

UNIVERSITÉ DE FRIBOURG, SUISSE
FACULTÉ DES SCIENCES
DÉPARTEMENT DE MÉDECINE

En collaboration avec la
HAUTE ÉCOLE FÉDÉRALE DE SPORTS DE MACOLIN

AUTOMATISATION DU TEST CLINIQUE « TIMED UP AND GO » MESURANT LA MOBILITE DES
PERSONNES AGEES

Travail final pour l'obtention du Master en
Sciences du Mouvement et du sport
Option Enseignement

Conseiller

Prof. Dr. Jean-Pierre BRESCIANI

Co-conseiller-ère

Amandine DUBOIS

Naomi BARBEZAT

Fribourg, Juillet 2016

RESUME

Les personnes âgées tendent à avoir une mobilité réduite engendrée par des causes physiologiques pouvant les mener à chuter. Le vieillissement de la population est un problème majeur dans la mesure où ces personnes deviennent dépendantes. Cet état de fait implique notamment le besoin de tests cliniques efficaces permettant de pronostiquer un risque réduit de chuter afin que la personne puisse quitter un centre de réadaptation (retour au domicile). Le test clinique « Timed Up and Go » (TUG), diagnostique l'état de mobilité selon le facteur temps et selon un score obtenu via une échelle évaluative. Celle-ci est complétée par l'examineur devant être expérimenté et de qui dépend ce système d'évaluation.

Le but de cette étude est d'objectiver le résultat du test TUG en l'automatisant via l'utilisation de variables quantitatives prédictives fournies par le système Kinect. L'objectif est de permettre à des personnes non expérimentées dans le domaine d'évaluer elles-mêmes les personnes âgées. Dans cette optique, 15 patients du centre médicalisé de Fribourg UATO, ayant entre 65 et 95 ans (11 femmes et 4 hommes), ont réalisé le test TUG dans le champ de vision de la Kinect (3 fois). Trois types de données (étiquetage manuel, temps et scores fournis par le spécialiste, et variables quantitatives fournies par la Kinect) ont été utilisés pour relater la fiabilité du système Kinect ainsi que les variables prédictives.

Les analyses de données démontrent que la Kinect confirme les résultats auxquels aboutissent les physiothérapeutes et que des variables quantitatives spécifiques sont capables de prédire le risque de chute. Les résultats mènent donc à la conclusion que le test TUG, via le système Kinect et les variables qu'il apporte, peut être automatisé.

SOMMAIRE

1	Introduction	7
1.1	Introduction à la thématique	7
1.1.1	La Locomotion	7
1.1.2	Changements physiologiques lors du vieillissement	9
1.1.3	Des changements physiologiques aux chutes des personnes âgées ...	12
1.2	Contexte et situation initiale.....	14
1.3	Objectif	14
2	Etudes préliminaires.....	15
2.1	Test de mobilité TUG.....	15
2.1.1	Description	15
2.1.2	Le test TUG pour la prévention des chutes.....	17
2.2	Limitations du test TUG	18
2.3	Instrumentalisation du test TUG dans la littérature.....	19
2.3.1	Capteurs : accéléromètres et gyroscopes.....	21
2.3.2	Les vidéos : aspects généraux.....	30
3	Système Kinect	35
3.1	Une caméra vidéo 3D.....	35
3.2	Fonctionnement de la Kinect.....	36
3.3	TUG & Kinect.....	40
4	Méthode	43
4.1	Sujets	43
4.2	Protocole	43
4.3	Données	44
4.3.1	Etiquetage à la main	44
4.3.2	Eléments cliniques	45
4.3.3	Paramètres quantitatifs fournis par la Kinect.....	46
4.4	Analyse des données	48
4.4.1	Evaluation de la fiabilité du système	48
4.4.2	Différence entre les méthodes d'extraction	49

4.4.3	Variables prédictives	49
5	Résultats	51
5.1	Comparaisons : « kinect », « clinique » & « étiquetage »	51
5.1.1	Corrélation « Kinect-Clinique »	51
5.1.2	Corrélation « Clinique-Etiquetage à la main »	52
5.1.3	Corrélation « Kinect -Etiquetage à la main »	53
5.1.4	Ecart entre les données	54
5.2	Comparaison : « kinect » & « étiquetage »	55
5.3	Différence entre les méthodes d'extraction	58
5.4	Variables prédictives	59
5.4.1	Résultats selon la note globale	59
5.4.2	Résultats selon les notes 1, 3 & 4	63
6	Discussion	67
7	Conclusion	71
	Bibliographie	73
	Annexes	I
	Annexe 1 : Données TUG	I
	Annexe 2 : Etiquetage à la main	III
	Annexe 3 : Variables quantitatives Kinect	V
	Annexe 4 : Lexique des variables Kinect	IX
	Annexe 5 : Différence entre les méthodes d'extraction	XI
	Annexe 6 : Boxplots des variables par rapport à la note globale	XIII
	Annexe 7 : Boxplots des variables par rapport aux notes 1,3 & 4	XVII
	Remerciements	i
	Déclaration personnelle	iii
	Droits d'auteur	v

1 INTRODUCTION

1.1 INTRODUCTION À LA THÉMATIQUE

1.1.1 La Locomotion

Afin que l'organisme de l'être humain puisse fonctionner correctement, une organisation complexe et hiérarchique est nécessaire. En effet, les divers processus qui s'y effectuent dépendent de systèmes qui, eux-mêmes, dépendent d'autres éléments et ainsi de suite. La physiologie de la locomotion, par exemple, dépend de la mise en relation de structures rigides (osseuses) par les articulations, d'un maintien, ainsi que d'une mise en mouvement de ces dernières par les muscles. Ceux-ci génèrent des forces internes afin que d'une part, il y ait un contrôle sur les articulations pour assurer une bonne cohésion entre les parties osseuses et que d'autre part, il puisse y avoir un déplacement. Pour ce faire, il est important de comprendre qu'un feedback du système musculo-squelettique est indispensable afin que tout cela puisse avoir lieu. En effet, notre corps interagit avec le monde extérieur. Lors de la marche, des facteurs externes influent sur cette dernière par le fait qu'ils informent visuellement l'organisme, ou encore de manière proprioceptive, concernant l'environnement et qu'ils rendent attentifs à sa position dans l'espace (le système vestibulaire a également une influence). Ces informations sont fournies par les organes des sens ; moyen interne permettant, via le système nerveux, d'informer les aires cérébrales réalisant le traitement informationnel. Au-delà de ces aspects, l'environnement influence le système musculo-squelettique par les différentes forces qui s'y trouvent, telle que la gravité par exemple. Par ce fait et afin que le système nerveux fonctionne au mieux, Jean Massion (Massion, 1997) rapporte que la complexité de ce système est qu'il doit en permanence « utiliser au mieux les propriétés mécaniques du système musculo-squelettique et les forces mises en jeu par l'environnement pour réaliser l'acte moteur ». Bien que complexe, notre organisme a la capacité d'apprendre et de s'adapter en pouvant fonctionner de manière automatique. Ainsi, des mouvements acquis telle que la marche, impliquent des réseaux appartenant à différentes aires corticales.

La locomotion est représentée par des déplacements des segments corporels dans l'espace ; ceci par une activité motrice. L'existence de l'activité de générateurs de motifs centraux, étant à la base des mouvements ainsi que sous le contrôle d'autres structures supérieures, a été observée chez le chat (Latash, 2008). Il a été démontré qu'un motif spinal similaire existe également chez l'homme. Parallèlement, la locomotion peut être décrite comme un système plus complexe impliquant, comme mentionné précédemment, les structures neuronales centrales et les organes sensoriels, en plus des interactions avec le milieu.

La marche humaine est décomposée en phases d'appui et d'oscillation dont le taux d'occupation du cycle diffère (60% pour la première contre 40% pour la seconde (Massion, 1997)). Dans cette mesure, une phase de double appui est présente dans ce cycle et la durée de celle-ci augmente lors d'une vitesse de marche tendant à être lente. De manière générale, les articulations de la hanche, du genou et de la cheville sont impliquées et leurs positionnements sont régulés de manière à ce qu'un pas puisse être initié. Les différents muscles des membres inférieurs sont alternativement activés en fonction de la phase afin de permettre d'une part, un maintien postural, et d'autre part, une propulsion du corps vers l'avant. Lors de l'initiation d'un pas, l'organisme doit donc adapter les perturbations engendrées en coordonnant à la fois la posture (devant préalablement être maintenue verticalement) et le mouvement. Selon Mark L. Latash, dans son ouvrage consacré à la base neurophysiologique du mouvement (Latash, 2008), deux conditions sont nécessaires à la production d'un pas. En premier lieu, il doit y avoir un déchargement du pied qui avance, par un déplacement du poids du corps sur la jambe d'appui. Ensuite, le corps doit pouvoir être déplacé vers l'avant. Pour ce faire, il doit subir le changement des forces de réaction et des moments de force. Il s'avère en réalité qu'un contrôle postural doit commencer avant même que le pied quitte le sol afin de préparer le corps à une telle perturbation. Ainsi, l'existence d'un motif caractéristique, non seulement responsable du déchargement de la jambe en phase d'oscillation, mais également responsable de la création du moment de force de réaction – qui permet de faire avancer le corps vers l'avant – a été démontrée. De plus, l'organisme réagissant aux stimulations externes par le biais de réponses similaires à des réflexes, comprend un motif correcteur de chutes afin de prévenir ces dernières. La phase posturale est un aspect très important de la marche. En effet, cette phase nécessite un maintien du corps en fonction des conditions environnementales lors de déplacements tels que le fait de s'asseoir, se lever ou encore marcher. De

manière générale, il est important de comprendre qu'intrinsèquement, le corps subit de grands changements menant à une instabilité de la posture verticale. Cela se produit lorsque celle-ci est perturbée quand des mouvements volontaires sont générés, car cela change toute la géométrie des articulations dans l'espace et ainsi donc, un déplacement du centre de gravité. S'engendre alors un balancement postural dépendant des signaux périphériques provenant des organes sensoriels (notamment responsables de la vision et de la proprioception). De ce fait, en l'absence de vision par exemple, le balancement augmente. Ce dernier peut être régulé par un système de contrôle consistant, selon Brad Manor et al. (Manor, et al., 2010), aux systèmes somatosensoriel et visuel, au système vestibulaire jouant un rôle indispensable dans le maintien du corps en équilibre, ainsi qu'aux diverses aires corticales et au système musculo-squelettique. En effet, dans cette étude, les détériorations visuelles et somatosensorielles chez les personnes âgées ont pu être associées avec l'augmentation du balancement postural. C'est donc cette association d'événements qui a permis d'aboutir à de telles conclusions.

Au fil du temps, les chercheurs ont pu éclairer le fonctionnement normal de processus. Ceci, par l'implication d'un système nerveux central engendrant une commande motrice, elle-même basée sur divers aspects et ayant des fonctions différentes.

1.1.2 Changements physiologiques lors du vieillissement

La complexité humaine va toutefois bien au-delà des aspects mentionnés précédemment. En effet, le fonctionnement de notre organisme subit d'importants changements lors du vieillissement. Ces derniers peuvent être présents en dehors de troubles telle que la maladie d'Alzheimer et peuvent affecter les activités quotidiennes des personnes âgées par le fait que ce sont des facteurs de risque de chute. Mais que se passe-t-il intrinsèquement lorsque nous vieillissons ? Il existe différentes théories quant à ce terme qui paraît commun ; le plus intéressant est toutefois de comprendre l'impact engendré qui est très bien exprimé dans la phrase d'Ovide : « Tempus edax rerum » (« le temps détruit tout » [Ovide, métam., XV, v.234] (Sprumont, 2005)). En effet, ceci décrit bien le fait que l'organisme de l'homme, avec l'âge, est affecté par des changements physiologiques, notamment engendrés par des transformations cellulaires et métaboliques ayant par exemple, une modification de la marche comme

conséquence. Ce point nous touche particulièrement et sera évoqué plus tard dans cette introduction.

Premièrement, la plupart des personnes âgées sont atteintes d'un syndrome nommé la sarcopénie (affectant 24% des personnes âgées entre 60 et 70 ans et 80% des plus de 80 ans (Sprumont, 2005)). Ce syndrome affecte les tissus musculaires subissant une atrophie progressive. En plus des muscles, les os sont également affectés par le passage du temps, ceci étant généralement représenté par l'ostéopénie qui est une diminution de la partie minérale du squelette. D'autres paramètres, telle que l'augmentation de masse grasse, sont également représentatifs de l'avancée en âge. Les facteurs génétiques et environnementaux jouent un rôle important dans des syndromes tels que mentionnés ci-dessus. Si nous prenons l'exemple de la sarcopénie, cette dernière est également le résultat de modifications homéostatiques du tissu musculaire squelettique. Comme évoqué dans l'ouvrage « Le sport après 50 ans » (Sprumont, 2005), à lui seul, l'effet « gérontologique » serait principalement un problème au niveau de la synthèse des protéines. Cependant, d'autres facteurs influencent l'atrophie progressive des muscles comme, par exemple, les changements hormonaux ou l'activité physique. Peu importe la cause, tout être humain ne peut pas éviter les effets néfastes de ce syndrome touchant les muscles. En effet, les tissus musculaires squelettiques se dégradent progressivement à partir de 35 ans jusqu'à avoir, à l'âge de 80 ans, 30% de masse musculaire en moins (Sprumont, 2005). De manière générale, une telle dégradation est reflétée par un déclin de la force musculaire et altère en premier lieu les muscles posturaux ainsi que les membres inférieurs. En plus des autres éléments la favorisant, la sarcopénie joue un rôle dans la faiblesse physique ainsi que dans la capacité à effectuer une action. Il y a ainsi une relation entre la structure et la fonction qui est principalement représentée par un impact négatif sur la puissance et sur la force musculaire, exposant alors une perturbation locomotrice.

Comme évoqué en amont, l'âge induit également un déclin de la masse tissulaire du squelette. Ce dernier fait aspire à une fragilité – représentée par une sénescence de l'os compact – augmentant lentement mais progressivement. Ce processus se nomme « délitement » (Sprumont, 2005) car ce sont les surfaces osseuses « inertes » que le temps affecte. En effet, celles-ci n'ont aucun pouvoir de résorption ou autre mécanisme pouvant reproduire des cellules (que ce soit au niveau de l'os spongieux ou au niveau de l'os compact). L'atteinte de l'os compact est représentée par une cavité s'y créant

en son centre. Habituellement ce « trou » peut être comblé par une genèse de l'ostéon (cellule osseuse) aboutissant à une calcification. Les personnes âgées sont affectées par un problème de régulation. Celui-ci engendre une hypercalcification qui va déliter les lamelles osseuses – avec lesquelles l'anneau hypercalcifié est en contact – et qui va ensuite s'étendre.

Le système nerveux est lui aussi désigné comme étant une cible du vieillissement. Les transformations physiologiques que ce dernier génère, d'un point de vue cérébral, sont notamment représentées par un déficit intellectuel. Mais l'âge, en plus du cœur, de nos poumons, de notre appareil digestif, etc. affecte non seulement nos organes des sens – ne recevant alors plus les informations externes de manière optimale – mais également la vitesse de l'influx nerveux (qui s'avère être diminuée). Ceci est alors reflété par un ralentissement de la transmission de l'information. Ainsi, les réactions aux stimuli sensoriels sont plus lentes car les réflexes monosynaptiques menant à une réaction volontaire sont affectés (Latash, 2008). Il a par exemple été démontré (Scheltinga, Honegger, Timmermans, & Allum, 2016) que le système vestibulaire (stabilisant la tête et le tronc et contrôlant ainsi l'équilibre de manière optimale), comme d'autres systèmes sensorimoteurs, était détérioré avec le temps et que cela avait pour conséquences des pertes d'équilibre engendrées par des balancements posturaux plus importants.

Au-delà de ces aspects, diverses études ((Manor, et al., 2010) (Mignardot, et al., 2014) (Papegaaij, Taube, Baudry, Otten, & Hortobágyi, 2014) (Scheltinga, Honegger, Timmermans, & Allum, 2016)) ont été réalisées afin de comprendre l'implication des régions cérébrales dans les troubles de mouvements telle que la locomotion. Le vieillissement est bien évidemment réputé pour être une cause des nombreuses perturbations de la marche comme le déclin de la vitesse ou une diminution de la foulée qui engendrent des chutes. Une diminution de performance locomotrice, tel que le ralentissement de la vitesse de marche, peut en partie être expliquée par une augmentation du volume de la matière blanche et de la matière grise aux niveaux cortical et subcortical, principaux éléments fondamentaux dans l'exécution des commandes motrices (Mignardot, et al., 2014). Une telle augmentation est expliquée par le fait que la personne âgée va devoir réfléchir à son mouvement au lieu de l'exécuter automatiquement. En parallèle, un dysfonctionnement du cortex pariétal ainsi que de l'hippocampe

(jouant tous deux un rôle dans les fonctions exécutives) serait à l'origine de changements de la variabilité de la marche. Les aires cérébrales évoquées ci-dessus sont impliquées dans de tels changements ; il a en outre été démontré qu'elles contribuaient au contrôle de la posture (Papegaaij, Taube, Baudry, Otten, & Hortobágyi, 2014). Il a précédemment été mentionné que lors de l'initiation de la marche par exemple, l'homme avait la capacité d'anticiper les perturbations externes par des programmes anticipateurs permettant une adaptation posturale précaire. Ceci est possible grâce au cortex cérébral duquel les réponses induites sont dépendantes. Avec l'âge, les personnes ont une forte activité corticale afin de prévenir les chutes lorsque l'équilibre est mis en danger. Sur le plan périphérique, le vieillissement engendre une perte importante de fibres nerveuses myélinisées (46%) et de non myélinisées (38%) au niveau des membres inférieurs. Ceci mène à une baisse d'efficacité de la conduction nerveuse, des axones afférents – dont la source (fuseau musculaire) est réduite en nombre – et des axones efférents qui sont également dégénérés (déclin de 39% du nombre d'unité motrice chez une personne de 66 ans) (Papegaaij, Taube, Baudry, Otten, & Hortobágyi, 2014). Ces derniers points corrélerent avec un contrôle postural affaibli causé par la diminution de la performance du réflexe spinal. Au niveau médullaire, la diminution des matières grise et blanche déterminée par le vieillissement s'avère être la cause d'une performance altérée dans les tâches posturales.

1.1.3 Des changements physiologiques aux chutes des personnes âgées

Plus généralement, le vieillissement est la conséquence du fait que notre organisme réagit face au temps. Selon un cours de médecine toulousain (Le vieillissement normal ; Aspects biologiques, fonctionnels et relationnels : prévention du vieillissement pathologique, 2007), le vieillissement « est caractérisé par une défaillance progressive de la capacité de préserver l'homéostasie sous des conditions de stress physiologiques, ce qui accroît la vulnérabilité de l'individu et limite sa viabilité ». Ainsi, le vieillissement a globalement pour conséquences, le fait que les personnes âgées soient plus lentes lorsqu'elles initient et exécutent un mouvement, qu'elles aient moins de force et moins d'équilibre. De plus, la prise d'âge engendre un affaiblissement de la capacité à marcher et à contrôler la posture verticale. Ceci est notamment reflété par une augmentation du balancement postural, de plus petits ajustements posturaux de prévention différés et des réactions anticipatrices aux perturbations affaiblies (Latash,

2008). Ainsi, les personnes du troisième âge sont susceptibles de chuter par le fait que leur locomotion ait une plus grande variabilité et qu'elle soit moins fluide.

Il est nécessaire de comprendre que les chutes sont le reflet de l'implication de la santé publique dans la prévention de ces dernières. En effet, il se trouve qu'elles sont une priorité car leurs conséquences peuvent être dramatiques. Dans leur article, Mignardot J.B. et al (Mignardot, et al., 2014), en se référant à d'autres études, indiquent que les chutes représentent la deuxième cause des décès reportés dans le monde avec plus de 420'000 personnes décédées après avoir chuté. Ces dernières sont de tous âges et habitent notamment dans des pays où les classes économiques sont faibles à moyennes. Une attention médicale est alors indispensable car 40% des blessures graves sont causées après un tel fait. De plus, 30% de la population âgée de 65 ans en est victime au minimum une fois dans l'année. Le rapport entre l'âge et le nombre de chutes par an augmente proportionnellement avec la vieillesse.

L'idéal est donc de trouver un moyen de prévention des chutes. Pour ce faire, il est, en premier lieu, important de discerner leurs causes. Les chercheurs ont notamment commencé par comprendre les changements physiologiques induits par l'âge qui entraînent des déficits fonctionnels telles qu'une perte de coordination, d'équilibre et ainsi donc, de mobilité. Grâce aux connaissances sur la physiologie de l'organisme il a été démontré qu'il est possible de retarder le vieillissement cellulaire par des pratiques tel que le sport mais il est impossible d'empêcher qu'il se produise (Sprumont, 2005), (Manor, et al., 2010)). Les moyens de prévention ainsi que la prise en charge des personnes âgées sont alors indispensables. En effet, afin de réduire le déclin cognitivo-moteur lié à l'âge, des programmes de renforcement musculaire, d'équilibre, et d'exercices à pratiquer quotidiennement pour favoriser une certaine autonomie, sont appliqués. Ceci, lorsque par exemple, des professionnels s'occupent des personnes âgées dans des centres spécialisés.

1.2 CONTEXTE ET SITUATION INITIALE

A l'heure actuelle, il existe des tests cliniques réalisés par des médecins spécialisés permettant de détecter le risque éventuel qu'une personne chute. Le test « Timed Up and Go » (TUG), le test de Tinetti, et d'autres encore, appartiennent à ces examens permettant de diagnostiquer l'état de mobilité en fonction d'un score obtenu à partir d'une échelle d'évaluation remplie par l'examineur. Le problème avec ces systèmes d'évaluation est qu'ils dépendent de la personne faisant l'appréciation. En effet, il nécessite d'une part que la personne qui examine soit expérimentée et il est d'autre part probable qu'un autre spécialiste fasse des observations différentes. A titre d'exemple, l'un trouvera que le patient a de légères déviations dans sa démarche alors qu'un autre n'en verrait aucune. Ces deux cas de figure mèneraient à l'obtention de scores différents.

1.3 OBJECTIF

La question que nous nous posons dans ce projet est la suivante : Serait-il possible d'automatiser un test clinique tel que le test TUG – jouant un rôle dans la prévention du risque de chute – de manière à objectiver le résultat ? En admettant que ce soit le cas, non seulement le test pourrait ne plus dépendre du spécialiste évaluant la personne âgée mais des personnes tels que les médecins généralistes pourraient également faire l'évaluation avec ce test clinique.

Pour réaliser ce projet, nous devons identifier les variables comportementales sur lesquelles les spécialistes se basent pour faire leur évaluation lors du test TUG. Ainsi, il sera possible de créer un système évaluant de façon automatique le test TUG en se basant sur les variables comportementales identifiées comme pertinentes auprès des spécialistes.

2 ETUDES PRÉLIMINAIRES

2.1 TEST DE MOBILITÉ TUG

2.1.1 Description

Le test TUG se base sur le « Get Up and Go » (GUG) qui consiste en un procédé très simple (Figure 1). Le patient doit débuter le test en étant assis sur une chaise (généralement avec accoudoirs afin qu'un choix de leur utilisation soit possible). Au départ, le sujet doit se lever puis avancer linéairement devant lui sur une distance de 3 mètres. A ce stade, un demi-tour doit être effectué afin que la personne retourne sur ses pas pour revenir s'asseoir sur la chaise sur laquelle elle était assise au commencement. La performance au test GUG est évaluée subjectivement par les observations du spécialiste (« normale », « très faiblement anormale », « moyennement anormale », « modérément anormale » et « sévèrement anormale ») (Sprint, Cook, & Weeks, 2015). Le même principe d'évaluation est appliqué au test « Timed Up and Go » mais en plus de cela, ce dernier représente la version chronométrée du test GUG. Diverses études, selon Herman et al. (Herman, Giladi, & Hausdorff, 2011), évoquent un point temporel limite pour l'identification du risque de chutes (importance du facteur temps). Bien qu'elles attribuent un temps différent pour le seuil (13,5 secondes ou encore 15 secondes par exemple), de manière générale, il a été recensé que si la tâche du test TUG était effectuée dans un laps de temps de plus de 13,5 secondes, le patient l'ayant réalisé avait un risque accru de chuter. Il a donc été observé que la valeur « temps » jouait un rôle significatif au niveau du risque possible que l'individu chute. Ceci, par le fait que le test TUG permet d'évaluer les états de marche et d'équilibre à partir de la performance effectuée.

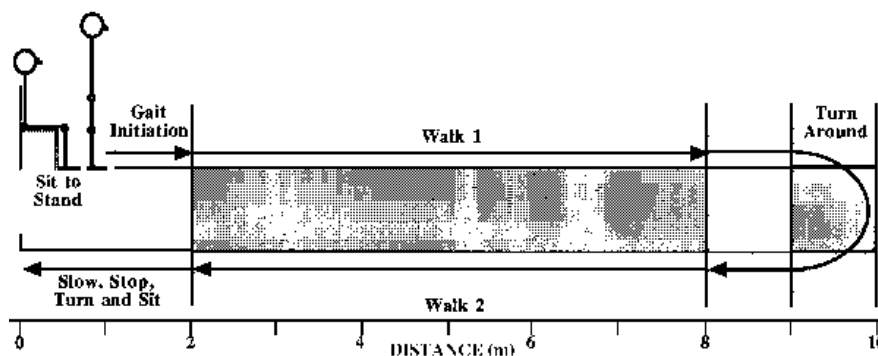


Figure 1 : Diagramme schématisant la tâche à réaliser pour les tests GUG et TUG (Wall, Bell, Campbell, & Davis, 2000)

Ce test est simple de réalisation – notamment par le fait que le seul matériel dont l'usage est nécessaire est un chronomètre et une chaise – et le résultat est obtenu rapidement. Le TUG, un test s'étant avéré être un bon outil de mesure de la mobilité fonctionnelle (Herman, Giladi, & Hausdorff, 2011), est beaucoup utilisé cliniquement. Il doit sa popularité à sa capacité à tester différents paramètres de la mobilité comme le passage de la position assise à debout, la marche en ligne droite, le contrôle de l'équilibre, la rotation, la transition entre la position verticale et assise et enfin, la capacité à effectuer ces tâches les unes après les autres (Sprint, Cook, & Weeks, 2015). Ainsi des grilles d'évaluation ont été proposées pour aider l'observation des professionnels (Tableau 1) (Podsiadlo & Richardson, 1991). Il est intéressant de noter que d'après Sprint et ses collaborateurs, il n'est pas nécessaire que l'examineur soit spécialisé en analyse de la locomotion ; insinuant ainsi une bonne accessibilité de ce test évaluant la mobilité.

Tableau 1 : Observations lors du test « Get Up and Go » (Podsiadlo & Richardson, 1991)

Tâche	Observations	Cotation
Se lever	Patient se rejette en arrière ?	-4
	Se penche en avant de manière normale	0
	Obligé de s'aider des accoudoirs ?	-2
	Se lève d'un seul élan	0
	Besoin de deux ou trois essais	-1
Marcher (3m)	Marche rectiligne, sans détour	0
	Méandres prononcés	-1
Faire demi-tour	Peut pivoter sur place ?	0
	Obligé d'exécuter plusieurs pas successifs ?	-3
Retourner s'asseoir	Descend avec contrôle de la flexion des genoux ?	0
	Se laisse tomber dès que la flexion atteint 30° ?	-4

L'interprétation de la cotation est nécessaire. Globalement et comme nous pouvons le constater en analysant le tableau ci-dessus, plus le score tend vers 0, plus cela signifie que la réalisation est effectuée avec assurance, sans perte d'équilibre et donc, de manière dites « normale ». Ainsi, un patient obtenant un tel résultat (note = 0) a accompli le test parfaitement, indiquant qu'il n'y a pas de risque que la personne chute (Rivier, 2006). Un score entre 0 et -3 (note \geq -3) est le reflet d'une « quasi normalité » de la mobilité. Ceci est le cas si la personne est âgée d'au minimum 70 ans. Si un individu âgé obtient une valeur au-delà du score mentionné précédemment (note \leq 3), cette dernière est révélatrice d'une nécessité de la prise en charge du patient. Il faut toutefois prendre garde au fait que, dans ce dernier test, même si la cotation obtenue est nulle,

le temps n'est pas anodin et a un impact majeur sur la décision à prendre au sujet d'un éventuel recours à la rééducation. En effet, malgré une réalisation « normale » de la tâche demandée, si le temps dépasse 15 secondes, alors la mobilité de la personne est affectée et cette dernière risquerait de chuter. De plus, il est important de noter qu'en pratique, malgré l'existence d'échelles avec des cotations, les spécialistes y ont très peu recours et ont tendance à n'utiliser que la variable « temps ».

2.1.2 Le test TUG pour la prévention des chutes

Qu'en est-il alors de la qualité du test TUG dans son rôle d'outil permettant la prévention des chutes ? Il a été recensé par la psychométrie – visant à justifier l'efficacité et l'utilité de ce test en fonction de sa sensibilité – qu'il y a une bonne fiabilité des résultats entre les évaluateurs ainsi qu'une bonne fiabilité (avec un pourcentage s'élevant à 87) dans l'identification des potentiels chuteurs et non chuteurs (fiabilité du « test-retest ») (Sprint, Cook, & Weeks, 2015). Ceci, y compris lorsqu'une tâche supplémentaire (cognitive par exemple) est ajoutée à la tâche « Up and Go ». Ajouter une seconde tâche est le reflet d'une des variations appliquées au test TUG, indiquant notamment que les paramètres de marche sont affectés lorsque, par exemple, la résolution de calculs est annexée à l'exercice de base. Une autre étude relève que le risque de chute est lié au temps qu'il faut pour se lever, marcher, faire demi-tour et revenir s'asseoir. Toutefois il y est mentionné que cette relation n'est représentative que chez l'homme et non chez la femme (Thrane, Joakimsen, & Thornquist, 2007). Par surcroît, en référence à l'étude ayant été réalisée par Herman et ses collaborateurs (Herman, Giladi, & Hausdorff, 2011), il a été constaté que le test « Timed Up and Go » n'est pas affecté par l'effet plafond. Cet effet est représentatif d'une distribution regroupant les scores obtenus à des valeurs trop conséquentes ; révélateur de simplicité du test. Ainsi le test TUG montrerait une distribution normale des fréquences contrairement à d'autres tests de mobilité couramment utilisés cliniquement comme le « Berg Balance Test » (BBT) et le « Dynamic Gait Index » (DGI). Il a été conclu que ceci était probablement dû au fait que la rotation dans le test TUG rendait alors la tâche plus complexe par le fait qu'il y ait une implication cognitive pour ce genre de fonction exécutive. Paradoxalement, d'autres études comme celles traitées par Mancini et Horak (Mancini & Horak, 2010), indiquent la présence d'un effet plafond.

2.2 LIMITATIONS DU TEST TUG

Certes, le test TUG est un bon outil, toutefois il s'avère que d'une part, certaines études (cf. paragraphe précédent) confirment l'implication du résultat obtenu dans le risque de chute, alors que d'autres évoquent que la durée d'effectuation de la tâche ne prédisait pas les chutes en plus de ne pas montrer de différence significative entre les chuteurs et non chuteurs. Certes, d'après la littérature, ce test semble avoir beaucoup d'avantages et être un bon prédicteur de chutes au travers de l'analyse de la mobilité. Toutefois, par le test « Timed Up and Go », les chercheurs n'ont pas obtenu « l'examen miracle » idéal. Les avantages s'opposent à plusieurs inconvénients rendant le test « Timed Up and Go » limité (Sprint, Cook, & Weeks, 2015). En effet, le temps auquel la tâche est effectuée est parfois une mesure insensible au risque de chute chez les individus évoqués ci-dessus. De plus, certains mouvements demandés dans la tâche peuvent être réalisés différemment selon le patient qui peut par exemple compenser son équilibre déficient au demi-tour soit en tournant sur un point fixe, soit en prenant un virage en courbe. Cette éventuelle compensation mène à une conclusion qui peut aboutir au fait que les instructions données par l'évaluateur tendent à être variables. Il est de surcroît important de noter que la chaise choisie (accoudoirs ou non) ainsi que la distance insuffisante représentée par les trois mètres de marche en ligne droite apportaient respectivement de la variabilité, de même qu'une faible fiabilité permettant de discriminer, par exemple, les individus âgés sains de ceux atteints du Parkinson. Cette dernière maladie (liée à l'âge) affectant les neurones par le biais de leur dégénérescence, lèse le système nerveux causant ainsi des troubles de l'équilibre et des mouvements lents. Des personnes atteintes par le Parkinson ont alors un plus grand risque de chuter et il serait bénéfique, d'un point de vue clinique, de pouvoir discriminer les deux types de sujets car ceux qui sont affectés par la maladie devraient avoir un risque plus élevé. Dès lors, les variabilités évoquées ci-dessus sont représentatives d'une limitation du test TUG si celui-ci ne parvient même pas à dissocier les deux types de sujets.

En résumé, il a été reporté que le test TUG comprenait des défauts au niveau de sa fiabilité. D'une part suite à la subjectivité de la tâche demandée par l'instructeur mais aussi suite au fait qu'une performance en laboratoire n'est pas forcément représentative de la totalité des capacités des patients contrairement à une performance réalisée

dans son contexte quotidien. Ceci est principalement expliqué par le fait que les personnes évaluées ont tendance à se concentrer afin de performer au mieux.

Comme nous pouvons le constater, les avis divergent quant à la fiabilité du test TUG. De facto, des variations de ce dernier ont été développées dans le but de l'améliorer. C'est dans le chapitre qui suit, que le test « Timed Up and Go », « revisité » par une instrumentalisation, sera abordé. Ajouter des éléments de mesure spécifiques permettrait ainsi d'augmenter la qualité de ce test.

2.3 INSTRUMENTALISATION DU TEST TUG DANS LA LITTÉRATURE

Il a précédemment été recensé que le test « Timed Up and Go » était lui-même une version « améliorée » du test « Get Up and Go ». Bien évidemment, le seul point les différenciant est la prise en compte de la durée à laquelle la tâche est effectuée ; seul aspect objectif de l'évaluation par le fait que le temps est l'unique valeur quantitative. Ce dernier fait serait donc un moyen de rendre le test plus fiable. Il a toutefois été vu que les recherches ayant été réalisées afin de déterminer si le test TUG était fiable ou non, ont majoritairement tendance à mentionner que c'est le cas. Cependant si certains avis divergent, il est possible que l'unique quantification de la performance exécutée lors du test GUG par le chronométrage, soit la cause de cette hétérogénéité. Ceci par le fait que le facteur temps ne soit probablement pas suffisant afin d'améliorer objectivement le résultat quant à la prédiction du risque de chuter postérieurement. Il est de surcroît important de définir de quelles autres valeurs nous pourrions disposer. De plus, afin d'obtenir ces dernières, il est nécessaire de connaître le moyen par lequel y parvenir.

A l'heure où la technologie fait sa grande ascension dans la société actuelle, les chercheurs ont donc étudié diverses possibilités afin d'avoir recours à l'utilisation d'outils techniques. Ceci, dans l'optique d'objectiver au mieux le test TUG. Quelles sont les solutions qui peuvent être apportées ? Quels moyens technologiques peuvent être exploités ?

Dans leur étude, Sprint et al. (Sprint, Cook, & Weeks, 2015) recensent, décrivent et résument très bien les technologies auxquelles il est possible d'avoir recours afin d'amplifier l'efficacité du test « Timed Up and Go ». En effet, il en existe plusieurs qui ont été catégorisées. Il y a les techniques qui disposent d'appareils tels que les smartphones ou les caméras dans le but de faire usage de la vidéo et puis il y a une majorité

des chercheurs qui ont basé et centré leurs expériences sur l'utilisation de technologies portées sur le corps. Ces dernières se concentrent sur l'emploi de vêtements ou d'accessoires tels que des lunettes, une montre ou des accéléromètres par exemple. Ces différentes techniques sont un moyen d'obtenir des valeurs au sujet des différents paramètres de la mobilité lors des quatre tâches composant le test TUG. Le mouvement est complexe et la biomécanique corporelle l'est également. Il est alors nécessaire de prendre en compte que les variations des valeurs quantitatives de la marche ne sont pas forcément toutes à l'origine, ni des pertes d'équilibre (durant la marche et le demi-tour), ni d'une locomotion dite « normale ». Ainsi, les scientifiques ont également – en plus des technologies auxquelles il est possible d'avoir recours – cherché à définir quelles variables étaient importantes afin de pouvoir prédire (et donc prévenir) au mieux l'importance du risque qu'a un individu de chuter après avoir été évalué au test TUG.

Les questions qui s'ensuivent sont alors celles qui reposent sur la sensibilité et la fiabilité de la mesure de la mobilité par le biais d'un test « Timed Up and Go » instrumentalisé (iTUG). Pour ce faire, les études ont principalement été réalisées sur des individus affectés par la maladie de Parkinson car il a été évalué que ces derniers, comme les personnes âgées, prenaient plus de temps à réaliser les différentes tâches que comprend le test TUG et que cela était associé à « une mobilité détériorée et à un risque de chute augmenté » (Weiss, et al., 2009). De ce fait, la locomotion altérée de ces individus peut être équivalente à celle des sujets âgés.

Comment ont procédé les scientifiques afin d'obtenir des conclusions concrètes ? Ont-ils, par l'instrumentalisation du test TUG, réussi à obtenir un outil de mesure de mobilité permettant de fournir des éléments capables de prédire significativement le risque de chutes ? Le test iTUG est-il efficace dans son évaluation ? Est-ce qu'un capteur tel qu'un accéléromètre peut rendre le test TUG plus « fort » ? Si tel est le cas, par quelles analyses quantitatives pouvons-nous tirer ces conclusions ?

2.3.1 Capteurs : accéléromètres et gyroscopes

Tout d'abord, un capteur est un instrument qui a la capacité de prendre en compte une grandeur physique ayant la propriété d'être mesurée comme, par exemple, la vitesse. Le calcul d'une telle grandeur à l'aide de ce dispositif permettant d'acquérir des données normées servira à passer de l'état d'observation de la grandeur à celui de l'utilisation de cette dernière (Wikipédia, 2016).

Il existe toutes sortes de capteurs spécifiques à la grandeur évaluée. Dans les études, ayant pour intérêt le test TUG, les plus fréquemment utilisés afin d'obtenir des valeurs quantitatives concernant la locomotion d'un individu, sont des accéléromètres et des gyroscopes. Ces premiers, comme le nom l'indique, permettent la mesure de l'accélération linéaire tandis que les seconds informent au sujet de la position angulaire du corps, c'est-à-dire au sujet des mouvements orientés de manière non rectiligne, comme les rotations. En effet ces derniers capteurs peuvent détecter les changements de direction par leur position en fonction d'un référentiel par la conservation du moment cinétique. Ce dernier indique le moment auquel un corps se meut. (Futura-Sciences, 2001-2016).

Dans leur étude, Weiss et ses collaborateurs (Weiss, et al., 2009) ont émis l'hypothèse que lors du test TUG, les performances des sujets porteurs de la maladie de Parkinson pouvaient être perçues par la disposition d'accéléromètres sur le corps. Ils ont cherché à démontrer cela car la version actuelle de ce test clinique n'est pas capable de donner une idée concrète de la performance par l'unique biais de l'utilisation du chronomètre. Mais quelle performance peut alors être « mesurée » ? Il a été observé, de manière générale, que les phases de transition de position comprises dans le test TUG sont altérées chez les personnes affectées par la maladie neurodégénérative la plus répandue. En effet, lorsqu'elles se levaient de la chaise ainsi que lorsqu'elles venaient s'y asseoir à nouveau, un déficit était observé au niveau du transfert de poids. Ainsi, dans cette étude, les scientifiques ont cherché à démontrer la possibilité de quantifier le test par des accéléromètres. Ces derniers seraient donc utiles afin de mesurer la qualité de la mobilité, notamment lors des phases impliquant le passage de la position assise à la position debout et celui des positions debout à assise. Weiss et al. ont pour ce faire comparé les performances des sujets sains à celles des patients étant affectés par les tremblements. Tous devaient porter des capteurs afin que les variations des

accélérations (fournies par un signal et obtenues informatiquement par des algorithmes) puissent être observées. Chez les sujets sains, une activité du signal d'accélération de l'axe antéropostérieur montre un pic croissant en première partie de la phase de transition lors du passage des positions assise à debout (intervalle 1-2 de la Figure 2 représentant le moment où le sujet se penche en avant). Puis, une diminution du signal est observée en terminaison de cette phase, montrant toutefois une certaine activité qui est maintenue lors de la position verticale. Un pic d'activité est également observé lorsque l'individu commence à s'asseoir. Mais la phase à laquelle un intérêt a le plus été porté est la terminaison de la transition « debout-à-assis » montrant une très importante chute de l'activité du signal (intervalle 5-6 de la Figure 2 correspondant au moment de l'inclinaison vers l'arrière et donc au moment où le sujet « tombe » sur la chaise).

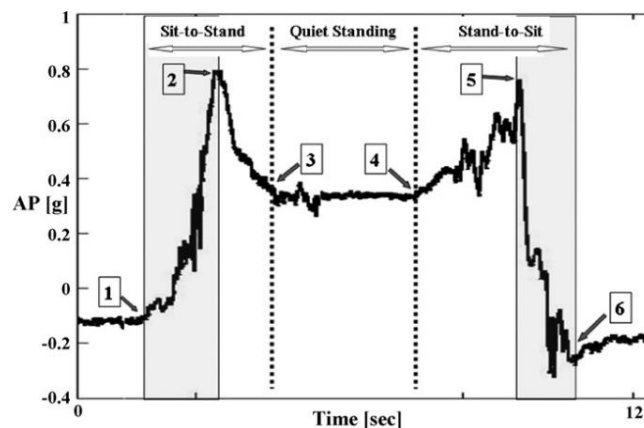


Figure 2 : Signal antéropostérieur durant les différentes phases du test TUG (Weiss, et al., 2009)

Comme les différentes étapes du signal semblent peu varier entre les sujets et que ceci n'est pas le cas pour le transfert de la position debout à l'état de marche, les chercheurs de cette étude ne se sont arrêtés que sur les paramètres dérivés de l'accélération aux intervalles « 1-2 » et « 5-6 ». Les valeurs qui ont alors été récoltées chez les deux groupes de sujets (sains et malades) sont les suivantes :

- La durée totale lors de l'accomplissement du test TUG
- Temps nécessaire pour passer des positions assise à debout
- Temps nécessaire pour passer des positions debout à assise
- Amplitude de l'accélération antéro-postérieure dans l'intervalle de temps « assis-à-debout »
- Amplitude de l'accélération antéropostérieure « debout-à-assis »

- Pente du signal lors du passage des positions assise à debout
- Pente du signal lors du passage des positions debout à assise

Les résultats obtenus indiquent significativement que les sujets malades ont effectué le test plus lentement que les individus sains. Ceci est semblable au résultat de l'évaluation de la durée du test TUG obtenue à l'aide d'un chronomètre banal montrant que les patients atteints du Parkinson mettaient plus de temps. Il n'y a ainsi pas de différence significative entre l'approche traditionnelle du test TUG et l'approche « améliorée » à propos de la durée d'exécution de l'ensemble des composantes du test. Toutefois, deux différentes conclusions ont pu être tirées à partir des résultats observés concernant les deux tâches « assis-à-debout » et « debout-à-assis ». Chez la première, l'amplitude de l'accélération ainsi que la pente du signal lors de la transition est significativement plus faible chez le sujet malade tandis que cela n'a pas été le cas remarqué pour la seconde. Ainsi, alors que le chronométrage n'est pas plus précis avec l'utilisation des accéléromètres, beaucoup de valeurs dérivées de l'accélération se sont avérées être la preuve que ces dernières sont significativement différentes entre les deux groupes. En effet, les paramètres dérivés de l'accélération sont généralement plus faibles chez les sujets affectés par la maladie de Parkinson. Ceci marque le fait que certains paramètres sont sensibles à cette dernière, altérant alors leur mobilité.

Dès lors, cette étude de Weiss (et al.) (Weiss, et al., 2009), témoigne de l'efficacité de l'utilisation de capteurs tels que des accéléromètres afin d'augmenter la sensibilité du test aux différents paramètres inclus dans le test TUG. La performance exécutée lors de celui-ci peut, par conséquent, être mesurée à l'aide de ces capteurs pouvant non seulement déceler, mais également quantifier les moindres différences de la locomotion. Il est néanmoins nécessaire de considérer que les accéléromètres ne sont pas capables de détecter tous les facteurs affectant la mobilité tels que les troubles sensoriels par exemple.

Salarian et ses collègues (Salarian, et al., 2010) – lors de leurs recherches visant principalement à objectiver l'évaluation du test TUG à l'aide de capteurs – ont posé l'hypothèse que, grâce à l'utilisation d'instruments technologiques permettant d'enregistrer et d'analyser les paramètres de marche, il était possible de dépecer les composantes du test en sous-composantes et de les analyser ensuite. Ceci, afin que les

mesures puissent être quantifiées automatiquement. Pour vérifier cette hypothèse, ils ont procédé à l'expérimentation de la fidélité du « test-retest » où les performances – de sujets sains et de sujets atteints du parkinson – réalisées aux tests TUG et iTUG ont été comparées. Les capteurs auxquels les scientifiques ont eu recours lors de cette étude étaient des accéléromètres et des gyroscopes placés à divers endroits sur le corps des sujets. Ces appareils de mesure du mouvement ont été utilisés pour détecter une tâche composant le test. Par exemple, dans le cas de la rotation effectuée lors du demi-tour, la durée ne peut être détectée que par le capteur placé sur le tronc alors que le nombre de pas ne peut être obtenu que par celui placé au creux du poplité (partie postérieure du genou). Ainsi, pour chacun des sous-éléments correspondant aux activités incluses dans le test TUG (de la position assise à debout, la marche, le demi-tour et la position debout à assise), par les placements variés des gyroscopes et accéléromètres, différentes mesures ont été récoltées. En effet, la technologie actuelle est capable de fournir des informations quantitatives très amples au sujet d'activités comme celle du test TUG. Ceci a été démontré. Néanmoins, toutes ces valeurs ne sont pas forcément représentatives d'une différence significative entre les groupes d'individus appartenant à l'étude. Conséquemment aux analyses de données visant à comparer les éventuelles différences entre les paramètres quantifiés des sujets sains avec ceux des sujets malades, de nombreux constats ont pu être allégués. Il a été rapporté qu'au sujet de la marche, l'unique mesure temporelle ayant montré une différence significative entre les deux groupes, est la cadence. De plus, les mesures telles que le balancement des bras sur l'axe horizontal (pas/min), le pic de la vitesse d'oscillation des bras ($^{\circ}/s$), de la vitesse horizontale du tronc ($^{\circ}/s$), la durée du demi-tour, le temps pour le passage de la position debout à assise, le temps moyen d'un pas et le temps passé sur le dernier appui avant le demi-tour pour se rasseoir, ont montré une différence entre les sujets sains et les sujets malade. Comme nous pouvons le constater, aucune donnée de la phase « assis-à-debout » n'a montré de différence significative. Ainsi, cette dernière composante ne serait pas importante lors de l'évaluation du test TUG pour les personnes atteintes de Parkinson par le fait que le test iTUG y soit insensible. Outre le fait que le test TUG instrumentalisé ait une bonne sensibilité à détecter l'état de la mobilité des personnes malades, il a également été démontré (dans cette étude) qu'il était pratiquement fiable, notamment par le fait qu'il fournit plus d'informations.

En conclusion, selon Salarian et al., il s'avère que le test iTUG est plus objectif que le test TUG traditionnel et qu'il serait préférable de remplacer ce dernier dans le cadre clinique afin de mesurer plus objectivement la mobilité.

En 2010, une autre étude basant ses observations sur la façon de se mouvoir des patients atteints du Parkinson lors du test iTUG a été réalisée par Zampieri et al. (Zampieri, et al., 2010). Dans cette recherche, l'idée a été de mettre en place la version technologique du test TUG traditionnel à des fins cliniques concrètes. Dans l'optique de tester les compétences des capteurs au sujet de la détection des anomalies les plus difficiles à percevoir, ils se sont penchés sur la sensibilité du test iTUG. Ceci, en émettant l'hypothèse que ce dernier n'était pas capable de discriminer les stades précoces de la maladie de Parkinson aux sujets en bonne santé, mais qu'il pourrait en évaluer la progression. Cela, par la sensibilité des composantes du test iTUG qui corrélaient avec le stade sévère du Parkinson. Pour ce faire, comme pour l'étude de Salarian et al. (Salarian, et al., 2010), différentes données des sous-composantes du test ont été analysées et comparées entre les deux groupes. De même que pour l'étude de 2009 résumée précédemment (Weiss, et al., 2009)¹, Zampieri et ses collègues – qui ont utilisé une distance de 7 m pour le test iTUG –, n'ont observé aucune différence significative entre les deux groupes entre les 3 m du test TUG et les 7 m du test iTUG concernant la durée totale de réalisation de la tâche. Ensuite, parmi tous les paramètres mesurés par les capteurs, une différence significative entre les sujets a été observée au niveau du balancement des bras (vélocité, gamme de mouvement et asymétrie), de la cadence, de la rotation du tronc pendant la marche et au niveau du demi-tour. En effet, les sujets atteints précocement du Parkinson ont effectué ces composantes de façon plus lente que les individus contrôles.

Parallèlement, les scientifiques ont cherché à savoir s'il pouvait y avoir une éventuelle corrélation entre le test iTUG et le score obtenu de certains items de l'échelle UPDRS (« Unified Parkinson's Disease Rating Scale »). C'est un moyen de mesurer les états de la maladie par différentes sections dont une, relative au système moteur, qui inclut des modules telles que la bradykinésie, la rigidité du corps ou encore la posture dans divers cas de figure. De manière globale, un constat d'une concordance entre les deux

¹ Etude dans laquelle le test était réalisé à trois reprises sur une distance de 3 mètres pour le test TUG et de 7 mètres pour le test iTUG afin d'optimiser au mieux les résultats, en augmentant le nombre de cycles de marche.

scores a été fait. Ce dernier a permis d'attester que le test iTUG pouvait déceler, chez les parkinsoniens précoces, une altération dans la réalisation du demi-tour ainsi que lors de la marche. Toujours selon le rapport de Salarian et al., et en fonction de sources qu'ils évoquent, d'autres conclusions ont pu être émises. En effet, il a pu être affirmé que le test TUG traditionnel, ne différenciant pas les deux groupes de sujets par l'unique chronométrage comme moyen de mesure quantitative, manquait de sensibilité. De surcroît, la diminution significative d'éléments telles que la vitesse de foulée, la cadence et autres mesures évoquées deux paragraphes plus haut, a permis de conclure au fait que le test iTUG est à même de déceler des déficits dans la mobilité du tronc des non contrôles et de corrélérer avec la sévérité de la maladie – dont certaines détériorations motrices n'apparaissent qu'avec un état tardif de cette dernière – .

Les études scientifiques présentées ci-dessus ont une approche déterminante de la significativité de la fiabilité et de la sensibilité du test iTUG par le biais de comparaisons entre des sujets sains et des sujets parkinsoniens. En effet, des déficits de la mobilité et une augmentation du nombre de chutes sont révélés par une diminution de la durée du test TUG chez ces derniers individus. C'est pourquoi le test TUG – fréquemment appliqué aux personnes âgées afin de déceler le risque potentiel de chuter – peut également être administré à des patients touchés par le Parkinson. Ainsi, pour les recherches, des sujets affectés par cette maladie neurologique sont utiles à des fins de vérification de la sensibilité du test iTUG. Evidemment, pour ce faire, les chercheurs ne se sont pas uniquement penchés sur ces derniers cas de maladie et ont tout de même aspiré à enquêter sur la possible fiabilité des mesures quantitatives que fournit le test iTUG lorsque ce dernier outil est employé dans le but de prévenir le risque de chute chez des individus âgés.

Une année après les recherches de Salarian et ses collaborateurs (Salarian , et al., 2010), une équipe de scientifiques a cherché à démontrer l'utilité du test TUG instrumentalisé pour son usage préventif des chutes de personnes âgées (McGrath, et al., 2011). Ceci dans l'optique que l'outil instrumentalisé puisse être utilisé sur le long terme (par un suivi du patient). Cela signifie qu'il doit être capable de détecter le risque potentiel de chuter, aussi bien précocement que tardivement. Effectivement, pouvoir prématurément déceler un risque chez de jeunes personnes âgées, serait un moyen de prévention jouant un rôle capital pour aider les spécialistes à intervenir de manière à empêcher au mieux d'importants déclin fonctionnels liés à l'âge. Pour qu'une telle

chose puisse exister, il est nécessaire de s'assurer de la robustesse des variables fournies par le test iTUG. Pour cela, McGrath et son équipe se sont enquis de la fiabilité du test TUG non traditionnel tant en intra-session qu'en inter-session. En effet, les participants – entre 55 et 65 ans –, portant des capteurs au bas du tronc ainsi que sur les membres inférieurs, ont dû performer six fois le test lors d'une session et ceci, à deux reprises (les deux sessions étant effectuées sur deux jours séparés de quelques semaines). Cette procédure consiste donc en un « test-retest ».

Les capteurs permettent de fournir des paramètres quantitatifs tels que la vitesse et la longueur de foulée, la cadence, le nombre de pas, les variables concernant la vitesse angulaire, le demi-tour ou encore l'accélération du tronc. L'analyse des moyennes de toutes ces variables a présenté des moyennes en intra-session très proches les unes des autres. Ceci est ainsi révélateur d'une fiabilité. Il s'est néanmoins avéré que celle des paramètres compris dans le demi-tour est moins bonne. C'est également le cas concernant les variables du tronc pour le passage des positions assise à debout, comme l'avait déjà démontré Salarian et al. dans une des études exposées précédemment. Toutefois il y est également mentionné que, contrairement à McGrath et al., les paramètres impliqués dans le demi-tour sont fiables. Il a ainsi été suggéré que l'incohérence ressortant de ces deux études a probablement été due à la façon dont la rotation a été effectuée (piétinement sur place ou tourner autour d'un point fixe par exemple). Hormis ce fait, ce qui est intéressant de constater en observant les résultats obtenus, est la fiabilité inter-session. Cela, malgré les quelques jours d'intervalle qui séparent les deux prises de données.

En conclusion, l'équipe de McGrath est parvenue à déceler que le test TUG instrumentalisé fourni fiablement des valeurs, aussi bien dans une session de six répétitions qu'entre les séances. Dès lors, il a été dévoilé que le test iTUG a la capacité d'être un bon moyen pour évaluer le risque de chute sur une longue durée et qu'il peut prévenir ce dernier de manière précoce lors de son utilisation sur de « jeunes personnes âgées ».

Deux ans après ces investigations, une équipe de scientifiques (Tmaura, et al., 2013) a une nouvelle fois voulu prouver que des capteurs peuvent jouer un rôle déterminant en ayant la capacité de catégoriser les risques de chute. Effectivement, beaucoup de recherches ont été mises sur pieds car le test TUG traditionnel exprime une subjectivité du fait que le résultat dépende en partie du jugement du spécialiste évaluant le

patient et également du nombre d'années de pratique de ce premier (Greene, O'Donovan, Romero-Ortuno, & Cogan, 2010). Greene et al. ont d'ailleurs déjà démontré que des capteurs disposés sur le corps des sujets peuvent quantifier le test TUG. En effet, à partir des analyses de données, il est possible de séparer et d'inspecter le facteur temps, les paramètres de marche ainsi que ceux de la stabilité, à l'aide de valeurs objectives. Cette fois-ci, il a non seulement été question d'impliquer le test TUG, mais également le FSST (« Four Square Step Test) consistant notamment à évaluer la qualité du changement de direction du patient. Ce deuxième test, dont seule la durée totale est évaluée pour cette étude, repose sur les deux points suivants : enjamber un obstacle d'une hauteur d'environ 2.5 cm et changer de direction entre chacune de ces actions. Ici, un capteur a été placé à la taille (au niveau dorsal) à des fins, d'une part, de limitation de l'encombrement des sujets et d'autre part, d'obtention de valeurs concernant les déplacements posturaux via la vitesse angulaire. De plus, un capteur sur chaque poplité a été fixé pour mesurer l'accélération. Divers types de participants ont été requis. Le test TUG a dû être effectué par des personnes âgées divisées en deux groupes : faible et haut (plus de 13.5 secondes pour faire le test TUG) risque de chuter. Il a ensuite été observé que les patients, dont le risque de chute est élevé, effectuent le test sur une plus longue durée et ce, de manière significative. Le FSST a été appliqué à des hémiplegiques et à des sujets volontaires. Ici, pas de différence significative entre le temps qu'il a fallu aux premiers pour faire le test et le temps nécessaire aux seconds. Outre la durée totale qui a en premier lieu permis de catégoriser les participants selon le risque, les scientifiques de cette étude attestent qu'une analyse de chacune des phases comprises dans le test TUG informe sur la performance de ces dernières, individuellement à l'activité et ceci, pour chaque patient. Ce dernier aspect est indispensable afin que la réhabilitation du patient soit efficace par le fait qu'elle puisse être mise en place. En effet, chacun est différent et chacun peine à un moment spécifique du test. Des exercices thérapeutiques ne peuvent alors pas être généralisés et ainsi donc, ne peuvent pas être appliqués à tous de la même manière. Brièvement, cette présente étude a simplement démontré qu'une division des phases est indispensable afin de pouvoir utiliser les meilleurs moyens dans le but de prévenir les chutes ; des moyens propres à chacun des patients. Elle a, par cette conclusion, pu prouver que l'utilisation de capteurs est bénéfique afin d'améliorer le test TUG.

En résumé, de maintes recherches ont été effectuées afin de comprendre comment le test « Timed Up and Go », à l'aide du port corporel de capteurs, peut être optimisé. Il a été question, d'une part, de comprendre quels types de ces derniers et à quels endroits ils doivent être placés dans l'optique de fournir les paramètres nécessaires, d'autre part, de comprendre quelles sont les valeurs déterminantes dans la prévention du risque de chute et pour terminer, de mettre en évidence la fiabilité de cette instrumentation d'amélioration du test TUG. Généralement, les scientifiques se sont résolus à disposer un capteur dans le bas du dos ainsi que des capteurs aux membres inférieurs pour l'obtention de données concernant la marche.

Dans la plupart des études basées sur les capteurs sensoriels, Sprint et al. (Sprint, Cook, & Weeks, 2015) recensent notamment que ce sont les traitements informatiques opérés postérieurement au test qui permettent de donner les valeurs quantitatives des paramètres des composantes du test TUG. Par conséquent, la performance à ce dernier n'est obtenue que par des extractions de signaux de telle sorte qu'un constat direct ne puisse pas être fait. L'idéal, d'un point de vue clinique – et donc d'un point de vue pratique – serait d'automatiser afin d'obtenir un résultat digital par exemple. Pour ce faire, la compagnie APDM (« Ambulatory Parkinson's Disease Monitoring »), ayant initialement basé sa recherche sur les déplacements de personnes atteintes de la maladie de Parkinson, a eu pour objectif de développer des solutions commercialisables (APDM Wearable Technologies, 2015). Ceci, à des fins d'utilisation de capteurs portés sur le corps qui permettent de fournir des valeurs quantitatives sur le mouvement. L'avantage de ce développement commercial est qu'il fournit automatiquement – en seulement 5 minutes – un rapport comparatif des données obtenues avec les valeurs normatives. Ce système recèle la technologie « spec ». Les accessoires nécessaires sont une unité de mesure de l'inertie (IMU), un point d'accès sans fil – donnant lieu aux échanges d'informations entre les capteurs d'inertie et le système informatique – une station capable de configurer et de télécharger les données envoyées par les capteurs et un logiciel (« mobility lab » par exemple, un système informationnel concernant la marche et l'équilibre). Ainsi le système développé par APDM est capable de générer automatiquement et visiblement (sur ordinateur) la performance effectuée au test sur la base d'un logiciel (Sprint, Cook, & Weeks, 2015). Cliniquement, ce moyen d'obtenir un résultat, est une grande avancée.

2.3.2 Les vidéos : aspects généraux

Une automatisation du test TUG serait-elle possible grâce à l'utilisation de systèmes vidéo ? C'est la question que se sont posés plusieurs scientifiques. Afin d'y répondre, diverses expériences ont été réalisées.

Une équipe de chercheurs (Berrada, Romero, Abowd, Blount, & Davis, 2007) a voulu mettre en place un système moins encombrant pour le patient en n'ayant pas recours à des capteurs. En effet, ceci aurait une utilité, à terme, pour qu'un outil à base de caméras puisse être appliqué chez la personne et ainsi donc, fournir automatiquement des données quantitatives à distance. Conformément à cela, un thérapeute spécialisé – comme un physiothérapeute par exemple – n'aurait pas besoin d'être requis. Pour leur application du test, Berrada et al. (Berrada, Romero, Abowd, Blount, & Davis, 2007), ont créé un environnement similaire à celui d'un salon ; la chaise du test TUG a alors été remplacée par un canapé et la surface a été encombrée. Le test abrégé GUNGS (« Get Up and Go with First Step ») a été appliqué. Le principe a été de chercher à obtenir automatiquement des données relatives à l'activité des participants. Cette dernière consiste à passer de la position assise (sur le sofa) à debout et de faire quelques pas initiaux devant une caméra placée latéralement. Ensuite, les images obtenues ont été traitées par le biais d'algorithmes permettant de discerner les mouvements des différentes parties du corps en fonction de l'activité de pixels. Par exemple, cette dernière étant limitée au niveau des membres inférieurs lors de la position assise, pratiquement aucun pixel n'est observable en deçà du tronc à ce moment-là. Après avoir employé ce système à base de caméras lors de différentes tâches de mobilité afin de démontrer sa capacité à détecter des mouvements, les résultats sont réjouissants. En effet, une comparaison entre les déviations standards des mouvements des pixels, obtenues lors de l'effectuation des diverses tâches de chacun des sujets, a été réalisée. Cette analyse comparative a pu démontrer des corrélations entre les sujets. Ceci est alors indicateur d'une bonne détection des mouvements tels que marcher, s'asseoir, se relever, etc. Toutefois, les scientifiques de cette étude n'ont fait qu'un pas initial dans leurs recherches et un développement du système est nécessaire malgré que leur technologie ne requière aucune configuration.

Les recherches ont été poursuivies. Comme le montrent Sprint et ses collègues (Sprint, Cook, & Weeks, 2015) en recensant plusieurs études dans leur article (dont celle de Berrada et al. développée dans le paragraphe précédent), l'une de ces dernières (Skrba, et al., 2009) a eu pour objectif d'utiliser des moyens vidéographiques afin d'automatiser le test TUG. Ceci, comme solution proposée au problème qu'implique la récolte de données par le biais de capteurs trop invasifs. Pour ce faire, deux caméras ont été requises de façon à ce que les scientifiques réalisant l'étude en question puissent disposer de deux prises de vue différentes : une latérale et une dorsale. C'est à partir de la première, et calculés automatiquement, que la valeur « temps » ainsi que le nombre de pas ont été fournis. La seconde a pu informer sur la stabilité du participant lors du 180° par le biais d'un traitement de l'image en post-test. Cette manipulation des données a permis de faire ressortir des mesures, tel que le mouvement latéral par exemple, qui ont été exploitées pour décrire l'équilibre lors du demi-tour en fonction du score de la stabilité obtenu. Cette étude (Skrba, et al., 2009), a démontré l'efficacité de l'emploi de caméras en remplacement des capteurs pour l'évaluation quantitative du test TUG. En effet, grâce à l'analyse vidéo, la marche et la stabilité ont été mesurées automatiquement.

Avant de poursuivre sur les prochaines études qui ont été réalisées, il est important de comprendre que les technologies basées sur les vidéos ont permis de perfectionner le test TUG. Car certes, une constance entre les divers paramètres présente le test TUG quantitatif (utilisant des capteurs) comme crédible. Cependant ce dernier n'est pas infaillible et des lacunes le concernant ont besoin d'être comblées car, tel qu'il a été allégué plus en amont, les paramètres du demi-tour font frein à la fiabilité générale du test iTUG puisque les stratégies de déplacement varient selon les participants. De plus, il est important de rappeler qu'avec l'âge, les sujets peinent à faire un demi-tour ; ce qui peut être la répercussion des changements physiologiques. Par conséquent, le 180° réalisé lors du test a été un objet de recherche nécessitant un approfondissement. A cet effet, des scientifiques ont analysé cette dernière composante du test TUG via l'emploi de capteurs vidéo (Wang, Skubic, Abbott, & Keller, 2011). Pour cette technologie basée sur la vidéo, deux webcams ont également été exploitées. Les données fournies par ces deux dernières ont été obtenues par un système informatique traitant les images de manière à extraire les segments corporels, à partir desquels le centre de gravité a pu être estimé (moyennes des voxels de la silhouette). La localisation de

ce dernier est à la base du calcul ayant permis de donner des vecteurs de vitesse qui, assemblés consécutivement, présentent un angle au moment où le sujet effectue son changement de direction lors du demi-tour. Ces derniers aspects sont à l'origine de la mesure du temps nécessaire au participant pour dévier de 180°. Le calcul du nombre de pas impliqués dans la rotation est fait à partir des voxels captés à une certaine hauteur et informant ainsi sur le mouvement du pied.

La catégorisation de la rotation consistant aux composantes suivantes : « pivot turn », « pivot step turn » et « step turn », est justifiée par l'obtention de la durée totale pour réaliser le 180° ainsi que celle du nombre de pas qui y ont été faits. Ces deux derniers paramètres ont également été évalués par un thérapeute spécialisé et une comparaison entre sa note et celle obtenue par le système vidéo a été faite. Le nombre de pas compté physiquement par l'expert ne correspondait pas à celui obtenu par le système car un pas (celui à l'origine du pivot) manquait systématiquement chez les participants. De surcroît, il est important de noter que le temps nécessaire à la réalisation du demi-tour extrait du système a montré, en comparaison avec celui calculé par le spécialiste, une différence moyenne de 0.11 secondes. Cette différence relativement faible démontre le potentiel d'une technologie basée sur l'utilisation de caméras pour analyser le demi-tour.

Les technologies évoquées dans les études citées précédemment sont basées sur l'utilisation de caméras fournissant une vidéo qui pourra ensuite être analysée informatiquement afin d'établir un score pour le test TUG. Malgré les inconvénients tels que le fait que la caméra doit être positionnée correctement ou encore une intensité minimum de lumière requise par exemple, ce procédé comporte plusieurs avantages. Premièrement, et contrairement aux capteurs d'inertie fixés sur le corps, il n'est pas invasif et est un outil de mesure à distance facile à utiliser. Un autre avantage, pouvant jouer un rôle critique dans l'analyse de ce test, est que les thérapeutes ont la possibilité de revoir la vidéo. En effet, ceci permet d'une part à ces derniers de filmer les patients et d'établir un score plus tard et d'autre part, à pouvoir passer à nouveau une séquence posant une éventuelle problématique par sa difficulté à être évaluée.

En plus des points positifs qu'impliquent les technologies se basant sur les vidéos, il a été vu (Sprint, Cook, & Weeks, 2015) qu'il en existait une autre : le système Kinect. La source précitée mentionne le fait que ce système peut apporter d'autres avantages tels qu'un suivi des mouvements du squelette et une information sur la profondeur.

Ceci également sans matériel placé sur le corps du sujet. Cette dernière information est un moyen d'alléger la limitation des caméras « basiques » qui elles, fournissent une image bien concrète. En effet, lorsque les technologies basées sur les vidéos sont développées dans le but de pouvoir les utiliser chez les patients, il est important de trouver des solutions permettant de ne pas s'immiscer dans la vie de ces derniers. De surcroît, le système Kinect a la capacité d'être synchronisé avec d'autres technologies – tel que l'informatique par exemple – et ainsi, comme il a été mentionné dans les études évoquées précédemment, les deux assemblés peuvent être utiles pour l'évaluation du test TUG en fournissant par exemple, d'autres informations paramétriques. Le système Kinect est donc une technologie se basant sur les vidéos, au sujet duquel un chapitre entier de la présente étude est consacré (Chapitre 3 ci-après). Il s'agit en effet dans le présent travail de mettre en évidence son importance par une présentation concrète du fonctionnement de la technologie Kinect comme moyen pour récolter les variables quantitatives des sujets.

3 SYSTÈME KINECT

3.1 UNE CAMÉRA VIDÉO 3D

La Kinect, contrairement à une simple caméra, a la particularité de fournir des vidéos en trois dimensions en donnant une information sur la distance à laquelle se situe un objet présent dans son champ de vision. De ce fait, elle dispose de capteurs spécifiques capables de capturer la profondeur de la scène afin de fournir une image dans des nuances de gris. Cette image de profondeur permet de donner une valeur concernant la distance existante entre la caméra et l'objet présent dans son champ de vision. Cette valeur peut être fournie pour l'ensemble des pixels recomposant l'image. Selon Lejeune et ses collaborateurs (Lejeune, Piérard, Van Droogenbroeck, & Verly, 2012), il existe diverses techniques permettant de capturer la profondeur de la scène qui se trouve dans le champ de vision de la caméra. En effet, ils nomment notamment le principe de la stéréoscopie qui, globalement, consiste en la superposition de deux caméras. Par ce principe, le relief perçu est possible grâce à la superposition simultanée des deux images 2D qui sont chacune fournies respectivement par une des caméras. Par surcroît, ils évoquent d'une part, un moyen direct de calculer physiquement la profondeur par le biais de capteurs spécifiques et d'autre part, un principe de mesure indirecte de la profondeur de la scène. Cette dernière mesure repose par exemple sur des mouvements d'ombres examinés par des images en couleur.

Les caméras 3D ont la particularité de procéder à une mesure de la profondeur par le biais d'une source de lumière qu'elles produisent elles-mêmes. Ainsi la lumière qui est alors émise par la caméra arrive sur un objet de la scène, duquel elle est réfléchi et est ensuite renvoyée vers un capteur de lumière que comporte également la caméra. Par ce principe, cette dernière peut calculer la distance à laquelle se situe l'objet en mesurant le temps nécessaire à la lumière pour être réfléchi.

3.2 FONCTIONNEMENT DE LA KINECT

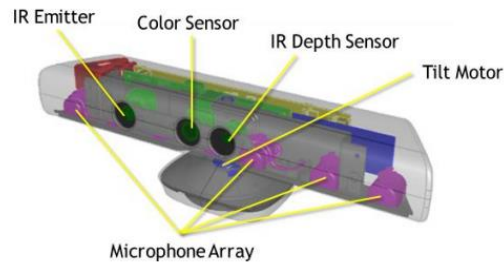


Figure 3 : Différents composants de la Kinect (Altman, 2013)

Développé par Microsoft en 2010 dans l'optique de créer une manette pour la console de jeu *Xbox*, la technologie Kinect fut revisitée (toujours par Microsoft) pour une adaptation sur PC : la Kinect pour Windows. Cette nouvelle version contient un meilleur soutien de la détection des profondeurs permettant de voir à une plus courte distance. La Kinect fonctionne avant tout, et tel que déjà mentionné, à l'aide d'un capteur optique informant sur les niveaux de profondeurs dans son champ de vision. D'un point de vue caractéristique, deux caméras (une infrarouge et une RGB informant sur les trois couleurs primaires ; le rouge, le vert et le bleu) ainsi qu'un émetteur infrarouge sont les constituants du capteur de profondeur (Figure 3). Dès lors, par ce dernier, il est possible de mesurer les différentes distances auxquelles se trouve par exemple, une personne dans le champ de vision. Cela, grâce à un motif de points fourni par l'émetteur. Ce dernier envoie – dans la scène – une projection de plusieurs faisceaux lumineux perçus par la caméra et représentés par des points formant un motif. Ainsi, le fonctionnement principal du détecteur de profondeur consiste en un émetteur infrarouge qui permet l'émission d'un motif prédéfini et en la capture de l'image déformée par des objets qui en découle, à l'aide de la caméra infrarouge. A partir de là, il est possible d'obtenir une profondeur en comparant l'image réfléchie qui est déformée avec l'image de référence (Altman, 2013) (Figure 4).



Figure 4 : Vision infrarouge. Détermination des distances par la projection de faisceaux lumineux. (Poulmane, Dauster, & Amberg, 2012)

Selon cette dernière source, l'objectif des développeurs du dispositif Kinect a été d'utiliser des kits de développement logiciel afin de le faciliter pour son utilisation sur la plateforme Windows. L'objectif principal de ces kits de développement est de pouvoir effectuer un suivi d'une personne en mouvement présente dans la scène. Pour ce faire, il est indispensable que la Kinect puisse premièrement détecter la personne en la dissociant du « fond stable de la scène » et qu'elle puisse, dans un second temps, suivre les différents gestes qu'implique l'activité réalisée par cette même personne. Une étude (Dubois & Charpillat, Human activities recognition with RGB-Depth camera using HMM, 2013) visant à percevoir des mouvements d'un sujet par le biais d'une caméra RGB-D – une caméra de type Kinect comprenant des capteurs de couleur et de profondeur – a été élaborée. Le principe consiste en réalité à procéder uniquement par une extraction du centre de masse du sujet. Afin d'obtenir le centre de masse, trois étapes sont nécessaires. Globalement, la première repose sur la moyenne de tous les points compris dans la carte de profondeur afin d'obtenir un contexte qui lui, correspond aux points fixes de la scène. Il sera alors possible, par après, d'extraire tout « objet » mobile apparaissant dans cette dernière (points mobiles perceptibles en bleu en bas à gauche dans la Figure 5 (cf. page suivante)). Ceci peut être réalisé par le fait que les points en mouvements sont différents. En effet, ceux-ci se situent à une profondeur différente des points fixes composant le fond de la scène et ainsi donc, la différence entre les deux profondeurs est perçue. Dans le cas de cette présente étude, « l'objet » en mouvement dans le champ de vision de la caméra correspond au participant s'y déplaçant. Ainsi, la seconde étape de la méthode consiste à suivre ce dernier par un suivi de son centre de masse. Nous pouvons alors concrètement observer ce que représentent les déplacements du centre de masse sur l'axe vertical dans la Figure 6 (cf. page suivante). Afin d'y parvenir, il s'agit simplement de rassembler tous les pixels (points en mouvement représentés en deux dimensions) appartenant à la personne présente dans le champ de vision et de calculer une moyenne en fonction de leur localisation ; c'est-à-dire qu'il s'agit de calculer la localisation moyenne de tous les points mobiles de cette personne. Cet emplacement correspondra alors au centre de masse de cette dernière. Graphiquement, la marche peut alors être schématisée et se présente sous la forme telle qu'imaginée en bas à droite de la Figure 5. A présent, le fond de la scène et le centre de masse ayant été extraits, la troisième étape peut être mise en place.

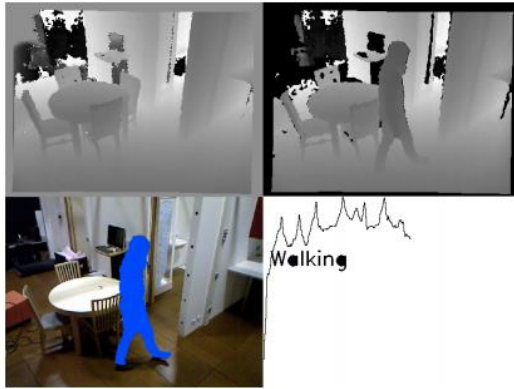


Figure 5 : Extraction du centre de masse (Dubois & Charpillat, *Detecting and preventing falls with depth camera*, 2013)

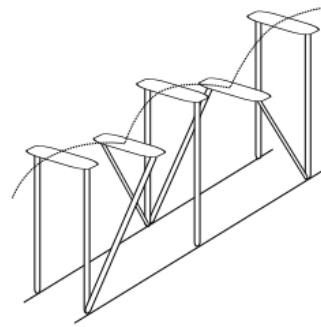


Figure 6 : Déplacements du centre de masse sur l'axe vertical (Dubois & Charpillat, *Detecting and preventing falls with depth camera*, 2013)

L'identification de la posture et donc des activités de la personne sont les constituants de cette étape (voir Figure 7 à la page suivante). Pour aboutir à un résultat concluant, cette dernière se base sur une méthode ayant recours au modèle de Markov caché (« Hidden Markov Model » abrégé « HMM ») car cette étude vise, outre la reconnaissance d'une activité humaine, la détection d'éventuelles chutes. Le modèle de Markov de base est un modèle statistique qui, globalement, consiste à la transition entre deux états ayant une certaine probabilité d'être empruntée. Le modèle de Markov caché, quant à lui, évoque le fait que les états ne sont pas « connus ». Toutefois, ceux-ci peuvent être observés par les séquences qu'ils émettent (Rodon, 2013). Dans leur modèle, Dubois & Charpillat ont prédéfini différentes postures du quotidien comme la station couchée ou assise par exemple, mais également des positions corporelles en mouvement telle que la marche (se rapportant à la station debout), l'action de tomber, etc. Au total, huit postures ont été répertoriées afin de représenter les huit différents états (du modèle de Markov) dont les séquences d'observation sont – sur la verticalité – la vitesse, la déviation standard ainsi que la position du centre de masse. Ensuite ces dernières observations ont été mises en relation et, à l'aide d'un algorithme, il a été possible de définir la probabilité qu'un état du modèle de Markov puisse être. Il a dès lors été démontré, dans cette présente étude, qu'à l'aide d'une caméra RGB-D il est possible d'extraire précisément le centre de masse d'une personne grâce au rassemblement de tous les pixels la représentant et ceci, après extraction préalable du fond de la scène. Ce dernier aspect est indispensable afin que seuls les points mobiles puissent être recueillis. Ensuite, par le biais du modèle HMM, il a été démontré que

celui-ci a la capacité de discerner les différents comportements humains tels que ceux mentionnés précédemment. Dès lors, il a été vu que, par le biais d'algorithmes, des mouvements quotidiens ainsi que les chutes des personnes âgées peuvent être détectés grâce à l'utilisation d'une caméra Kinect.

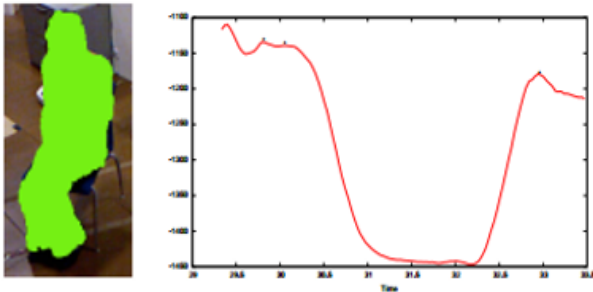


Figure 7 : Suivi du centre de masse lorsque l'activité consiste à s'asseoir (Dubois & Charpillet, *Detecting and preventing falls with depth camera*, 2013)

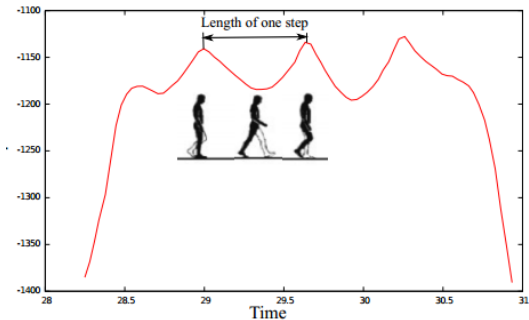


Figure 8 : Extraction de la longueur des pas à partir du centre de masse (Dubois & Charpillet, *Detecting and preventing falls with depth camera*, 2013)

Dans une autre étude (Dubois & Bresciani, *Person identification from gait analysis with a depth camera at home*, 2015), cette même caméra, a été utilisée dans l'optique de pouvoir analyser la marche (de personnes âgées par exemple) et ce, via un autre algorithme que celui utilisé dans la précédente étude. Une analyse de la marche est possible par des séquences préliminairement répertoriées dans le modèle « Hidden Markov » (HMM) ; modèle sur lequel se base la reconnaissance de l'activité et par lequel l'identification de la trajectoire du centre de masse a permis de déterminer des paramètres tels que la longueur des pas (Figure 8), la vitesse de marche ainsi que la cadence ; rythme auquel le sujet se déplace. Brièvement, afin d'élargir le pouvoir d'utilisation d'une caméra Kinect, l'étude de 2015 citée ci-dessus, a permis d'élucider le problème de la distinction d'une personne en particulier dans le champ de vision. Ceci dans le but que la personne âgée d'intérêt soit dissociée de ses visiteurs lorsque l'objectif est d'analyser quotidiennement la fragilité de cette dernière. Ainsi, une nouvelle fois, grâce à cette technologie basée sur des capteurs de profondeurs, il a été montré que sur le long terme, il y avait d'importantes possibilités d'ouvertures dans l'optique d'utiliser un tel système à des fins cliniques.

3.3 TUG & KINECT

L'utilisation du système Kinect dans l'optique d'améliorer des tests cliniques prend son envol. Différentes études ont été réalisées afin d'appliquer ce système au test TUG. La première évoquée par Sprint et al. (Sprint, Cook, & Weeks, 2015), en recensant tout ce qui a été réalisé au sujet du test TUG, abordent l'usage de la Kinect par Lohmann et al. (Lohmann, Luhmann, & Hein, 2012). Ces derniers scientifiques sont les premiers à avoir eu pour objectif l'automatisation du test TUG par le biais de deux caméras Kinect de *Xbox 360*. Le principe se base sur un suivi du sujet en « traquant » son squelette. Ceci a permis de calculer neuf composantes impliquées dans le test « Timed Up and Go » dont l'initiation du mouvement en soi, mais également de mouvements tels que la marche, la rotation ou encore l'engagement du corps en position assise, ainsi que des événements marquant la fin des mouvements venant d'être mentionnés. Il a dès lors pu être montré que le « Skeleton TUG » a d'une part, la capacité de séquencer la tâche requise pour le test et qu'il peut d'autre part, donner une information temporelle efficacement quant à la durée nécessaire aux sujets pour effectuer les composantes principales du test TUG.

Par la suite, d'autres scientifiques que mentionnent Sprint et son équipe ont également démontré la précision de la Kinect pour évaluer le facteur temps des participants au test en comparant le temps contrôlé manuellement par l'examineur et le temps calculé par la Kinect (avec une différence moyenne de 33 secondes indiquant une viabilité relative du système Kinect). Dans un deuxième temps, ils ont appliqué le test TUG en changeant la position de la caméra afin d'optimiser au mieux le chronométrage (Kitsunezaki, Adachi, Masuda, & Mizusawa, 2013). Ce dernier s'est alors avéré être d'une plus grande précision lorsque la caméra était placée en face du sujet (4 mètres devant la chaise) plutôt que latéralement ou qu'avec une vue « aérienne » lorsque la caméra est disposée au-dessus de la chaise. Un problème a toutefois suscité l'attention. Le test ayant été appliqué sur des personnes « normales », il a été constaté qu'il est difficile de mesurer le temps nécessaire à une personne âgée pour la composante « position assise à debout » ainsi que pour la composante « position debout à assise ». Ceci est dû au fait qu'une telle personne réalise ces deux tâches par des mouvements plus lents. Ainsi, la Kinect peine à discerner l'initiation de ces deux composantes chez des sujets âgés.

Toujours selon Sprint et al., un autre rapport a été effectué ; celui-ci met en pratique l'utilisation d'un unique capteur Kinect pour le test clinique tel que le test de Tinetti. Les scientifiques se sont notamment penchés sur la capacité du système Kinect à déceler l'angle dans lequel se situent certaines articulations du sujet. En effet, ceci est un point important car le fait de suivre des points squelettiques permet, entre autres, de déceler les moindres mouvements et ce, tout au long de la tâche. Cet aspect est important car il a été observé qu'une diminution de l'amplitude des mouvements perçue chez les personnes âgées est liée au fait que ces dernières chutent plus facilement. Ainsi, la détection de l'amplitude des mouvements par des capteurs tels que ceux inclus dans la Kinect, est une information importante dans le but de déceler le risque éventuel qu'une personne d'un certain âge chute. Dès lors, l'utilisation du système Kinect à des fins cliniques permettrait de rendre l'évaluation des tests mentionnés ci-dessus, plus efficace.

Les études mentionnées plus haut recensent l'application du système Kinect afin d'améliorer le test TUG par un calcul automatique des paramètres des différentes composantes du test. Premièrement, elles ont démontré la précision de la détection des mouvements par ce système à base de caméras. Dans un second temps, elles ont notamment prouvé que ces dernières peuvent fournir de plus amples informations (quantitatives) sur les déplacements du sujet (en comparaison aux simples observations que peut faire un spécialiste) en montrant alors plus significativement le risque de chute auquel s'exposent les personnes âgées. De manière générale, Sprint et al. (Sprint, Cook, & Weeks, 2015) évoquent les projets futurs de l'application de la Kinect en mentionnant que l'idéal serait de faire de la prévention en installant le système chez les patients afin d'avoir un suivi permanent sur les activités de ces derniers. Ceci afin qu'il soit notamment possible de détecter les chutes à leur domicile ou encore qu'il soit possible de déterminer la régression dans la pratique de certaines activités telle que la marche. Toutefois, le test TUG utilisé pour démontrer l'efficacité de la Kinect est un test qui est effectué par le physiothérapeute dans un cadre clinique. Les études ont démontré que les caméras sont capables de détecter efficacement les mouvements composants le test TUG. Dès lors, notre projet consiste à rendre accessible l'évaluation de ce dernier à des personnes tels que les médecins généralistes. Ainsi en automatisant le test TUG grâce à la Kinect, nous souhaitons prévenir au mieux le risque de chute avant que la personne âgée retourne à son domicile.

4 MÉTHODE

4.1 SUJETS

15 patients âgés entre 65 et 95 ans (11 femmes et 4 hommes), temporairement accueillis au centre médicalisé de Fribourg nommé « UATO » (centre « d'unité d'accueil temporaire et d'orientation »), font l'objet de notre étude. En effet, ces sujets y étant envoyés par le Dr. Bihl après leur passage en soins hospitaliers nécessitent un suivi pour une remise en forme avant de retourner à leur domicile ou avant d'être officiellement placés dans un home. A leur arrivée au centre, les personnes âgées font toute une série de tests afin d'évaluer leur équilibre ou encore leur marche et ainsi donc, le risque éventuel de chuter. Celui-ci est, entre autres, examiné par le test « Timed Up and Go ». Ainsi, nous allons effectuer nos mesures (lors de l'évaluation de ce dernier test par les physiothérapeutes) sur ces patients dont la participation doit être volontaire. En effet, il est indispensable qu'ils intègrent l'étude de leur plein gré et donc qu'ils soient capables de discernement. De plus, sont notamment exclues de l'étude, toutes personnes ayant une vue altérée par divers troubles et toutes personnes se déplaçant en chaise roulante. Toutefois, les patients ayant besoin d'une aide pour marcher tel qu'un déambulateur ou telle que l'utilisation d'une ou deux cannes sont autorisés à participer.

4.2 PROTOCOLE

Chaque patient doit effectuer la tâche demandée pour l'évaluation du test « Timed Up and Go » dans le champ de vision de notre système Kinect placé latéralement (par rapport au sujet), reposant sur un trépied et étant directement lié à un ordinateur pour la récolte des données. Les sujets commencent assis sur une chaise pourvue d'accoudoirs afin que chacun soit libre d'utiliser ces derniers ou non au moment où ils doivent se lever. Pour rappel, il convient que les personnes âgées doivent se lever d'une chaise, marcher sur une distance de 3 mètres, faire demi-tour et revenir s'asseoir pour que le test puisse correctement être évalué. Pour notre étude, nous avons dû placer la chaise légèrement en diagonale en réduisant l'angle entre cette dernière et la caméra afin de maximiser au mieux, la distance de marche. Toutefois, nous avons dû nous adapter à la salle mise à notre disposition pour effectuer nos mesures (salle des activités du centre UATO). Par ce fait, nous avons ainsi été contraintes de réduire

la distance de marche à 2.70 m afin que le participant puisse librement procéder au demi-tour en restant entièrement dans le champ de vision de la caméra. Outre ces derniers aspects, chaque participant doit réaliser le test à trois reprises. Cependant, des exceptions peuvent résider. En effet, le nombre d'essais peut par exemple être réduit à deux, dans le cas où un des sujets n'est plus apte à réaliser le troisième, ou le nombre d'essais peut être augmenté si les premiers n'ont pas été correctement effectués. Au préalable, au vu du fonctionnement de la caméra Kinect – tel qu'expliqué dans le Chapitre 3 à propos du « scan » du fond de la scène – les patients doivent tous patienter en dehors du champ de vision de la caméra avant de venir sur la chaise à partir de laquelle ils se lèveront pour le test. Le moment de cette première composante (« se lever ») est choisi par la personne âgée et marque le début du chronométrage (effectué par le physiothérapeute) qui est arrêté lorsque celle-ci est correctement installée sur la chaise après être revenue s'asseoir.

4.3 DONNÉES

Diverses sources de données ont été obtenues à des fins d'analyses. Pour ce faire ce chapitre est divisé en trois parties. La première concerne la première source de données impliquant la réalisation d'un étiquetage réalisé manuellement. La raison de cette procédure est que nous avons pour hypothèse que ce dernier pourra servir de référence par rapport aux deux autres moyens d'extraction de données évoqués ci-après. La seconde partie évoque ce que les physiothérapeutes ont pu fournir comme information à analyser et pour terminer, les différents paramètres quantitatifs fournis par la Kinect seront définis.

4.3.1 Etiquetage à la main

Premièrement, nous avons récupéré les vidéos fournies par la Kinect pour chaque essai de tous les participants. Ceci, afin qu'un étiquetage manuel des images incluses dans les vidéos Kinect soit réalisé. Tout d'abord, il est nécessaire de prendre en compte que ces dernières ne sont pas représentées de la même manière que ce qu'une caméra « banale » peut fournir comme image. En effet, les vidéos de la Kinect nous permettent de visualiser le participant sous formes de pixels blancs en mouvements sur un fond noir. C'est donc à partir de telles images que nous avons repris toutes les composantes du test TUG et avons désigné les moments auxquels chacune

de ces dernières étaient initiées (par exemple, le moment spécifique où la personne commence à se lever ou encore lorsqu'elle termine la marche). Ces moments sont rapportés par le numéro de l'image les relatant. Ceci permettra de marquer manuellement les durées d'effectuation de chacune des tâches. Ainsi, ces images représentatives du moment de l'initiation d'une action relatées manuellement ont ensuite été intégrées dans un tableau (Annexe 1) qui d'une part, regroupe toutes les images (évoquées ci-dessus) pour chacune des situations de tous les sujets et qui, d'autre part, contient des informations supplémentaires. Ces dernières sont l'utilisation (ou non) des accoudoirs, l'utilisation d'une quelconque aide (déambulateur, une canne, deux cannes), l'emploi des accoudoirs pour se rasseoir et encore le nombre de pas impliqués dans le demi-tour.

Afin de procéder le plus efficacement à l'étiquetage manuel et au vu de la qualité de l'image que nous obtenons par le biais de la Kinect, nous avons eu recours – pour chacun des essais des sujets – aux vidéos « normales » fournies par une caméra « banale ». En effet, celles-ci nous ont servi de référence (et donc de support) lors de l'analyse des images incluses dans la vidéo Kinect.

4.3.2 Éléments cliniques

Dans un second temps, nous avons récolté l'évaluation des physiothérapeutes. Celle-ci comprend d'une part, le temps chronométré manuellement pour chacun des essais réalisés par les sujets et d'autre part, les notes attribuées à chacun de ces derniers. Ces notes sont obtenues à partir des réponses fournies par le spécialiste aux quatre critères d'évaluation comme nous l'avons préliminairement expliqué lors de l'évocation du Tableau 1 à la Section 2.1.1. La note finale – correspondant à la somme des cotations pour les quatre critères – est ensuite associée à une interprétation représentative de l'état des patients par rapport à leur risque de chutes. Ainsi, chaque cotation de chacun des critères a été relevée pour tous les participants, et toutes ont été regroupées dans un tableau (Annexe 2). Ceci, accompagné de la durée d'effectuation de la tâche afin de pouvoir utiliser ces données pour nos analyses statistiques.

4.3.3 Paramètres quantitatifs fournis par la Kinect

Parallèlement aux deux points précédents, le système Kinect nous a quant à lui, fourni automatiquement les temps nécessaires aux sujets pour effectuer chacune des composantes. Le fait de faire une « reconstitution » manuellement (Section 4.3.1), servira dès lors à faire une comparaison avec les temps obtenus automatiquement par le système ainsi qu'avec ceux obtenus cliniquement par le spécialiste. Au-delà du facteur temps, le système Kinect a permis de nous indiquer des paramètres tels que la trajectoire, la longueur des pas ou encore le nombre de ces derniers. En se basant sur les quatre critères de l'évaluation du test « Timed Up and Go », nous voulons estimer quelles sont les variables quantitatives nécessaires à l'analyse. Ceci, d'une part afin de ne pas en utiliser inutilement dans le cas où certaines ne permettraient pas de répondre à notre problématique et d'autre part, nous souhaitons détecter les différentes phases du test TUG à partir de la Kinect. La première composante évaluée pouvant être détectée par la Kinect est le passage de la position assise à la position debout. En fonction des cinq sous composantes qu'elle implique (hormis celle concernant l'emploi des accoudoirs), nous avons estimé l'importance de se concentrer sur l'observation de la ligne du centre de masse du patient. Ainsi, en plus du temps nécessaire au sujet pour se lever, la trajectoire du centre de masse semble être indispensable. La seconde composante du test correspond à la marche sur une distance de trois mètres. Le physiothérapeute jugeant si la démarche est effectuée linéairement ou par des méandres, nous nous intéresserons à la variabilité de la longueur des pas ainsi qu'à la vitesse de marche que nous fournira la Kinect. Concernant la troisième composante – qui inclut le demi-tour, la rapidité de son exécution ainsi que la successivité du nombre de pas – étant observée par l'examineur, nous nous concentrerons ici, sur la vitesse de rotation (le temps nécessaire au sujet pour réaliser le 180°) ainsi que sur le nombre de pas ayant été requis par le patient jusqu'à ce qu'il ait achevé le demi-tour. Pour terminer, le retour à la chaise est également examiné. Il s'agit là, de l'évaluation du passage de la position debout à la position assise dans lequel, le contrôle de la flexion des genoux est comparé au fait de se laisser tomber. Pour ce faire, nous récolterons les données suivantes (fournies par la Kinect) : la ligne du centre de masse – pour voir s'il y a un contrôle ou non – ainsi que la vitesse de descente. En effet, dans le cas où cette dernière est rapide, cela est indicateur du fait que la per-

sonne se laisse tomber sur sa chaise. Afin d'illustrer l'obtention de paramètres quantitatifs mentionnés ci-dessus, un graphique (Figure 9) représentant la segmentation du test TUG réalisée par les algorithmes développés, est présenté ci-dessous. Le système Kinect nous fournit la trajectoire du centre de masse (bleu) tout au long de la réalisation du test. De plus, il a la capacité, par le biais d'algorithmes, d'indiquer l'activité du sujet (vert). En effet, au début du test, nous constatons que la courbe verte « stagne » en 6 indiquant que le participant est assis. Ensuite, la courbe grimpe à 11 (valeur référence du levé) avant de descendre à 0 durant toute la durée de la marche et du demi-tour. De même, nous pouvons distinguer le moment où le participant est en train de s'asseoir lorsque la courbe monte à 9, ainsi que le moment où ce dernier est à nouveau assis (6). Les algorithmes ont permis de détecter les initiations d'activités telles que le début du mouvement (« Dep-Mvt »), le passage de la position assise à debout (« Ass-Deb »), le début de la marche (« Deb-Ma »), celui du demi-tour (« Demi-d »), la fin de ce dernier (« Demi-f »), la détection du moment où la personne commence à s'asseoir (« Ma-Deb »), où elle s'assied (« Deb-Ass ») ainsi que la fin du mouvement (« Fin-Mvt »), sont indiquées en rouge.

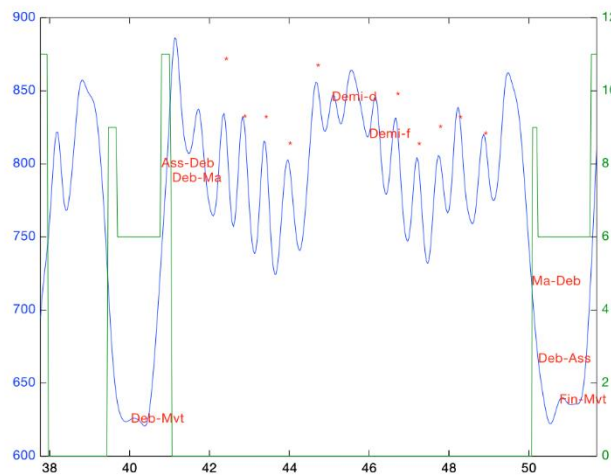


Figure 9 : Segmentation du TUG par les algorithmes développés. La courbe bleue correspond à la trajectoire du centre de masse, la courbe verte indique l'activité de la personne (0 : marche, 6 : position assise, 9 : descente en position assise et 11 : montée en position debout). Rouge : activités détectées par les algorithmes : début-mouvement (Deb-Mvt), assis-à-debout (Ass-Deb), début-marche (Deb-Ma), début-demi-tour (Demi-d), fin-demi-tour (Demi-f), commence à s'asseoir (Ma-Deb), debout-à-assis (Deb-Ass) et fin du mouvement (Fin-Mvt). * : maximum locaux.

Dès lors, il nous a été possible d'obtenir les paramètres énoncés précédemment, tel que le temps total par exemple, en calculant la différence entre la fin du mouvement et le début de celui-ci. Les astérisques correspondent aux maximums locaux et ce sont grâce à ces derniers que le nombre de pas nous est fourni. En effet, chaque pas se situe entre deux maximums locaux. Voici ci-après, la liste des noms de toutes les variables (tels que nous pourrions les retrouver dans les tableaux en Annexe 3) qui ont été employées à des fins d'analyse statistique : « TpsTotAuto », « TpsLeverAuto » « TpsLeverEquiAuto », « VitLeverAuto », « TpsAssisAuto », « TpsAssisEquiAuto », « VitAssisAuto », « TpsMarcheAuto », « LargeurMarcheAuto », « MoyLongAuto », « MedianLongAuto », « SDLongAuto », « CVLongAuto », « CVLongMedianAuto », « MoyDurAuto », « MedianDurAuto », « SDDurAuto », « CVDurAuto », « CVDurMedianAuto », « MoyCadAuto », « MedianCadAuto », « SDCadAuto », « CVCadAuto », « CVCadMedianAuto », « VitMoyAuto », « NbreArretAuto », « TpsDemiAuto », « LargeurDemiAuto », « VitDemiAuto » (voir significativité en Annexe 4).

4.4 ANALYSE DES DONNÉES

4.4.1 Evaluation de la fiabilité du système

Les derniers aspects évoqués dans le chapitre qui précède sont les déterminants de la détection des composantes du test TUG par le biais du système Kinect. De plus, comme précédemment mentionné, une analyse manuelle de la vidéo obtenue par ce dernier fut nécessaire afin de déterminer les temps requis pour chacune des composantes. En effet, nous souhaitons notamment savoir si le facteur temps (unique variable quantitative en commun entre les trois moyens d'extraction de données) est un facteur indispensable par le fait qu'il soit potentiellement représentatif du risque que les personnes âgées chutent. L'analyse de la vidéo séquençant les composantes (étiquetage à la main) servira à s'assurer que la segmentation effectuée automatiquement par le système soit correcte (nous supposons ainsi qu'elle est une référence), ceci afin de voir si le temps est correctement calculé. Ainsi, pour s'assurer de la précision du système, à l'aide de tests statistiques de corrélation (Pearson en cas de normalité des valeurs et d'homogénéité des variances ou Spearman en cas d'une distribution anormale) et de droites de régression, nous commencerons par comparer les trois données

(« Etiquetage », « Clinique » et « Kinect ») en fonction du temps global qu'elles fournissent. Pour ce faire, il s'agira de procéder à un appariement des données (comparaison des trois données deux à deux) afin d'observer s'il y a corrélation entre elles. De surcroît, nous procéderons au recensement des écarts de temps obtenus entre les trois données (écart de temps entre ceux de la Kinect et ceux obtenus dans le cadre clinique, écart entre ceux de la Kinect et ceux de l'étiquetage manuel et enfin, les écarts de temps entre l'étiquetage manuel et ceux obtenus cliniquement). Pour ce faire, il s'agira de les comparer par paire afin de déterminer la précision de la mesure temporelle d'une donnée par rapport à une autre. Ensuite les trois boxplots obtenus seront mis en parallèles à des fins de visualisation concrète. En fonction des résultats et d'observations d'éventuelles divergences parmi les écarts, nous procéderons à une comparaison temporelle plus précise. Il conviendra alors de chercher si la divergence entre les écarts de temps est due à la mesure temporelle d'une phase du test TUG en particulier. Ainsi, nous déterminerons les éventuelles différences entre les temps des données concernées pour les composantes suivantes : « se lever », « marcher », « se rasseoir ».

4.4.2 Différence entre les méthodes d'extraction

Ayant la valeur « temps » pour unique variable en commun entre les trois moyens d'obtention des données, nous avons précédemment évoqué l'évaluation de la corrélation. En cas de similarité, il ne sera pas possible d'effectuer des comparaisons entre ces moyens d'obtention de données. Toutefois, il sera possible de réaliser une analyse permettant de définir s'il y a des différences entre ces derniers au niveau de la moyenne des temps mesurés par sujet. Nous ferons de même en ce qui concerne l'écart type. La comparaison des trois méthodes implique des tests statistiques Anova qui, s'ils concluent à une « p-value » statistiquement significative, pourra mener à une comparaison des moyennes et des écarts types deux à deux.

4.4.3 Variables prédictives

Dans un second temps, il s'agira de définir quelles sont les variables quantitatives nécessaires à l'évaluation du test TUG. Il s'agira alors de déterminer, pour chacune des notes (globale, note 1, note 2, note 3 et note 4) si des variables Kinect en particulier sont capables de discriminer le groupe dans lequel le participant va se situer en fonction de la note obtenue. Pour ce faire, nous allons tout d'abord scinder les participants

en fonction de leur score total (note attribuée cliniquement par le physiothérapeute) en trois groupes (première ligne du Tableau 2). A titre informatif, cette scission en trois groupes est réalisée en référence à la littérature – tel que mentionné au chapitre 2.1.1. – interprétant les résultats de la cotation selon les scores en les séparant en trois catégories (note = 0, note \geq -3, note \leq -3). Puis, pour chacune des variables, nous observerons l'effet que chacune aura en fonction de la note globale par le biais de tests statistiques « Anova » ou « Kruskal-Wallis » ou encore « One-Way », suivis de tests « Post HOC », respectivement, « Pairwise » ou « Multiple comparison » ou également « Pairwise ». Ceci servira donc à savoir si cette variable particulière est capable de discriminer les groupes par rapport aux valeurs comprises dans ces derniers et ainsi donc, si elle est capable de prédire dans quel groupe une personne en particulier pourrait se situer. Nous analyserons ensuite visuellement chacune des comparaisons sur des boîtes à moustaches (boxplots) représentant la variable en particulier et ce, pour chacun des trois groupes. Puis, nous procéderons – sur le même principe – à l'analyse de variables propres à chacune des phases du test TUG et donc pour chacune des notes fournies à chaque composante. De même que pour la note globale, les sujets sont également séparés en différents groupes selon la note obtenue pour chacune des quatre notes composant la note globale (lignes 2 à 5 du Tableau 2). Pour l'analyse des variables testées en fonction des notes, les tests statistiques exploités seront le test de « Wilcox » ou le « t-Test » car nous recherchons la significativité de la différence entre deux groupes (y compris pour la note 1 au vu du fait que nous n'avons aucun sujet dans le troisième groupe). Nous réaliserons également des boîtes à moustaches afin de visualiser les chiffres statistiques de façon plus concrète.

Tableau 2 : Catégorisation selon les notes du test TUG.

Notes	Groupe 1	Groupe 2	Groupe 3
Note Globale	0	-1 ; -2	\leq (-3)
Note 1	0	-1 ; -2	-4
Note 2	0	-1	-
Note 3	0	-3	-
Note 4	0	-4	-

5 RÉSULTATS

Ce chapitre relate les résultats des analyses mentionnées au Sous-chapitre 4.4. Basée sur la structure descriptive de ce dernier, cette section sera présentée comme suit. En premier lieu, un sous-chapitre est consacré aux résultats des comparaisons effectuées entre les trois moyens d'extraction de données. Au vu des résultats recensés, un autre sous-chapitre présente ceux de la comparaison entre le système Kinect et l'étiquetage manuel. Jusqu'ici, les potentielles corrélations observées sont le reflet de l'éventuelle fiabilité du système (Kinect) à donner un temps similaire aux physiothérapeutes. Dans un deuxième temps, seront exposés les résultats de l'analyse de données portant sur les différences possibles entre les trois méthodes au niveau des temps moyens et des écarts-types qu'ils fournissent. Pour terminer, les variables pouvant jouer un rôle dans la prédiction du risque de chuter seront mises en évidence.

5.1 COMPARAISONS : « KINECT », « CLINIQUE » & « ÉTIQUETAGE »

5.1.1 Corrélation « Kinect-Clinique »

Les analyses statistiques ont pu, et ce de manière significative, démontrer la corrélation entre le temps global mesuré manuellement par le physiothérapeute et celui fourni par le système Kinect. En effet, nous pouvons en premier lieu observer ce constat de significativité sur les graphiques ci-dessous. La droite de régression représentée dans la Figure 10 présente une droite dont les points y sont relatifs. Ainsi, d'apparence, le temps mesuré à la main semble correspondre à celui de la Kinect. Ceci se confirme par un coefficient de corrélation (r) égal à 0.98 (représentatif d'une forte relation entre les deux variables) ainsi que, par la formule ($v1 = 0.98*v2+0.02$) obtenue statistiquement lors du test de régression indiquant qu'avec un coefficient directeur (pente) proche de 1 (0.98) et une ordonnée à l'origine proche de 0 (0.02), le temps extrait par la Kinect ($v1$) est pratiquement égal à celui mesuré cliniquement ($v2$). De plus, le test présente une valeur $Pr(>|t|) = <2e-16$ démontrant objectivement la significativité avec une erreur standard n'atteignant que 2.27%. Dès lors nous constatons que la variable « Kinect » peut prédire les temps fournis par la variable « Clinique ». En parallèle, les boîtes à moustaches présentées dans la Figure 11, prouvent la similarité entre les deux variables par la forte ressemblance entre les deux boxplots qui sont pratiquement identiques. En effet, dans les deux cas de figures, les valeurs minimales et maximales

sont relativement semblables (respectivement $v1 : 8.16$ s et $v2 : 8.33$ s ainsi que $v1 : 33.86$ s et $v2 : 34.52$ s). De même que la médiane est représentée par la valeur de 22.56 s pour la première variable et par 21.75 s pour la seconde.

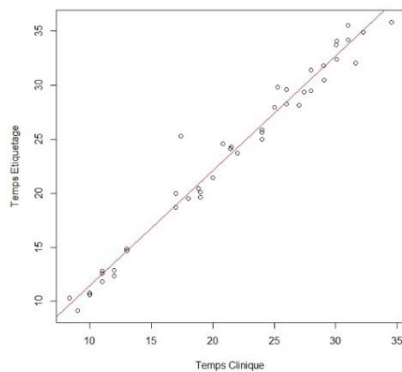


Figure 10 : Coefficient de corrélation. Corrélation : $r = 0.98$. Régression : $V1 = 0.98*V2+0.02$. $Pr(>|t|) < 2e-16$ ***

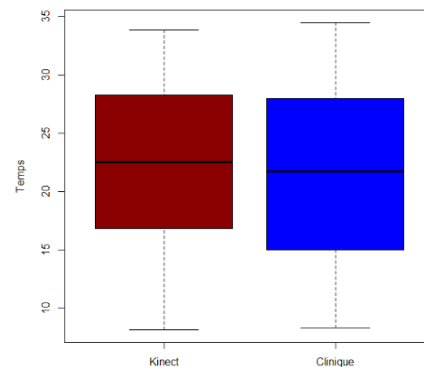


Figure 11 : Boxplots. Comparaisons entre mesures du temps global « Kinect » et « Clinique ».

5.1.2 Corrélation « Clinique-Etiquetage à la main »

De même que précédemment, les analyses graphiques (Figure 12, Figure 13) démontrent une corrélation ($r = 0.98$) entre les deux variables ; cette-fois-ci représentées par les variables « Clinique » ($v1$) et « Etiquetage » ($v2$) qui ont été mise en relation. Avec une pente de la droite de régression à 1.06 et une ordonnée à l'origine de 0.79 , la fonction se traduisant par $v1 = 1.06*v2+0.79$, permet de définir que le temps global mesuré cliniquement par le spécialiste lors de son chronométrage manuel peut prédire les temps fournis par l'étiquetage. A nouveau, la valeur $Pr(>|t|)$ est en dessous de $2e-16$. Ceci révèle une importante significativité de corrélation entre nos deux variables.

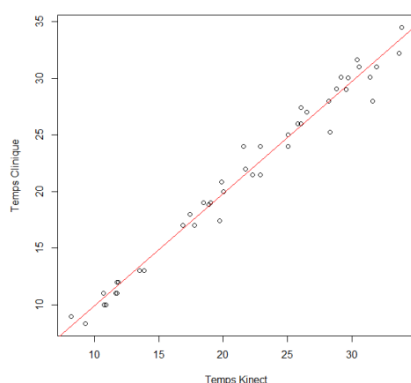


Figure 12 : Coefficient de corrélation. Corrélation : $r = 0.98$. Régression : $V1 = 1.06*V2+0.79$. $Pr(>|t|) < 2e-16$ ***

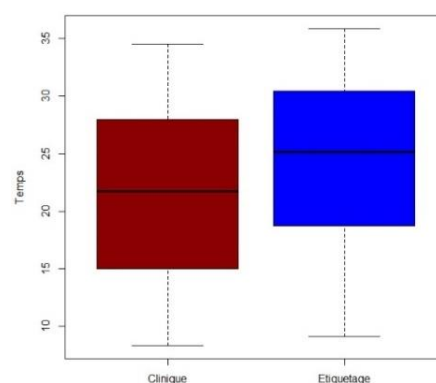


Figure 13 : Boxplots. Comparaisons entre mesures du temps global « clinique » et « Etiquetage ».

De plus, la comparaison des deux boîtes à moustaches nous le prouve par la ressemblance de ces dernières malgré un écart entre les quartiles ($v1 : 15$ s et $v2 : 18.73$ s) : ainsi qu'un écart entre les médianes ($v1 : 21.75$ s et $v2 : 25.13$ s) un peu plus importants que dans le cas du sous-chapitre précédent.

5.1.3 Corrélation « Kinect -Etiquetage à la main »

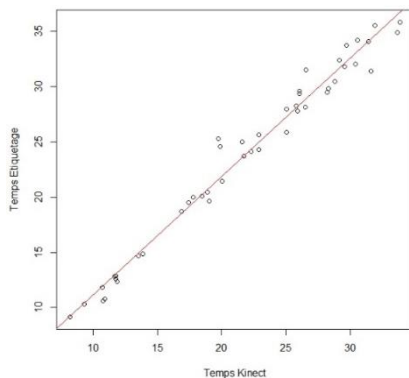


Figure 14 : Coefficient de corrélation. Corrélation : 0.98. Régression : $V1 = 1.07 \cdot V2 + 0.43$. $Pr(>|t|) < 2e-16$ ***

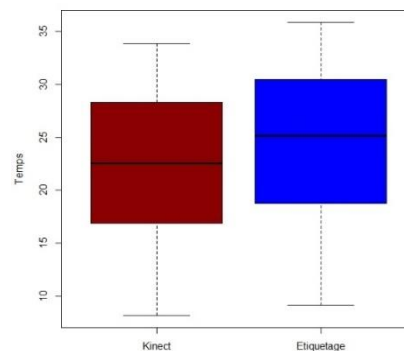


Figure 15 : Boxplots. Comparaisons entre mesures du temps global « Kinect » et « Etiquetage »

Une corrélation ($r = 0.98$) est également observée entre les variables « Kinect » (représentant le temps total mesuré pour l'effectuation de la tâche du test TUG) et « Etiquetage » (temps total mesuré après avoir réalisé un étiquetage à la main de l'analyse de la vidéo Kinect). En effet, nous constatons une droite (Figure 14) dont la dispersion des données est faible. L'équation de la droite ($v1 = 1.07 \cdot v2 + 0.43$) permet de démontrer une corrélation significative entre les deux variables en décrivant le fait que la variable 1 (« Kinect ») est pratiquement égale à la variable 2 (« Etiquetage »). La significativité est quantifiée par la même valeur que les deux précédentes comparaisons : $Pr(>|t|) < 2e-16$ ***. Concernant la comparaison des deux boxplots (Figure 15), malgré un léger décalage des temps globaux mesurés par l'étiquetage à la main tendant vers le haut (1^{er} quartile, médiane et 3^{ème} quartiles, respectivement à 18.73 s, 25.13 s et 30.46 s contre les valeurs respectives de la seconde variable 16.86 s, 22.56 s et 28.30 s), les boîtes à moustache sont semblables. Ceci soutient alors les propos évoqués suite à l'analyse de la droite de corrélation et les confirme.

5.1.4 Ecart entre les données

A présent, une corrélation des temps obtenus par les trois moyens de mesure mentionnés précédemment, a été démontrée. Cette section pointe les différences de temps recueillis. C'est-à-dire qu'il s'agit ici de regarder les écarts de temps (moyens, minimums, maximums, etc.) et d'analyser ensuite le pourcentage d'erreur entre nos trois données (« Kinect », « Clinique » et « Etiquetage »). Après établissement de boxplots (Figure 16), il est très intéressant de constater, en premier lieu, qu'il y a en moyenne très peu d'erreur (4.23%) parmi les écarts de temps « Kinect-Clinique ». De plus, avec un écart type relativement bas (1.12 s), une moyenne de 0.22 s (sans absolu) et une valeur maximum absolue s'élevant à 3.63 s, nous pouvons comprendre ce faible pourcentage d'écart moyen entre les temps « Kinect » et « Clinique ». Ainsi, nous pouvons observer une proximité des valeurs de ces deux dernières données. Dans un deuxième temps, nous relevons une forte ressemblance entre les boîtes à moustaches relatant les écarts de temps entre ceux mesurés par la Kinect et ceux obtenus par l'étiquetage à la main (« Kin-Etiq »), et les écarts de temps entre ceux obtenus cliniquement et ceux provenant de l'étiquetage à la main (« Clin-Etiq »). Avec des écarts moyens absolus dont les valeurs sont proches (« Kin-Etiq » = 2.09 s, « Clin-Etiq » = 2.15 s), des écarts types s'élevant à 1.30 s (« Kin-Etiq ») et à 1.43 s (« Clin-Etiq »), un pourcentage d'erreur moyen de 8.30% pour les données « Kin-Etiq » et de 9.12% pour « Clin-Etiq », nous constatons qu'un écart de temps est plus important lorsque l'étiquetage à la main est impliqué. Ceci indique que ce dernier moyen de mesurer la durée d'effectuation du test TUG ne va pas dans le même sens, ni de la Kinect, ni du chronométrage manuel effectué par le physiothérapeute. De surcroît, il est bon de remarquer que les valeurs maximales sans absolus tendent vers 0 (« Kin-Etiq » = 0.23 s avec environ 22% d'erreur, « Clin-Etiq » = - 0.14 s avec environ 31% d'erreur) et les moyennes des valeurs non absolues (« Kin-Etiq » = -1.99 s, « Clin-Etiq » = -2.15 s) sont négatives. Ces chiffres témoignent d'une tendance de l'étiquetage à la main à donner des temps plus grands que la Kinect ou que le physiothérapeute. Ceci par le fait que les données fournies par l'étiquetage ne suivent pas celles des deux autres (Kinect et chronométrage manuel), tandis que ces deux dernières révèlent des valeurs tendant à être similaires. Ces dires sont confirmés après analyse.

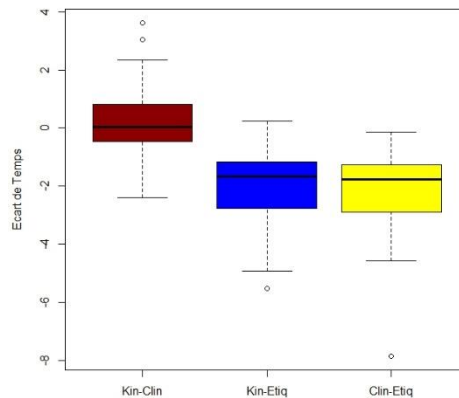


Figure 16 : Boxplots. Comparaison des écarts de temps « Kin-Clin », « Kin-Etiq » & « Clin-Etiq ».

Dès lors, nous souhaitons déterminer où – dans quelle phase du test TUG – l’étiquetage manuel a tendance à sur-quantifier le facteur temps. Pour ce faire nous allons comparer (entre les données de la Kinect et celles de l’étiquetage manuel) les différences temporelles pour les phases du test TUG « se lever » (« assis/debout »), marcher (« début de marche/fin de marche ») et « s’asseoir » (« debout/assis »).

5.2 COMPARAISON : « KINECT » & « ÉTIQUETAGE »

Nous avons jusqu’ici pu constater la tendance de l’étiquetage à la main à donner des valeurs au-delà de celles des deux autres méthodes d’extraction. Ce chapitre est consacré à la comparaison des données Kinect et des données de l’étiquetage manuel afin de découvrir à quelle phase sont potentiellement dues les valeurs supérieures fournies par l’étiquetage. Dans un premier temps, nous avons voulu savoir s’il y avait corrélation entre les temps de la Kinect et de l’étiquetage pour les phases du test consistant à se lever et s’asseoir ainsi que pour la phase de marche. Les résultats graphiques (Figure 17), aussi bien les droites de corrélation que les boîtes à moustaches, démontrent clairement une proximité des deux mesures temporelles dans le cas de la marche. Ceci n’est pas le cas, tel que nous pouvons le constater ci-dessous, pour les deux autres phases. En effet, dans ces dernières il y a une forte diversification des valeurs qui est représentée par un grand nombre de données aberrantes. Ceci est justifié par une faible corrélation des deux variables : 0.78 pour le « lever » et 0.53 pour la phase « s’asseoir ». De plus, en observant les boxplots, nous apercevons une tendance de l’étiquetage à donner de plus grands temps pour la phase « Lever » mais de

moins grands pour celle impliquant le fait de s'asseoir. Par opposition à ces constatations, les temps extraits à partir de la Kinect et de l'étiquetage corréleront fortement en ce qui concerne le temps de marche ($r = 0.98$) avec des données très proches de la droite. Ces faits sont également relatés lors de l'analyse des boîtes à moustaches du temps de marche. Ces dernières sont relativement identiques et cela démontre que les deux moyens d'extraction du temps se valent uniquement dans le cas de la marche et pas pour les deux autres phases. Il y a donc des différences significatives dans l'extraction des temps pour se lever et pour s'asseoir entre le système Kinect et l'étiquetage à la main.

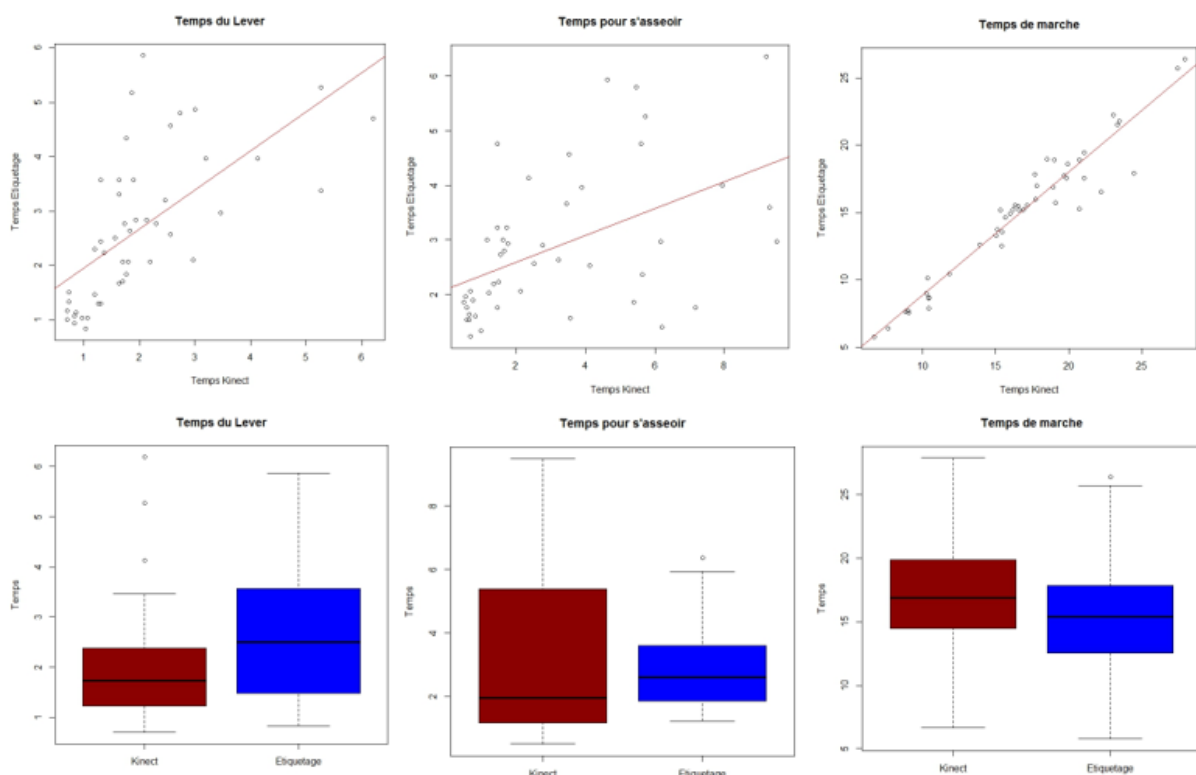


Figure 17 : Coefficients de corrélation des temps obtenus par le système Kinect et par l'étiquetage à la main pour les trois phases (« se lever », « s'asseoir » et « marcher ») et Boxplots. Temps du Lever : Corrélation : 0.78. Régression : $V1 = 0.72 \cdot V2 + 1.23$. $Pr(>|t|)$ $8.6e-07$ ***, avec $v1$ (Kinect) ayant une médiane à 1.73 s et valeur max à 3.76 s contre $v2$ (Kinect) ayant une médiane à 2.50 s et une valeur max à 5.86 s. Temps pour s'asseoir : Corrélation : 0.53. Régression : $V1 = 0.24 \cdot V2 + 2.09$. $Pr(>|t|)$ 0.000551 ***, avec $v1$ (Kinect) ayant une médiane à 1.95 s et valeur max à 9.05 s contre $v2$ (Etiquetage) ayant une médiane à 2.60 s et une valeur max à 5.93 s. Temps de marche : Corrélation : 0.98. Régression : $V1 = 0.91 \cdot V2 - 0.25$. $Pr(>|t|)$ $<2e-16$ ***avec $v1$ (Kinect) ayant une médiane à 15.40 s et valeur max à 25.73 s contre $v2$ (Etiquetage) ayant une médiane à 16.90 s et une valeur max à 27.93 s.

Dans un second temps nous avons analysé les écarts de temps entre ceux donnés par la Kinect et ceux fournis par l'étiquetage (Figure 18). Nous constatons qu'ils sont significativement très faibles concernant la marche. Les valeurs pour les deux autres phases tendent à être négatives (« Lever » : médiane = - 0.66 s, « Assis » : moyenne = 0.28 s contre une moyenne de 1.70 s pour la marche). Cela est représentatif de l'obtention de temps extraits par l'étiquetage qui sont supérieurs à ceux extraits par la Kinect. Il est également intéressant de prendre en compte le fait que les écarts types ainsi que les pourcentages d'erreur sont plus importants pour les autres phases que la marche (écart-type : 1.36 s et 12.57% d'erreur en moyenne). En effet, l'écart-type pour la phase « Lever » correspond à 1.08 s et cette phase a une moyenne de 28.77% d'erreur. Les valeurs pour la phase consistant à s'asseoir sont respectivement de 2.27 s et de 67.61%. Dès lors, nous savons que la tendance des temps totaux à tendre vers de plus grandes valeurs pour l'étiquetage, n'est pas due à la marche. Cela démontre ainsi que l'étiquetage manuel n'est pas un bon moyen de mesurer le temps, notamment pour la phase « s'asseoir » avec un pourcentage d'erreur particulièrement important.

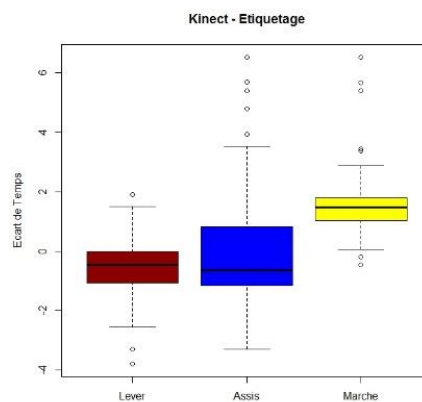


Figure 18 : Boxplots des écarts de temps entre ceux de la Kinect et ceux de l'étiquetage pour les trois phases du test TUG : « se lever », « s'asseoir » et « marcher ».

5.3 DIFFÉRENCE ENTRE LES MÉTHODES D'EXTRACTION

Lors de cette analyse nous avons cherché à observer s'il y avait une différence entre les temps fournis par les trois méthodes d'extraction de données (comparaison par paire) et nous avons constaté qu'aucune différence significative n'était présente. En effet, après avoir posé l'hypothèse nulle (H0) mentionnant l'absence de différence entre les méthodes, nous avons effectué le test statistique Anova. Ensuite, nous avons procédé à l'analyse des p-value. Tel que nous pouvons le remarquer dans le tableau ci-dessous (Tableau 3), les p-value des deux composantes testées sont supérieures à 0.05 et indiquent que H0 ne peut pas être rejetée. L'hypothèse nulle est donc correcte ; il n'y a effectivement pas de différence entre les méthodes. Dès lors, les différences entre les valeurs sont inexplicables. De facto, des tests post HOC ne furent pas nécessaires car aucune discrimination entre ces variables ne peut être réalisée. Les boxplots annexés (Annexe 5) sont une « indication » visuelle de l'absence de dissimilitude entre les trois méthodes d'obtention de données concernant les temps moyens mesurés par patients et concernant les écarts-types moyens de chacun des patients.

Tableau 3 : Tests des temps moyens et des écart-types moyens

Ce tableau présente les degrés de liberté (Df) de la méthode et résiduels, les p-value du test de normalité pour les trois méthodes (p-Param1 : Kinect, p-Param2 : Clinique, p-Param3 : Etiquetage manuel) ainsi que la p-value de l'homogénéité des variances (p-Var). Il y a une normalité si p-Param > 0.05 et homogénéité si p-Var > 0.05. Les deux variables présentant une distribution normale des valeurs ainsi qu'une homogénéité des variances, le tableau présente « Anova » comme « Test » effectué. La p-value de ce dernier (p-Test) définit s'il y a une différence significative ou non entre les méthodes (rejet de H0 – stipulant qu'il n'y a pas de différence – si p-Test < 0.05).

Variables testées	Df	p-Param1	p-Param2	p-Param3	p-Var	Test	p-Test
Ecart Moyens	2 ; 45	0.45	0.28	0.22	0.98	Anova	0.619
Ecart-types des Ecart Moyens	2 ; 44	0.35	0.98	0.074	0.40	Anova	0.856

5.4 VARIABLES PRÉDICTIVES

Tel qu'évoqué précédemment, ce sous-chapitre est consacré aux résultats des tests visant à vérifier si les différences significatives données par la Kinect existent au sein des groupes formés par le spécialiste. Pour ce faire, il implique de rechercher des variables pouvant discriminer les groupes en fonction de la note globale, de la note 1, de la note 2, de la note 3 et pour terminer, de la note 4. Les premiers résultats concernent les variables de la Kinect selon la note clinique globale – que nous pouvons observer dans le premier tableau analytique (Tableau 4) –, tandis qu'une section est consacrée aux variables prédictives selon les notes composant le score global. La détermination des variables prédictives est réalisée à partir de tests statistiques visant à rejeter l'hypothèse nulle (H0) qui stipule qu'il n'y a pas de différence de valeurs entre les groupes (réalisés en fonction de la note obtenue). L'analyse de la p-value qui découle des tests statistiques a permis de définir le rejet ou le non rejet de H0. En effet, une p-value > 0.05 indique qu'il n'y a pas de différence significative entre les groupes impliqués et donc, que l'hypothèse nulle est correcte. A l'inverse, une p-value < 0.05 permet de rejeter H0 et de conclure à une significativité des différences.

5.4.1 Résultats selon la note globale

Tableau 4 : Variables testées par rapport à la note globale

Ce tableau présente les degrés de liberté (Df) de la note clinique et résiduels, les p-value du test de normalité pour les trois groupes (p-Param1 : groupe 1 (note = 0), p-Param2 : groupe 2 (note = -1 ou -2), p-Param3 : groupe 3 (note ≤ -3)) ainsi que la p-value de l'homogénéité des variances (p-Var). Il y a une normalité si p-Param > 0.05 et homogénéité si p-Var > 0.05. Le « Test » effectué en dépend (normal et homogène : Anova, anormal : Kruskal-Wallis, normal et non homogène : One-Way). Ce tableau présente également « p-Test » (la p-value du test effectué), le « Test Post-HOC » opéré si p-Test < 0.05 (Pairwise si « Test » = Anova ou One-Way, Multiple comparison si « Test » = Kruskal-Wallis) et la p-value du test Post-HOC (p-Post-HOC). Une significativité de cette dernière (p-Post-HOC < 0.05 ou « TRUE ») définit s'il y a une différence significative (rejet de H0) ou non (ne rejette pas H0) entre les groupes.

Variables testées	Df	p-Param1	p-Param2	p-Param 3	p-Var	Test	p-Test	Test Post-HOC	p-Post-HOC
TpsTotAuto	2; 44	0.11	0.38	0.22	0.105	Anova	3.53e-12***	Pairwise	1 2 2 1.0e-09 - 3 2.2e-11 1
TpsLeve- rAuto	2; 44	0.11	0.42	8.37e-05	0.109	Kruskal-Wallis	8.51e-07	Multiple comparison	1-2 : TRUE, 1-3 : TRUE, 2-3 : FALSE
TpsLeverE- quiAuto	2; 44	0.19	0.11	7.38e-05	0.101	Kruskal-Wallis	3.44e-06	Multiple comparison	1-2 : TRUE, 1-3 : TRUE, 2-3 : FALSE
VitLeverAuto	2; 44	4.17e-04	0.7	0.62	0.666	Kruskal-Wallis	3.89e-07	Multiple comparison	1-2 : TRUE, 1-3 : TRUE, 2-3 : FALSE

TpsMarcheAuto	2; 44	0.15	0.54	0.1	0.255	Anova	7.54e-10***	Pairwise	1 2 1.1e-06 3 1.0e-09	2 -
Nbre-PasAuto	2; 44	0.73	0.41	0.23	0.32	Anova	1.74e-09***	Pairwise	1 2 1.3e-05 3 1.3e-09	2 0.51
Largeur-MarcheAuto	2; 44	9.29e-01	3.94e-02	6.07e-03	0.12	Kruskal-Wallis	2.56e-01	Multiple comparison	1-2 : FALSE, 1-3 : FALSE, 2-3 : FALSE	
MoyLongAuto	2; 44	0.22	0.64	0.11	0.68	Anova	1.31e-10***	Pairwise	1 2 6.7e-07 3 1.4e-10	2 0.9
MedianLongAuto	2; 44	0.3	0.66	0.11	0.71	Anova	1.48e-10***	Pairwise	1 2 9.2e-07 3 1.4e-10	2 0.78
SDLongAuto	2; 44	0.51	0.031	0.31	0.79	Kruskal-Wallis	0.29	Multiple comparison	1-2 : FALSE, 1-3 : FALSE, 2-3 : FALSE	
CVLongAuto	2; 44	0.99	0.21	0.052	0.19	Anova	0.00152**	Pairwise	1 2 0.0067 3 0.0038	2 1
CVLongMedianAuto	2; 44	0.99	0.39	0.04	0.21	Kruskal-Wallis	0.001	Multiple comparison	1-2 : TRUE, 1-3 : TRUE, 2-3 : FALSE	
MoyDurAuto	2; 44	0.22	0.053	0.25	0.53	Anova	1.02e-07***	Pairwise	1 2 1.0e-07 3 1.5e-05	2 0.029
MedianDurAuto	2; 44	0.61	0.85	0.04	0.68	Kruskal-Wallis	1.16e-06	Multiple comparison	1-2 : TRUE, 1-3 : TRUE, 2-3 : FALSE	
SDDurAuto	2; 44	0.054	0.16	0.03	0.028*	Kruskal-Wallis	8.19e-05	Multiple comparison	1-2 : TRUE, 1-3 : TRUE, 2-3 : FALSE	
CVDurAuto	2; 44	0.14	0.38	0.09	0.11	Anova	0.00044***	Pairwise	1 2 0.0026 3 0.0012	2 1
CVDurMedianAuto	2; 44	0.17	0.33	0.07	0.1	Anova	0.00058***	Pairwise	1 2 0.0027 3 0.0018	2 1
MoyCadAuto	2; 44	0.25	0.75	0.93	0.81	Anova	9.42e-09***	Pairwise	1 2 2.5e-08 3 1.6e-06	2 0.056
MedianCadAuto	2; 44	0.52	0.74	0.32	0.81	Anova	2.23e-09***	Pairwise	1 2 1.1e-08 3 2.0e-07	2 0.11
SDCadAuto	2; 44	0.11	0.4	0.07	0.87	Anova	0.0123*	Pairwise	1 2 0.3129 3 0.0097	2 1
CVCadAuto	2; 44	0.057	0.32	0.11	0.77	Anova	0.00108**	Pairwise	1 2 0.028 3 0.001	2 1
CVCad-MedianAuto	2; 44	0.046	0.33	0.09	0.75	Kruskal-Wallis	1.90e-03	Multiple comparison	1-2 : FALSE, 1-3 : TRUE, 2-3 : FALSE	

VitMoyAuto	2; 44	0.31	0.36	0.7	0.004 9**	One- Way	1.09e- 07	Pairwise	1 2 3	2 - 1
NbreArretAuto	2; 44	8.63e -07	0.022	0.000 4	0.29	Kruskal- Wallis	0.0028	Multiple comparison	1-2 : TRUE, 1-3 : TRUE, 2-3 : FALSE	

Tout d'abord, ce tableau nous permet de constater que, de manière générale, pratiquement toutes les variables (hormis deux : « LargeurMarcheAuto » et « SDLongAuto ») sont capables de discriminer des différences entre les groupes. Les résultats obtenus ne nous permettent toutefois pas de différencier les trois groupes (à l'exception d'une seule variable : « MoyDurAuto ») que nous avons formés. Toutefois, si la discrimination est présente, elle se fait principalement entre le groupe 1 et les deux autres. Voici donc, les différences observées pour la note globale (Tableau 5):

Tableau 5 : Variables Kinect différenciant les groupes par rapport à la note globale.

Différenciations	Variables
Aucune	LargeurMarche SDLong
Entre 1 et 3	CVCadMedian
Entre 1 et 2-3	TpsTot VitLever, TpsLever, TpsEquiLever TpsMarche, NbrePas MoyLong, MedianLong, CVLong, CVLongMedian MedianDur, SDDur, CVDur, CVDurMedian MoyCadAuto, MedianCad, SDCad, CVCad VitMoy, NbreArret
Entre 1, 2 et 3	MoyDur

En complément, l'aspect visuel des variables capables de différencier le groupe 1 des autres le plus significativement (Figure 19, a-f) et des celles faisant les deux autres types de différenciation (Figure 20, Figure 21) est observable sur les quelques boxplots présentés dans les trois figures ci-dessous. En addition, les boîtes à moustaches de toutes les autres variables se trouvent en annexe (Annexe 6)

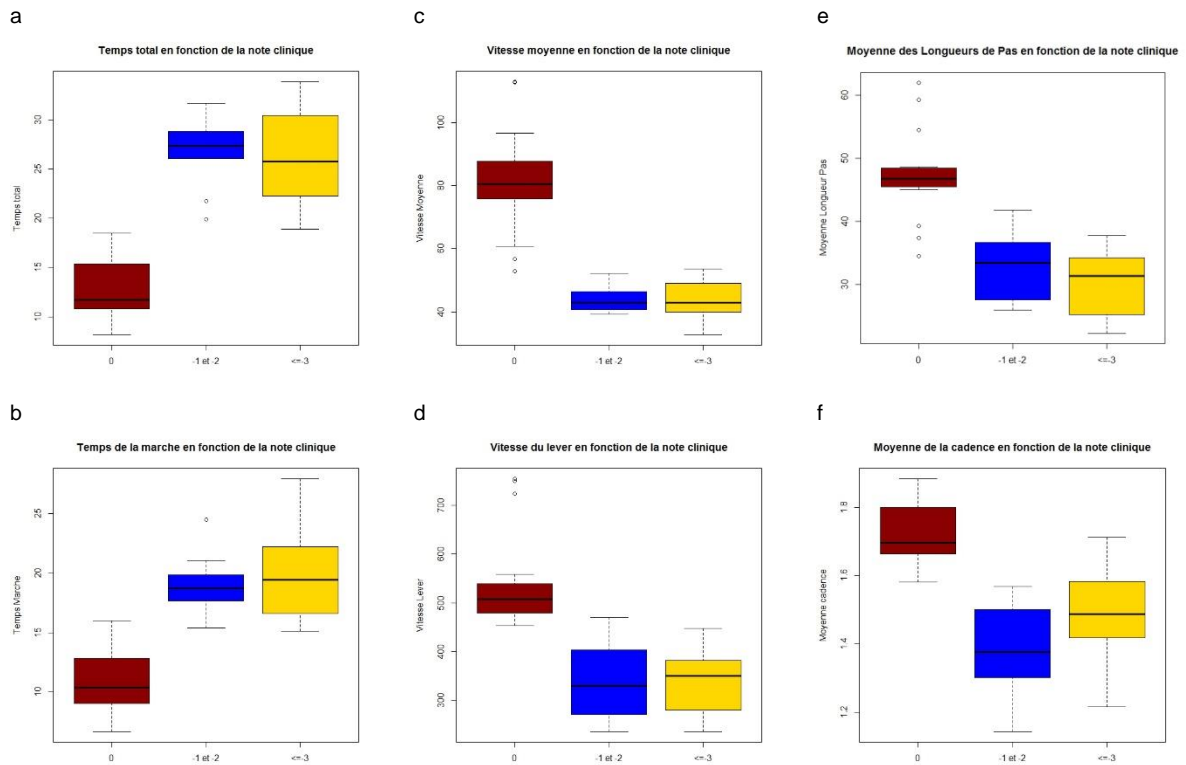


Figure 19 Différenciation entre le groupe 1 des deux autres. a et b : représentant les variables temporelles, respectivement, totale et de la marche. c et d : des exemple de deux variables de la vitesse, respectivement de la vitesse temporelle et celle du « lever ». e, implique une variable de la longueur des pas et f, une variable de la cadence.

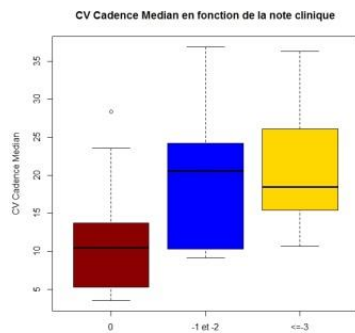


Figure 20 : Différenciation entre le groupe 1 et le groupe 3 (médianes respectives (g. à d.) (pas/min) : 10.2, 20.90 et 18.03)

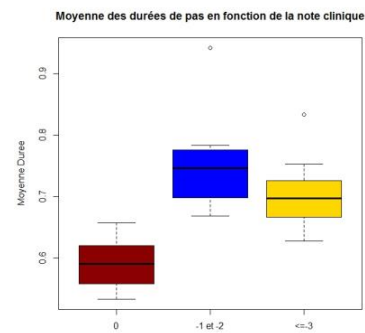


Figure 21 : Différenciation des trois groupes (médianes respectives (g. à d.) (min): 0.59, 0.74 et 0.69)

Nous constatons très clairement, dans la Figure 19, que le groupe de patients ayant obtenu un score égalant zéro, est distinct des deux autres. Avec de manière générale, plus de variabilité dans le troisième groupe, celui-ci et le second présentent des valeurs relativement équivalentes, notamment en ce qui concerne les médianes (Tableau 6) :

Tableau 6 : Médianes des boxplots de la Figure 19 selon les groupes.

Figure 19	Groupe 1 : 0	Groupe 2 : -1 et -2	Groupe 3 : ≤ (-3)
a	11.73 (s)	27.36 (s)	29.85 (s)
b	10.40 (s)	18.75 (s)	19.40 (s)
c	80.61 (cm/s)	42.89 (cm/s)	42.91 (cm/s)
d	507.30 (mm/s)	328.90 (mm/s)	349.24 (mm/s)
e	46.71 (cm)	33.42 (cm)	31.27 (cm)
f	1.69 (pas/s)	1.37 (pas/s)	1.48 (pas/s)

Dans un second temps, il a été relevé que seule la variable de la moyenne de la durée d'un pas est capable de différencier les trois groupes. Toutefois, en observant la Figure 21, nous constatons qu'une distinction entre les groupes 2 et 3 ne va pas dans le sens attendu. En effet, en référence à la littérature, nous nous attendions à ce que le groupe 3 obtiendrait une durée moyenne d'un pas supérieure à celle du second groupe. Le boxplot démontre donc que, malgré une différenciation significative entre les trois groupes, le système Kinect ne permet pas de classer les sujets tel qu'attendu.

5.4.2 Résultats selon les notes 1, 3 & 4

De surcroît, d'intéressants résultats ont pu être observés à propos des variables testées par rapport aux notes 1, 3 et 4. En effet, les scores obtenus pour la seconde note – concernant la présence ou non de méandres lors de la marche – sont tous équivalents entre les sujets. De ce fait, aucune comparaison de variables n'a pu être effectuée. Ci-dessous, trois tableaux (un tableau pour chacune des notes) rapportant les valeurs fournies par les tests statistiques qui définissent, comme pour la note globale, si les différences entre les groupes sont liées au hasard ou si elles sont significativement différentes. Ce dernier fait expliquerait alors la qualité de la variable à prédire dans quel groupe un sujet va être placé.

Tableau 7 : Variables testées par rapport à la note 1.

Ce tableau présente, pour chacune des variables testées par rapport à la note 1, le nombre de sujets dans chaque groupe (N1, N2, N3), les p-value du test de normalité pour les deux groupes dans lesquels il y a des sujets (p-Param1 : Groupe 1 (note = 0), p-Param2 : Groupe 2 (note = -1 ou -2)) ainsi que la p-value de l'homogénéité des variances (p-Variance). Les données sont paramétriques si p-Param > 0.05 et il y a homogénéité si p-Variance > 0.05. Les trois variables n'étant pas paramétriques, le tableau présente « Wilcox » comme « Test » effectué. La p-value de ce dernier (p-Test) définit s'il y a une différence significative ou non entre les groupes (rejet de H0 – stipulant qu'il n'y a pas de différence – si p-Test < 0.05).

Variables testées	N1	N2	N3	p-Param1	p-Param2	p-Variance	Test	p-Test
TpsLeverAuto	17	30	0	0.00016	1.67E-05	0.19	Wilcox	8.52E-06
TpsLeverEquiAuto	17	30	0	0.00016	1.78E-05	0.15	Wilcox	2.33E-05
VitLever Auto	17	30	0	2.01E-02	0.42	0.16	Wilcox	1.43E-07

Comme nous pouvons le constater (Tableau 7), toutes les variables testées pour la note 1 présentent des valeurs significativement différentes entre les deux groupes. De surcroît, il est intéressant de constater que le système Kinect fait cette distinction en analogie à la littérature. En effet, ce constat est basé sur l'observation des boxplots présentés en Annexe 7 : les sujets du second groupe prennent plus de temps pour se lever et ils effectuent cette action plus lentement.

En ce qui concerne les variables testées pour la note 3, tel que les montre le tableau suivant (Tableau 8), seules les variables « TpsDemiAuto » et « LargeurDemiAuto » différencient significativement les deux groupes. L'analyse des boxplots (Annexe 7) permet de démontrer que la Kinect, grâce à ces deux variables impliquées dans la note 3, distingue les groupes tel qu'attendu. En effet, les sujets ayant obtenu « -3 » nécessitent plus de temps et une plus grande largeur pour effectuer le demi-tour que les participants ayant obtenu un score de « 0 ».

Tableau 8 : Variables testées par rapport à la note 3.

Ce tableau présente, pour chacune des variables testées par rapport à la note 3, le nombre de sujets dans chaque groupe (N1, N2), les p-value du test de normalité (p-Param1 : Groupe 1 (note = 0), p-Param2 : Groupe 2 (note = -3)) ainsi que la p-value de l'homogénéité des variances (p-Variance). Les données sont paramétriques si p-Param > 0.05 et il y a homogénéité si p-Variance > 0.05. Les trois variables n'étant pas paramétriques, le tableau présente « Wilcox » comme « Test » effectué. La p-value de ce dernier (p-Test) définit s'il y a une différence significative ou non entre les groupes (rejet de H0 – stipulant qu'il n'y a pas de différence – si p-Test < 0.05).

Variables testées	N1	N2	p-Param1	p-Param2	p-Variance	Test	p-Test
TpsDemiAuto	26	21	0.18	0.0005	0.44	Wilcox	2.86E-04
LargeurDemiAuto	26	21	3.91E-02	3.03E-11	0.34	Wilcox	0.026
VitDemiAuto	26	21	2.73E-03	0.36	0.77	Wilcox	0.82

Le Tableau 9 ci-après relate que seule la variable à propos de la vitesse à laquelle le sujet s'assied (ligne 3) permet de différencier les deux groupes. L'Annexe 7 présentant le boxplot de cette variable (« VitAssisAuto ») permet de démontrer, en observant ce dernier, que notre système a la capacité de séparer les sujets en deux groupes et ce, dans le sens auquel nous nous attendions. En effet, les patients du premier groupe s'asseyaient plus rapidement que ceux du second groupe.

Tableau 9 : Variables testées par rapport à la note 4.

Ce tableau présente, pour chacune des variables testées par rapport à la note 4, le nombre de sujets dans chaque groupe (N1, N2), les p-value du test de normalité (p-Param1 : Groupe 1 (note = 0), p-Param2 : Groupe 2 (note = -4)) ainsi que la p-value de l'homogénéité des variances (p-Variance). Les données sont paramétriques si p-Param > 0.05 et il y a homogénéité si p-Variance > 0.05. Ce tableau présente « Wilcox » comme « Test » effectué si les données sont paramétriques et présente « t-Test » si tel n'est pas le cas. La p-value (p-Test) définit s'il y a une différence significative ou non entre les groupes (rejet de H0 – stipulant qu'il n'y a pas de différence – si p-Test < 0.05).

Variables testées	N1	N2	p Param 1	p Param 2	p Variance	Test	p Test
TpsAssisAuto	38	8	0.00018	0.057	0.24	Wilcox	0.07
TpsAssisEquiAuto	38	8	1.54E-10	0.06	0.45	Wilcox	0.32
VitAssisAuto	38	8	1.41	0.85	0.22	t-Test	0.01

6 DISCUSSION

Les premiers résultats des analyses statistiques, relatant globalement la fiabilité du système, ont clairement pu démontrer la présence de corrélations entre le chronométrage du test « Timed Up and Go » effectué manuellement par le spécialiste et celui recensé par le système Kinect. Ceci, en opposition au temps qui a été relevé par l'étiquetage manuel. En effet, la valeur temporelle extraite de ce dernier – tel que nous avons pu le constater dans les résultats – tend à être surestimée par rapport aux temps fournis par les deux autres moyens d'obtention de données (clinique et Kinect). De plus, la comparaison entre le système Kinect et l'étiquetage à la main – au niveau du temps pour se lever, de celui pour s'asseoir ainsi que pour le temps de marche – a permis de spécifier l'absence de corrélation entre les deux en ce qui concerne les phases « se lever » et « s'asseoir ». Ce constat aboutit à une conclusion affirmant que seule la mesure temporelle de la marche effectuée par l'étiquetage à la main est fiable. Il est important de noter que ce dernier a été réalisé par une personne non expérimentée. Il a en effet été compliqué de relier l'image spécifique correspondante au moment de l'initiation ou au moment de la terminaison des composantes du test. Cette difficulté a notamment pu être ressentie sur différents aspects. Le premier concerne la détermination de l'initiation du fait de se lever. Il fut difficile de déterminer si cette action débutait dès que le participant commençait à bouger (les bras par exemple, lorsqu'il y avait appui sur les accoudoirs) ou si elle débutait dès que ce dernier n'avait plus le postérieur en contact avec la chaise. De plus, il arrivait dans certains cas que le sujet ne soit pas complètement à la verticale (centre de masse encore bas) tandis que la marche était déjà entamée. Ainsi, le moment nommé « Debout » (Annexe 2) pouvait ne pas être évident à discerner. Il en était de même concernant l'instant précis auquel le patient commençait à se baisser car, dans certaines circonstances, les participants effectuaient le demi-tour en même temps. Il est vrai que certains patients prenaient appui sur les accoudoirs durant celui-ci, abaissant ainsi leur centre de masse de manière précoce. La définition exacte de l'image spécifique correspondant à l'initiation du mouvement pour aller s'asseoir fut ainsi ardue. A propos de la spécification du moment auquel la personne est officiellement assise, il aurait fallu concrètement déterminer si ce dernier devait être représenté par l'instant où le postérieur était posé sur la chaise ou s'il devait l'être lorsque le sujet était confortablement réinstallé sur celle-ci. Ces incertitudes quant à l'étiquetage peuvent probablement expliquer la majeure partie du

fait que les temps obtenus pour les deux composantes citées (« se lever », « s'asseoir ») ne corrèlent pas, en tendant vers de plus grandes valeurs. Ainsi, ces dernières sont le reflet du fait que l'étiquetage manuel n'est pas capable de fournir les mêmes valeurs que celles extraites par la Kinect et donc, que le temps obtenu cliniquement par un spécialiste. De facto, contrairement à ce que nous pensions, l'étiquetage à la main ne peut être utilisé comme référence en termes de procuration de la variable temporelle pour l'effectuation du test. Outre cet aspect, le système Kinect lui, affiche des valeurs temporelles ne présentant pas de différence significative avec celles qu'obtiennent les physiothérapeutes par le chronométrage manuel. Ce fait est pertinent car il permet de mettre en évidence que la Kinect est capable de performer similairement à un spécialiste en ce qui concerne la mesure du temps total auquel un patient effectue le test TUG.

L'analyse relatant si une éventuelle différence pouvait être observée entre les méthodes d'extraction de données par rapport aux moyennes du temps total par sujet et par rapport aux écarts-types du temps total (par sujet également) a mené à des résultats « négatifs ». En effet, tels que mentionné dans les résultats, aucune différence entre les moyens d'obtention de données n'a pu être observée à ce niveau-là. Cela prouve à nouveau que le facteur temps est la variable fiable qu'ils ont communément et ce, par l'absence de différence lorsque nous regroupons les moyennes et les écarts-types du temps total par participant.

Relativement aux variables prédictives, de manière générale, le système Kinect fournit une majorité de variables ayant la capacité de séparer les sujets en deux groupes : ceux ayant accompli parfaitement toutes les composantes physiques qu'implique le test TUG (dans la limite de temps) et les autres (score inférieur à 0). En effet, une seule deux variables – celles de la largeur de la marche et de l'écart-type de la longueur des pas – ne font pas de distinction. Hormis la « CVCadMedian » – présentant une inégalité significative entre le groupe dont le score égale « 0 » et celui dont le score est inférieur à « -3 » – et la « MoyDur », toutes les autres variables classent les sujets en deux groupes tel qu'indiqué ci-dessus. D'après les résultats que nous avons obtenus, nous constatons que la variable présentant le plus de significativité est la vitesse moyenne à laquelle se déplace le patient. Le temps total de l'effectuation du test vient en second quant à sa capacité à prédire où, dans quel groupe, classer les sujets. Ainsi, l'unique variable quantitative utilisée par les spécialistes, bien que très

efficace, est « devancée » par la vitesse moyenne. De manière générale, la capacité de distinction en deux groupes par les variables (cf. Tableau 5) permet de démontrer le fait que celles-ci puissent jouer un rôle dans la prédiction du « sort » des patients lors de l'évaluation de leur mobilité (par le test TUG). De plus, il est intéressant de noter que la moyenne de la cadence obtient une p-value égale à 0.056 entre le groupe 2 et le groupe 3. Cette valeur spécifie qu'il n'y a pas de significativité entre ces derniers (avec un seuil à 0.05 où seules les valeurs y étant inférieures sont représentatives d'une différence significative). Cette p-value à la limite du seuil démontre que les deux groupes (2 et 3) tendent à être significativement différents et que probablement, si nous avions eu plus de sujets, cette variable seraient placée dans la quatrième ligne du Tableau 5 (et non pas dans la troisième). De plus, en observant le boxplot (Figure 19, f), il est intrigant de constater que le second groupe tend à avoir une cadence plus élevée que le troisième. Cet aspect ne va pas dans le sens attendu car il ne permettrait pas au système Kinect de différencier les trois groupes de la même façon qu'exposé en littérature : cadence du groupe 1 < cadence du groupe 2 < cadence du groupe 3. D'autre part, probablement que cette tendance du second groupe à avoir une telle cadence démontrerait l'objectivité des analyses statistiques quant au fait qu'il n'y ait effectivement pas de différence entre les groupes 2 et 3. Il serait intéressant d'évaluer à nouveau la cadence moyenne avec un nombre de sujets plus important que celui que comporte cette étude et d'observer la tendance de la p-value relatée afin de confirmer la conclusion à laquelle mène nos résultats. Outre cet aspect, une seule variable affiche une significativité entre chacun des groupes : la moyenne des durées de pas (« MoyDur »). Toutefois, visuellement (Figure 21), la différence entre les groupes 2 et 3 n'est pas remarquable de façon évidente. A nouveau, les boîtes à moustaches présentant de meilleures valeurs dans le troisième groupe que dans le deuxième ; il serait alors utile de réévaluer cette variable avec un plus grand nombre de sujets. Ceci, notamment afin d'observer la tendance des valeurs des groupes 2 et 3 qui, actuellement, ne sont pas rationnelles.

La tâche qu'implique le test TUG est composée de quatre phases notées individuellement et dont la somme de leur score correspond à la note globale. Les résultats ont démontrés que toutes les variables que renferme la note de la première phase du test (« se lever ») peuvent significativement différencier les sujets ayant disposé d'un score nul de ceux ayant obtenu « -1 » et « -2 ». Bien que la cotation de la première note ait

été divisée en trois classes, cette dernière ne présente que des résultats impliquant une distinction en deux groupes. En effet, aucun des participants n'ont obtenu une cotation égale à « -4 ». Outre cela, le temps reste la variable présentant une significativité plus importante – conclusion que nous pouvons confirmer quant aux valeurs des deux groupes n'affichant pas de chevauchement (cf. boxplots en Annexe7) –. Toutefois, les résultats mettent en évidence l'importance des variables Kinect de la première composante du test TUG à catégoriser les patients par rapport à la qualité de leur façon de se lever. C'est-à-dire qu'elles sont capables de définir si ces derniers sont capables de se pencher normalement en avant et de se lever d'une traite – en ne s'aidant pas des accoudoirs et en n'ayant pas recours à de multiples essais –, notamment par le biais du temps et de la vitesse nécessaire au levé.

Tel qu'il a été mentionné, les variables de la deuxième note – correspondant à la qualité de la marche – n'ont pas pu être statistiquement traitées. En effet, tous les participants ayant obtenu un score nul, aucune comparaison n'a pu être effectuée. Il aurait fallu un plus grand nombre de sujets afin que nous disposions d'une variété plus ample de scores pour cette seconde note.

En ce qui concerne la troisième note (phase du « demi-tour ») composant la note globale du test TUG, nous pouvons constater que les variables Kinect « TpsDemi » et « LargeurDemi » dissocient les patients en deux groupes : score = 0 et score = -3. Ainsi, ces deux dernières peuvent être utilisées pour prédire « l'état » de mobilité de ces personnes âgées en les différenciant par rapport à la façon dont le demi-tour a été effectué.

La dernière note se rapporte à la phase terminale du test et consiste à s'asseoir à nouveau sur la chaise. Le spécialiste observant s'il y a un contrôle musculaire lorsque la personne se baisse attribue la cotation « 0 » si tel est le cas (en opposition à une cotation de « -4 » si la personne se laisse tomber). L'unique variable pouvant catégoriser un sujet dans l'une ou l'autre de ces deux cotations est la vitesse d'exécution de cette phase terminale du test.

7 CONCLUSION

La présente étude qui visait à améliorer le test clinique « Timed Up and Go » en étudiant la possibilité de l'automatiser a, de manière générale, abouti à des résultats relativement concluants. En effet, nous avons tout d'abord pu démontrer que notre système (système Kinect), par la variable temporelle, corrélait avec le chronométrage réalisé par les physiothérapeutes. Ainsi, cette corrélation permet de définir la possibilité d'utiliser le système pour mesurer le temps nécessaire aux personnes âgées pour effectuer le test TUG. De plus, nos analyses statistiques ont démontré la capacité prédictive de certaines variables, à catégoriser les sujets en fonction des différentes notes composant le test. Globalement, ces variables relatent des différences entre les sujets ne nécessitant aucune rééducation et ceux ayant besoin d'un suivi afin d'améliorer leur mobilité par le biais d'exercices au niveau des membres inférieurs. Cette dissociation en deux catégories est le reflet du résultat de l'évaluation faite par les physiothérapeutes vis-à-vis des personnes âgées. En effet, les spécialistes, se référant notamment au temps, font également une différenciation en deux groupes (en opposition à la littérature aboutissant à trois conclusions différentes telles qu'évoquées à la Section 2.1.1) : les patients ayant effectué la tâche en moins de 15 secondes et les patients à qui il a fallu une durée plus longue pour réaliser les tâches du test TUG. Cela est représentatif du fait que les spécialistes définissent s'il y a un risque ou non que la personne chute. Notre recherche démontre la capacité de notre système à fournir ces mêmes informations. Non seulement il en est capable par la variable temporelle mais également par le biais d'autres variables. Dès lors, nous avons pu relater que des variables quantitatives pouvaient mener à bien une évaluation du test TUG et que ces dernières peuvent être utilisées pour définir, de manière automatique, si une personne âgée a, dans un avenir proche, un risque ou non de chuter. De surcroît, la façon dont notre système catégorise les trois groupes de la variable portant sur la durée moyenne des pas démontre qu'il ne peut pas fournir une information supplémentaire aux spécialistes. En effet, notre système ne classe pas les sujets telle que le montre théoriquement la littérature (groupe 1 < groupe 2 < groupe 3). De plus, il est important de noter que les personnes âgées dont la mobilité a dû être évaluée, et qui ont donc participé à notre étude, entraient au centre UATO. Il est alors indispensable de relever que les patients, ayant eu pour résultat qu'ils n'avaient aucun risque de chuter après

examen de leur mobilité, entraient au centre pour d'autres raisons affectant leur état de santé.

Au-delà de ces aspects, bien qu'ayant pu aboutir à des résultats concluants, cette étude n'a pas pu être menée tel qu'imaginé au début du projet. En effet, l'idéal aurait été que les patients entrant au centre UATO s'enchaînent rapidement dès les premières récupérations de données afin que nous puissions réévaluer leur mobilité à leur sortie. En opposition à cela, les patients volontaires que nous avons rencontrés se sont dispersés sur un laps de temps d'environ quatre mois. De ce fait, et pour cause de sorties prématurées notamment, les sujets n'ont pas pu être évalués au départ du centre. Cela aurait été intéressant, particulièrement dans l'optique d'élargir la « palette » de données afin que nos résultats présentent encore plus de significativité. De surcroît, toujours à des fins d'un élargissement des informations pour une présentation plus fiable des résultats, nous avons dans l'optique de recenser, pour chacun des sujets, l'évaluation des trois physiothérapeutes employées au centre UATO. Le temps à disposition s'est avéré être trop bref, limitant ainsi notre recherche aux conclusions émises précédemment. Nous avons ainsi été limitées dans le temps et si tel n'avait pas été le cas nous aurions également pu, par exemple, utiliser les mesures des départs du centre afin de – en complément à l'automatisation – rechercher si notre système était capable de prédire le temps nécessaire de rééducation lorsqu'il évaluait un risque de chute à l'entrée à l'UATO.

Malgré les limites de ce travail évoquées ci-dessus, nous avons à présent pu mettre en évidence que l'automatisation du test TUG était possible grâce aux variables quantitatives de la Kinect, capables de différencier les groupes. En effet, ces dernières prouvent dans l'ensemble que des variables quantitatives – telles que recensées dans les études précédentes (cf. Sous-chapitre 2.3.) quantifiant ce test clinique à l'aide de capteurs (gyroscopes et accéléromètres) – puissent contribuer à son amélioration. De plus, nous avons pu démontrer la capacité du système à fournir des variables par le fait qu'elles soient capables de distinguer les risques de chutes. Cela confirme certaines conclusions des études présentées au Sous-chapitre 3.3. Ainsi, notre étude comporte, malgré certaines limitations, des points forts ouvrant la perspective à de nouvelles questions de recherche, notamment quant à l'application du système.

BIBLIOGRAPHIE

- Altman, P. (2013). *Using MS Kinect Device for*. University of West Bohemia, Master thesis, Pilsen.
- APDM Wearable Technologies. (2015). Retrieved from APDM Wearable Technologies: <http://www.apdm.com/wearable-sensors/>
- Berrada, D., Romero, M., Abowd, G., Blount, M., & Davis, J. (2007, June). Automatic administration of the get up and go test. *Proceedings of the 1st ACM SIGMOBILE international workshop on Systems and networking support for healthcare and assisted living environments*, pp. 73-75.
- Dubois, A., & Bresciani, J.-P. (2015, August). Person identification from gait analysis with a depth camera at home. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 4999-5002.
- Dubois, A., & Charpillat, F. (2013, September). Detecting and preventing falls with depth camera. *AAATE - 12th European Association for the Advancement of Assistive Technology in Europe - 2013, Sep 2013, Vilamoura, Algarve, Portugal*.
- Dubois, A., & Charpillat, F. (2013, July). Human activities recognition with RGB-Depth camera using HMM. *35th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*.
- Futura-Sciences. (2001-2016). *Gyroscope*. (G. JOSSE, Editor) Retrieved 2016, from Futura High-tech par Futura-Sciences: <http://www.futura-sciences.com/magazines/high-tech/infos/dico/d/technologie-gyroscope-11121/>
- Greene, B., O'Donovan, A., Romero-Ortuno, R., & Cogan, L. (2010, October). Quantitative falls risk assessment using the timed up and go test. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, 57(12), pp. 2918-2926.
- Herman, T., Giladi, N., & Hausdorff, J. (2011, Avril). Properties of the "Timed Up and Go" test : More than meets the eye. *Gerontology*, 57(3), pp. 203-210.
- Kitsunezaki, N., Adachi, E., Masuda, T., & Mizusawa, J.-i. (2013, May). Kinect applications for the physical rehabilitation. *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2013 IEEE International Symposium on*, pp. 294-299.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement* (2e ed.). Pennsylvania: Human Kinetics.
- Lejeune, A., Piérard, S., Van Droogenbroeck, M., & Verly, J. (2012, Juillet). Utilisation de la Kinect. *Linux Magazine France*(151), pp. 16-29.

- Lohmann, O., Luhmann, T., & Hein, A. (2012, October). Skeleton timed up and go. *Bioinformatics and Biomedicine (BIBM), 2012 IEEE International Conference on*, pp. 1-5.
- Mancini, M., & Horak, F. (2010, June). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46(2), pp. 239-248.
- Manor, B., Costa, M., Hu, K., Newton, E., Starobinet, O., Kang, H. G., . . . Lipsitz, L. A. (2010, October). Physiological complexity and system adaptability: evidence from postural control dynamics of older adults. *Journal of Applied Physiology*, 109(6), pp. 1786-1791.
- Massion, J. (1997). *Cerveau et motricité : Fonctions sensori-motrices* (1ère ed.). Paris: Presses universitaires de France.
- McGrath, D., Greene, B., Doheny, E., McKeown, D., De Vito, G., & Caulfield, B. (2011, August). Reliability of quantitative TUG measures of mobility for use in falls risk assessment. *In Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 466-469.
- Mignardot, J.-B., Deschamps, T., Barrey, E., Auvinet, B., Berrut, G., Cornu, C., . . . de Decker, L. (2014, February). Gait disturbance as specific predictive markers of the first fall onset in elderly people : a two-year prospective observation study. *Frontiers in aging neuroscience*, 6(22).
- Papegaaij, S., Taube, W., Baudry, S., Otten, E., & Hortobágyi, T. (2014, March). Aging causes a reorganization of cortical and spinal control of posture. *Frontiers in aging neuroscience*, 6(28).
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The "Timed Up and Go" : A test of basic functional mobility for frail elderly. *Journal of the American Geriatrics Society*, pp. 142-148.
- Poulmane, S., Dauster, G., & Amberg, M. (2012). *Reconstruction de scène réaliste via Kinect - Amélioration du rendu des textures plaquées dans une scène*. Université des Sciences et Technologies de Lille 1, Projet scientifique de Master 2 - Image, Vision, Interaction, Lille.
- Ressources pédagogiques ; DFASM2 Module 05*. (2007, Avril). Retrieved Mars 2016, from Faculté de médecine de Toulouse: http://www.medecine.ups-tlse.fr/dcem3/module05/54_poly_viellissement_1.pdf
- Rivier, D. E. (2006). *Guide de l'évaluation des chutes*. Retrieved from Hôpital Riviera: http://www.hopital-riviera.ch/guide_evaluation_chutes_en_geriatrie_2008.09.18.pdf
- Rodon, J. (2013, Janvier). *Hidden Markov Model - Description du modèle*. Retrieved from UPEM - Institut d'électronique et d'informatique Gaspard-Monge: <http://www-igm.univ-mlv.fr/~dr/XPOSE2012/HiddenMarkovModel/conclusion.html#top>

- Salarian , A., Horak, F., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J., & Aminian, K. (2010, June). iTUG, a Sensitive and Reliable Measure of Mobility. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 18(3), pp. 303-310.
- Scheltinga, A., Honegger, F., Timmermans, D., & Allum, J. (2016, February). The effect of age on improvements in vestibulo-ocular reflexes and balance control after acute unilateral peripheral vestibular loss. *Frontiers in Neurology*, 7(18).
- Skrba, Z., O'Mullane, B., Greene, B., Ni Scanail, C., Fan, C., Quigley, A., & Nixon, P. (2009, September). Objective real-time assessment of walking and turning in elderly adults. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, pp. 807-810.
- Sprint, G., Cook, D., & Weeks, D. (2015). Towards automating clinical assessments : A survey of the Timed Up and Go (TUG). *Biomedical Engineering, IEEE Reviews in*, 8, pp. 64-77.
- Sprumont, C. M. (2005). *Le sport après 50 ans - Mise au point scientifique à l'usage des médecins et professionnels du sport* (1ère ed.). (D. Sport, Ed.) Bruxelles: De Boeck.
- Thrane, G., Joakimsen, R., & Thornquist, E. (2007, Janvier). The association between timed up and go test and history of falls:. *BMC Geriatrics*, 7(1).
- Tmaura , T., Zakaria, N., Kuwae, Y., Sekine, M., Minato, K., & Yoshida, M. (2013, July). Quantitative Analysis of the Fall-Risk Assessment Test with wearable Inertia Sensors. *Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 7217-7220.
- Wall, J., Bell, C., Campbell, S., & Davis, J. (2000, Janvier). The Timed Get-up-and-go Test Revisited: Measurement of the Component Tasks. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(1), pp. 109-114.
- Wang, F., Skubic, M., Abbott, C., & Keller, J. M. (2011, August). Quantitative analysis of 180 degree turns for fall risk assessment using video sensors. *In Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 7606-7609.
- Weiss, A., Herman, T., Plotnik, M., Brogzol, M., Maidan, I., Giladi, N., . . . Hausdorff, J. (2009, March). Can accelerometer enhance the utility of the Timed Up and Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease ? *Medical Engineering and Physics*, 32(2), pp. 119-125.
- Wikipédia. (2016, Mars 29). *Capteur*. Retrieved from Wikipédia - L'encyclopédie libre: <https://fr.wikipedia.org/wiki/Capteur>
- Zampieri, C., Salarian, A., Carlson-Kuhta, P., Aminian, K., Nutt, J., & Horak, F. (2010, February). The instrumented Timed Up and Go Test : Potential outcome measure for disease modifying therapies in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 81(2), pp. 171-176.

ANNEXES

ANNEXE 1 : DONNÉES TUG

Sujet	Note Globale	Temps	Rejet	Accoudoirs	Elan	Essais	Penche	Note1	Droit	Méandres	Note2	DT Rapide	DT Successif	Note3	Contrôle	Tombe	Note4
1	-3	31.96	-	0	0	-	-	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
1	-3	30.08	-	0	0	-	-	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
1	-3	30.04	-	0	0	-	-	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
1	-3	30.09	-	0	0	-	-	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
2	-5		-	-2	-	-	-	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
2	-5		-	-2	-	-	-	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
2	-5	20	-	-2	-	-	-	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
2	-5	19	-	-2	-	-	-	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
2	-5	21.5	-	-2	-	-	-	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
3Entr	-2	28	-	-2	-	-	-	-2	0	-	0	0	-	0	0	-	0
3Entr	-2	26	-	-2	-	-	-	-2	0	-	0	0	-	0	0	-	0
3Entr	-2	29	-	-2	-	-	-	-2	0	-	0	0	-	0	0	-	0
3Entr	-2	20	-	-2	-	-	-	-2	0	-	0	0	-	0	0	-	0
3Sort	-9	21.45	-	-2	-	-	0	-2	0	-	0	-	-3	-3	-	-4	-4
3Sort	-6	18.83	-	-2	-	-	0	-2	0	-	0	0	-	0	-	-4	-4
4	0	12	-	-	0	-	-	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
4	0	10	-	-	0	-	-	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
4	0	10	-	-	0	-	-	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
5	-9	17.4	-	-2	-	-	0	-2	0	-	0	-	-3	-3	-	-4	-4
5	-2	20.83	-	-2	-	-	0	-2	0	-	0	0	-	0	0	-	0
6	0	12	-	-	0	-	-	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
6	0	11	-	-	0	-	-	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
6	0	11	-	-	0	-	-	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
7	-5	24	-	-2	0	-	-	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
7	-5	25	-	-2	0	-	-	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
7	-5	24	-	-2	0	-	-	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
8	-9		-	-2	-	-	0	-2	0	-	0	-	-3	-3	-	-4	-4
8	-9	24	-	-2	-	-	0	-2	0	-	0	-	-3	-3	-	-4	-4
8	-9		-	-2	-	-	0	-2	0	-	0	-	-3	-3	-	-4	-4
9	-8	34.52	-	-	-	-1	-	-1	0	-	0	-	-3	-3	-	-4	-4
9	-7	32.23	-	-	0	-	-	0	0	-	0	-	-3	-3	-	-4	-4
9	-7	31.62	-	-	0	-	-	0	0	-	0	-	-3	-3	-	-4	-4

10																	
10	-5	31	-	-2	-	-	0	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
10	-5	31	-	-2	-	-	0	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
10	-5	26	-	-1	-	-	0	-2	0	-	0	-	-3	-3	0	-	0
11	-2	29.06	-	-2	-	-	-	-2	0	-	0	0	-	0	0	-	0
11	-2	25.26	-	-2	-	-	-	-2	0	-	0	0	-	0	0	-	0
11	-2	27.41	-	-2	-	-	-	-2	0	-	0	0	-	0	0	-	0
12	0	19	-	-	0	-	0	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
12	0	18	-	-	0	-	0	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
12	0	17	-	-	0	-	0	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
13	-2	22	-	-2	-	-	0	-2	0	-	0	0	-	0	0	-	0
13	-2	27	-	-2	-	-	0	-2	0	-	0	0	-	0	0	-	0
13	-2	28	-	-2	-	-	0	-2	0	-	0	0	-	0	0	-	0
14	0	13	-	-	0	-	0	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
14	0	13	-	-	0	-	0	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
14	0	17	-	-	0	-	0	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
15	0	11.02	-	-	0	-	0	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
15	0	8.33	-	-	0	-	0	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0
15	0	8.99	-	-	0	-	0	0	0	-	0	0	-	0	0	-	0

ANNEXE 2 : ETIQUETAGE À LA MAIN

Sujets	Situation	Lever	Acc.	Roll./Can.	Debout	DebMar1	FinMar1	DebDT1	FinDT1	NbrPasDT	DebMar2	FinMar2	DebMar3	FinMar3	DebDT2	FinDT2	DebAssis	Assis	AppuiAcc	Aide	
1	1	2088	oui	non	2216	2223	2368	2370	2480	6	2481	2608	-	-	2609	2741	2745	3079	oui	Rollator	
1	2	1451	oui	non	1597	1601	1759	1760	1925	8	1929	2060	-	-	2061	2246	2249	2423	oui	Rollator	
1	3	1264	oui	non	1405	1490	1688	1689	1821	5	1822	2000	-	-	2001	2112	2118	2276	oui	2Cannes	
1	4	1010	oui	non	1111	1180	1388	1389	1543	7	1600	1677	-	-	1678	1894	1913	2032	oui	1Canne	
2	1	878	oui	oui	980	986	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1Canne
2	2	595	oui	oui	750	755	963	964	1085	7	1229	1423	-	-	1424	1466	1456	1540	oui	1Canne	
2	3	496	oui	oui	581	582	800	801	920	9	921	1100	-	-	-	-	-	-	-	-	1Canne
2	4	498	oui	oui	560	561	739	740	858	6.5	859	1017	-	-	1018	1077	1044	1141	oui	1Canne	
2	5	462	oui	oui	517	518	686	687	790	5	791	930	-	-	931	1013	990	1052	oui	1Canne	
2	6	458	oui	oui	541	542	740	741	842	5	843	1006	1076	1100	1101	1146	1126	1187	oui	1Canne	
3Entr	1	812	non	oui	919	920	1111	1112	1281	8	1282	1448	-	-	1449	1593	1646	1754	oui	Rollator	
3Entr	2	707	non	oui	774	775	936	937	1113	9	1114	1247	-	-	1248	1394	1452	1595	oui	Rollator	
3Entr	3	1219	non	oui	1294	1295	1443	1444	1654	10	1655	1833	-	-	1953	2031	2036	2173	oui	Rollator	
3Entr	4	491	non	oui	541	542	695	696	860	9	861	864	-	-	865	1052	1053	1176	oui	Rollator	
3Sort	1	511	oui	non	648	649	824	825	970	7	971	1116	-	-	1117	1170	1158	1235	oui	-	
3Sort	2	641	oui	non	726	727	881	882	972	5	977	1134	-	-	1135	1203	1187	1254	oui	-	
4	1	360	oui	non	391	392	519	520	572	3	573	662	-	-	663	692	684	730	non	-	
4	2	286	oui	non	311	312	411	412	461	3	462	543	-	-	544	571	567	604	non	-	
4	3	249	oui	non	280	281	379	380	431	3	432	510	-	-	511	538	533	573	non	-	
5	1	399	oui	oui	575	583	752	753	865	5	866	1040	-	-	1041	1090	1060	1157	oui	1Canne	
5	2	553	oui	oui	660	663	829	830	931	5	938	1128	-	-	1129	1182	1147	1290	oui	1Canne	
6	1	395	non	non	435	436	543	544	600	2	601	673	-	-	674	744	736	782	non	2Cannes	
6	2	385	non	non	420	420	526	527	606	3	607	680	-	-	681	727	713	769	non	2Cannes	
6	3	382	non	non	412	413	519	520	601	4	602	6074	-	-	675	721	707	760	non	2Cannes	
7	1	600	oui	non	699	700	871	872	984	6	989	1156	-	-	1163	1252	1172	1350	oui	-	

7	2	690	oui	non	848	896	1071	1072	1185	6	1190	1363	-	-	1364	1457	1420	1530	oui	-
7	3	688	oui	non	807	832	1016	1017	1130	5	1131	1289	-	-	1290	1376	1370	1457	oui	-
8	1	846	non	oui	925	926	1135	1136	1310	8	1311	-	-	-	-	-	-	-	-	Rollator
8	2	1258	non	oui	1320	1321	1502	1503	1712	9	1713	1854	-	-	1855	1975	1988	2035	non	Rollator
8	3	710	non	oui	760	761	937	938	1084	7	1085	1226	1227	1345	1346	1464	1465	1544	non	Rollator
9	1	940	non	oui	1036	1033	1235	1236	1459	9	1460	1688	-	-	1689	1895	1896	2016	oui	Rollator
9	2	772	non	oui	861	862	1069	1070	1256	8	1257	1430	-	-	1431	1550	1731	1820	oui	Rollator
9	3	851	non	oui	934	935	1133	1134	1314	8	1315	1442	-	-	1443	1620	1621	1812	non	Rollator
10	1	1145	oui	oui	1232	1233	1461	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1Canne
10	2	750	oui	oui	880	881	1056	1057	1250	10	1456	1653	-	-	1654	1734	1711	1777	oui	1Canne
10	3	909	oui	oui	1016	1017	1242	1243	1433	10	1444	1626	1713	1810	1811	1901	1851	1975	oui	1Canne
10	4	1194	oui	oui	1267	1268	1476	1477	1665	10	1707	1914	1914	-	1915	1990	1952	2042	oui	1Canne
11	1	1918	oui	non	2037	2045	2283	2284	2372	4	2373	2614	-	-	2615	2742	2743	2832	non	2Cannes
11	2	655	oui	non	740	741	961	962	1048	4	1051	1309	-	-	1310	1455	1497	1550	non	2Cannes
11	3	640	oui	non	784	785	999	1000	1111	5	1112	1321	-	-	1322	1446	1451	1522	oui	2Cannes
12	1	472	non	non	511	512	672	673	795	6	796	952	-	-	953	993	993	1075	oui	-
12	2	389	oui	non	434	435	587	588	709	6	710	834	-	-	835	884	885	975	oui	-
12	3	416	oui	non	460	461	611	612	725	6	726	840	-	-	841	889	890	978	oui	-
13	1	773	non	oui	835	860	1023	1024	1135	5	1136	1236	-	-	1237	1396	1408	1484	non	Rollator
13	2	585	non	oui	662	688	865	866	1005	6	1063	1168	-	-	1170	1284	1388	1430	non	Rollator
13	3	1205	oui	non	1268	1290	1468	1469	1634	6	1635	1698	1745	1817	1818	1910	2034	2090	non	Rollator
14	1	958	non	non	1009	1010	1144	1145	1223	5	1224	1315	-	-	1316	1358	1345	1398	non	-
14	2	446	non	non	485	486	592	593	684	4	689	800	-	-	801	842	829	891	non	-
14	3	385	non	non	454	455	560	561	644	4	645	743	871	903	904	932	926	985	non	-
15	1	346	oui	non	380	380	488	489	522	2	523	608	-	-	609	654	643	700	oui	-
15	2	333	oui	non	365	365	445	446	487	3	488	557	-	-	558	594	595	643	oui	-
15	3	359	oui	non	387	387	450	451	499	3	500	560	-	-	561	593	584	633	oui	-

ANNEXE 3 : VARIABLES QUANTITATIVES KINECT

Tableaux utilisés pour les analyses statistiques (à chaque ligne, les données TUG correspondantes et la variable temporelle de l'étiquetage manuel y ont ensuite été ajoutées pour les analyses statistiques). Ces derniers contiennent toutes les valeurs des variables fournies par le système Kinect pour les sujets à qui elles ont pu être recensées.

Première partie :

Sujets	Situation	Condition	TpsTotAuto	TpsLeve-rAuto	TpsLeverE-quiAuto	VitLeve-rAuto	TpsAssisAuto	TpsAssisE-quiAuto	VitAssisAuto	TpsMarcheAuto	Nbre-PasAuto	Largeur-MarcheAuto	MoyLongAuto	MedianLongAuto	SDLongAuto	CVLongAuto	CVLongMedianAuto
3	2	Entree	26.0666	1.36662	0.566625	270.69	5.6	4.83338	-101.979	19.1	18	1331.32	27.4943	26.4824	6.47359	23.5452	24.4449
3	3	Entree	29.5667	1.56675	0.66675	265.243	3.53337	2.7	-88.1454	24.4666	17	1306.54	25.9256	25.6443	5.59687	21.5882	21.825
13	2	Entree	26.5	2.56663	1.8	429.96	6.2	4.93337	-254.699	17.7334	10	1184.48	34.2963	36.9599	10.9026	31.7894	29.4985
2	6	Entree	22.9	1.73337	0.966625	359.882	1.23325	0.666625	-222.755	19.9334	13	1275.07	31.2238	31.4392	4.4143	14.1376	14.0407
4	2	Sortie	10.7333	1.03325	0.266625	510.037	0.7	0.16675	-442.065	9	7	273.118	48.2922	48.7312	4.58328	9.49072	9.40523
13	3	Entree	28.2332	2.96662	1.9	292.645	5.4	4.53337	-209.501	19.8666	14	1118.58	29.0234	34.1002	12.3091	42.411	36.097
3	2	Sortie	18.8666	1.93338	0.96675	309.556	1.5	0.7	-220.497	15.4333	13	602.857	34.1548	35.7043	6.07617	17.7901	17.018
2	5	Entree	19	1.76662	1.06662	355.446	2.13337	1.6	-257.401	15.1	12	1021.25	33.9092	33.3797	4.27315	12.6017	12.8016
11	3	Sortie	26.0334	2.73337	1.83337	352.047	5.63338	5.13338	-360.718	17.6666	11	82.5325	32.664	32.1473	4.59958	14.0815	14.3078
10	2	Entree	30.5666	1.76662	0.9	443.107	1.36662	0.7	-129.695	27.4334	17	603.43	22.2002	22.7864	5.4	24.3241	23.6983
2	2	Entree	26.5667	1.86675	1.1	400.393	1.66675	0.86675	-227.55	23.0333	14	867.933	31.1097	30.936	3.6816	11.8343	11.9007
15	1	Entree	10.7	0.866625	0.3	723.751	0.766625	0.066625	-591.105	9.06675	5	291.481	54.5363	55.3454	6.28743	11.5289	11.3603
10	4	Entree	25.8	1.3	0.63325	405.85	1.16663	0.8	-118.414	23.3334	18	856.382	23.6277	23.8727	3.60407	15.2535	15.097
10	3	Entree	31.9334	1.63337	0.7	402.408	2.36662	2	-274.003	27.9334	17	1002.64	23.2272	23.8144	7.73066	33.2828	32.4621
6	2	Entree	11.6334	0.7	0.2	558.399	0.5	0.166625	-411.197	10.4334	7	726.483	47.4905	48.0091	3.03404	6.38874	6.31972
15	3	Entree	8.16675	0.833375	0.433375	750.802	0.66675	0.2	-675.105	6.66662	3	575.231	59.3183	58.8113	0.902818	1.52199	1.53511
15	2	Entree	9.3	0.833375	0.4	755.366	0.83325	0.366625	-645.908	7.63337	4	506.515	62.007	61.4362	2.82944	4.5631	4.6055
3	1	Sortie	22.2668	2.56675	1.53337	279.187	2.53337	0.766625	-182.717	17.1666	14	851.098	34.8294	35.0939	9.55349	27.4293	27.2226
4	1	Sortie	11.8668	0.96675	0.3	500.935	0.666625	0.066625	-448.136	10.2334	9	607.671	46.1373	46.1476	5.20667	11.2852	11.2826

9	1	Entree	33.8666	2.46663	1.76663	366.123	7.93325	6.16663	-108.33	23.4667	20	1257.05	24.0429	22.5706	7.43079	30.9064	32.9224
7	1	Entree	21.6	1.63325	1.03325	317.873	4.63338	3.46662	-270.66	15.3334	12	932.614	36.7778	37.0333	5.25129	14.2784	14.1799
14	1	Entree	13.5	1.7	1.06662	520.975	1.46663	1.03338	-344.126	10.3334	6	883.066	45.9078	46.2806	6.2009	13.5073	13.3985
7	2	Entree	25.0667	5.26675	4.43337	343.032	3.46675	2.83338	-275.621	16.3332	12	885	34.8	37.0698	6.0815	17.4756	16.4055
9	2	Entree	33.6666	3.46663	2.6	234.743	9.5	7.86675	-149.895	20.7	19	1195.36	25.1962	23.2128	9.43599	37.4501	40.65
9	3	Entree	30.4334	2.3	1.43337	381.881	9.2	7.83325	-144.417	18.9334	16	1288.64	31.0688	31.463	6.8883	22.1711	21.8934
6	3	Entree	11.7334	0.7	0.2	507.306	0.6	45	-336.977	10.4334	7	694.74	46.7157	47.4313	4.86327	10.4104	10.2533
7	3	Entree	22.8666	3.2	2.73338	274.721	2.76663	1.86662	-262.857	16.9	14	832.664	33.7773	33.5285	5.68996	16.8455	16.9705
14	2	Entree	13.8334	1.3	0.63325	453.204	0.7	45	-372.848	11.8334	8	848.333	46.7509	47.9139	6.46983	13.8389	13.503
12	2	Entree	17.4	0.73325	0.066625	480.051	1.63337	0.566625	-269.113	15.0334	11	1133.42	37.3895	37.7686	6.71127	17.9496	17.7694
8	1	Entree	-	1.83325	1	369.703	-	-	-	19.1334	14	2359.3	31.6779	31.1366	7.2248	22.8071	23.2035
4	3	Sortie	10.9	1.06662	0.4	520.325	1	45	-341.967	8.83337	6	87.1784	46.1129	45.3704	3.64464	7.90373	8.03308
11	1	Sortie	28.8	4.13337	3.46675	234.931	6.16662	5.53325	-286.828	18.5	13	182.776	36.5966	35.8325	5.06365	13.8364	14.1314
5	1	Entree	19.7334	2.06663	1.06662	447.484	1.46663	0.83325	-343.245	16.2001	10	339.797	37.7596	38.7079	4.80111	12.715	12.4035
13	1	Entree	21.7334	2.2	1.53325	470.399	4.13338	2.66675	-251.379	15.4	8	646.363	41.7764	40.9176	6.76828	16.2012	16.5413
8	3	Entree	25.9	1.63338	0.933375	366.451	3.23337	2.8	-235.077	21.0333	15	1071.64	28.6106	29.3416	5.65031	19.749	19.257
1	4	Entree	31.4	5.26675	4.03338	263.805	3.9	2.53337	-260.523	22.2332	15	330.05	31.3309	31.8043	3.18413	10.1629	10.0116
1	3	Entree	29.7334	6.2	4.5	247.704	5.73338	4.13338	-181.289	17.8	12	467.555	35.1607	36.7667	3.6759	10.4546	9.99791
11	2	Sortie	28.3	2.13325	1.33325	358.449	7.16675	6.6	-436.041	19	14	140.572	34.1908	34.4287	5.5537	16.2432	16.131
1	2	Entree	29.1667	3	2.06663	266.328	5.46675	2.73337	-130.064	20.7	20	410.966	25.0595	27.316	8.584	34.2545	31.4249
6	1	Entree	11.7333	0.73325	0.13325	478.256	0.6	45	-623.417	10.4	7	44.5115	45.0579	43.7083	3.57768	7.94018	8.18534
14	3	Entree	17.7667	1.2	0.53325	484.416	0.56675	0.06675	-467.649	16	6	1521.95	48.6658	48.585	7.10082	14.591	14.6152
5	2	Entree	19.9	1.9	1.03337	402.735	1.46675	0.5	-333.361	16.5333	10	269.683	38.2964	38.0072	3.95847	10.3364	10.415
12	1	Entree	18.4666	1.26663	0.63325	475.687	1.56662	0.733375	-248.939	15.6334	12	967.238	34.4492	36.6386	7.517	21.8205	20.5166
12	3	Entree	16.8668	1.2	0.566625	466.733	1.76675	0.76675	-230.406	13.9	10	980.762	39.2851	39.4892	5.75314	14.6446	14.5689
2	4	Entree	20.0334	1.7	0.966625	321.009	1.73337	1.23337	-295.772	16.6	14	1045.73	31.5569	30.8639	4.11207	13.0307	13.3232
3	1	Entree	31.6334	1.3	0.6	305.768	9.3	4.3	-107.658	21.0334	18	1411.35	27.3175	28.3729	6.69391	24.5041	23.5927
8	2	Entree	25.0666	1.8	0.966625	332.3	3.56663	2.96662	-271.961	19.7	15	1016.45	28.5855	29.5067	6.81297	23.8337	23.0896

Deuxième partie :

Sujets	MoyDurAuto	MedianDurAuto	SDDurAuto	CVDurAuto	CVDurMedianAuto	MoyCadAuto	MedianCadAuto	SDCadAuto	CVCadAuto	CVCad-MedianAuto	VitAlleurAuto	VitRetourAuto	VitMoyAuto	NbreArrets	Arret0Auto	Arret1Auto	Arret2Auto	TpsDe-miAuto	LargeurDe-miAuto	VitDe-miAuto
3	0.68334	0.65	0.220296	32.2381	33.8916	1.56917	1.53947	0.372611	23.7458	24.2039	45.3576	35.9067	40.6321	0	0	0	0	2.73325	772.145	282.501
3	0.668625	0.666625	0.135642	20.2867	20.3475	1.55158	1.50009	0.300815	19.3877	20.0531	44.2849	34.1278	39.2064	2	0	0	2	3.06675	809.109	263.833
13	0.783325	0.75	0.180021	22.9816	24.0027	1.34842	1.33399	0.35812	26.5585	26.8458	47.6648	39.3718	43.5183	1	0	1	0	1.7	526.412	309.654
2	0.68974	0.666625	0.104847	15.201	15.728	1.48177	1.50009	0.231435	15.6188	15.4281	47.2728	43.655	45.4639	1	0	0	1	2.23337	783.89	350.989
4	0.542857	0.533375	0.062939	11.594	11.8001	1.86368	1.87485	0.218041	11.6995	11.6298	89.4354	88.6132	89.0243	0	0	0	0	0.933375	29.513	31.6196
13	0.754759	0.8	0.201543	26.7029	25.1929	1.43602	1.25	0.461182	32.1152	36.8945	47.6845	32.3646	40.0246	2	1	1	0	3.16662	663.354	209.483
3	0.648721	0.633375	0.105026	16.1897	16.582	1.58323	1.57884	0.286373	18.0879	18.1381	56.116	49.8064	52.9612	1	0	1	0	2.76663	362.526	131.036
2	0.691656	0.666688	0.0817953	11.826	12.2689	1.46307	1.49995	0.16023	10.9516	10.6823	49.8619	48.2732	49.0676	0	0	0	0	2.3	673.866	292.985
11	0.775761	0.766625	0.0700822	9.03399	9.14166	1.29883	1.30442	0.119342	9.18839	9.14904	40.8934	43.6399	42.2667	1	0	1	0	3.43325	96.836	28.2053
10	0.633338	0.633375	0.147196	23.2413	23.2399	1.67765	1.57884	0.47071	28.0576	29.8136	37.2047	33.1635	35.1841	1	0	1	0	3.06675	627.499	204.614
2	0.726187	0.716625	0.0869038	11.9671	12.1268	1.39475	1.39618	0.161285	11.5637	11.5519	41.8345	43.8516	42.843	1	0	1	0	7.8	771.684	98.9338
15	0.56665	0.566625	0.0235555	4.15698	4.15716	1.76721	1.76484	0.0736767	4.16911	4.1747	98.6529	94.6372	96.6451	0	0	0	0	1.56675	169.649	108.281
10	0.627778	0.633375	0.118387	18.8581	18.6915	1.64417	1.57884	0.295765	17.9888	18.733	39.5194	35.5062	37.5128	1	0	1	0	3.6	688.604	191.279
10	0.701963	0.666625	0.251266	35.7947	37.6922	1.58896	1.50009	0.527285	33.1843	35.1501	34.5117	31.023	32.7674	3	1	2	0	3.26675	654.239	200.272
6	0.590482	0.6	0.0251544	4.25997	4.19239	1.69613	1.66667	0.0711127	4.19265	4.26676	81.7892	79.4425	80.6158	0	0	0	0	1.43338	458.048	319.559
15	0.533333	0.533375	0.0333125	6.2461	6.24561	1.8799	1.87485	0.117663	6.25903	6.27586	117.566	108.338	112.952	0	0	0	0	0.76675	216.466	282.317
15	0.55	0.55	0.0193412	3.51659	3.51659	1.81987	1.81987	0.0639973	3.51659	3.51659	114.094	111.386	112.74	0	0	0	0	1.13325	357.829	315.754
3	0.68333	0.7	0.172341	25.2207	24.6201	1.56559	1.42857	0.447725	28.5979	31.3408	49.6546	52.1886	50.9216	1	0	1	0	3.23337	560.974	173.495
4	0.570375	0.566625	0.0715562	12.5455	12.6285	1.77788	1.76484	0.222333	12.5055	12.598	77.9348	84.3437	81.1392	0	0	0	0	1.13338	152.636	134.674
9	0.715	0.683312	0.195415	27.3307	28.5981	1.49351	1.46433	0.381556	25.5477	26.0567	37.7161	30.5551	34.1356	1	0	0	1	3.9	955.301	244.949
7	0.738885	0.7	0.140564	19.0238	20.0806	1.39466	1.42857	0.240134	17.2181	16.8094	48.6025	51.0575	49.83	0	0	0	0	2.16675	596.614	275.35
14	0.594458	0.616625	0.0646988	10.8836	10.4924	1.69989	1.62291	0.19547	11.499	12.0444	80.4602	74.052	77.2561	0	0	0	0	1.86675	629.752	337.352
7	0.705562	0.733375	0.117916	16.7123	16.0785	1.46041	1.36356	0.286681	19.6302	21.0245	47.5766	51.2413	49.4089	0	0	0	0	2.6	749.511	288.273
9	0.635092	0.6	0.167912	26.439	27.9853	1.71276	1.66667	0.604957	35.3205	36.2974	41.4563	38.4541	39.9552	0	0	0	0	3.63338	860.84	236.926
9	0.741664	0.716687	0.176163	23.7524	24.5802	1.41733	1.39607	0.320416	22.607	22.9513	41.0843	42.6616	41.8729	0	0	0	0	3.06662	871.912	284.323
6	0.6	0.6	0.0230051	3.86478	3.83418	1.68211	1.66667	0.0648598	3.85585	3.89159	82.5226	75.5055	79.0141	0	0	0	0	1.26675	437.682	345.516
7	0.711902	0.7	0.124448	17.481	17.7782	1.44446	1.42857	0.249148	17.2485	17.4404	49.0094	45.975	47.4922	1	0	0	1	2.06675	548.005	265.153

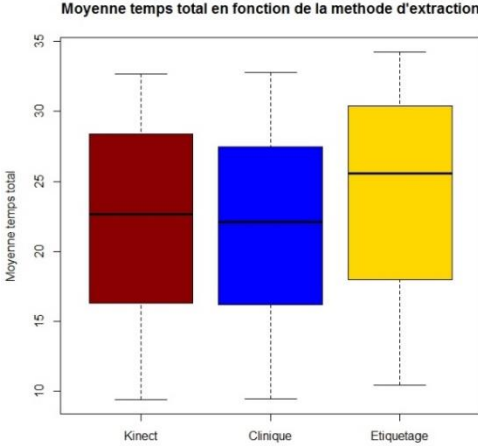
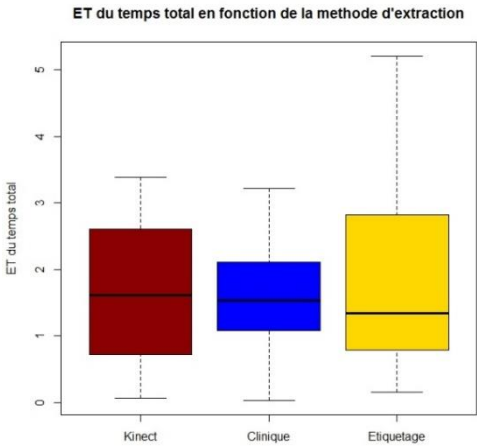
14	0.6	0.0844188	13.9727	14.0698	1.68494	1.66667	0.246318	14.6188	14.7791	85.8408	72.7899	79.3153	0	0	0	0	2.33325	574.774	246.341	
12	0.65758	0.633375	0.136713	20.7904	21.5849	1.5882	1.57884	0.372153	23.4324	23.5713	58.1307	55.3438	56.7372	0	0	0	0	2.16662	703.389	324.647
8	0.752384	0.75	0.158912	21.1212	21.1883	1.38274	1.33399	0.280306	20.2718	21.0126	42.9705	41.1314	42.051	0	0	0	0	3.1	1279.94	412.884
4	0.516625	0.0421769	7.90817	8.16393	1.8844	1.93765	0.142807	7.57839	7.37014	86.531	86.3923	86.4616	0	0	0	0	0.933375	58.856	63.0572	
11	0.774356	0.766625	0.074733	9.65099	9.74832	1.30234	1.30442	0.123325	9.46949	9.45437	44.8455	50.2086	47.5271	1	0	1	0	2.6	116.504	44.8094
5	0.703337	0.716625	0.0922187	13.1116	12.8685	1.44729	1.39618	0.220587	15.2413	15.7993	52.1223	55.2652	53.6938	1	0	1	0	3.6	111.032	30.8423
13	0.941656	0.816688	0.34306	36.4316	42.0063	1.14278	1.22908	0.25983	22.7367	21.1403	48.9851	41.0142	44.9997	1	0	0	1	1.46675	344.683	234.998
8	0.668883	0.666625	0.126898	18.9716	19.0359	1.55587	1.50009	0.368055	23.656	24.5355	45.8784	40.7995	43.3389	1	0	0	1	1.83337	447.568	244.123
1	0.751108	0.733375	0.101458	13.5077	13.8343	1.35477	1.36356	0.187965	13.8742	13.7849	38.7315	45.4947	42.1131	2	0	1	1	6.06675	192.48	31.727
1	0.833344	0.85	0.0953423	11.4409	11.2167	1.21527	1.17692	0.146559	12.0598	12.4528	41.4912	42.962	42.2266	1	0	1	0	3.1	276.169	89.0867
11	0.738098	0.716687	0.0941523	12.7561	13.1371	1.37548	1.39607	0.176613	12.8401	12.6508	48.9118	43.8322	46.372	1	0	1	0	2.86662	145.242	50.6667
1	0.65	0.633375	0.154293	23.7374	24.3604	1.63932	1.57884	0.478214	29.1715	30.2889	37.6981	39.5202	38.6091	2	0	1	1	2.46663	102.783	41.6696
6	0.6	0.0418093	6.85941	6.96822	1.64708	1.66667	0.109679	6.65896	6.58072	76.3525	72.2076	74.2801	2	0	1	1	1.26663	9.25908	7.31004	
14	0.594437	0.6	0.0574126	9.6583	9.56876	1.69618	1.66667	0.17377	10.2448	10.4262	90.2818	74.489	82.3854	1	0	0	1	2.03325	681.413	335.135
5	0.733338	0.716687	0.0785655	10.7134	10.9623	1.37736	1.39607	0.144145	10.4653	10.3251	53.1557	51.3053	52.2305	1	0	1	0	2.93337	2.10692	0.718257
12	0.65	0.666688	0.136713	21.0327	20.5063	1.61747	1.49995	0.425171	26.2862	28.3456	53.7692	52.1737	52.9714	0	0	0	0	2.36663	661.803	279.64
12	0.646663	0.65	0.0996513	15.4101	15.331	1.58123	1.53947	0.256729	16.236	16.6765	60.4474	61.1827	60.815	0	0	0	0	2.03337	701.405	344.946
2	0.676187	0.666625	0.0937287	13.8614	14.0602	1.507	1.50009	0.225665	14.9745	15.0434	48.408	45.0016	46.7048	0	0	0	0	2.36662	654.423	276.522
3	0.698146	0.7	0.155277	22.2414	22.1825	1.49977	1.42857	0.336189	22.4159	23.5332	47.7111	34.0589	40.885	0	0	0	0	3.13338	824.045	262.99
8	0.666675	0.66675	0.101573	15.2358	15.234	1.53206	1.49981	0.234	15.2735	15.602	44.4882	41.4685	42.9784	1	0	1	0	4.36662	621.088	142.235

ANNEXE 4 : LEXIQUE DES VARIABLES KINECT

Nom de la variable	Signification	Nom de la variable	Signification
« TpsTotAuto »	Temps total (s)	« MedianDurAuto »	Médiane des durées de pas (s)
« TpsLeverAuto »	Temps pour se lever (s)	« SDDurAuto »	Ecart-type des durées de pas
« TpsLeverEquiAuto »	Temps pour se lever équilibré (s)	« CVDurAuto »	Coefficient de variation des durées de pas (%)
« VitLeverAuto »	Vitesse du levé (mm/s)	« CVDurMedianAuto »	Coefficient de variation par rapport à la médiane des durées de pas (%)
« TpsAssisAuto »	Temps pour s'asseoir (s)	« MoyCadAuto »	Moyenne de la cadence (pas/s)
« TpsAssisEquiAuto »	Temps pour s'asseoir équilibré (s)	« MedianCadAuto »	Médiane de la cadence (pas/s)
« VitAssisAuto »	Vitesse pour s'asseoir (mm/s)	« SDCadAuto »	Ecart-type de la cadence
« TpsMarcheAuto »	Temps de marche (s)	« CVCadAuto »	Coefficient de variation de la cadence (%)
« LargeurMarcheAuto »	Largeur de la marche (mm)	« CVCadMedianAuto »	Coefficient de variation par rapport à la médiane de la cadence (%)
« MoyLongAuto »	Moyenne des longueurs de pas (cm)	« VitMoyAuto »	Vitesse moyenne (cm/s)
« MedianLongAuto »	Médiane des longueurs de pas (cm)	« NbreArretAuto »	Nombre d'arrêts
« SDLongAuto »	Ecart-type des longueurs de pas	« TpsDemiAuto »	Temps pour faire le demi-tour (s)
« CVLongAuto »	Coefficient de variation des longueurs de pas (%)	« LargeurDemiAuto »	Largeur pour faire le demi-tour (mm)
« CVLongMedianAuto »	Coefficient de variation par rapport à la médiane des longueurs de pas (%)	« VitDemiAuto »	Vitesse du demi-tour (mm/s)
« MoyDurAuto »	Moyenne des durées de pas (s)		

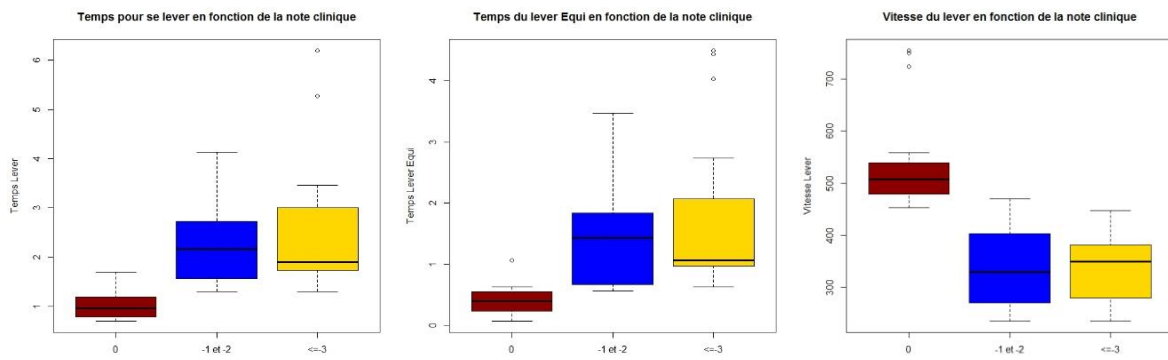
ANNEXE 5 : DIFFÉRENCE ENTRE LES MÉTHODES D'EXTRACTION

Les boxplots ci-présentés sont le reflet des similarités entre les trois méthodes d'extraction de données tel qu'expliqué au chapitre 5.3

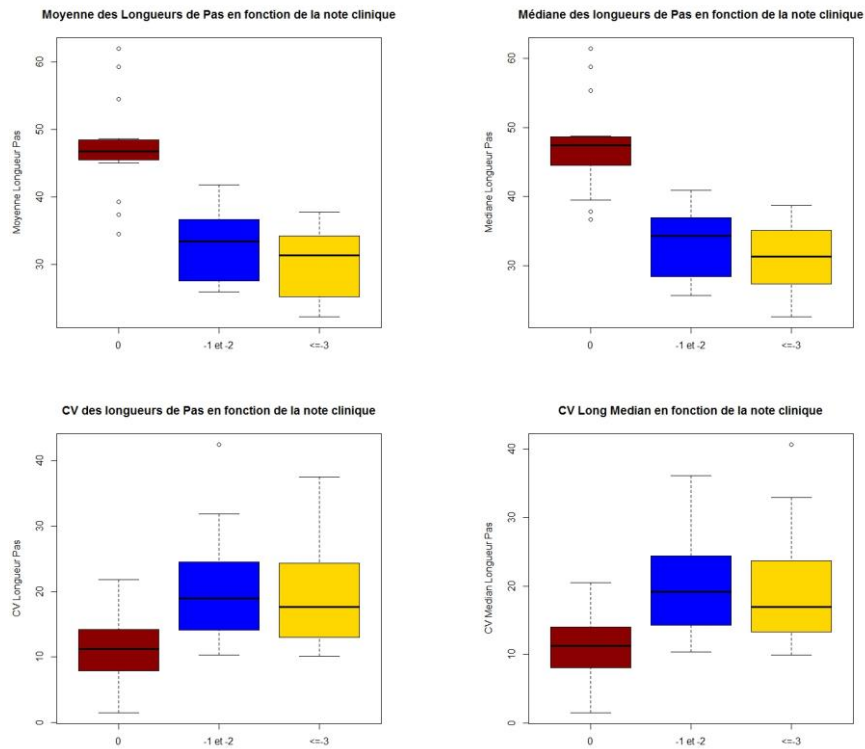


ANNEXE 6 : BOXPLOTS DES VARIABLES PAR RAPPORT À LA NOTE GLOBALE

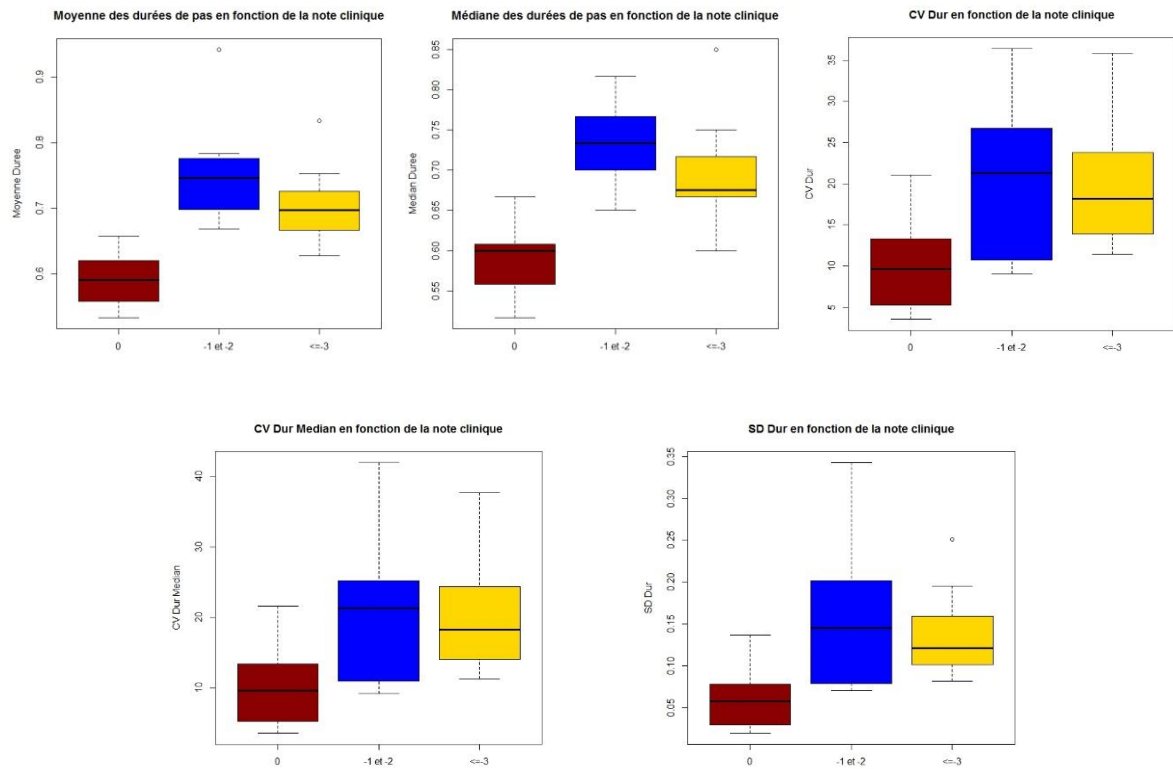
Variables du « Lever »



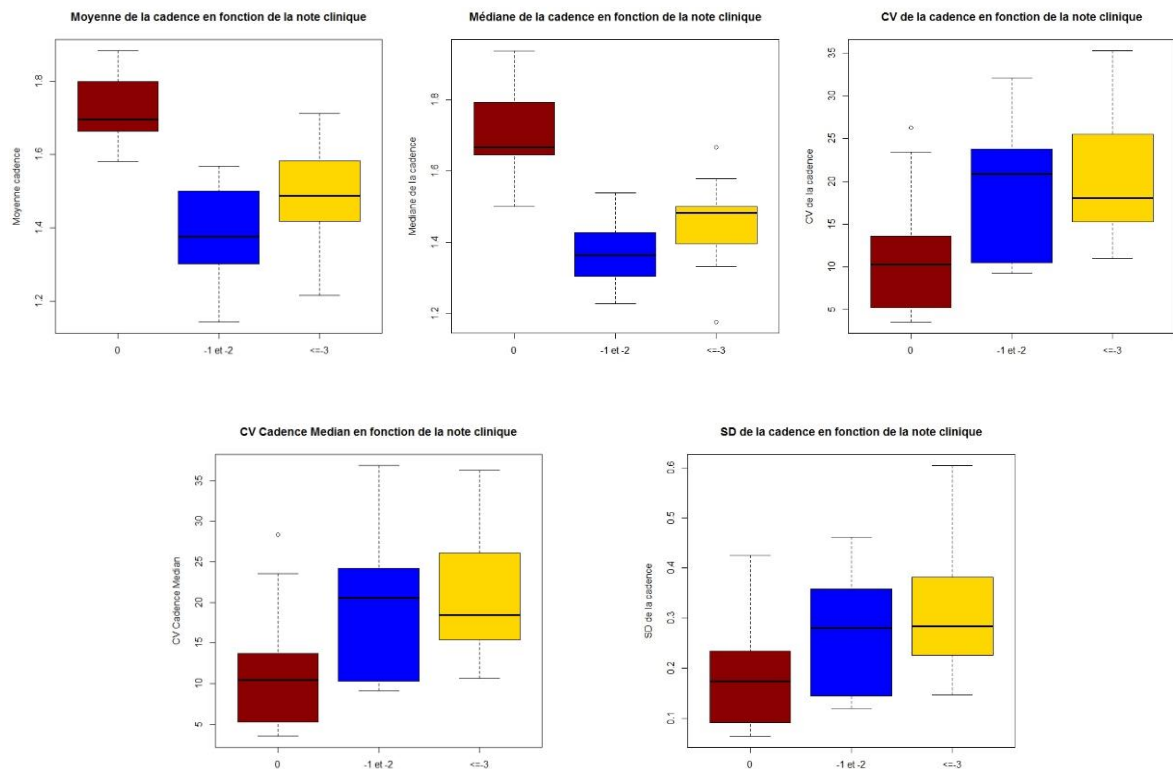
Variables des longueurs de pas



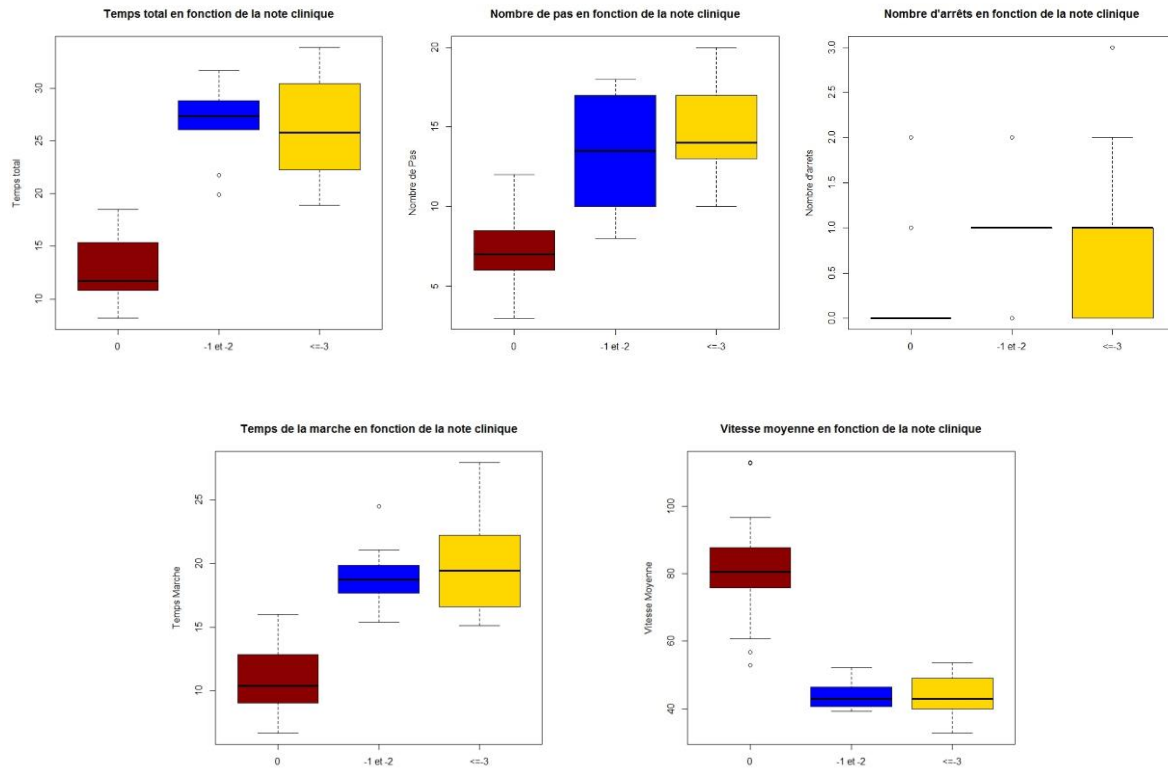
Variables des durées de pas



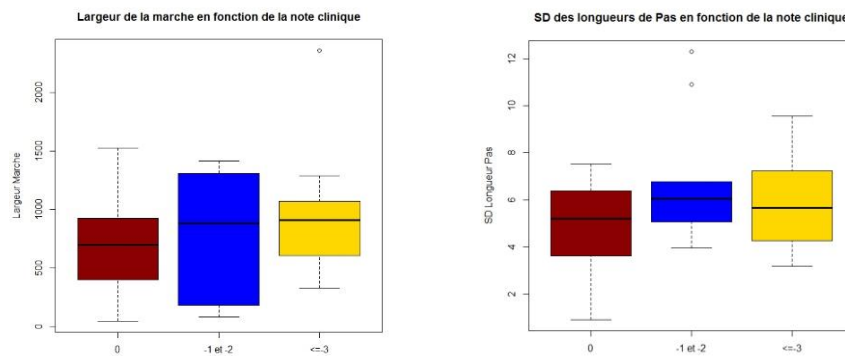
Variables de la cadence



Variables du temps total, du nombre de pas, du nombre d'arrêts, du temps de marche et de la vitesse moyenne



Variable ne faisant aucune différence entre les groupes

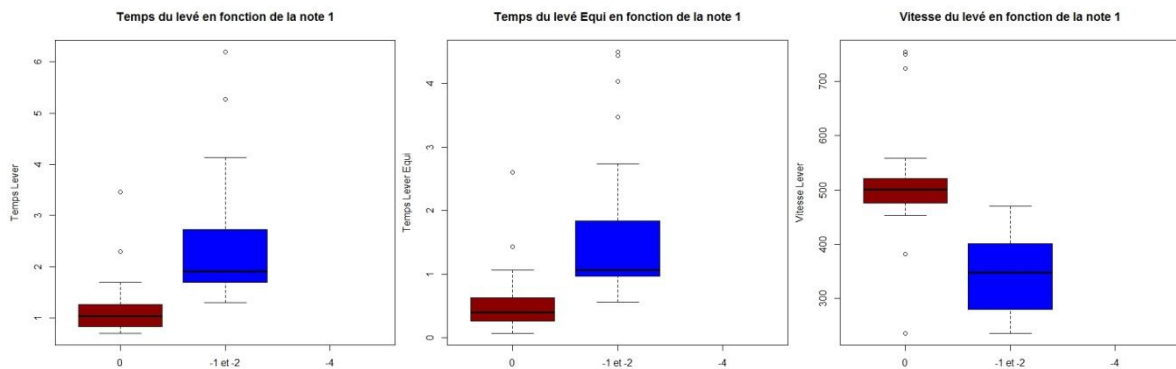


ANNEXE 7 : BOXPLOTS DES VARIABLES PAR RAPPORT AUX NOTES 1,3 & 4

Cette annexe comprend les boxplots des variables capables de faire la différenciation entre les groupes pour la note 1, pour la note 3 ainsi que pour la note 4.

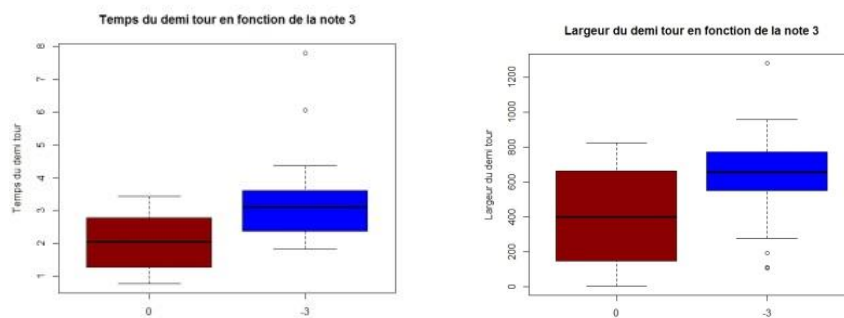
Par rapport à la note 1

- Variables différenciant les groupes

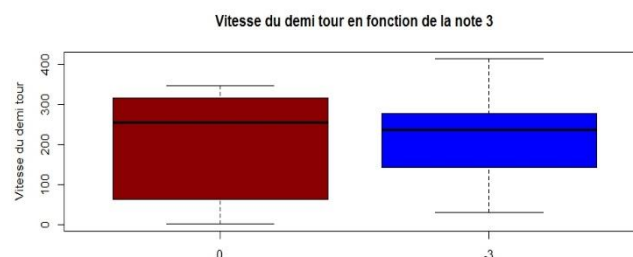


Par rapport à la note 3

- Variables différenciant les groupes

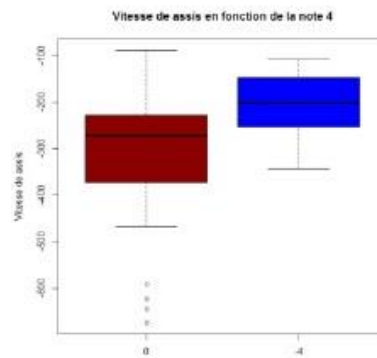


- Variable ne faisant pas de distinction

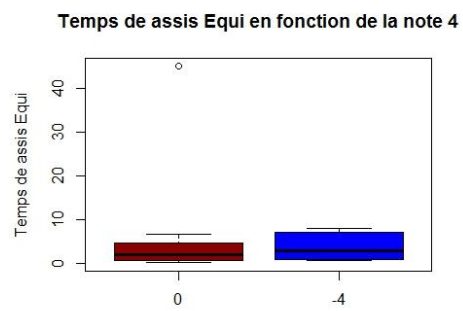
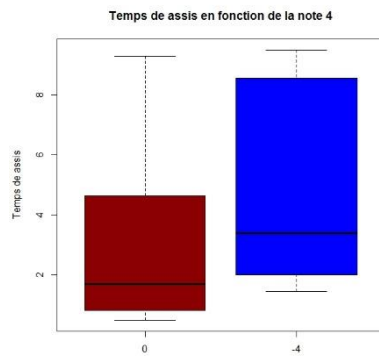


Par rapport à la note 4

- Variable différenciant les groupes



- Variables ne faisant pas de distinction



REMERCIEMENTS

Je souhaite adresser mes remerciements à toutes les personnes ayant permis que ce travail de Master soit réalisable en apportant leur aide.

Je tiens tous d'abord à remercier Monsieur Jean-Pierre Bresciani, professeur associé dans le Département de Médecine à l'Université de Fribourg, en tant que conseiller de ce travail.

J'aimerais également remercier Madame Amandine Dubois, assistante docteure dans le Département de Médecine à l'Université de Fribourg, en tant que co-conseillère de ce travail et pour le temps qu'elle y a consacré par sa présence lors de la prise des mesures et pour la relecture de ce travail.

De plus, mes remerciements sont adressés au Dr. Méd. Bihl Landsbury Titus, adjoint Spécialiste en médecine physique et réadaptation à l'Hôpital Cantonal de Fribourg et Médecin responsable de l'UATO à la Providence de Fribourg, pour son autorisation à effectuer nos tests sur ses patients ainsi que pour la mise à disposition de la salle dans laquelle les tests ont été effectués.

Je remercie d'autre part les physiothérapeutes du centre UATO pour le temps qu'elles ont consacré par leur présence et leur analyse des tests.

Je tiens encore à remercier toutes les personnes qui ont participé à notre étude afin que celle-ci puisse être menée à bien.

Merci aussi à mes proches pour le soutien et aux trois personnes ayant consacré du temps à la relecture de ce travail pour l'aide si précieuse qu'elles m'ont apportée.

DÉCLARATION PERSONNELLE

« Je sous-signée certifie avoir réalisé le présent travail de façon autonome, sans aide illicite quelconque. Tout élément emprunté littéralement ou mutatis mutandis à des publications ou à des sources inconnues, a été rendu reconnaissable comme tel. »

Lieu, date : Fribourg, Le 19.07.2016

Signature :

DROITS D'AUTEUR

« Je sous-signée reconnais que le présent travail est une partie constituante de la formation en Sciences du Mouvement et du Sport à l'Université de Fribourg. Je m'engage donc à céder entièrement les droits d'auteur – y compris les droits de publication et autres droits de publication et autres droits liés à des fins commerciales ou bénévoles – à l'Université de Fribourg.

La cession à tiers des droits d'auteur par l'Université est soumise à l'accord de la sous-signée uniquement.

Cet accord ne peut faire l'objet d'aucune rétribution financière. »

Date : Le 19.07.2016

Signature :