éclairage.



(a) Image couleur. (b) Composante $\tilde{a}$.



(c) Composante $\tilde{rg}$. (d) Composante $\tilde{yb}$.

FIGURE 4.8 – Exemple d'image couleur avec les composantes correspondantes dans l'espace $(\tilde{a}, \tilde{rg}, \tilde{yb})$.

La profondeur représente également une information très importante. Elle permet de réduire la zone de recherche de la personne, notamment dans notre cas puisque nous connaissons à peu près l'intervalle de la distance entre le patient et le capteur. Nous utilisons donc la carte de profondeur renvoyée par Kinect et associant à chaque pixel de l'image couleur la distance dans l'espace 3D entre l'objet représenté par ce pixel et le capteur en mm. Une ouverture morphologique est appliquée sur la carte de profondeur pour lisser les valeurs de profondeur et réduire le bruit dû à l'acquisition. La scène à analyser contient des informations sur le corps humains mais aussi son environnement. Pour garder uniquement les informations sur le corps humain, un seuillage est appliqué sur la carte de profondeur.

Le principe est de détecter le patient dans une image donnée en fonction de l'image couleur et de la carte de profondeur correspondante. La segmentation de la couleur de peau est souvent utilisée comme un outil robuste pour la détection de visage et de mouvement humain. Elle représente une étape primordiale dans notre algorithme. En effet, la détection de la couleur de peau permettra une réduction importante de la zone de recherche. Cette zone dépendra de la profondeur et la localisation des régions de peau.

Il existe dans la littérature plusieurs méthodes pour distinguer la région de peau du reste de l'image et construire un modèle de couleur de peau. Nous nous intéressons à une méthode dite "Explicit Skin Cluster". Cette méthode consiste à définir explicitement les frontières de la région peau (cluster) dans un espace de couleur approprié. L'avantage des méthodes utilisant la tonalité de pixel est la simplicité des règles de détection de la peau utilisées entraînant une classification rapide. De plus, elles ne nécessitent aucun apprentissage préalable. Néanmoins, leur problème majeur est la difficulté de déterminer empiriquement un espace couleur et des règles de décision pertinents qui assurent un taux de reconnaissance élevé.

Bien que la couleur de la peau puisse considérablement varier, les récentes recherches révèlent que la différence principale est plutôt dans l'intensité que dans la chrominance [186]. Différents espaces de couleur sont utilisées afin d'étiqueter les pixels comme pixels de couleur de peau : RGB, HSV, $YCbCr$, etc. Dans l'espace RGB, une couleur est classée comme peau si elle vérifie une suite de contraintes en fonction de l'état de l'éclairage. Dans le cas d'un éclairage fort, la couleur de peau est définie par :

$$\begin{cases} R > 95 \; et \; G > 40 \; et \; B > 20 \; et \\ max\{R,G,B\} - min\{R,G,B\} > 15 \; et \\ |R-G| > 15 \; et \; R > G \; et \; R > B \end{cases} \tag{4.16}$$

Dans le cas d'un éclairage faible, elle est définie par :

$$\begin{cases} ((R > B) \; et \; (G > B)) \; ou \; ((R > 220) \; et \\ (G > 210) \; et \; (B > 170) \; et \; (ABS(R-G) \leq 15)) \end{cases} \tag{4.17}$$

Dans l'espace HSV (Hue, Saturation, Value), la couleur de peau est définie en fonction de la teinte H et la saturation S :

$$0 < H < 50 \;\; et \;\; 0.23 < S < 0.68 \tag{4.18}$$

avec $H \in [0°, 360°]$ et $S \in [0, 1]$.

Dans l'espace $YCbCr$, il existe deux seuillages [187, 188] pour définir la couleur de peau :

$$((Cb >= 85) \;\; et \;\; (Cb <= 135)) \;\; et \;\; ((Cr >= 135) \;\; et \;\; (Cr <= 180)) \tag{4.19}$$

et

$$((Cb >= 77) \;\; et \;\; (Cb <= 127)) \;\; et \;\; ((Cr >= 133) \;\; et \;\; (Cr <= 173)) \tag{4.20}$$

avec Cb et Cr représentent l'information chromatique.

En se basant sur le principe de cette méthode "Explicit Skin Cluster", nous utilisons une combinaison de deux espaces couleur, le $CoLIP$ comme modèle d'apparence couleur et le RGB, pour définir des seuils permettant de segmenter la couleur de peau. L'intérêt du modèle $CoLIP$

est qu'il est basé sur la perception humaine : il exprime la façon dont le système visuel humain perçoit la couleur d'un objet en tenant compte de l'éclairage et de l'environnement. La méthode proposée convient bien pour notre travail. L'idée est de combiner les composantes teinte et saturation du modèle $CoLIP$ avec les composantes R, G et B de l'espace RGB dans le but d'avoir un domaine variable pour la couleur de peau et ainsi d'améliorer la robustesse de la méthode de détection. En effet, la teinte est liée à la saturation qui elle-même dépend de la luminance : lorsque la luminance est proche de 0 ou de 1, la dynamique de la saturation diminue et la teinte contient une information de moins en moins pertinente. La teinte correspond physiquement à la longueur d'onde dominante d'un stimulus de couleur. La saturation est le niveau de coloration d'un objet par rapport à sa propre luminosité. Elle mesure la pureté de la couleur. Ainsi, la combinaison de la teinte et de la saturation définit un domaine fixe de la couleur de peau. L'objectif des composantes R, G et B est de privilégier des couleurs et d'en négliger d'autres. Après avoir détecté les régions de peau, nous combinons les résultats de cette détection avec ceux du seuillage appliqué sur la carte de profondeur pour segmenter les personnes présentes dans l'image et ensuite extraire le patient.

Enfin, nous effectuons l'extraction de trois articulations : centre de masse, centre de la tête et le centre des épaules. Cette étape dépend de certaines caractéristiques de la région recherchée (tête, épaule) telles que la surface, la longueur et la forme. De plus, la tête est déterminée en fonction de la région de peau détectée auparavant. Nous déterminons par la suite les coordonnées de chacune de ces trois articulations.

4.4.3/ SEGMENTATION AUTOMATIQUE DU PATIENT

Dans cette section, nous détaillons les différentes étapes permettant la segmentation du patient dans une image donnée.

Méthode proposée pour la segmentation de la couleur de peau La segmentation de la couleur de peau est une étape primordiale dans notre algorithme. Elle permet de réduire la zone de recherche des personnes dans l'image et facilite la détection de la tête. En s'appuyant sur les méthodes proposées dans [189, 190], nous avons défini des nouvelles contraintes permettant d'extraire les régions de la peau de façon plus robuste face à certaines conditions : changements de luminosité, distance par rapport au capteur et couleurs de vêtements ou arrière-plan semblables à la couleur de peau. Nous avons effectué une combinaison de deux espaces couleur : le $\tilde{H}_\Delta \tilde{S}_\Delta \tilde{L}_\Delta$ et le RGB (voir Fig. 4.11). Les valeurs de la composante $\tilde{H}_\Delta$ ont été ajustées à l'intervalle $[0, 1]$. La procédure de segmentation consiste à balayer tous les pixels de l'image à la recherche de ceux qui respectent les contraintes suivantes :

$$\begin{cases} (\tilde{H}_\Delta \in [0.54, 0.87] \ \& \ \tilde{S}_\Delta \in [0.01, 0.35]) \\ \& \ (R > 72 \ \& \ R > G \ \& \ R > B \ \& \ G > 41 \ \& \ B > 19 \\ \& \ R - G > 15) \ \& \ \neg(|R - G| < 31 \ \& \ B < 50) \end{cases} \tag{4.21}$$

Ces seuils sont déterminés en fonction des couleurs de peau présentées dans la figure 4.9 et ajustés en fonction de la qualité des images produites par le Kinect.

Un prétraitement (filtre median) de l'image est effectuée sur l'image dans l'espace $(\tilde{a}, \tilde{rg}, \tilde{yb})$ pour



FIGURE 4.9 – Base des données d'images de peau.

éviter le bruit causé par les conditions d'acquisition de l'image et de sa numérisation.

Ensuite, nous effectuons un filtrage sur les régions détectées comme peau en fonction de la profondeur du pixel et la surface de chaque région. La figure 4.11 montre un exemple de segmentation de la peau.

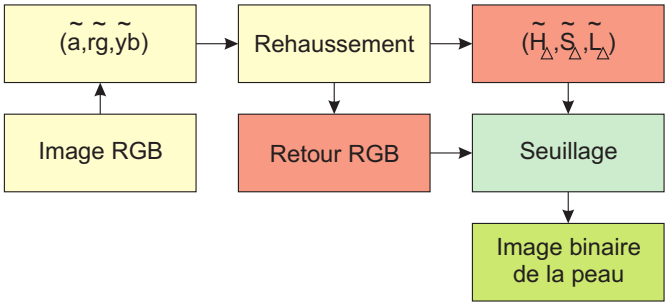
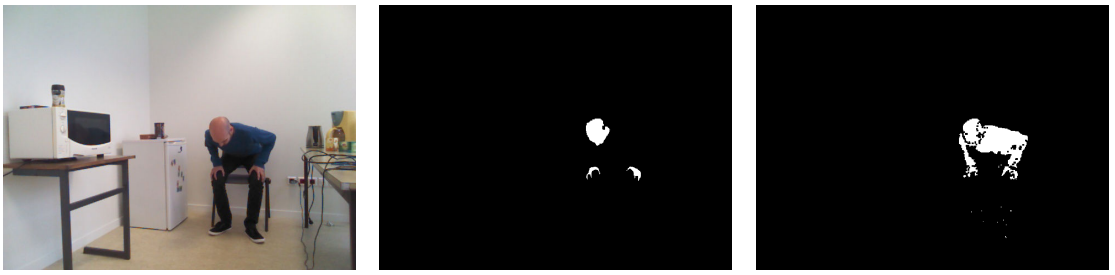


FIGURE 4.10 – Illustration du processus de détection de peau.

L'algorithme de détection de la personne représentant le patient comprend 4 étapes principales (voir Fig. 4.12) :

1. Suppression d'une partie de l'arrière-plan,
2. Détection des personnes,
3. Extration du patient si le nombre des personnes est 2,
4. Restauration des zones manquantes du corps humain.



(a) Image initiale. (b) Régions de peau détectées par la méthode proposée. (c) Régions de peau détectées selon l'espace HSV.

FIGURE 4.11 – Segmentation de la peau en fonction de la méthode proposée et selon l'espace HSV 4.18.

La première étape consiste à effectuer dans un premier temps un seuillage selon la profondeur des objets dans l'image. La partie supprimée et la partie restante sont dénotées PS et PR, respectivement. Dans un deuxième temps, nous cherchons les régions appartenant à PR et connexes à PS vérifiant ces 2 critères :

$$\begin{cases} d_{\tilde{H}_\Delta \tilde{S}_\Delta \tilde{L}_\Delta}(c_i, c_j) < m1 \\ |\tilde{a}(i) - \tilde{a}(j)| \leq m2 \end{cases} \tag{4.22}$$

avec $i \in PR$, $j \in PS$ et $\tilde{a}$ est le canal logarithmique achromatique modélisant la luminosité. $m1$ et $m2$ sont deux valeurs empiriques. $d_{\tilde{H}_\Delta \tilde{S}_\Delta \tilde{L}_\Delta}$ représente la distance entre 2 couleurs c_i et c_j définie par la formule suivante :

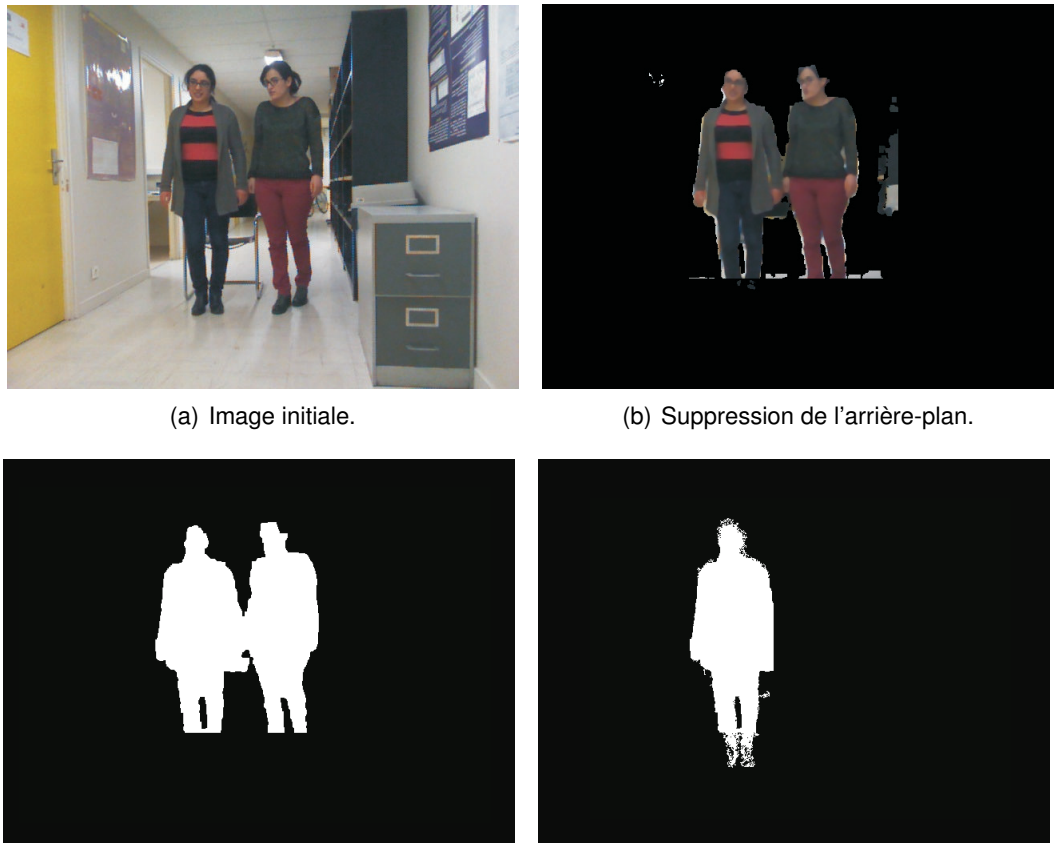
$$d_{\tilde{H}_\Delta \tilde{S}_\Delta \tilde{L}_\Delta}(c_i, c_j) = \sqrt{\begin{array}{l}(c_i^{\tilde{L}_\Delta} - c_j^{\tilde{L}_\Delta})^2 + (c_i^{\tilde{S}_\Delta})^2 + (c_j^{\tilde{S}_\Delta})^2 - \\ 2c_i^{\tilde{S}_\Delta} c_j^{\tilde{S}_\Delta} \cos(c_i^{\tilde{H}_\Delta} \div c_j^{\tilde{H}_\Delta})\end{array}} \tag{4.23}$$

Le symbole $\div$ désigne la différence angulaire entre 2 teintes. Soit h_i et h_j 2 teintes $\in [0°, 360°]$. La différence entre ces 2 valeurs est définie par [191] :

$$h_i \div h_j = \begin{cases} |h_i - h_j| & si\ |h_i - h_j| \leq 180° \\ 360° - |h_i - h_j| & si\ |h_i - h_j| > 180° \end{cases} \tag{4.24}$$

Autrement dit, nous cherchons l'ensemble des voisinages adaptatifs de chaque pixel x appartenant à la région PS : à chaque point x de l'image f est associé un ensemble de voisinages adaptatifs appartenant au support spatial $D \subseteq \mathbb{R}^2$ de f. Un voisinage V^h de x est un ensemble connexe et homogène par rapport à un critère d'analyse h. h est une combinaison de la luminosité et de la distance entre la couleur de x et celle d'un pixel voisinage.

Dans la deuxième étape, la détection des personnes est basée sur la région de peau (RP) et la profondeur des objets : un seuillage automatique est appliqué sur la partie restante après suppression du fond. Ce seuillage dépend de la profondeur maximale (max_p) de RP ainsi que sa profondeur minimale (min_p). Ainsi, les objets personnes correspondent aux régions connexes dont la profondeur $\in [min_p - m_0, max_p + m_0]$ où m_0 est une valeur de tolérance. Ensuite, un autre seuillage est appliqué sur le résultat de ce dernier en fonction de la surface et les dimensions des objets.



(a) Image initiale.

(b) Suppression de l'arrière-plan.

(c) Détection des personnes.

(d) Détection du patient et restauration d'information manquante.

FIGURE 4.12 – Segmentation du patient : cas de deux personnes.

Concernant la troisième étape, nous cherchons à extraire la personne qui représente le patient comme suit :

- si le nombre des objets connexes est 2, le patient est la personne à gauche,
- sinon (soit une seule personne, soit 2 personnes qui se touchent) :
  - couper l'objet en 2 parties en fonction du centre de gravité,
  - calculer la distance entre les 2 pics correspondant aux 2 parties,
  - si la distance est $< d_0$, alors l'objet correspond à une seule personne, sinon le patient correspond à la partie située à gauche de l'image et délimitée par le centre de gravité. d_0 est une valeur seuil

  .

L'objectif de l'étape 4 est de récupérer les parties manquantes du corps. Elle consiste à trouver les régions connexes au corps vérifiant les contraintes suivantes :

$$\begin{cases} \tilde{H}_{\Delta}(i) \div \tilde{H}_{\Delta}(j) < h_0 \\ |\tilde{a}(i) - \tilde{a}(j)| \leq a_0 \\ |p(i) - p(j)| \leq p_0 \end{cases} \tag{4.25}$$

avec p est la profondeur du pixel. h_0, a_0 et p_0 sont des seuils.

Des filtres morphologiques permettant de boucher les trous, d'enlever les petits objets et des opé-

rations morphologiques classiques (dilatation, érosion) sont appliqués pour obtenir des images binaires "nettoyées" pouvant être étiquetées.

4.4.4/ EXTRACTION DES TROIS ARTICULATIONS DU CORPS

L'objectif de cette étape est l'extraction de trois points 3D représentés en fonction de (X, Y, Z). X et Y sont les coordonnées du point dans l'image et Z représente sa profondeur par rapport au Kinect. L'extraction du centre de masse est relativement simple. Il s'agit de chercher le centre de gravité de la région du corps résultante de la phase de détection du corps humain.

La méthode de détection de la tête consiste à extraire la région, définie comme peau, qui vérifie les critères suivants :

- C_1 : surface de la région $\in [s_c - s_1, s_c + s_2]$ avec s_c représente 9% de la surface totale du corps et s_1 et s_2 sont 2 valeurs de tolérance.
- C_2 : taille de la région $\in [t1_c, t2_c]$ avec $t1_c$ et $t2_c$ sont respectivement le $\frac{1}{10}$ et $\frac{1}{7}$ de la taille du corps.
- C_3 : surface de la région $\in [s_{ce} - sc_1, s_{ce} + sc_2]$ avec s_{ce} est la surface du cercle dont le diamètre = taille de la région et sc_1 et sc_2 sont 2 valeurs de tolérance.

Le critère C_1 est basé sur la règle des 9 de Wallace qui attribue 9% de la surface corporelle totale à la surface de la tête et du cou. Le critère C_2 a été défini en se basant sur l'anthropométrie. Concernant le critère C_3, en se basant sur l'hypothèse que la tête forme presque un cercle entier, nous calculons la surface du cercle ayant comme diamètre la hauteur de l'objet et nous la comparons avec celle de l'objet. Ainsi, la position de la tête correspond au centre de l'objet détecté.

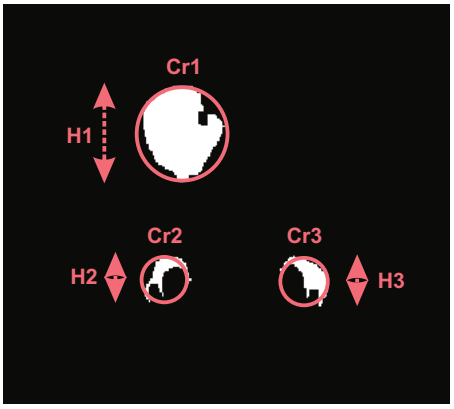


FIGURE 4.13 – Détection de la tête dans les régions de peau. La surface de chaque région en blanc est calculée (C_1). Les hauteurs de 3 régions sont $H1$, $H2$ et $H3$ (C_2). Pour vérifier la condition C_3, la surface de chaque cercle Cr de diamètre H est calculée.

Selon des valeurs anthropométriques correspondant aux longueurs des segments corporels [192], la partie comprenant la tête et le tronc peut être divisée en 4 parties dont la tête représente le $\frac{1}{4}$. En se basant sur ces mesures, nous avons délimité la région des épaules par l'intervalle $\left[\frac{d}{3.5}, \frac{1.65d}{3.5}\right]$ avec d représentant la distance entre le sommet de la tête et le centre de masse. Le centre des épaules correspond au centre de cette région.

4.4.5/ EXPÉRIENCES ET RÉSULTATS

Afin de valider notre méthode d'extraction de la tête, du centre des épaules et du centre de masse, plusieurs expériences ont été effectuées. Les environnements étaient variés (laboratoire, maison) avec des changements d'éclairage. De même, les participants ont effectué le TUG sous différentes conditions : 2 personnes, jambes serrées, inclinaison du tronc très grande, vêtements amples. Nous avons constaté que notre méthode fournit de bons résultats (voir figures 4.14, 4.15 et 4.17). La figure 4.17 par exemple représente une comparaison entre l'angle calculé en fonction du squelette fourni par le SDK de Kinect et celui en fonction de 3 points résultant de notre méthode.

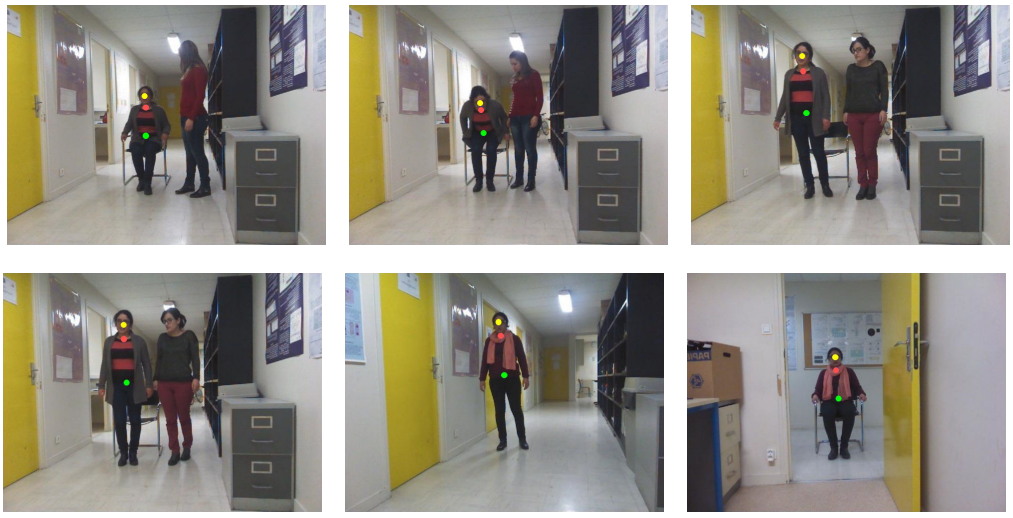


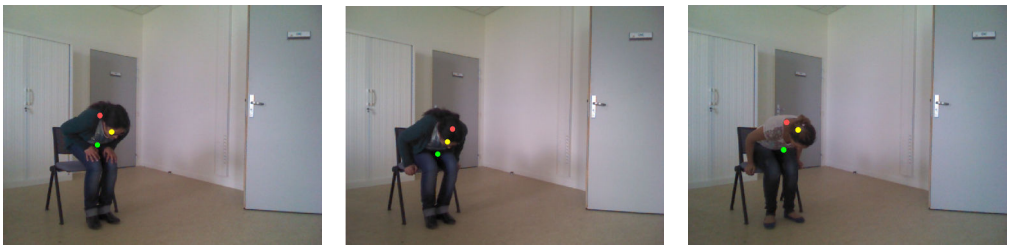
FIGURE 4.14 – Détection du centre de masse (cercle vert), de la position de la tête (cercle jaune) et du centre des épaules (cercle rose).

La figure 4.16 illustre une séquence du TUG analysée par notre système. Le TAD commence au moment où l'épaule se déplace vers l'avant (cas normal) ou vers le haut (cas anormal) en dépassant un seuil $S1$ à partir d'une position assise. Quant au TDA, il se termine lorsque la personne est en position assise et dont la composante de profondeur des épaules reste stable durant 5 images (frames).

4.5/ EVALUATION DES PERFORMANCES PAR RAPPORT À L'ANCIEN SYSTÈME

Afin d'éviter l'apprentissage "par cœur", nous nous intéressons aux méthodes d'évaluation de reconnaissance d'activités dont les deux ensembles d'apprentissage et de test utilisés sont disjoints. Les méthodes les plus populaires sont la validation simple et la validation croisée. La validation croisée vise à maximiser la taille de l'ensemble d'apprentissage, pour un petit nombre de données totales disponibles. La validation simple est utilisée lorsque le nombre d'échantillons pour le test et pour l'apprentissage est suffisant. C'est bien notre cas.

A partir de cette méthode de validation simple, il est possible de caractériser les performances de



(a) a1= 47.47° ; a2=71.02° (b) a1=29.35° ; a2=74.92° (c) a1=35.13° ; a2=91.49°



(d) a1=27.59° ; a2=95.59° (e) a1=49.67° ; a2=104.63° (f) a1=24.53° ; a2=94.38°

FIGURE 4.15 – Comparaison entre les angles a1, calculé à partir le squelette de Kinect, et a2 calculé à partir de 2 points 3D (centre des épaules et centre de masse) extraits avec notre méthode de segmentation. Les expériences sont effectuées au laboratoire.

reconnaissance grâce à différentes grandeurs. Les critères les plus largement employés sont : la sensibilité, la spécificité, la précision, le rappel et l'erreur globale de classification. Dans le cas de détection de la position assise, ils sont définis de la manière suivante :

- vrais positifs (VP) : nombre de positions assises correctement détectées,
- faux négatifs (FN) : nombre de positions assises non détectées,
- faux positifs (FP) : nombre de postures détectées comme positions assises bien qu'il s'agisse de non assises,
- vrais négatifs (VN) : nombre de postures détectées correctement comme non-assises,
- précision : $Pr = \frac{VP}{VP+FP} \times 100\%$,
- spécificité : $Sp = \frac{VN}{VN+FP} \times 100\%$,
- incertitude : $Ac = \frac{VP+VN}{VP+VN+FP+FN} \times 100\%$,
- rappel : $Re = \frac{VP}{VP+FN} \times 100\%$,
- erreur globale de classification : $E = \frac{FP+FN}{VP+VN+FP+FN} \times 100\%$.

Ainsi, nous avons cherché à évaluer tout d'abord les performances de la méthode proposée pour la détection de la position assise. Nous nous sommes basés sur les résultats des expériences réalisées par 12 personnes (voir section 4.3). Les données de test sont composées de 6504 vecteurs de 16 attributs et (voir section 4.3). Quant aux données d'apprentissage, elles sont composées de 1611 vecteurs. Les résultats obtenus sont reportés dans le tableau suivant :

Sp	Ac	Pr	Re	E
99.64	99.32	99.54	98.92	0.67

TABLE 4.1 – Performances de détection (%) à partir des SVM.

Ces résultats montrent l'efficacité du classifieur à séparer les deux classes position assise et non-



FIGURE 4.16 – Exemple d'une séquence du TUG. Les 2 images encadrées en rouge (jaune) correspondent au début et fin du TAD (TDA). Le début du TAD et la fin du TDA représentent le début et la fin du TUG, respectivement.

assise (0.67% d'erreur). Cette amélioration de la détection de la position assise a entraîné, par la suite, une amélioration dans le calcul de temps du TUG et de transferts TAD et TDA.

Nous avons ensuite évalué les performances de notre méthode de segmentation. Nous avons comparé les angles du tronc calculés en fonction du squelette 3D de Kinect par rapport à ceux calculés en fonction de points 3D (centre des épaules et centre de masse) résultants de notre méthode de segmentation. Les figures 4.15 et 4.17 représentent quelques résultats de la segmentation. Nous avons effectué la segmentation sur 84 images dont les angles du tronc calculés en fonction du squelette de Kinect sont erronés. Le taux de réussite de notre méthode est de 96.42%.

Enfin, nous avons évalué les performances de notre système amélioré en le comparant avec l'ancienne version. 94 expériences ont été effectuées dans les différentes conditions mentionnées auparavant. Les résultats ont montré des bonnes performances du nouveau système amélioré avec un taux de réussite (analyse du TUG accomplie) de 100% alors que l'ancienne version du système présente un taux de réussite de 57.44%. La figure 4.16 représente une séquence du TUG analysée par notre système. Les images encadrées en rouge et jaune représentent le début et la fin des transferts TAD et TDA.

4.6/ CONCLUSION

L'objectif de ce chapitre est d'intégrer une chaîne de traitement pour améliorer notre système d'évaluation des capacités fonctionnelles chez les personnes âgées. En effet, l'ancienne version du système est basée sur le suivi de squelette 3D fourni par le SDK de Kinect. Les expérimentations réalisées dans un hôpital de jour gériatrique par des patients révèlent des problèmes qui perturbent les résultats de l'évaluation de la qualité d'équilibre. Par exemple, dans le cas où la personne porte des vêtements amples ou lorsqu'elle se penche en avant avec une grande inclinaison, l'angle du tronc calculé en fonction du squelette de Kinect est erroné. De plus, dans certains cas, la position assise n'est pas détectée.

Nous avons donc développé une nouvelle méthode pour améliorer la détection de la position assise. Nous avons évalué les performances de celle-ci qui a montré une bonne efficacité (0.67% d'erreur). Nous avons aussi mis en place une méthode robuste pour détecter la région de peau. Celle-ci représente une étape importante de l'algorithme d'extraction des points 3D suivants : centre de la tête, centre des épaules et centre de masse. Ces trois points sont utilisés pour le suivi du patient, notamment les mouvements des épaules, pendant la réalisation du TUG. La segmentation du patient s'appuie sur la combinaison d'une méthode basée sur l'apparence et de l'information de profondeur. Les résultats obtenus à partir de notre système final sont comparés avec ceux de la version initiale. Cette modification a permis une amélioration nette des performances : taux de réussite pour accomplissement de l'analyse du TUG est de 100% (versus 57% pour l'ancienne version). Concernant le calcul de l'angle du tronc, le taux de réussite est de 96.42%.



(a) a1=51.64° ;a2=84.61° (b) a1=62.69° ;a2=84.20° (c) a1=8.17° ;a2=107.09° (d) a1=49.92° ;a2=83.97°

(e) a1=47.79° ;a2=79.60° (f) a1=51.47° ;a2=84.80° (g) a1=47.25° ;a2=83.44° (h) a1=55.40° ;a2=81.67°

(i) a1=27.90° ;a2=84.32° (j) a1=40.60° ;a2=81.95° (k) a1=61.13° ;a2=84.01° (l) a1=57.23° ;a2=99.24°

(m) a1=51.71° ;a2=97.08° (n) a1=16.77° ;a2=99.53° (o) a1=34.38° ;a2=85.35° (p) a1=12.82° ;a2=84.05°

(q) a1=28.31° ;a2=82.02° (r) a1=14.53° ;a2=85.07° (s) a1=60.31° ;a2=83.77° (t) a1=9.02° ;a2=87.68°

(u) a1=55.02° ;a2=83.61° (v) a1=57.29° ;a2=86.85° (w) a1=51.72° ;a2=81.84° (x) a1=42.28° ;a2=84.10°

FIGURE 4.17 – Comparaison entre les angles a1, calculé à partir le squelette de Kinect, et a2 calculé à partir de 2 points 3D (centre des épaules et centre de masse) extraits avec notre méthode de segmentation. Les expériences sont effectuées dans une cuisine.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Nous avons au cours de cette thèse contribué à l'analyse automatique des capacités motrices de sujets âgés fragiles en temps réel, par l'utilisation d'un dispositif innovant. Faisant partie du projet e-Santé "STREAM" sélectionné et financé par le Ministère de l'Economie, des Finances et de l'Industrie dans le cadre des "Investissements d'avenir", cette thèse a pour objectif de faciliter l'indépendance fonctionnelle des personnes âgées. Ceci par le développement d'un système grand public permettant l'évaluation systématique du suivi des capacités fonctionnelles des personnes âgées vivant à domicile.

Une étude approfondie de la littérature sur l'évaluation de l'équilibre chez les personnes âgées a permis de déterminer l'ensemble des mouvements à effectuer permettant l'évaluation du niveau fonctionnel des patients, notamment des personnes âgées fragiles. Ces mouvements constituent un test simple et validé cliniquement : le Timed Up and Go (TUG). Ce test ne prend que quelques secondes pour chaque patient. Il ne comprend pas de manœuvres complexes et ne présente aucun risque pour le sujet âgé. En outre, il ne nécessite pas de placer des marqueurs ou des capteurs sur le corps du patient. Nous avons ensuite identifié les paramètres spatio-temporels permettant de quantifier l'état d'équilibre d'un sujet : l'angle du tronc, le ratio, la courbure et la durée du mouvement pour chacun des transferts Assis-Debout (TAD) et Debout-Assis (TDA), ainsi que le temps du TUG.

Afin de pouvoir estimer ces paramètres, il suffit de déterminer les positions 3D de quelques articulations dans le corps. Ainsi, de l'état de l'art concernant le suivi de mouvement 3D, nous avons identifié le capteur répondant aux exigences du projet STREAM telles que la simplicité d'utilisation, le bas coût, l'adaptation à la vie quotidienne et l'absence des marqueurs.

Ensuite, nous avons détaillé les étapes menant au développement du système d'analyse automatique des mouvements 3D dans le cadre du test clinique TUG en temps réel pour l'évaluation de l'équilibre chez les personnes âgées. Les données des squelettes 3D fournis par le SDK de Kinect sont acquises et enregistrées lors de la réalisation de TUG pour calculer les positions 3D des certaines articulations, les 9 paramètres spatio-temporels.

Trois expériences ont été réalisées sur des personnes jeunes et âgées, fragiles et non fragiles, dans différents environnements. L'objectif principal de ces expériences est d'évaluer la fiabilité de l'analyse automatique des capacités motrices de personnes âgées fragiles par l'utilisation de notre dispositif, de tester son intégration et son adaptation dans les environnements suivants : domicile, laboratoire et hôpital de jour gériatrique. L'objectif secondaire est, d'un point de vue plus théorique, de mieux comprendre la désorganisation du mouvement, associée à une dégradation du contrôle moteur de la personne âgée fragile. Cette analyse est possible par l'interprétation des caractéristiques cinématiques du TAD et du TDA. Cette meilleure compréhension est intéressante pour déterminer, parmi les 9 paramètres spatio-temporels, les plus liés aux capacités fonctionnelles du patient et pour mesurer l'influence de la fragilité motrice liée à l'âge. Ceci nous permettra de pondérer les différents paramètres et ainsi attribuer une note de contrôle moteur.

Les résultats des expériences n°1 ont montré une bonne fiabilité des mesures des paramètres. De plus, il existe une cohérence entre les résultats obtenus par notre système et ceux de la littérature. Les expériences n°2 ont été réalisées sur 10 personnes jeunes (GJ) et 10 personnes âgées fragiles (GF). Celles effectuées sur les personnes âgées se sont déroulées au domicile de chacun d'entre eux. L'hétérogénéité des domiciles implique une variation de conditions d'éclairage, de surface et de la position des meubles. Les résultats ont montré qu'il existe des différences significatives entre le GF et le GJ au niveau de trois paramètres cinématiques : l'angle du tronc du TDA, le temps du TUG et l'angle du tronc du TAD. De plus, la fragilité motrice semble avoir un impact prédominant sur l'angle du tronc et le ratio du TAD. Ceci pourrait être expliqué par des modifications lors de la planification motrice chez ces patients.

Afin de valider ces derniers résultats, nous avons étudié l'impact du vieillissement sur les processus de planification motrice à travers les caractéristiques cinématiques du TAD et du TDA chez 60 personnes âgées (35 personnes fragiles : GF ; 25 personnes non fragiles). Les expériences ont révélé que les patients ayant un faible niveau fonctionnel sont également ceux qui ont un plus petit angle d'inclinaison du tronc pendant le TDA. Cette corrélation est beaucoup plus marquée chez le GF. Nous suggérons que cette diminution de l'angle d'inclinaison du tronc pendant le TDA est un indicateur pertinent d'une décompensation motrice.

Pour pallier certains problèmes rencontrés lors des tests à l'hôpital de jour gériatrique, nous avons proposé une chaîne de traitement vidéo permettant d'augmenter la robustesse du système. Une des principales contributions de cette chaîne est le développement d'une nouvelle méthode pour améliorer la détection de la position assise en se basant sur un ensemble de descripteurs. Une base de données a été mise en place avec 1611 vecteurs d'apprentissage. Afin d'évaluer cette méthode, 12 personnes de différentes tailles ont effectué une série de TUG dans différentes conditions : 2 personnes dans le champ de vision de Kinect, une inclinaison du tronc très grande, des vêtements amples, des membres inférieurs tout à fait collés, des changements d'éclairage et d'environnement. Les résultats montrent l'efficacité du classifieur à séparer les deux classes position assise et non-assise (0.67% d'erreur avec 6504 vecteurs de test).

Une autre contribution significative de notre travail est la mise en place d'une méthode de segmentation de la région de peau. Nous avons défini des nouvelles contraintes permettant d'extraire les régions de la peau de façon plus robuste face à certaines conditions telles que les changements de luminosité, la distance par rapport au capteur et lorsque les couleurs de vêtements ou d'arrière-plan sont semblables à la couleur de peau. Nous avons combiné 2 espaces couleur : le $\tilde{H}_{\Delta}\tilde{S}_{\Delta}\tilde{L}_{\Delta}$ du modèle $CoLIP$ et le RGB. Cette étape permet de réduire la zone de recherche des personnes dans l'image et facilite la détection de la tête.

Enfin nous avons effectué une comparaison entre les performances de notre système amélioré avec celles de la version initiale. 94 expériences ont été réalisées sur des sujets jeunes dans différentes conditions. Les résultats ont montré une bonne amélioration dans les performances du nouveau système avec un taux de réussite (analyse du TUG accomplie) de 100%. La version initiale présente elle, un taux de réussite de 57.44%.

En conclusion, notre dispositif final permet de réaliser automatiquement l'évaluation des capacités fonctionnelles et de maintenir l'autonomie des personnes âgées à domicile. Il répond bien à l'objectif initial du projet ainsi qu'aux différentes contraintes exigées.

Les perspectives de ce travail sont multiples. En effet, le système final a été validé sur une population de personnes jeunes. Il est intéressant de le tester sur une population large de personnes

âgées (des patients) dans différents environnements. Cette étude pourrait montrer si notre système permet une évaluation fiable de la fonction motrice pour une population plus large. L'objectif serait de proposer ce système à domicile pour suivre les évolutions suite à une hospitalisation par exemple. Il est donc intéressant de réaliser des expérimentations se déroulant sur une longue période de manière à permettre d'effectuer un suivi longitudinal, dans le temps, des capacités fonctionnelles du patient. Cela pourrait permettre de vérifier la capacité de notre système à détecter des évolutions dans son niveau fonctionnel. De plus, ces expériences sont nécessaires pour valider l'acceptabilité du système à plus grande échelle.

Les expériences n°1 ont montré que lors de la réalisation du TUG en double tâche par des sujets jeunes, il y avait une différence significative entre la condition normale et la condition cognitive : même les sujets jeunes utilisent un contrôle cognitif lors de la réalisation des tâches très automatiques. Afin de valider ce résultat sur une population plus large, les travaux futurs seront menés sur l'analyse des transferts TAD et TDA en fonction des conditions du TUG (normale, motrice et cognitive) chez les jeunes et aussi chez les personnes âgées. L'objectif est aussi de mesurer l'influence de la double tâche sur la planification motrice pendant ces 2 transferts chez les personnes âgées. En effet, la planification motrice lors de la réalisation des activités fonctionnelles en double tâche peut être altérée chez les personnes âgées, reflétant une fragilité motrice. De plus, pendant le vieillissement, une implication cognitive est nécessaire lors d'une tâche motrice. Cette analyse pourrait permettre de générer une nouvelle note de contrôle moteur en tenant compte de l'impact de chaque condition sur la planification motrice.

Dans l'optique d'une continuité des recherches sur l'évaluation des capacités fonctionnelles, nous envisageons d'intégrer des analyses des autres tests cliniques. Nous pouvons citer le test de l'appui unipodal, le relevé de sol et l'élévation rapide des 2 membres supérieurs qui permettent une évaluation qualitative de la fonction d'équilibration [68]. De plus, le test SPPB est utilisé en médecine gériatrique dans de nombreux endroits en France pour évaluer la performance physique du sujet. Il regroupe des tests (test d'équilibre, test de vitesse de marche et test de lever de chaise) correspondants aux objectifs de notre étude. Il serait donc intéressant de reproduire une analyse automatique de ce test. Un nouvel ensemble de paramètres sera ainsi mis en test évalué pour décider par la suite de sa pertinence. Il sera également nécessaire d'identifier les relations qui peuvent exister entre certains paramètres et les scores cliniques habituellement utilisés.

D'un autre côté, nous souhaitons améliorer le module d'extraction automatique de la région de peau. Nous pensons à modéliser et approfondir les résultats obtenus pour la détection de peau en utilisant d'autres bases de données disponibles. Cette approche peut être intégrée dans d'autres applications intéressantes telles que l'identification des personnes, l'analyse et la reconnaissance des émotions faciales.

D'un point de vue technologique, la version 1 du Kinect n'est plus disponible sur le marché. Nous pensons à s'orienter vers la version 2 du capteur. Cette nouvelle version permet de suivre jusqu'à 25 articulations du corps (par rapport à 20 avec le Kinect 1). Les positions d'articulations suivies sont plus anatomiquement correctes et stables. Avec une plus grande fidélité de profondeur et une amélioration dans la réduction de bruit, le Kinect 2 donne une meilleure visualisation 3D et permet de détecter les petits objets plus clairement. En plus de permettre au Kinect de capter dans l'obscurité, les nouvelles capacités IR produisent une vue d'éclairage indépendant et permettent d'utiliser l'IR et la couleur en même temps. En outre, le SDK de Kinect 2.0 permet de créer des applications qui prennent en charge la reconnaissance des gestes et de la voix. Ces

nouvelles fonctionnalités pourraient améliorer l'ergonomie d'utilisation du système par des commandes vocales par exemple. Il est aussi possible de rendre ce dispositif générique en l'adaptant à d'autres capteurs remplaçant le Kinect.

Le système développé est intéressant pour alerter d'une fragilisation de second niveau (prévention secondaire). Nous visons ainsi à mettre la note de contrôle moteur à disposition des personnes âgées à domicile : cette note sera affichée sur l'interface utilisateur du système. Nous cherchons aussi à rendre le système utilisable par les professionnels de santé tels que le médecin généraliste et qu'ils puissent le mettre chez les patients pour servir à déclencher des signaux d'alerte de second niveau. Il convient également de mettre en place une interface Homme-Machine optimisée ergonomiquement afin de faciliter son utilisation par la personne âgée et par le professionnel de santé. La prise en considération des recommandations des utilisateurs dans la conception de l'interface utilisateur pourrait augmenter le niveau de fiabilité et d'acceptabilité du système. Nous envisageons enfin d'effectuer une étude de l'acceptabilité du dispositif à domicile en condition d'usages. En effet, l'acceptabilité est un facteur clef pour intégrer de nouvelles technologies chez les personnes âgées. Ces technologies seraient donc inutiles s'il n'y avait pas de réelle prise en compte des besoins, des craintes et des aspirations des personnes.

BIBLIOGRAPHIE

[1] "Investissements d'Avenir : 14 projets sélectionnés dans le cadre de l'appel à projets "santé et autonomie sur le lieu de vie grâce au numérique"." http://www.entreprises.gouv.fr/files/files/directions_services/secteurs-professionnels/economie-numerique/e-sante/cp506.pdf.

[2] D. Hamerman, "Toward an understanding of frailty," *Annals of Internal Medicine*, vol. 130, pp. 945–950, June 1999.

[3] X. Chen, G. Mao, and S. X. Leng, "Frailty syndrome : an overview," *Clinical Interventions in Aging*, vol. 9, pp. 433–441, Mar. 2014.

[4] L. Fried, C. Tangen, J. Walston, A. Newman, C. Hirsch, J. Gottdiener, T. Seeman, R. Tracy, W. Kop, G. Burke, M. McBurnie, and Cardiovascular Health Study Collaborative Research Group, "Frailty in older adults : evidence for a phenotype," *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, vol. 56, pp. M146–156, Mar. 2001.

[5] G. Ellis, M. A. Whitehead, D. O'Neill, P. Langhorne, and D. Robinson, "Comprehensive geriatric assessment for older adults admitted to hospital," *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, no. 7, 2011.

[6] N. Noury, G. Virone, J. Ye, V. Rialle, and J. Demongeot, "Nouvelles directions en habitats intelligents pour la santé," *ITBM-RBM*, vol. 24, pp. 122–135, June 2003.

[7] N. Noury, A. Fleury, R. Nocua, J. Poujaud, C. Gehin, A. Dittmar, G. Delhomme, J. Demongeot, and E. McAdam, "Capteurs pour la télésurveillance médicale. Capteurs, algorithmes et réseaux," *IRBM*, vol. 30, pp. 93–103, June 2009.

[8] W. Bourennane, Y. Charlon, F. Bettahar, E. Campo, and D. Esteve, "Homecare monitoring system : A technical proposal for the safety of the elderly experimented in an Alzheimer's care unit," *IRBM*, vol. 34, pp. 92–100, Apr. 2013.

[9] "SALVEO : UN SYSTEME INTELLIGENT DE SUIVI ET DE TELEASSISTANCE DE PERSONNES AGEES VIVANT SEULES A DOMICILE." https://www.pervaya.com/.

[10] L. Nicolas, A. Franco, H. Provost, L. Amico, M. Berenguer, F. Lombard, J. Tyrrell, P. Couturier, J. L. Bosson, S. Wernert, D. Schnee, D. Basset, A. Chemarin, and M. Frossard, "Téléassistance en hospitalisation à domicile : Le programme ViSaDom," *La Presse Médicale*, vol. 34, pp. 1059–1064, Sept. 2005.

[11] D. Istrate, M. Vacher, J. F. Serignat, L. Besacier, and E. Castelli, "Système de télésurveillance sonore pour la détection de situations de détresse," *ITBM-RBM*, vol. 27, pp. 35–45, May 2006.

[12] P.-Y. Durand, J. Chanliau, A. Mariot, M. Kessler, J.-P. Thomesse, L. Romary, F. c. Charpillet, and R. Hervy, "Telemedicine and dialysis," in *3rd International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Health care Industry - HealthCom'2001*, p. 4 p, June 2001.

[13] "Téléalarme intelligente vivago - comment fonctionne la montre vivago ?." http://www.vivago.fr/home/comment-fonctionne-vivago.html.

[14] C. Schroeter, S. Mueller, M. Volkhardt, E. Einhorn, C. Huijnen, H. van den Heuvel, A. van Berlo, A. Bley, and H.-M. Gross, “Realization and user evaluation of a companion robot for people with mild cognitive impairments,” in *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 1153–1159, May 2013.

[15] D. Lopez Recio, L. Marquez Segura, E. Marquez Segura, and A. Waern, “The NAO models for the elderly,” in *2013 8th ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction (HRI)*, pp. 187–188, Mar. 2013.

[16] “Nao, le futur robot compagnon intègrera des fonctions de téléassistance.” http://www.silvereco.fr/nao-le-futur-robot-compagnon-integrera-des-fonction-de-teleassistance/31548.

[17] P. Hoppenot, M. Pino, A. S. Rigaud, A. Ozguler, G. Dubey, and G. Cornet, “Projet QuoVADis : aide à distance à la vie quotidienne pour des personnes atteintes de troubles cognitifs,” *IRBM*, vol. 32, pp. 172–175, June 2011.

[18] Y. H. Wu, J. Wrobel, V. Cristancho-Lacroix, L. Kamali, M. Chetouani, D. Duhaut, B. Le Pevedic, C. Jost, V. Dupourque, M. Ghrissi, and A. S. Rigaud, “Designing an assistive robot for older adults : The ROBADOM project,” *IRBM*, vol. 34, pp. 119–123, Apr. 2013.

[19] T. Jacobs and B. Graf, “Practical evaluation of service robots for support and routine tasks in an elderly care facility,” in *2012 IEEE Workshop on Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO)*, pp. 46–49, May 2012.

[20] M. Montemerlo, J. Pineau, N. Roy, S. Thrun, and V. Verma, “Experiences with a Mobile Robotic Guide for the Elderly,” in *Eighteenth National Conference on Artificial Intelligence*, (Menlo Park, CA, USA), pp. 587–592, American Association for Artificial Intelligence, 2002.

[21] J. Broekens, M. Heerink, and H. Rosendal, “Assistive social robots in elderly care : a review,” *Gerontechnology*, vol. 8, pp. 94–103, Apr. 2009.

[22] N. Noury, G. Virone, P. Barralon, V. Rialle, and J. Demongeot, “Maisons intelligentes pour personnes âgées : technologies de l’information intégrées au service des soins à domicile,” *J3eA*, vol. 3, no. HORS SÉRIE 1, p. 12, 2004.

[23] D. Ding, R. A. Cooper, P. F. Pasquina, and L. Fici-Pasquina, “Sensor technology for smart homes,” *Maturitas*, vol. 69, pp. 131–136, June 2011.

[24] D. Cook, “Learning Setting-Generalized Activity Models for Smart Spaces,” *IEEE Intelligent Systems*, vol. 27, pp. 32–38, Jan. 2012.

[25] L. C. De Silva, C. Morikawa, and I. M. Petra, “State of the art of smart homes,” *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 25, pp. 1313–1321, Oct. 2012.

[26] N. K. Suryadevara, S. C. Mukhopadhyay, R. Wang, and R. K. Rayudu, “Forecasting the behavior of an elderly using wireless sensors data in a smart home,” *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 26, pp. 2641–2652, Nov. 2013.

[27] J. Demongeot, G. Virone, F. DuchÃłne, G. Benchetrit, T. Hervé, N. Noury, and V. Rialle, “Multi-sensors acquisition, data fusion, knowledge mining and alarm triggering in health smart homes for elderly people,” *Comptes Rendus Biologies*, vol. 325, pp. 673–682, June 2002.

[28] N. Noury and V. Rialle, “Habitat intelligent pour la santé : systèmes et équipements,” *Techniques de l’ingénieur. Télécoms*, vol. TEB1, no. IN9, pp. IN9.1–IN9.10, 2003.

[29] “Une caméra intelligente pour surveiller la maison.” http://www.mag-maison-intelligente.fr/camera-intelligente-surveillance-maison/.

[30] http://global.kawada.jp/.

[31] http://world.honda.com/ASIMO/.

[32] N. Noury, T. Herve, V. Rialle, G. Virone, E. Mercier, G. Morey, A. Moro, and T. Porcheron, “Monitoring behavior in home using a smart fall sensor and position sensors,” in *Microtechnologies in Medicine and Biology, 1st Annual International, Conference On. 2000*, pp. 607–610, 2000.

[33] V. Rialle, N. Noury, and T. Hervé, “An experimental health smart home and its distributed internet-based information and communication system : first steps of a research project,” *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 84, no. Pt 2, pp. 1479–1483, 2001.

[34] “Habitat Intelligent pour la Santé : favoriser le maintien à domicile.” http://www2.cnrs.fr/presse/thema/387.htm.

[35] N. Noury, “AILISA : experimental platforms to evaluate remote care and assistive technologies in gerontology,” in *Proceedings of 7th International Workshop on Enterprise networking and Computing in Healthcare Industry, 2005. HEALTHCOM 2005*, pp. 67–72, June 2005.

[36] N. Noury and a. (au nom de l’équipe du projet ailisa), “Ailisa plateformes d’évaluations pour des technologies de télésurveillance médicale et d’assistance en gérontologie,” *Gérontologie et Société*, vol. 113, pp. 97–119, 2005.

[37] N. Noury, A. Dittmar, C. Corroy, R. Baghai, J. Weber, D. Blanc, F. Klefstat, A. Blinovska, S. Vaysse, and B. Comet, “wearable microsystems embedded in a cloth for remote monitoring of physiological signs and activity of a patient - the vtamn project,” *Radiomatics Journal on Communication Engineering*, 2004.

[38] S. Intille, “Designing a home of the future,” *IEEE Pervasive Computing*, vol. 1, pp. 76–82, Apr. 2002.

[39] S. S. Intille, K. Larson, E. M. Tapia, J. S. Beaudin, P. Kaushik, J. Nawyn, and R. Rockinson, “Using a Live-in Laboratory for Ubiquitous Computing Research,” in *Proceedings of the 4th International Conference on Pervasive Computing*, PERVASIVE’06, (Berlin, Heidelberg), pp. 349–365, Springer-Verlag, 2006.

[40] M. Vacher, D. Istrate, F. Portet, T. Joubert, T. Chevalier, S. Smidtas, B. Meillon, B. Lecouteux, M. Sehili, P. Chahuara, and S. Méniard, “The sweet-home project : audio technology in smart homes to improve well-being and reliance,” *Conference proceedings :Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, vol. 2011, pp. 5291–5294, 2011.

[41] N. Zouba, F. Bremond, M. Thonnat, A. Anfosso, E. Pascual, P. Malléa, V. Mailland, and O. Guerin, “A computer system to monitor older adults at home : Preliminary results,” *Gerontechnology*, vol. 8, July 2009.

[42] M. Skubic, G. Alexander, M. Popescu, M. Rantz, and J. Keller, “A smart home application to eldercare : current status and lessons learned,” *Technology and Health Care : Official Journal of the European Society for Engineering and Medicine*, vol. 17, no. 3, pp. 183–201, 2009.

[43] P. Wolf, A. Schmidt, and M. Klein, “SOPRANO - An extensible, open AAL platform for elderly people based on semantical contracts,” in *3rd Workshop on Artificial Intelligence Techniques for Ambient Intelligence (AITAmI'08), 18th European Conference on Artificial Intelligence (ECAI 08), Patras, Greece*, 2008.

[44] H. Pigot, B. Lefebvre, J. Meunier, B. Kerhervé, A. Mayers, and S. Giroux, “The role of intelligent habitats in upholding elders in residence,” in 5^{th} *international Conference On Simulations in Biomedecine*, pp. 497–506, Apr. 2003.

[45] R. Steele, A. Lo, C. Secombe, and Y. K. Wong, “Elderly persons' perception and acceptance of using wireless sensor networks to assist healthcare,” *International Journal of Medical Informatics*, vol. 78, pp. 788–801, Dec. 2009.

[46] F. B. Horak, “Postural orientation and equilibrium : what do we need to know about neural control of balance to prevent falls ?,” *Age and Ageing*, vol. 35 Suppl 2, pp. ii7–ii11, Sept. 2006.

[47] F. B. Horak and L. M. Nashner, “Central programming of postural movements : adaptation to altered support-surface configurations,” *Journal of Neurophysiology*, vol. 55, pp. 1369–1381, June 1986.

[48] J. Massion, “Postural control system,” *Current Opinion in Neurobiology*, vol. 4, pp. 877–887, Dec. 1994.

[49] A. M. El-Kahky, H. Kingma, M. Dolmans, and I. de Jong, “Balance control near the limit of stability in various sensory conditions in healthy subjects and patients suffering from vertigo or balance disorders : impact of sensory input on balance control,” *Acta Oto-Laryngologica*, vol. 120, pp. 508–516, June 2000.

[50] A. Mirka and F. O. Black, “Clinical application of dynamic posturography for evaluating sensory integration and vestibular dysfunction,” *Neurologic Clinics*, vol. 8, pp. 351–359, May 1990.

[51] P. Dehail, C. Delleci, E. Cugy, and A. Nozeres, “Vieillissement physiologique et pathologique de la fonction d'équilibration et de la marche,” *Lett Med Phys Readapt*, vol. 28, pp. 153–157, Mar. 2012.

[52] G. Biolo, T. Cederholm, and M. Muscaritoli, “Muscle contractile and metabolic dysfunction is a common feature of sarcopenia of aging and chronic diseases : from sarcopenic obesity to cachexia,” *Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)*, vol. 33, pp. 737–748, Oct. 2014.

[53] J. E. Morley, S. von Haehling, S. D. Anker, and B. Vellas, “From sarcopenia to frailty : a road less traveled,” *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*, vol. 5, pp. 5–8, Mar. 2014.

[54] M. Bonnefoy, “Sarcopenie, fonction musculaire et prevention,” *Nutrition Clinique et Métabolisme*, vol. 18, pp. 175–180, Dec. 2004.

[55] S. Gariballa and A. Alessa, “Sarcopenia : prevalence and prognostic significance in hospitalized patients,” *Clinical Nutrition (Edinburgh, Scotland)*, vol. 32, pp. 772–776, Oct. 2013.

[56] N. Woo and S. H. Kim, “Sarcopenia influences fall-related injuries in community-dwelling older adults,” *Geriatric Nursing (New York, N.Y.)*, vol. 35, pp. 279–282, Aug. 2014.

[57] A. Saimpont, F. Mourey, P. Manckoundia, P. Pfitzenmeyer, and T. Pozzo, “Aging affects the mental simulation/planning of the rising from the floor sequence,” *Archives of Gerontology and Geriatrics*, vol. 51, pp. e41–e45, Nov. 2010.

[58] P. Allain, H. Chaudet, S. Nicoleau, F. Etcharry-Bouyx, J. Barré, F. Dubas, G. Berrut, and D. Le Gall, "Étude de la planification de l'action au moyen du test du plan du zoo dans la maladie d'Alzheimer," *Revue Neurologique*, vol. 163, pp. 222–230, Feb. 2007.

[59] J. Rusted and L. Sheppard, "Action-based memory in Alzheimer's disease : a longitudinal look at tea making," *Neurocase*, vol. 8, no. 1-2, pp. 111–126, 2002.

[60] M. G. Pierre Feyereisen, "Disorders of everyday actions in subjects suffering from senile dementia of Alzheimer's type : An analysis of dressing performance," *Neuropsychological Rehabilitation*, vol. 9, no. 2, pp. 169–188, 1999.

[61] F. Mourey, T. Pozzo, I. Rouhier-Marcer, and J. Didier, "A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair," *Age and ageing*, vol. 27, pp. 137–146, Mar. 1998.

[62] S. Karthikbabu, J. M. Solomon, N. Manikandan, B. K. Rao, M. Chakrapani, and A. Nayak, "Role of Trunk Rehabilitation on Trunk Control, Balance and Gait in Patients with Chronic Stroke : A Pre-Post Design," *Neuroscience &amp ; Medicine*, vol. 02, no. 02, pp. 61–67, 2011.

[63] V. Dubost, O. Beauchet, P. Manckoundia, F. Herrmann, and F. Mourey, "Decreased trunk angular displacement during sitting down : an early feature of aging," *Physical therapy*, vol. 85, pp. 404–412, May 2005.

[64] P. Manckoundia, F. Mourey, P. Pfitzenmeyer, and C. Papaxanthis, "Comparison of motor strategies in sit-to-stand and back-to-sit motions between healthy and alzheimer's disease elderly subjects," *Neuroscience*, vol. 137, no. 2, pp. 385–392, 2006.

[65] A. S. Buchman, P. A. Boyle, R. S. Wilson, Y. Tang, and D. A. Bennett, "Frailty is associated with incident Alzheimer's disease and cognitive decline in the elderly," *Psychosomatic Medicine*, vol. 69, pp. 483–489, June 2007.

[66] A. S. Buchman, J. A. Schneider, S. Leurgans, and D. A. Bennett, "Physical frailty in older persons is associated with Alzheimer disease pathology," *Neurology*, vol. 71, pp. 499–504, Aug. 2008.

[67] V. Solfrizzi, E. Scafato, V. Frisardi, D. Seripa, G. Logroscino, S. Maggi, B. P. Imbimbo, L. Galluzzo, M. Baldereschi, C. Gandin, A. Di Carlo, D. Inzitari, G. Crepaldi, A. Pilotto, F. Panza, and Italian Longitudinal Study on Aging Working Group, "Frailty syndrome and the risk of vascular dementia : the Italian Longitudinal Study on Aging," *Alzheimer's & Dementia : The Journal of the Alzheimer's Association*, vol. 9, pp. 113–122, Mar. 2013.

[68] A. Kubicki and F. Mourey, "EquiMoG : proposition d'un outil pour l'évaluation de la fonction d'équilibration en rééducation gériatrique : EquiMoG : proposal of a tool for balance function assessment in geriatric rehabilitation," *Kinésithérapie, la Revue*, vol. 12, pp. 40–48, Feb. 2012.

[69] F. Horak, D. Wrisley, and J. Frank, "The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits," *Physical therapy*, vol. 89, pp. 484–498, May 2009.

[70] S. Lord, H. Menz, and A. Tiedemann, "A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention," *Physical Therapy*, vol. 83, pp. 237–252, Jan. 2003.

[71] A. L. Leddy, B. E. Crowner, and G. M. Earhart, "Functional gait assessment and balance evaluation system test : reliability, validity, sensitivity, and specificity for identifying individuals with Parkinson disease who fall," *Physical Therapy*, vol. 91, pp. 102–113, Jan. 2011.

[72] A. Labarre-Vila, "Électromyographie de surface et fonction musculaire en pathologie," *Revue Neurologique*, vol. 162, pp. 459–465, Apr. 2006.

[73] J. P. Clarys, A. Scafoglieri, J. Tresignie, B. Sesboüé, and E. Cattrysse, "Les aléas de l'électromyographie de surface dans l'appréciation du mouvement," *Science & Sports*, vol. 27, pp. 265–273, Nov. 2012.

[74] N. Ishigaki, T. Kimura, Y. Usui, K. Aoki, N. Narita, M. Shimizu, K. Hara, N. Ogihara, K. Nakamura, H. Kato, M. Ohira, Y. Yokokawa, K. Miyoshi, N. Murakami, S. Okada, T. Nakamura, and N. Saito, "Analysis of pelvic movement in the elderly during walking using a posture monitoring system equipped with a triaxial accelerometer and a gyroscope," *Journal of Biomechanics*, vol. 44, pp. 1788–1792, June 2011.

[75] P. Barralon, N. Vuillerme, and N. Noury, "Évaluation de l'activité de la personne en maintien à domicileŰclassification des transferts posturaux à l'aide d'accéléromères," *ITBM-RBM*, vol. 27, pp. 182–193, Sept. 2006.

[76] Q. An, Y. Ishikawa, J. Nakagawa, A. Kuroda, H. Oka, H. Yamakawa, A. Yamashita, and H. Asama, "Evaluation of wearable gyroscope and accelerometer sensor (PocketIMU2) during walking and sit-to-stand motions," in *2012 IEEE RO-MAN*, pp. 731–736, Sept. 2012.

[77] U. Lindemann, A. Hock, M. Stuber, W. Keck, and C. Becker, "Evaluation of a fall detector based on accelerometers : a pilot study," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 43, pp. 548–551, Sept. 2005.

[78] F. Bloch, V. Gautier, N. Noury, J.-E. Lundy, J. Poujaud, Y.-E. Claessens, and A.-S. Rigaud, "Evaluation under real-life conditions of a stand-alone fall detector for the elderly subjects," *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 54, pp. 391–398, Sept. 2011.

[79] K. A. H. Dejnabadi, "Joint and Segment Angles of Lower Limbs in Hip Ostheoarthritis and Total Hip Replaced Patients Measured Using Physilog Syste," *Gait & Posture*, vol. 20, pp. 102–107, 2004.

[80] B. Najafi, K. Aminian, F. Loew, Y. Blanc, and P. Robert, "An ambulatory system for physical activity monitoring in elderly," in *Microtechnologies in Medicine and Biology, 1st Annual International, Conference On. 2000*, pp. 562–566, 2000.

[81] B. N. K Aminian, "Ambulatory gait analysis using gyroscopes," *Proceeding of the 25th Annual meeting of the American Society of Biomechanics*, pp. 309–310, 2001.

[82] D. Commissaris, P. Nieuwenhuijzen, S. Overeem, A. de Vos, J. Duysens, and B. Bloem, "Dynamic posturography using a new movable multidirectional platform driven by gravity," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 113, no. 1, pp. 73–84, 2002.

[83] T. Tossavainen, M. Juhola, I. Pyykkö, H. Aalto, and E. Toppila, "Development of virtual reality stimuli for force platform posturography," *International Journal of Medical Informatics*, vol. 70, no. 2–3, pp. 277–283, 2003. {MIE} 2002 Special Issue.

[84] M. Duarte and S. M. S. F. Freitas, "Revision of posturography based on force plate for balance evaluation," *Revista Brasileira De Fisioterapia*, vol. 14, pp. 183–192, June 2010.

[85] T. Liu, Y. Inoue, K. Shibata, and K. Shiojima, "A mobile force plate and three-dimensional motion analysis system for three-dimensional gait assessment," *IEEE Sensors Journal*, vol. 12, pp. 1461 –1467, May 2012.

[86] B. E. Maki and W. E. McIlroy, "Postural control in the older adult.," *Clinics in geriatric medicine*, vol. 12, no. 4, p. 635, 1996.

[87] M. Piirtola and P. Era, “Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review,” *Gerontology*, vol. 52, no. 1, pp. 1–16, 2006.

[88] K. Van Ooteghem, J. S. Frank, F. Allard, J. J. Buchanan, A. R. Oates, and F. B. Horak, “Compensatory postural adaptations during continuous, variable amplitude perturbations reveal generalized rather than sequence-specific learning,” *Experimental Brain Research*, vol. 187, pp. 603–611, June 2008.

[89] P. T. Cheng, M. Y. Liaw, M. K. Wong, F. T. Tang, M. Y. Lee, and P. S. Lin, “The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 79, no. 9, pp. 1043–1046, 1998.

[90] M. E. Tinetti, “Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients,” *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 34, pp. 119–126, Feb. 1986.

[91] F. Mourey, A. Camus, P. d’Athis, M. Blanchon, C. Martin-Hunyadi, N. de Rekeneire, and P. Pfitzenmeyer, “Mini motor test : a clinical test for rehabilitation of patients showing psychomotor disadaptation syndrome (PDS),” *Archives of gerontology and geriatrics*, vol. 40, pp. 201–211, Apr. 2005.

[92] D. Pérennou, P. Decavel, P. Manckoundia, Y. Penven, F. Mourey, F. Launay, P. Pfitzenmeyer, and J. M. Casillas, “Évaluation de l’équilibre en pathologie neurologique et gériatrique,” *Annales de réadaptation et de médecine physique*, vol. 48, no. 6, pp. 317–335, 2005.

[93] J. M. Guralnik, E. M. Simonsick, L. Ferrucci, R. J. Glynn, L. F. Berkman, D. G. Blazer, P. A. Scherr, and R. B. Wallace, “A short physical performance battery assessing lower extremity function : association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission,” *Journal of Gerontology*, vol. 49, pp. M85–94, Mar. 1994.

[94] A. J. Cruz-Jentoft, J. P. Baeyens, J. Bauer, Y. Boirie, T. Cederholm, F. Landi, F. C. Martin, J.-P. Michel, Y. Rolland, S. Schneider, E. Topinkovà, M. Vandewoude, M. Zamboni, and European Working Group on Sarcopenia in Older People, “Sarcopenia : European consensus on definition and diagnosis : Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People,” *Age and Ageing*, vol. 39, pp. 412–423, July 2010.

[95] J. M. Guralnik, L. Ferrucci, C. F. Pieper, S. G. Leveille, K. S. Markides, G. V. Ostir, S. Studenski, L. F. Berkman, and R. B. Wallace, “Lower extremity function and subsequent disability : consistency across studies, predictive models, and value of gait speed alone compared with the short physical performance battery,” *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, vol. 55, pp. M221–231, Apr. 2000.

[96] D. M. Mijnarends, J. M. M. Meijers, R. J. G. Halfens, S. ter Borg, Y. C. Luiking, S. Verlaan, D. Schoberer, A. J. Cruz Jentoft, L. J. C. van Loon, and J. M. G. A. Schols, “Validity and reliability of tools to measure muscle mass, strength, and physical performance in community-dwelling older people : a systematic review,” *Journal of the American Medical Directors Association*, vol. 14, pp. 170–178, Mar. 2013.

[97] K. O. Berg, B. E. Maki, J. I. Williams, P. J. Holliday, and S. L. Wood-Dauphinee, “Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 73, pp. 1073–1080, Nov. 1992.

[98] D. Podsiadlo and S. Richardson, “The timed "up & go" : a test of basic functional mobility for frail elderly persons,” *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 39, pp. 142–148, Feb. 1991.

[99] A. Shumway-Cook, S. Brauer, and M. Woollacott, “Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the timed up & go test,” *Physical therapy*, vol. 80, pp. 896–903, Sept. 2000.

[100] S. Whitney, G. Marchetti, A. Schade, and D. Wrisley, “The sensitivity and specificity of the timed "Up & go" and the dynamic gait index for self-reported falls in persons with vestibular disorders,” *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation*, vol. 14, no. 5, pp. 397–409, 2004.

[101] S. Morris, M. E. Morris, and R. Iansek, “Reliability of measurements obtained with the Timed "Up & Go" test in people with Parkinson disease,” *Physical Therapy*, vol. 81, pp. 810–818, Feb. 2001.

[102] S. R. Piva, G. K. Fitzgerald, J. J. Irrgang, F. Bouzubar, and T. W. Starz, “Get up and go test in patients with knee osteoarthritis,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 85, pp. 284–289, Feb. 2004.

[103] J. M. VanSwearingen and J. S. Brach, “Making geriatric assessment work : selecting useful measures,” *Physical Therapy*, vol. 81, pp. 1233–1252, June 2001.

[104] A. H. Ingemarsson, K. FrÃd'ndin, D. MellstrÃűm, and M. MÃűller, “Walking ability and activity level after hip fracture in the elderly–a follow-up,” *Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 35, pp. 76–83, Mar. 2003.

[105] T. Frenken, B. Vester, M. Brell, and A. Hein, “aTUG : fully-automated timed up and go assessment using ambient sensor technologies,” in *2011 5th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, pp. 55 –62, May 2011.

[106] Y. Higashi, K. Yamakoshi, T. Fujimoto, M. Sekine, and T. Tamura, “Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 27, pp. 38 –46, Aug. 2008.

[107] D. McGrath, B. Greene, E. Doheny, D. McKeown, G. De Vito, and B. Caulfield, “Reliability of quantitative TUG measures of mobility for use in falls risk assessment,” in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society,EMBC*, pp. 466 –469, Sept. 2011.

[108] L. Lundin-Olsson, L. Nyberg, and Y. Gustafson, “Attention, frailty, and falls : the effect of a manual task on basic mobility,” *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 46, pp. 758–761, June 1998.

[109] D. W. Vander Linden, D. Brunt, and M. U. McCulloch, “Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 75, pp. 653–660, June 1994.

[110] F. Mourey, “Analyse cinématique du passage assis-debout debout-assis chez des sujets jeunes et des sujets âgés : conséquences en rééducation,” *Annales de Kinésithérapie*, vol. 27, pp. 97–102, Apr. 2000.

[111] E. Warzee, L. Elbouz, L. Seidel, and J. Petermans, “Évaluation de la marche chez 115 sujets hospitalisés dans le service de gériatrie du CHU de Liège,” *Annales de Gérontologie*, vol. 3, pp. 111–119, June 2010.

[112] N. Man'kovskii, A. Mints, and V. Lysenyuk, “Regulation of the preparatory period for complex voluntary movement in old and extreme old age,” *Human physiology*, vol. 6, pp. 46–50, Feb. 1980.

[113] M. Woollacott and D. Manchester, “Anticipatory postural adjustments in older adults : are changes in response characteristics due to changes in strategy ?,” *Journal of gerontology*, vol. 48, pp. M64–70, Mar. 1993.

[114] A. Kubicki, F. Bonnetblanc, G. Petrement, Y. Ballay, and F. Mourey, “Delayed postural control during self-generated perturbations in the frail older adults,” *Clinical interventions in aging*, vol. 7, pp. 65–75, 2012.

[115] R. Poppe, “Vision-based human motion analysis : An overview,” *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 108, pp. 4–18, Oct. 2007.

[116] H. Zhou and H. Hu, “Human motion tracking for rehabilitation-A survey,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 3, pp. 1–18, Jan. 2008.

[117] A. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini, and L. Chiari, “Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1 : theoretical background,” *Gait & Posture*, vol. 21, pp. 186–196, Feb. 2005.

[118] M. Galli, V. Cimolin, V. Crugnola, L. Priano, F. Menegoni, C. Trotti, E. Milano, and A. Mauro, “Gait pattern in myotonic dystrophy (Steinert disease) : a kinematic, kinetic and EMG evaluation using 3d gait analysis,” *Journal of the Neurological Sciences*, vol. 314, pp. 83–87, Mar. 2012.

[119] A. Leardini, L. Chiari, U. Della Croce, and A. Cappozzo, “Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation,” *Gait & Posture*, vol. 21, pp. 212–225, Feb. 2005.

[120] M. Brown, D. Burschka, and G. Hager, “Advances in computational stereo,” *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 25, pp. 993–1008, Aug. 2003.

[121] J.-P. Cocquerez and S. Philipp, *Analyse d’images : filtrage et segmentation*. Masson, 1995.

[122] M. Favorskaya, D. Pyankov, and A. Popov, “Motion Estimations based on Invariant Moments for Frames Interpolation in Stereovision,” *Procedia Computer Science*, vol. 22, pp. 1102–1111, 2013.

[123] F. Suligoj, B. Sekoranja, M. Svaco, and B. Jerbić, “Object Tracking with a Multiagent Robot System and a Stereo Vision Camera,” *Procedia Engineering*, vol. 69, pp. 968–973, 2014.

[124] P. Foggia, J.-M. Jolion, A. Limongiello, and M. Vento, “Stereo Vision for Obstacle Detection : A Graph-Based Approach,” in *Graph-Based Representations in Pattern Recognition* (F. Escolano and M. Vento, eds.), no. 4538 in Lecture Notes in Computer Science, pp. 37–48, Springer Berlin Heidelberg, 2007.

[125] N. Fakhfakh, *Détection et localisation tridimensionnelle par stéréovision d’objets en mouvement dans des environnements complexes : application aux passages à̀ niveau*. phdthesis, Ecole Centrale de Lille, June 2011.

[126] V. Lemonde and M. Devy, “Obstacle Detection With Stereovision,” *Mechatronics and Robotics*, vol. 3, pp. 919–924, 2004.

[127] V. Lemonde, *Stéréovision embarquée sur véhicule : de l’auto-calibrage àă la détection d’obstacles*. Thesis, Institut National des Sciences Appliquées de Toulouse, Nov. 2005.

[128] C. Niclass, C. Favi, T. Kluter, F. Monnier, and E. Charbon, “Single-Photon Synchronous Detection,” *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 44, pp. 1977–1989, July 2009.

[129] F. Wientapper, K. Ahrens, H. Wuest, and U. Bockholt, “Linear-projection-based classification of human postures in time-of-flight data,” in *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2009. SMC 2009*, pp. 559–564, Oct. 2009.

[130] G. Diraco, A. Leone, and P. Siciliano, “Human posture recognition with a time-of-flight 3d sensor for in-home applications,” *Expert Systems with Applications*, vol. 40, pp. 744–751, Feb. 2013.

[131] Y. Cui, S. Schuon, D. Chan, S. Thrun, and C. Theobalt, “3d shape scanning with a time-of-flight camera,” in *2010 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, pp. 1173–1180, June 2010.

[132] J. Salvi, J. Pagès, and J. Batlle, “Pattern codification strategies in structured light systems,” *Pattern Recognition*, vol. 37, pp. 827–849, Apr. 2004.

[133] S. Zhang, “Recent progresses on real-time 3d shape measurement using digital fringe projection techniques,” *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 48, pp. 149–158, Feb. 2010.

[134] L. Zhang, B. Curless, and S. M. Seitz, “Spacetime stereo : Shape recovery for dynamic scenes.,” in *CVPR (2)*, pp. 367–374, IEEE Computer Society, 2003.

[135] H.-H. Olaf and R. Szymon, “Stripe boundary codes for real-time structured-light range scanning of moving objects,” in *ICCV*, pp. 359–366, July 2001.

[136] A. Weiss, D. Hirshberg, and M. Black, “Home 3D body scans from noisy image and range data,” in *2011 IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV)*, pp. 1951–1958, 2011.

[137] 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, pp. 372–377, July 2012.

[138] B. Galna, G. Barry, D. Jackson, D. Mhiripiri, P. Olivier, and L. Rochester, “Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson’s disease,” *Gait & Posture*, vol. 39, pp. 1062–1068, Apr. 2014.

[139] 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, no. 1, pp. 593–598, 2014.

[140] B. F. Mentiplay, R. A. Clark, A. Mullins, A. L. Bryant, S. Bartold, and K. Paterson, “Reliability and validity of the Microsoft Kinect for evaluating static foot posture,” *Journal of Foot and Ankle Research*, vol. 6, no. 1, p. 14, 2013.

[141] B. Bonnechère, V. Sholukha, B. Jansen, L. Omelina, M. Rooze, and S. Van Sint Jan, “Determination of repeatability of kinect sensor,” *Telemedicine Journal and E-Health : The Official Journal of the American Telemedicine Association*, vol. 20, pp. 451–453, May 2014.

[142] B. Bonnechère, B. Jansen, P. Salvia, H. Bouzahouene, V. Sholukha, J. Cornelis, M. Rooze, and S. Van Sint Jan, “Determination of the precision and accuracy of morphological measurements using the KinectâĎć sensor : comparison with standard stereophotogrammetry,” *Ergonomics*, vol. 57, no. 4, pp. 622–631, 2014.

[143] http://www.vicon.com/.

[144] B. Bonnechère, B. Jansen, P. Salvia, H. Bouzahouene, L. Omelina, J. Cornelis, M. Rooze, and S. V. S. Jan, "Can the kinect^{TM} sensors be used for motion analysis ?," *Transaction on Electrical and Electronic Circuits and Systems*, vol. 4, Dec. 2013.

[145] B. Bonnechère, B. Jansen, P. Salvia, H. Bouzahouene, L. Omelina, J. Cornelis, M. Rooze, and S. VAN SINT JAN, "What are the current limits of the kinect sensor ?," *Proc. 9th Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Associated Technologies (ICDVRAT)*, pp. 287–294, september 2012.

[146] M. E. Huber, A. L. Seitz, M. Leeser, and D. Sternad, "Validity and reliability of Kinect skeleton for measuring shoulder joint angles : a feasibility study," *Physiotherapy*, 2015.

[147] E. Stone and M. Skubic, "Evaluation of an inexpensive depth camera for passive in-home fall risk assessment," in *2011 5th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, pp. 71 –77, May 2011.

[148] C.-Y. Chang, B. Lange, M. Zhang, S. Koenig, P. Requejo, N. Somboon, A. Sawchuk, and A. Rizzo, "Towards pervasive physical rehabilitation using microsoft kinect," in *2012 6th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, pp. 159–162, 2012.

[149] C.-Y. Chang, B. Lange, M. Zhang, S. Koenig, P. Requejo, N. Somboon, A. Sawchuk, and A. Rizzo, "Towards pervasive physical rehabilitation using Microsoft Kinect," in *2012 6th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, pp. 159–162, May 2012.

[150] T. Dutta, "Evaluation of the kinect^{TM} sensor for $3-$d kinematic measurement in the workplace," *Applied Ergonomics*, vol. 43, pp. 645–649, July 2012.

[151] A. Hassani, A. Kubicki, V. Brost, and F. Yang, "Preliminary study on the design of a low-cost movement analysis system : reliability measurement of timed up and go test," in *Proceeding of VISAPP 2014*, pp. 33–38, Jan. 2014.

[152] G. Enderlein, "Scheffé, H. : The Analysis of Variance," *Biometrische Zeitschrift*, vol. 3, pp. 143–144, Jan. 1961.

[153] M. Mancini and F. Horak, "The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits," *European journal of physical and rehabilitation medicine*, vol. 46, pp. 239–248, June 2010.

[154] N. Teasdale and M. Simoneau, "Attentional demands for postural control : the effects of aging and sensory reintegration," *Gait & posture*, vol. 14, pp. 203–210, Dec. 2001.

[155] A. Hassani, A. Kubicki, V. Brost, F. Mourey, and F. Yang, "Kinematic analysis of motor strategies in frail aged adults during the Timed Up and Go : how to spot the motor frailty ?," *Clinical Interventions in Aging*, vol. 10, pp. 505–513, Feb. 2015.

[156] A. Hassani, A. Kubicki, V. Brost, and F. Yang, "Real-time 3D TUG test movement analysis for balance assessment using Microsoft Kinect," in *First Italian workshop on Artificial Intelligence for Ambient Assisted Living, Workshop of the of the XIII AI*IA Symposium on Artificial Intelligence*, Dec. 2014.

[157] M. F. Folstein, S. E. Folstein, and P. R. McHugh, ""Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician," *Journal of Psychiatric Research*, vol. 12, pp. 189–198, Nov. 1975.

[158] M. B. W. Samuel S. Shapiro, “An Analysis of Variance Test for Normality,” *Biometrica*, vol. 52, no. 3/4, pp. 591–611, 1965.

[159] M. B. Brown and A. B. Forsythe, “Robust Tests for the Equality of Variances,” *Journal of the American Statistical Association*, vol. 69, no. 346, pp. 364–367, 1974.

[160] F. Cignetti, P. Chabeauti, H. Sveistrup, M. Vaugoyeau, and C. Assaiante, “Updating process of internal models of action as assessed from motor and postural strategies in children,” *Neuroscience*, vol. 233, pp. 127–138, Mar. 2013.

[161] C. Papaxanthis, V. Dubost, and T. Pozzo, “Similar planning strategies for whole-body and arm movements performed in the sagittal plane,” *Neuroscience*, vol. 117, no. 4, pp. 779–783, 2003.

[162] B. C. Clark and T. M. Manini, “Sarcopenia =/= dynapenia,” *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, vol. 63, pp. 829–834, Aug. 2008.

[163] R. M. Enoka, E. A. Christou, S. K. Hunter, K. W. Kornatz, J. G. Semmler, A. M. Taylor, and B. L. Tracy, “Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults,” *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, vol. 13, pp. 1–12, Feb. 2003.

[164] M. Thakral, L. Shi, R. H. Shmerling, J. F. Bean, and S. G. Leveille, “A stiff price to pay : does joint stiffness predict disability in an older population ?,” *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 62, pp. 1891–1899, Oct. 2014.

[165] J. Bourrelier, A. Hassani, F. Mourey, V. Brost, F. Yang, and A. Kubicki, “Back to sit transfer in aging : Motor planning impairments and functional abilities in frail aged adults,” *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, 2016.

[166] J. Bourrelier, A. Hassani, F. Mourey, V. Brost, F. Yang, and A. Kubicki, “Analyse cinématique des caractéristiques de planifications motrices chez les personnes âgées fragiles,” in *SOFAMEA*, (Geneva), Feb. 2015.

[167] R. A. Clark, K. J. Bower, B. F. Mentiplay, K. Paterson, and Y.-H. Pua, “Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables,” *Journal of Biomechanics*, vol. 46, pp. 2722–2725, Oct. 2013.

[168] J. P. Weir, “Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM,” *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, vol. 19, pp. 231–240, Feb. 2005.

[169] A. Kralj, R. J. Jaeger, and M. Munih, “Analysis of standing up and sitting down in humans : definitions and normative data presentation,” *Journal of Biomechanics*, vol. 23, no. 11, pp. 1123–1138, 1990.

[170] K. M. Kerr, J. A. White, D. A. Barr, and R. a. B. Mollan, “Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects,” *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 12, pp. 236–245, June 1997.

[171] P. Manckoundia, D. Pérennou, P. Pfitzenmeyer, and F. Mourey, “[Backward disequilibrium in the elderly : review of symptoms and proposition of a tool for quantitative assessment],” *La Revue De Médecine Interne*, vol. 28, pp. 242–249, Apr. 2007.

[172] P. Manckoundia, F. Mourey, B. Tavernier-Vidal, and P. Pfitzenmeyer, “[Psychomotor disadaptation syndrome],” *La Revue De Médecine Interne*, vol. 28, pp. 79–85, Feb. 2007.

[173] H. Gouinaud, Y. Gavet, J. Debayle, and J.-C. Pinoli, “Color correction in the framework of Color Logarithmic Image Processing,” in *2011 7th International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (ISPA)*, pp. 129–133, Sept. 2011.

[174] N. T. Siebel and S. J. Maybank, “The Application of Colour Filtering to Real-Time Person Tracking,” in *in Proceedings of the 2nd European Work on Advanced Video-Based Surveillance Systems (AVBS2001*, pp. 227–234, 2002.

[175] C. Rougier, *Vidéosurveillance intelligente pour la détection de chutes chez les personnes âgées*. PhD thesis, Université de Montréal, July 2010.

[176] H. Nait-Charif and S. McKenna, “Activity summarisation and fall detection in a supportive home environment,” in *Proceedings of the 17th International Conference on Pattern Recognition, 2004. ICPR 2004*, vol. 4, pp. 323–326 Vol.4, Aug. 2004.

[177] K. Nummiaro, E. Koller-Meier, and L. Van Gool, “An adaptive color-based particle filter,” *Image and Vision Computing*, vol. 21, pp. 99–110, Jan. 2003.

[178] A. Treptow, G. Cielniak, and T. Duckett, “Active people recognition using thermal and grey images on a mobile security robot,” in *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2005. (IROS 2005)*, pp. 2103–2108, Aug. 2005.

[179] V. N. Vapnik, *The Nature of Statistical Learning Theory*. New York, NY, USA : Springer−Verlag New York, Inc., 1995.

[180] K. Toyama, J. Krumm, B. Brumitt, and B. Meyers, “Wallflower : principles and practice of background maintenance,” in *The Proceedings of the Seventh IEEE International Conference on Computer Vision, 1999*, vol. 1, pp. 255–261 vol.1, 1999.

[181] I. Laptev, “On Space-Time Interest Points,” *International Journal of Computer Vision*, vol. 64, pp. 107–123, Sept. 2005.

[182] C. Harris and M. Stephens, “A combined corner and edge detector,” in *In Proc. of Fourth Alvey Vision Conference*, pp. 147–151, 1988.

[183] M. Föstner and E. Gülch, “A Fast Operator for Detection and Precise Location of Distinct Points, Corners and Centers of Circular Features,” in *ISPRS Intercommission Workshop*, 1987.

[184] P. Viola and M. Jones, “Rapid object detection using a boosted cascade of simple features,” in *Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2001. CVPR 2001*, vol. 1, pp. I–511–I–518 vol.1, 2001.

[185] H. Gouinaud, *Traitement logarithmique d’images couleur*. phdthesis, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, Apr. 2013.

[186] K. Nallaperumal, S. Ravi, C. Babu, R. Selvakumar, A. Fred, C. Seldev, and S. Vinsley, “Skin Detection Using Color Pixel Classification with Application to Face Detection : A Comparative Study,” in *International Conference on Conference on Computational Intelligence and Multimedia Applications, 2007*, vol. 3, pp. 436–441, Dec. 2007.

[187] G. Kukharev and A. Nowosielski, “Visitor identification - elaborating real time face recognition system.,” in *WSCG (Short Papers)*, pp. 157–164, 2004.

[188] D. Chai and K. Ngan, “Face segmentation using skin-color map in videophone applications,” *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, vol. 9, pp. 551–564, June 1999.

[189] S. Tsekeridou and I. Pitas, “Facial Feature Extraction In Frontal Views Using Biometric Analogies,” in *in Proc. of EUSIPCO ’98*, pp. 315–318, 1998.

[190] J. Kovac, P. Peer, and F. Solina, “2d versus 3d colour space face detection,” in *4th EURASIP Conference focused on Video/Image Processing and Multimedia Communications, 2003*, vol. 2, pp. 449–454 vol.2, July 2003.

[191] J. Angulo, “Morphological colour operators in totally ordered lattices based on distances : Application to image filtering, enhancement and analysis,” *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 107, pp. 56–73, July 2007.

[192] R. Drillis and R. Contini, “Body segment parameters,” *DHEW 1166-03. New York University, School of Engineering and Science, New York*, 1966.

TABLE DES FIGURES

1 Pyramide des âges au 1^{er} janvier 2015 pour la France métropolitaine (source : INSEE). 7

1.1 Architecture de la plateforme Homecare [8]. 13

1.2 Capteurs de présence [8]. 14

1.3 Placement du Tag sur le patient [8]. 14

1.4 Les fonctions du robot Nao [16]. 17

1.5 Types de capteurs installés et leurs positions dans l'habitat. 21

1.6 Les capteurs utilisés dans le projet AILISA. 22

1.7 Le réseau de capteurs, déployé dans toutes les pièces à des endroits stratégiques, dans le cadre du projet GER'HOME, permet d'analyser précisément l'activité de la personne et de détecter d'éventuelles anomalies. 24

2.1 La fonction d'équilibration : une fonction sensori-motrice plurimodale permettant la stabilisation du regard et de la posture par l'intégration d'informations visuelles, vestibulaires et somesthésiques (proprioceptives et extéroceptives) traitées par les centres nerveux. 28

2.2 Système de surveillance de la posture équipé d'un accéléromètre tri-axial et d'un gyroscope. a) Le capteur est fixé par une bande élastique enroulée autour du bassin. b) Le calcul de l'angle, de la vitesse angulaire et de l'accélération du bassin est basé sur les axes antéro-postérieur (x), transversal (y) et longitudinal (z). 32

2.3 Plate-forme de force et mesure des forces de réaction durant la marche. 34

2.4 Déroulement du TUG. 38

2.5 Diagramme en bâton mettant en évidence les déplacements segmentaires et la stabilisation de la tête dans l'espace [61]. Le TAD se caractérise par un mouvement vers l'avant puis vers le haut. Le TDA est caractérisé par un mouvement vers le bas puis vers l'arrière [61]. 39

2.6 Mouvement des épaules durant le TAD. 40

3.1 Principe de stéréovision : cas de deux caméras linéaires. La distance d est calculée par la formule : $d = \frac{b}{\tan\alpha + \tan\beta}$. 45

3.2 Etapes de la stéréovision binoculaire dense. 46

3.3 Principe des caméras à lumière structurée. 48

3.4 Le capteur Kinect pour windows. 49

3.5 Le squelette 3D fourni par le SDK de Kinect. 50

3.6 Vue d'ensemble sur le déroulement d'une réalisation du TUG. 53

3.7 Schéma fonctionnel de notre système global. 53

3.8 Calcul de l'angle β. Les points S, H, K et A représentent l'épaule, la hanche, genou et la cheville, respectivement. 55

3.9 Illustration de la capture de l'angle du tronc durant les transferts. 57

3.10 La courbure de trajectoire est donnée par le ratio $\frac{D_{max}}{L}$ [64]. 58

3.11 Histogrammes du ratio, de la courbure, de l'angle du tronc et de la durée du TAD en condition normale. 61

3.12 Comparaison entre la durée du TAD et celle du TDA pour 10 personnes jeunes et durant les trois conditions du TUG. 62

3.13 Résultats de one-way Anova : les différences significatives entre les différentes conditions apparaissent au niveau du ratio du TDA. 62

3.14 Exemples d'environnements dans lesquels les expériences sont réalisées. 65

3.15 Comparaison des valeurs d'angle du tronc (a et b) et du ratio (c et d) entre le GF (10 sujets) et le GJ (10 sujets) durant les transferts TAD et TDA. Les cercles rouges représentent les trois sujets présentant des transferts préoccupants. La ligne noire est une droite passant par les valeurs moyennes de 2 groupes. 67

3.16 Distribution de la durée du TAD (a), de la durée de TDA (b) et du temps du TUG (c) pour le GF et le GJ. Les cercles rouges représentent les trois sujets présentant des transferts préoccupants. La ligne noire est une droite passant par les valeurs moyennes de 2 groupes. 68

3.17 Distribution des angles du tronc du TDA et des ratios du TAD par rapport au temps du TUG. Les carrés rouges représentent les trois sujets présentant des transferts préoccupants (STP). La ligne noire représente la droite du meilleur ajustement. . . 69

3.18 Distribution des angles du tronc du TAD et TDA par rapport au temps du TUG pour tous les participants. 75

3.19 Distribution des angles du tronc du TDA par rapport au temps du TUG. 76

3.20 Nuage de points 3D de l'angle du tronc du TDA, du temps du TUG et de la vitesse de marche chez le GF_{GS}. 77

3.21 Distribution de la note de contrôle moteur par rapport aux scores du TUG, du GS, du Tinetti et du TMM. 81

4.1 Exemples des cas où le suivi du squelette 3D de Kinect ne fonctionne pas correctement. 86

4.2 Diagramme global d'analyse des mouvements lors de la réalisation du TUG par notre système final. 88

4.3 Principe des SVM. 90

4.4 Caractéristiques de la position assise. 93

4.5 Synoptique de la méthode de détection de la position assise. 94

4.6 Exemple de résultats de la nouvelle méthode de détection de la position assise. . 95

4.7 Processus d'extraction de 3 points 3D correspondant à 3 articulations dans le corps : le centre de la tête, le centre des épaules et le centre de masse. 97

4.8 Exemple d'image couleur avec les composantes correspondantes dans l'espace $(\tilde{a}, \tilde{rg}, \tilde{yb})$. 98

4.9 Base des données d'images de peau. 101

4.10 Illustration du processus de détection de peau. 101

4.11 Segmentation de la peau en fonction de la méthode proposée et selon l'espace HSV 4.18. 102

4.12 Segmentation du patient : cas de deux personnes. 103

4.13 Détection de la tête dans les régions de peau. La surface de chaque région en blanc est calculée (C_1). Les hauteurs de 3 régions sont $H1$, $H2$ et $H3$ (C_2). Pour vérifier la condition C_3, la surface de chaque cercle Cr de diamètre H est calculée. 104

4.14 Détection du centre de masse (cercle vert), de la position de la tête (cercle jaune) et du centre des épaules (cercle rose). 105

4.15 Comparaison entre les angles a1, calculé à partir le squelette de Kinect, et a2 calculé à partir de 2 points 3D (centre des épaules et centre de masse) extraits avec notre méthode de segmentation. Les expériences sont effectuées au laboratoire. . 106

4.16 Exemple d'une séquence du TUG. Les 2 images encadrées en rouge (jaune) correspondent au début et fin du TAD (TDA). Le début du TAD et la fin du TDA représentent le début et la fin du TUG, respectivement. 107

4.17 Comparaison entre les angles a1, calculé à partir le squelette de Kinect, et a2 calculé à partir de 2 points 3D (centre des épaules et centre de masse) extraits avec notre méthode de segmentation. Les expériences sont effectuées dans une cuisine. 109

LISTE DES TABLEAUX

2.1 Test de Tinetti. 36

2.2 Test de Tinetti réduit. 36

2.3 Test Moteur Minimum composé de 20 items cotés 1 si la réponse est oui, 0 sinon. 37

3.1 Précision spatiale du système Kinect par rapport au système gold-standard Vicon. FLT : Flexion latérale du tronc, FE : Flexion de l'épaule, AE : Abduction de l'épaule et MP : Marche sur place. s/rep : secondes par répétition. 51

3.2 Les données expérimentales de 10 personnes jeunes. 60

3.3 Intervalles de confiance de l'angle du tronc, du ratio, de la durée de mouvement et de la courbure durant le TAD en condition normale. 61

3.4 Description des sujets du GF. 64

3.5 d de Cohen des paramètres permettant l'identification des différences entre le GF et le GJ. 66

3.6 Les données cliniques des patients. Les groupes GF_{GS} et GNF_{GS} sont établies à partir de seuil de GS (< 0.65 m/s). 75

3.7 Résultats de la régression multiple pour le temps du TUG. 79

3.8 Corrélations entre les 4 scores et la durée du TDA. 79

3.9 Attribution des scores à chaque intervalle des valeurs pour le temps du TUG, la durée du TDA et l'angle du tronc du TDA. 80

3.10 Corrélation entre la note de contrôle moteur et les scores cliniques du TUG, du GS, du Tinetti et du TMM. 80

4.1 Performances de détection (%) à partir des SVM. 106

Résumé :

Dans ce manuscrit, nous proposons un système d'analyse automatique des mouvements 3D en temps réel permettant l'évaluation des capacités fonctionnelles chez les personnes âgées à domicile. Dans un premier temps, l'objectif est de contribuer à maintenir l'indépendance fonctionnelle de cette population et permettre une détection précoce d'une décompensation motrice pour faciliter une démarche de rééducation. Pour quantifier la qualité d'équilibre d'un sujet en temps réel, nous avons conçu un système en utilisant le capteur Kinect et permettant d'analyser un test clinique simple et validé en rééducation gériatrique: le Timed Up and Go (TUG). Trois expériences, réalisées dans des environnements hétérogènes (laboratoire, hôpital de jour et domicile) ont montré une bonne fiabilité de la mesure des paramètres identifiés. Elles permettent notamment d'attribuer une note de contrôle moteur indiquant la fragilité motrice. Dans un second temps, nous avons proposé une chaîne de traitement vidéo permettant d'augmenter la robustesse d'analyse de différentes phases du TUG : détection automatique de la position assise, segmentation du patient et extraction de 3 articulations du corps. Les résultats de ces travaux nous permettent d'envisager plusieurs perspectives. Tout d'abord, nous pensons effectuer des expérimentations sur une population plus large afin de confirmer la fiabilité du système. Puis, différentes améliorations techniques et ergonomiques seraient nécessaires pour faciliter l'utilisation grand public. Enfin, il serait intéressant d'étendre la méthodologie proposée pour d'autres tests cliniques en vue de prolonger l'autonomie à domicile.

Abstract:

We propose in this manuscript a real-time 3D movement analysis system for in-home functional abilities assessment in aged adults. As a first step, the purpose is to maintain the functional independence of this population and to allow an earlier detection of a motor decompensation in order to facilitate a rehabilitation process. To quantify the equilibrium quality of a subject, we built a system using the Kinect sensor in order to analyze a simple clinical test validated in geriatric rehabilitation: the Timed Up and Go (TUG). Three experiments conducted in heterogeneous environments (laboratory, day hospital and home) showed good measurement reliability of the identified parameters. In particular, they allow to assign a motor control note indicating the motor frailty. Then, we proposed a video processing chain to increase the robustness of the analysis of the various TUG phases: automatic detection of the sitting posture, patient segmentation and three body joints extraction. The results of this work allow us to consider several perspectives. First, we believe conduct experiments on a larger population in order to confirm the system reliability. Then, various technical and ergonomic improvements would be necessary to facilitate general public use. Finally, it would be interesting to extend the proposed methodology for other clinical test to prolong the autonomy at home.

SPIM

■ École doctorale SPIM - Université de Bourgogne/UFR ST BP 47870 F - 21078 Dijon cedex

■ tél. +33 (0)3 80 39 59 10 ■ ed-spim@univ-fcomte.fr ■ www.ed-spim.univ-fcomte.fr

UNIVERSITÉ DE BOURGOGNE