

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ GRENOBLE ALPES

Spécialité : **Mouvement et comportement pour la santé et l'Autonomie**

Arrêté ministériel : 7 août 2006

Présentée par

Quentin Mourcou

Thèse dirigée par **Nicolas Vuillerme** et
codirigée par **Anthony Fleury**

préparée au sein des laboratoires **AGIM**, équipe **GEM** et Département
Informatique et Automatique, Ecole des Mines de Douai
dans **Ingénierie pour la Santé, la Cognition et l'Environnement**

Conception et validation d'un système ubiquitaire centré autour du Smartphone et dédié à l'amélioration de l'autonomie de la personne

Thèse soutenue publiquement le **25 janvier 2016**,
devant le jury composé de :

M. Jacques Demongeot

Professeur, Université Grenoble Alpes, Président

M. Pascal Madeleine

Professeur, Université Aalborg, Danemark, Rapporteur

M. Dan Istrate

Enseignant-Chercheur, HDR, Titulaire Chaire E-biomed, UTC
Compiègne, Rapporteur

Mme. Edwige Pissaloux

Professeur, Université de Rouen, Examineur

M. Nicolas Vuillerme

Maître de Conférence, HDR, IUF, Université Alpes, Directeur de thèse

M. Anthony Fleury

Enseignant-Chercheur, École des Mines de Douai, Co-Directeur de thèse





Université Grenoble Alpes



Laboratoire AGIM



Ecole des Mines de Douai

Résumé

La perte d'autonomie pour une personne accroît son isolement, son anxiété et peut mener jusqu'à la dépression. Ce travail doctoral a été initié et motivé par la volonté de maintenir, voir d'améliorer, l'autonomie des personnes. La diminution de la mobilité est directement liée à la diminution de l'autonomie. En intervenant sur la mobilité, avec l'aide des nouvelles technologies, nous sommes capables de proposer des solutions innovantes à ce problème. Nous avons constaté que le Smartphone est un outil disposant d'un ensemble de capteurs et actuateurs nous permettant d'intervenir sur l'évaluation et la rééducation de capacités liées à la mobilité. L'objectif principal de ce travail doctoral est ainsi de concevoir et d'évaluer un système ubiquitaire, basé sur Smartphone et dédié à l'amélioration de l'autonomie de la personne via la rééducation, en dehors du cadre soignant, et l'aide aux déplacements. Afin d'atteindre cet objectif général, nous avons d'abord cherché à savoir si le Smartphone et ses capteurs embarqués apportaient la fiabilité nécessaire à la conception d'un tel système. Puis, nous avons dû répondre à des objectifs secondaires qui sont de pouvoir, à partir d'un Smartphone, réaliser l'évaluation, la surveillance et l'amélioration 1) des capacités proprioceptives de la personne et 2) des déplacements et mouvements de la personne à mobilité réduite, toutes deux essentielles au maintien de l'autonomie.

Avant de travailler sur de tels systèmes, nous nous sommes assurés de la possibilité d'utiliser un outil du quotidien tel que le Smartphone pour faire des mesures fiables et répétables. La première étape est l'évaluation de la performance des capteurs inertiels intégrés aux Smartphones. Elle est réalisée en comparant

trois types de Smartphones utilisant différents systèmes d'exploitations mais aussi plusieurs algorithmes de mesures angulaires, dont certains ont été adaptés. Cette première étude nous permet de conclure que ces capteurs, ainsi que l'algorithmique utilisée, permettent un recueil de données suffisamment précises et fiables par rapport aux outils standards de la recherche médicale pour autoriser l'utilisation du Smartphone pour des applications dédiées à l'évaluation, à la surveillance et à l'amélioration des capacités de la personne.

Le premier axe applicatif est l'évaluation d'un système de mesure, de suivi, de contrôle et de correction de mouvements à l'aide d'un Smartphone. Il fait l'objet d'un premier état de l'art des solutions dédiées à la mesure d'angle à partir de Smartphones dans le cadre de l'évaluation et la réadaptation fonctionnelle de la proprioception. Ce travail nous permet de constater que le Smartphone est déjà abondamment utilisé en tant qu'outil de mesure angulaire en clinique, mais qu'il reste limité à cette fonction. Son utilisation en tant qu'outil de rééducation et d'amélioration de la proprioception n'a pas encore été explorée. Ainsi, nous proposons et valorisons un procédé et système pour la mesure, le suivi, le contrôle et la correction d'un mouvement ou d'une posture d'un utilisateur. Dans le cadre de l'évaluation de la preuve de concept de ce procédé, nous mettons en place un outil logiciel sur Smartphone, iProprio, permettant la mesure, le suivi, le contrôle et la correction, via un biofeedback tactile, de la proprioception du genou à domicile. Cette preuve de concept fait l'objet d'évaluations auprès de personnes jeunes et âgées. Les résultats démontrent une amélioration lors d'un exercice de rééducation de repositionnement de genou.

Le second axe applicatif est l'évaluation d'un système de mesure et de suivi de déplacement pour personne à mobilité réduite utilisant un fauteuil roulant manuel. Il est le fruit d'une étude de conception participative auprès de personnes en situation de handicap. L'objectif de cette étude est, dans un premier temps, de cerner les besoins et attentes des personnes en situation de handicap en matière d'autonomie fonctionnelle et de dispositifs techniques d'aide et de suppléance à leur situation. Dans un second temps, il s'agit de définir et spécifier des solutions qui pourraient être déployées et utilisées afin de pallier leurs limitations fonctionnelles et d'améliorer leur qualité de vie. Cette première étude nous permet de conclure

que le problème de déplacement autonome à l'extérieur de l'habitat est le principal frein à leur autonomie. L'absence d'une solution de guidage prenant en compte les spécificités et capacités de déplacement d'un utilisateur en fauteuil roulant est l'un des principaux axes d'étude applicatif qui a été mis en évidence. Cependant, pour permettre la création d'un tel dispositif, il est primordial d'avoir accès, en amont, à une connaissance précise, fiable et actualisée des spécificités topographiques du terrain. C'est sur ce point que ce travail doctoral intervient. Ainsi, l'utilisation du Smartphone et de ses capteurs inertiels permet la mesure et le suivi d'un utilisateur lors de son déplacement en fauteuil. Le recueil de ces mesures nous permet ensuite d'analyser précisément la topographie et les difficultés de déplacement liées au terrain pour en extraire un indice d'accessibilité. Cet indice pourra, par la suite, être utilisé pour préparer l'itinéraire puis guider un utilisateur final. La preuve de concept de l'utilité et de la fiabilité de ces mesures est réalisée à l'aide de personnes utilisant quotidiennement un fauteuil roulant. Les résultats de ces travaux nous permettent une conclusion positive de l'utilisation du Smartphone pour ce cadre applicatif en démontrant que le Smartphone est capable de relever des mesures fiables et précises de données topographiques et de déplacement telle que la pente, le dévers ou encore la qualité de roulement du sol.

Dans leur ensemble, les résultats présentés dans ce travail doctoral démontrent que :

- . Le Smartphone est fiable dans le cadre de la mesure clinique angulaire
- . Le Smartphone est un outil capable de mesurer, suivre, contrôler et corriger un mouvement ou une posture.
- . Le Smartphone est capable de collecter des données cinématiques pour relever l'accessibilité de la voirie

Ces résultats ouvrent la perspective de l'utilisation d'un outil ubiquitaire, le Smartphone, dans le cadre de la mesure, le suivi, le contrôle et la correction d'un mouvement, d'une posture ou encore d'un déplacement, et cela de manière autonome. Ainsi, afin de passer le stade de preuve de concept, des études cliniques peuvent dès à présent être menées afin de déterminer l'impact de notre système sur la santé et le bien-être de la personne.

Abstract

Loss of mobility and independence for a person increase his isolation, anxiety and can lead to depression. This doctoral work was introduced and motivated by the goal to maintain, even to improve, the autonomy of the people. The decrease of the mobility is directly connected to the decrease of the autonomy. By occurring on mobility, with the help of new technologies, we are capable of proposing innovative solutions to this problem. We noticed that the Smartphone is a tool composed of a set of sensors allowing us to intervene on the evaluation and the rehabilitation of capacities connected to the mobility. The main objective of this doctoral work is to conceive and to estimate an ubiquitous system, based on Smartphone and dedicated to the improvement of the autonomy of the person by rehabilitation at home and the mobility aid. To reach this general goal, we tried at first to know if the Smartphone and its embedded sensors brought the reliability necessary for the conception of such a system. So, to improve the autonomy, we had to answer secondary objectives which are, from a Smartphone, to be able to realize assessment, monitoring and improvement of the 1) proprioceptive capacities of the person and of 2) travels and movements of the person with reduced mobility, which are both of them essential in the preservation of the autonomy.

Before working on such systems, it was necessary, first of all, to make sure of the possibility to use a tool of the everyday life, such as the Smartphone, to make reliable and repeatable measurements. The first stage was thus the evaluation of the performance of the inertial sensors integrated into Smartphones. It was realized by comparing three types of Smartphones using various operating systems but also

several algorithms of angular measurements, among which some were adapted. This first study allowed us to conclude that these sensors, as well as the algorithmic used, allow a data collection enough precise and reliable with regard to the standard tools of the medical research to authorize the use of the Smartphone for dedicated applications for assessment.

The first application axis is the evaluation of a Smartphone-based system for sensorimotor control assessment, monitoring, improving and training at home. It made the object of a first state of the art of the solutions dedicated to the range of motion with the use of Smartphones within the framework of the evaluation and the rehabilitation of the proprioception. This work allowed us to notice that the Smartphone was already abundantly used as angular measurement tool in private hospital, but that it remained limited to this primary function. Its use as tool of assessment, monitoring and improvement of the proprioception had not been explored yet. So, we proposed and valued a process and a system for the assessment, the monitoring, the control and the correction of a movement or posture from a user. Within the framework of the evaluation of the proof of concept of this process, we set up an application on Smartphone, iProprio, allowing the assessment, monitoring, improving and training, via a haptic biofeedback, the proprioception of the knee at home. This proof of concept was made with young and old people. The results demonstrate an improvement during an rehabilitation exercise by repositioning the knee.

The second application axis is the evaluation of a measurement and follow-up system of displacement for person with reduced mobility using a manual wheelchair. It is the result of a participative conception study with people who live with disabilities. The objective of this study is, at first, to encircle needs and expectations of the people with disabilities regarding functional autonomy and regarding technical devices of assistant and substitution for their situation. Secondly, it was a question of define and of specify solutions which could be deployed and used to mitigate their functional limitations and improve their quality of life. This first study allowed us to conclude that the problem of autonomous outside displacement is the main brake in their autonomy. The absence of a guiding solution which could take into account specificities and capacities of displacement of a user in wheel-

chair is one of the main deficiency which was highlighted. However, to allow the creation of a such application, it is essential to have access, upstream, to a precise, reliable and updated knowledge about the topographic specificities of the ground. So, the use of the Smartphone and its inertial sensors allows the assesment and the monitoring of a user during its displacement in wheelchair. The collection of these measurements allows us then to analyze exactly the topography and the difficulties of travel connected to the ground to extract an index from it of accessibility. This index can, afterward, be used to prepare the route and then guide an end user. The proof of concept of the utility and the reliability of these measurements was realized by means of people using daily a wheelchair. The results of these works allow us a positive conclusion of the use of the Smartphone for this application by demonstrating that the Smartphone is capable of raising reliable and precise measurements of topographic data and displacement measurements such as the slope, the crossfall or the ride quality of the ground.

As a whole, the results presented in this doctoral work demonstrate that :

- . The Smartphone is reliable within the domain of the clinical measurement
- . The Smartphone is a tool for assessment, monitoring, improving and training a movement or a posture.
- . The Smartphone is capable of collecting kinematic data to raise the accessibility of the public road network.

These results opens the prospect of the use of an ubiquitous tool, the Smartphone, within the framework of the assessment, monitoring, improving and training of a movement, a posture or a displacement, in an autonomous way. To cross the stage of proof of concept, clinical trials can be right now led to determine the impact of our system on the health and the well-being of the person.

Remerciements

Ce travail de thèse, qui a été depuis 3 ans le fil conducteur de mon projet professionnel, touche désormais à sa fin. Je souhaite remercier toutes les personnes qui ont, de près ou de loin, contribué à la production de ce travail et m'ont permis de réaliser ce projet qui n'est en fait qu'un début. N'y voyez surtout aucun ordre de préférence.

Je tiens à remercier mes deux excellents et passionnés directeurs :

Nicolas, merci de m'avoir offert la possibilité d'aller travailler tous les jours pour quelque chose qui me tient à cœur. Merci pour ta présence infaillible à mes côtés lors de ces nombreux coups de bourre que nous avons dû affronter, même pendant nos vacances ! Merci de m'avoir transmis toutes ces compétences qui aujourd'hui me permettent d'être une personne plus sûre de moi et de mes capacités dans ma vie au travail. Merci enfin de m'avoir donné autant de liberté, de confiance, d'autonomie et de soutien.

Anthony, merci de m'avoir également accompagné dans cette drôle d'aventure. Mes voyages à Douai, loin de chez moi et de ma toute récente famille, ont toujours été d'excellents moments de travail mais aussi d'excellents moments de gastronomie ! Tu as su m'accueillir au sein de ton équipe, de ton travail, auprès de tes amis, collègues et surtout au sein de ta famille comme personne. C'est grâce à cela que j'ai pu me sentir à l'aise et finalement m'épanouir en venant dans ce plat pays, ma terre d'origine mais aussi responsable de nombres de mes maux. Merci également pour tout le savoir être et tout le savoir faire que tu m'as transmis et qui m'ont permis de m'améliorer chaque jour.

Céline, je tiens à te dédier ce travail de thèse qui sans toi n'aurait pas existé. Tu es la première personne à m'avoir fait confiance dans le travail en me proposant cette première découverte du monde de la recherche. Et plus que tout, tu m'as fait confiance en amitié. La distance et le temps n'effaceront effectivement jamais cela. Merci de m'avoir appris tant et tant de choses, avec toute ta patience, ta générosité, ton écoute, ta bienveillance, et ton attention aux moindres de mes petits soucis et de mes questions. Tu m'as transmis, avec Nicolas et Anthony, le goût de la recherche. Tu m'as permis de croire en moi au bon moment afin d'avoir la force de me lancer dans cette vie et je t'en suis extrêmement reconnaissant.

Je remercie Pascal Madeleine, Professeur à l'université d'Aalborg, et Dan Istrate, Maître de Conférences à l'université de technologie de Compiègne, d'avoir accepté de rapporter mon travail de thèse. Je remercie également Edwige Pissaloux, Professeur à l'université de Rouen, et Jacques Demongeot, Professeur à l'université Grenoble Alpes, pour avoir examiné mon travail. Vos retours m'ont permis d'enrichir ce travail pour l'emmener vers une qualité qui sera, j'en suis persuadé, bénéfique à tous ceux qui souhaiteront le poursuivre.

Au fil de ma thèse, et de mes travaux de recherche en général, j'ai été amené à travailler dans de nombreux endroits différents. Par ordre d'apparence, je tiens à remercier toute l'équipe PRETA du laboratoire TIMC-IMAG pour m'avoir accueilli lors de mon premier stage en recherche. L'accueil d'un étudiant, que l'on côtoie de plus en plus, n'est jamais évident et j'ai fortement apprécié la simplicité avec laquelle j'ai pu m'intégrer dans le quotidien de votre équipe.

Je remercie toutes les équipes du laboratoire AGIM, et en particulier le troisième étage de Jean Roget. Vous êtes nombreux à m'avoir également permis de me sortir de ce grand bureau à la vue magnifique pour partager mes craintes et mes doutes. Je remercie également le laboratoire pour avoir financé une partie de mon projet.

Merci à l'ensemble du département Informatique et Automatique de l'école des Mines de Douai. Je sais que les gens du nord sont accueillants, mais vous avez su me le montrer une fois de plus ! Antoine, Jannick, Frédéric, Mathieu, Rémi, Sébastien, Cécile, Fabienne, Jérémie, Guillaume et tous les autres, merci pour ces bons moments. Je remercie également les responsables, Philippe Hasbroucq et

Stephane Lecoeuche, pour avoir cru en mon travail et avoir permis de financer la seconde partie de mon projet.

J'adresse un profond remerciement à mes deux compères d'aventures, Cyril et Pascal. Merci de m'accorder la confiance dans notre travail et merci pour tout ce que vous faites pour concrétiser notre projet commun.

Je termine avec les moteurs qui sont à l'origine de ce que je suis.

A mes parents, merci de m'avoir guidé et de m'avoir appris à me guider. La faible démonstration de mes sentiments est inversement proportionnelle à leur intensité. Je serais toujours là. Dolly, ton courage et ta force me permettent de ne jamais baisser les bras, même dans les moments les plus difficiles. Je souhaiterais tellement arriver un jour à te rendre la pareille. Églantine, je souhaiterais également pouvoir être plus fort et faire plus pour t'aider à vaincre. J'ai confiance en toi et je sais au fond de moi que tu arriveras à trouver ce qu'il te manque. Thomas, même si nous sommes différents, je sais que je pourrai toujours compter sur toi et tu sais que tu pourras toujours compter sur moi. Nous nous le sommes parfois prouvé durant cette période.

A Dona, Philippe, Marie, Antoine et Thibaut. Merci de m'avoir accueilli dans votre famille durant ces moments difficiles que nous avons traversés. Ça a toujours été une joie pour moi de vous retrouver, et j'espère que nous pourrons continuer à nous voir aussi régulièrement.

Valérie, Jacques, Noé, Louise et tout le reste de la famille (ça prendrait trop de place!), merci d'avoir été présent tout au long de ces années pour la famille que nous avons construit avec Valentine. Je sais que vous serez aussi toujours là malgré les difficultés.

Valentine, merci de m'avoir encouragé, soutenu et aimé dans ces moments difficiles. Tu m'as apporté les deux plus belles choses au monde qu'un homme puisse espérer, l'amour et la paternité. Tu m'as permis de réaliser nombres de mes rêves. Il ne me reste plus que le plus important de tous à concrétiser, et j'espère que nous pourrons, un jour, le faire ensemble.

Léon, tu m'apportes chaque jour la joie et le bonheur d'être ton papa. Tu es un merveilleux petit bonhomme qui communique son enthousiasme et son énergie à tous ceux qui croisent ta route. Tu es ce que j'ai de plus précieux et tu me donnes le courage d'affronter la vie. Grâce à toi, je ne vais désormais plus affronter cette vie mais en profiter, pour te rendre encore plus heureux et te garder sur le chemin du bonheur.

Quand un enfant naît, un père naît aussi.

Frederick Buechner

Table des matières

Résumé	v
Abstract	ix
Remerciements	xiii
Table des figures	xxi
Liste des tableaux	xxv
Valorisation des travaux de thèse	xxvii
Objectifs du travail doctoral	xxix
 I Introduction	 1
1 Du besoin naît l’outil	3
1.1 Contexte et problématique	4
1.1.1 La loi handicap 2005	6
1.1.2 Adaptation de la société au vieillissement	7
1.2 Technologies pour la Santé et l’Autonomie	8
1.2.1 Le maintien à domicile	8
1.2.2 Le besoin de communication	11
1.2.3 Le besoin de mobilité	12
1.2.4 La stimulation des capacités intellectuelles et/ou mnésiques .	14
1.2.5 L’ « employabilité » des personnes handicapées	14
1.3 Le Smartphone, nouvel outil technologique	15
1.3.1 Historique	15

1.3.2	La description du Smartphone d'aujourd'hui	18
1.4	Conclusion	20
	Bibliographie	21
2	A la recherche du Smartphone	27
2.1	Introduction	28
2.2	Les applications Smartphones et la science	28
2.3	Détection et interprétation de mouvements et comportements . . .	31
2.3.1	La reconnaissance d'activité	31
2.3.2	Géolocalisation et mode de déplacement	32
2.3.3	La mesure d'activité physique et sportive	36
	Bibliographie	38
II	Validation de l'outil pour la mesure	45
3	La mesure angulaire de mouvements et Smartphone	47
3.1	Introduction	48
3.2	Évaluation de la performance des capteurs inertiels des Smartphones pour la mesure de mouvements	49
3.3	Conclusions et perspectives	74
	Bibliographie	75
III	Axe 1 : Mesure, suivi, contrôle et correction de mou- vement	79
4	État de l'art pour la mesure et la rééducation de la proprioception à l'aide d'un Smartphone	81
4.1	Introduction	82
4.2	Applications Smartphones dédiées à la mesure angulaire des articu- lations pour l'évaluation fonctionnelle et la rééducation de la pro- prioception	83
4.3	Conclusions et perspectives	109
	Bibliographie	110
5	Mesure, suivi, contrôle et correction de mouvement ou de posture à l'aide d'un Smartphone : principe et architecture	117
5.1	Introduction	118
5.2	Procédé et système pour la mesure, le suivi, le contrôle et la correc- tion d'un mouvement ou d'une posture d'un utilisateur	119

5.3	Applications Smartphone pour l'évaluation, le suivi, l'amélioration et la rééducation du contrôle sensorimoteur à domicile	120
5.4	Conclusions et perspectives	134
	Bibliographie	135
6	Évaluation d'un système de mesure, de suivi, de contrôle et de correction de mouvements	139
6.1	Introduction	140
6.2	iProprio, une application Smartphone pour la mesure et l'amélioration des capacités proprioceptives	141
6.3	Conclusions et perspectives	158
	Bibliographie	159
IV	Axe 2 : Mesure et suivi de déplacement extérieur	163
7	Évaluation d'un système de mesure et de suivi de déplacement pour personne à mobilité réduite utilisant un fauteuil roulant manuel : État de l'art	165
7.1	Introduction	166
7.2	Utilisation du Smartphone pour le suivi et l'assistance de la personne en fauteuil roulant	166
7.3	Conclusions	170
	Bibliographie	171
8	Évaluation d'un système de mesure et de suivi de déplacement pour personne à mobilité réduite utilisant un fauteuil roulant manuel	173
8.1	Introduction	174
8.2	Wegoto, une application Smartphone pour évaluer et améliorer l'accessibilité pour les personnes en fauteuil roulant	175
	Bibliographie	186
8.3	Wegoto, une application Smartphone pour évaluer l'accessibilité de l voirie et des espaces publics aux personnes à mobilité réduite . . .	189
8.4	Conclusions et perspectives	202
	Bibliographie	203
V	Synthèse générale et perspectives	205
9	Synthèse générale et perspectives	207
9.1	Principaux résultats	209

9.1.1	Validation de l'outil pour la mesure	209
9.1.2	Smartphone et mesure angulaire clinique	211
9.1.3	Architecture du système ubiquitaire	212
9.1.4	Preuves de concept pour les deux axes applicatifs	212
9.2	Discussion générale	214
9.3	Conclusions et perspectives	220
	Bibliographie	222

Table des figures

1	Découpage du manuscrit	xxix
1.1	Motorola DynaTAC 8000X	15
1.2	Ericsson R380 : premier Smartphone	16
1.3	iPhone, première version	18
1.4	Parts de marché des systèmes d'exploitations sur Smartphone (Source IDC - via ZDNet.fr/chiffres-cles)	19
3.1	KR5-SIXX-R650 Axis. Provided by KR 5 sixx R650, R850 Specification manual.	54
3.2	Block diagram representation of a common orientation filter using accelerometer, magnetometer and gyroscope data.	56
3.3	Picture showing the various devices mounted on the robotic arm.	61
3.4	Signals measured during the static protocol for the second and the third targeted angles.	65
3.5	Kruskal-Wallis test result for Xsens roll and pitch Root Mean Square (RMS) compared to Galaxy Nexus, iPhone 5S and iPhone 4 obtained for the static protocol.	67
3.6	Kruskal-Wallis test result for Xsens roll and pitch RMS compared to Galaxy Nexus, iPhone 5S and iPhone 4 for the dynamic protocol at rate of 50 percent of the maximum velocity.	69
5.1	Overall architecture of the Smartphone-based system.	127
5.2	Orientation estimation from the raw sensor measurement.	129
5.3	Screenshots of the iProprio (left) and iBalance (right) main screen.	130
5.4	iBalance principle of functioning which consists of (1) the measurements of trunk orientations and movements and (2) the provision of auditory biofeedback to the user during home rehabilitation exercises.	131
5.5	Overall scheme of the iProprio solution (vibrotactile version)	133

6.1	Algorithm for BF generation used in the proof-of-concept study. First, calculate the angle sensors, then check the BF mode and compare the antero-posterior angle to the value of the deadzone to decide whether the vibrator is activated	147
6.2	Description of Attractive of vibrotactile biofeedback : the participant is asked to move toward the vibration ; Vibrators are activated inside the deadzone indicating to the participant that the target is reached	148
6.3	Description of the Repulsive mode of vibrotactile biofeedback : the participant is asked to move away from the vibration until reaching the deadzone. Vibrators are activated outside and the location of the vibration indicates to the participant to move in the opposite direction.	148
6.4	Screenshots of iProprio application. Selected buttons represent the setting used for the proof of concept : knee-joint training protocol with vibrotactile biofeedback. The two modes of vibrotactile biofeedback were tested in turns. The deadzone was defined at 1degree on either side if the specified angle target	149
6.5	Mean and standard error of mean for the absolute error obtained in the three BioFB OFF, BioFB ON / Repulsive and BioFB ON / Attractive conditions for young population . These three experimental conditions are presented with different symbols : BioFB OFF (black bars), BioFB ON / Repulsive (grey bars), BioFB ON / Attractive (white bars) (** : $\rho < 0.01$)	152
6.6	Mean and standard error of mean for the absolute error obtained in the three BioFB OFF, BioFB ON / Repulsive and BioFB ON / Attractive conditions for old population . These three experimental conditions are presented with different symbols : BioFB OFF (black bars), BioFB ON / Repulsive (grey bars), BioFB ON / Attractive (white bars) (** : $\rho < 0.01$) (* : $\rho < 0.05$)	153
6.7	Mean and standard error of mean for the variable error obtained in the three BioFB OFF, BioFB ON / Repulsive and BioFB ON / Attractive conditions for young population . These three experimental conditions are presented with different symbols : BioFB OFF (black bars), BioFB ON / Repulsive (grey bars), BioFB ON / Attractive (white bars) (* : $\rho < 0.05$)	154

6.8	Mean and standard error of mean for the variable error obtained in the three BioFB OFF, BioFB ON / Repulsive and BioFB ON / Attractive conditions for old population . These three experimental conditions are presented with different symbols : BioFB OFF (black bars), BioFB ON / Repulsive (grey bars), BioFB ON / Attractive (white bars)	155
8.1	Computation of the orientation of the phone considering the values of the different sensors [11]	179
8.2	Flowchart diagram showing the classification process.	180
8.3	Smartphone location and acceleration axes.	182
8.4	Screenshot of the geographical pattern (A,B) of the route in the Smartphone application.	183
8.5	Corresponding acquired signal for the route. From top to bottom, low-pass filtered accelerometer signal along the x- (resp. y-, z-) axis. Sections A and B of the way are depicted on each signal.	184
8.6	Flowchart of the classification process. Step 1 : Data Collection ; Step 2 : Data Analysis ; Step 3 : Extraction of the index.	195
8.7	Screenshot of the path from A to B via C with cutting parts of the journey from 1 to 14 for the three volunteers and Fig.3 accelerometer signals according to the anteroposterior axis low pass filtered, in m^2/s versus time obtained for paraplegic wheelchair user (top) and quadriplegic wheelchair usjer (bottom). These signals were collected on the stretch of road (3) a distance 86 meters.	199
9.1	Découpage du manuscrit	208

Liste des tableaux

3.1	Effect of position, Root Mean Square (RMS) (variance / min-max) for roll in degrees.	64
3.2	Effect of position, RMS (min-max) for pitch in degrees. Bold typesetting indicates a statistically significant difference with the gold standard	64
3.3	Static protocol results, mean (min-max), for roll and pitch in degrees. Bold typesetting indicates a statistically significant difference between filters for a given manufacturer	66
3.4	Dynamic protocol results, mean (min-max), for roll at rates of 20 percent and 50 percent of the maximum velocity in degrees.	68
3.5	Dynamic protocol results, mean (min-max), for pitch at rates of 20 percent and 50 percent of the maximum velocity in degrees.	68
4.1	Characteristics of the different studies that have been examined (1)	87
4.2	Characteristics of the different studies that have been examined (2)	88
4.3	Characteristics of the different studies that have been examined (3)	89
8.1	Description of index selection	200

Valorisation des travaux de thèse

Articles de revue internationale

1 : **Mourcou, Q.**; Fleury, A.; Franco, C.; Klopčič, F.; Vuillerme, N. Performance Evaluation of Smartphone Inertial Sensors Measurement for Range of Motion. *Sensors* **2015**, 15, 23168-23187.

2 : **Quentin Mourcou**, Anthony Fleury, Bruno Diot, Céline Franco, and Nicolas Vuillerme, "Mobile Phone-Based Joint Angle Measurement for Functional Assessment and Rehabilitation of Proprioception," *BioMed Research International*, vol. 2015, Article ID 328142, 15 pages, 2015. doi :10.1155/2015/328142

3 : **Mourcou, Q.**, Fleury, A., Franco, C., Diot, B., and Vuillerme, N. (2014). Wegoto : a Smartphone Application to Assess the Accessibility of Roads and Public Spaces for People with Disabilities - A Proof of Concept Study. *AMSE JOURNALS-AMSE IFRATH Publication -2014- Modelling C*, vol. 75, number 2, pp 165-176.

Communications de congrès internationaux

1 : **Mourcou, Q.**, Fleury, A., Franco, C., Diot, B., and Vuillerme, N. (2015). Smartphone-Based System for Sensorimotor Control Assessment, Monitoring, Improving and Training at Home. In *Inclusive Smart Cities and e-Health* (pp. 141-151). Springer International Publishing.

2 : **Mourcou, Q.**, Fleury, A., Dupuy, P., Diot, B., Franco, C., and Vuillerme, N. (2013, July). Wegoto : A Smartphone-based approach to assess and improve

accessibility for wheelchair users. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 *35th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1194-1197). IEEE.

3 : Fleury, A., **Mourcou, Q.**, Franco, C., Diot, B., Demongeot, J., and Vuillerme, N. (2013, July). Evaluation of a smartphone-based audio-biofeedback system for improving balance in older adults-a pilot study. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 *35th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1198-1201). IEEE.

Communications de congrès nationaux

7 : N. Vuillerme, **Q. Mourcou**, P.Y. Gumery, S. Chareyron, D. Eon, N. Pradon, D. Palix, O. Richard, and S. Basrour. Mise au point d'un fauteuil roulant manuel intelligent et communiquant pour le suivi et l'assistance de la personne à mobilité réduite : un projet pédagogique d'intelligence ambiante collaboratif, inter-filière et pluridisciplinaire. In *UBIMOB 2011*, pages 123–131, [http ://www.irit.fr/](http://www.irit.fr/), june 2011. Ubimob, IRIT. ISBN : 978-2-917490-16-7, EAN : 9782917490167.

Brevet

8 : Nicolas Vuillerme, Céline Franco, Bruno Diot, **Quentin Mourcou** et Anthony Fleury. Procédé et système pour la mesure, le suivi, le contrôle et la correction d'un mouvement ou d'une posture d'un utilisateur. *Université Joseph Fourier de Grenoble, 20 novembre 2014.* - Num : FR 1461233

Objectifs du travail doctoral

Les livres ont les mêmes ennemis que l'homme : le feu, l'humide, les bêtes, le temps... et leur propre contenu.

Paul Valéry, *Œuvres II*, 1941

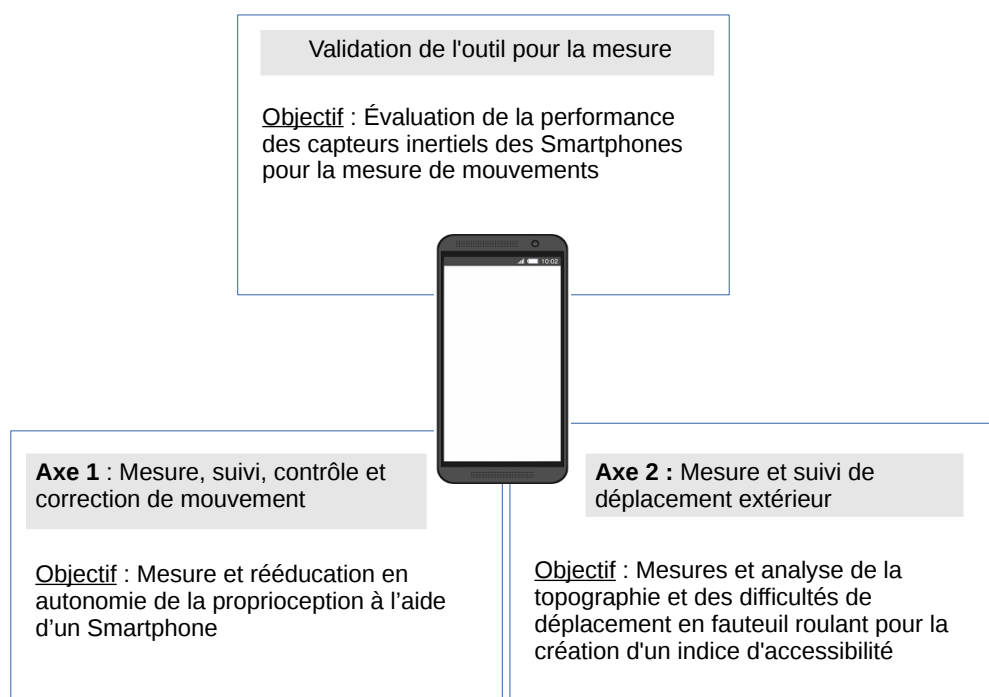


FIGURE 1 – Découpage du manuscrit

Objectifs du travail doctoral

La diminution de l'autonomie pour une personne accroît son isolement, son anxiété et peut mener jusqu'à la dépression. Ce travail doctoral a été initié et motivé par la volonté de maintenir, voir d'améliorer, l'autonomie des personnes via de nouvelles solutions technologiques innovantes. Les travaux ont ainsi été menés, en co-direction, au sein du laboratoire Age - Imagerie - Modélisation (AGIM) et de l'école des Mines de Douai (EMD). C'est au cœur de l'équipe de Gérontechnologie - Modélisation et E-santé (GEM) du laboratoire AGIM, spécialisée dans le développement méthodologique en e-santé, dans la représentation de signaux physiologiques non-stationnaires et dans la fusion de données, que ces travaux ont été initiés. Leurs développements ont ensuite été réalisés conjointement avec le Département Informatique et Automatique (DIA) de l'EMD, spécialisé dans les systèmes d'information et de communication, les systèmes et processus industriels, le génie industriel et le management de la qualité. La complémentarité de ces deux entités a permis l'élaboration de ce manuscrit permettant ainsi de réaliser l'ensemble des étapes allant de la validation scientifique des outils en passant par le suivi de la mise au point de l'architecture du système, et jusqu'à l'évaluation et la validation de cette architecture via deux axes applicatifs concrets.

L'objectif principal des travaux présentés dans ce manuscrit est de concevoir et d'évaluer un système ubiquitaire, basé sur Smartphone et dédié à l'amélioration de l'autonomie de la personne. Il se découpe en cinq parties : (I) Introduction ; (II) Validation de l'outil pour la mesure ; (III) Axe 1 : Mesure, suivi, contrôle et correction de mouvement ; (IV) Axe 2 : Mesure et suivi de déplacement extérieur ; (V) Synthèse générale et perspectives.

Contexte et objectif général

La partie introductive (I) présente, dans le chapitre 1, le contexte sociétal de ce travail doctoral qui amène alors à la définition de la problématique. La présentation de ce contexte sociétal est primordiale afin d'introduire le contexte technique

nous permettant de mettre en place nos hypothèses de travail. La description des outils technologiques pour la santé et l'autonomie permet de nous intéresser à l'outil placé au cœur de notre système : le Smartphone. Notre hypothèse de travail est basée sur l'utilisation de cet outil de notre quotidien en tant que système technologique central pouvant être utilisé en autonomie pour apporter des solutions cliniques en dehors des structures dédiées. C'est pourquoi, dans le chapitre 2, nous nous sommes intéressés à la place actuelle du Smartphone dans la recherche scientifique, et plus particulièrement pour la détection et l'interprétation de mouvements et comportements.

Validation de l'outil pour la mesure

Les trois parties suivantes présentent les travaux réalisés afin de répondre à la problématique de ce travail de doctorat. L'objectif principal est la conception et la validation d'un système ubiquitaire centré autour du Smartphone et permettant l'amélioration de l'autonomie de la personne. Pour atteindre cet objectif, nous avons d'abord cherché à savoir, dans la partie II, si le Smartphone et ses capteurs embarqués apportaient la fiabilité nécessaire à la conception d'un tel système. Cela a fait l'objet d'une première contribution présentée au chapitre 3. Elle a été réalisée en comparant plusieurs types de Smartphones utilisant différents systèmes d'exploitations mais aussi plusieurs algorithmes de mesures angulaires, dont certains que nous avons implémenté, les autres étant fournis par le système. Cette première étude nous a permis de conclure que ces capteurs, ainsi que l'algorithmique utilisée, permettent le recueil de données suffisamment précis et fiables par rapport aux contraintes imposées et aux outils standards de la recherche médicale pour autoriser l'utilisation du Smartphone pour des applications dédiées au diagnostic, à la surveillance et à l'amélioration des capacités de la personne.

Pour atteindre notre objectif général, nous avons dû répondre à des objectifs secondaires qui sont de pouvoir, à partir d'un Smartphone, réaliser l'évaluation, la surveillance et l'amélioration 1) des capacités proprioceptives de la personne et 2) des déplacements et mouvements de la personne à mobilité réduite. En effet, ces capacités sont en lien avec la mobilité, qui est l'une des composantes essentielles

du maintien de l'autonomie.

Axe 1 : Mesure, suivi, contrôle et correction de mouvement

Le premier axe applicatif, mesure et rééducation de mouvement (partie [III](#)), fait l'objet d'un état de l'art des solutions dédiées à la mesure d'angles à partir de Smartphones en chapitre [4](#). Ce travail nous a permis de constater que le Smartphone était déjà abondamment utilisé en tant qu'outil de mesure angulaire en clinique, mais qu'il restait limité à cette fonction. Son utilisation en tant qu'outil d'évaluation, surveillance et amélioration de la proprioception n'avait pas encore été explorée. Ainsi, nous avons proposé et valorisé un procédé et système pour la mesure, le suivi, le contrôle et la correction d'un mouvement ou d'une posture d'un utilisateur, présenté en chapitre [5](#). Dans le cadre de l'évaluation de la preuve de concept de ce procédé, nous avons mis en place un outil logiciel appelé iProprio, permettant la mesure, le suivi, le contrôle et la correction, via un retour sensoriel (biofeedback), de la proprioception du genou. Cette preuve de concept fait l'objet d'évaluations auprès de personnes jeunes et âgées, présentées en chapitre [6](#). Les résultats démontrent une amélioration lors d'un exercice de rééducation de repositionnement de genou avec iProprio et son biofeedback tactile.

Axe 2 : Mesure et suivi de déplacement extérieur

Le second axe applicatif, mesure et suivi de déplacement extérieur pour personne à mobilité réduite (partie [IV](#)), est quant à lui le fruit d'une étude de conception participative auprès de personnes en situation de handicap, introduite au chapitre [7](#). L'objectif de cette étude était, dans un premier temps, de cerner les besoins et attentes des personnes en situation de handicap en matière d'autonomie fonctionnelle et de dispositifs techniques d'aide et de suppléance à leur situation. Dans un second temps, il s'agissait de définir et spécifier des solutions qui pourraient être déployées et utilisées afin de pallier leurs limitations fonctionnelles et

d'améliorer leur qualité de vie. Cette première étude nous a permis de conclure que le problème de déplacement autonome à l'extérieur de l'habitat est le principal frein à leur autonomie. L'absence d'une solution de guidage prenant en compte les spécificités et capacités de déplacement d'un utilisateur en fauteuil roulant est l'un des principaux axes d'étude applicatif qui a été mis en évidence. Cependant, pour permettre la création d'un tel dispositif, il est primordial d'avoir accès, en amont, à une connaissance précise, fiable et actualisée des spécificités topographiques du terrain. Ainsi, l'utilisation du Smartphone et de ses capteurs inertiels permet la mesure et le suivi d'un utilisateur lors de son déplacement en fauteuil. Le recueil de ces mesures nous permet ensuite d'analyser précisément la topographie et les difficultés de déplacement liées au terrain pour en extraire un indice d'accessibilité. Les travaux concernés sont présentés à partir du chapitre 8.

Discussion générale

La dernière partie (V) synthétise l'ensemble des travaux et contributions scientifiques apportées par ce travail doctoral. Dans leur ensemble, les résultats présentés démontrent que le système mis en place est fiable ; permet l'amélioration des performances de rééducation de la proprioception ; et permet l'évaluation de l'accessibilité pour les personnes à mobilité réduite, utilisant un fauteuil roulant manuel dans l'objectif d'améliorer l'autonomie des personnes. Ainsi, ces résultats ouvrent la perspective de l'utilisation d'un outil ubiquitaire, le Smartphone, dans le cadre de la mesure, le suivi, le contrôle et la correction d'un mouvement ou encore d'un déplacement, et cela de manière autonome. Ainsi, afin de passer le stade de preuve de concept, des études cliniques peuvent dès à présent être menées afin de déterminer l'impact de notre système sur la santé et le bien-être de la personne.

Première partie

Introduction

Chapitre 1

Du besoin naît l'outil

Sommaire

1.1	Contexte et problématique	4
1.1.1	La loi handicap 2005	6
1.1.2	Adaptation de la société au vieillissement	7
1.2	Technologies pour la Santé et l'Autonomie	8
1.2.1	Le maintien à domicile	8
1.2.2	Le besoin de communication	11
1.2.3	Le besoin de mobilité	12
1.2.4	La stimulation des capacités intellectuelles et/ou mnésiques	14
1.2.5	L' « employabilité » des personnes handicapées	14
1.3	Le Smartphone, nouvel outil technologique	15
1.3.1	Historique	15
1.3.2	La description du Smartphone d'aujourd'hui	18
1.4	Conclusion	20
	Bibliographie	21

1.1 Contexte et problématique

Actuellement, la majorité des pays développés font face au vieillissement de leur population. Ce vieillissement est le résultat, en France, du baby-boom inhérent de la période de 1945 à 1975, juste après la seconde guerre mondiale. On estime qu'en France, 20,1% de la population aura plus de 65 ans en 2020 [41]. Lors de la dernière grande enquête française sur le handicap, on estimait à environ 23 millions le nombre de personnes concernées par le handicap (sans les aidants) [9]. On dénombre par ailleurs dans cette même étude :

- . 9,6 millions de personnes déclarant une « déficience motrice »
- . 3,3 millions de personnes déclarant une « déficience visuelle »
- . 5,2 millions de personnes déclarant une « déficience auditive »
- . 9,4 millions de personnes déclarant une « déficience intellectuelle ou mentale »

Pour ce qui concerne le déplacement, 2,9 millions de personnes déclarent être en incapacité de sortir du domicile et 208 800 ne pas trouver et/ou retrouver leur chemin quand ils sortent. Au niveau des aides techniques liées au déplacement, un peu plus de 1,9 millions de personnes utilisent une canne ou des béquilles pour se déplacer, et 361 000 utilisent un fauteuil roulant manuel ou électrique. Ces différentes populations sont les plus touchées par la diminution de l'autonomie. Or, parmi les grands enjeux de notre société décrits par le gouvernement, figurent l'anticipation et la prévention de la diminution de l'autonomie.

L'autonomie peut être définie comme [12] :

"L'ensemble des réponses, financières ou non, pouvant être apportées à toute personne, quel que soit son âge, pour compenser ses limitations d'activité, c'est à dire les impossibilités ou les difficultés durables à accomplir seule et sans aide les gestes de la vie quotidienne et de la participation à la vie sociale"

Il est important de ne pas confondre la perte d'autonomie avec la dépendance. C'est pour cela que le terme autonomie est sujet à de nombreuses controverses, comme le souligne le rapport de recherche qualitative exploratoire handicaps – incapacités – santé et aides pour l'autonomie [26]. L'autonomie décisionnelle est à

distinguer de l'autonomie fonctionnelle puisqu'une personne peut être autonome sur le plan décisionnel mais pas sur le plan fonctionnel, et inversement. Suivant les recommandations de ce rapport, le terme de "diminution d'autonomie" sera alors employé dans la suite de cette thèse et non le terme de "perte d'autonomie".

Les personnes âgées de plus de 60 ans sont souvent atteintes d'incapacités puisqu'elles sont sujettes à une fragilité physique dont la prévalence augmente avec l'âge. Il existe aujourd'hui 5 indicateurs universellement reconnus [22] permettant d'estimer la fragilité d'une personne. Il s'agit de :

- . la force de préhension palmaire
- . la perte de poids
- . le sentiment d'épuisement
- . la diminution d'activité physique
- . le ralentissement de la vitesse de marche

Plus récemment, la littérature complète ces indicateurs par l'ajout de la qualité de l'équilibre [13].

En ce qui concerne les personnes en situation de handicap, la diminution de l'autonomie, qu'elle soit fonctionnelle ou décisionnelle, n'est pas forcément liée à la fragilité. Il n'y a pas d'indicateurs universellement reconnus, mais certains cités précédemment peuvent être évalués selon les cas, comme par exemple le sentiment d'épuisement pour une personne utilisant un fauteuil roulant manuel, ou encore la qualité de l'équilibre pour une personne malvoyante. Cependant, la diminution de l'autonomie engendre les mêmes conséquences quelque soit la population [25] :

- . Accroissement de l'isolement
- . Accroissement de l'anxiété
- . Augmentation du risque de dépression

Partant du constat que la diminution de l'autonomie est un facteur aggravant de ces situations, la problématique suivante se pose :

Comment évaluer et améliorer l'autonomie des personnes au quotidien ?

Afin de répondre à cette problématique, plusieurs stratégies ont déjà été mises en place par différents acteurs, et notamment le gouvernement français.

1.1.1 La loi handicap 2005

On peut citer, en tant que première stratégie mise en place par l'État, la loi du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées [34]. Cette loi concerne l'autonomie des personnes en situation de handicap par son approche obligatoire de mise en accessibilité. En effet, depuis 2005, elle prévoyait dans sa version initiale la mise en accessibilité de tous les établissements recevant du public pour le 1er janvier 2015. L'ordonnance du 26 septembre 2014, définitivement ratifiée le 21 juillet, tire les conséquences du non-respect de cette échéance et instaure des délais allant de 3 à 9 ans selon les établissements. Cette loi repose sur 4 piliers décrits par la délégation ministérielle à l'accessibilité en 2009 comme :

1. l'accessibilité pour tous sans exclusion
2. l'accessibilité de l'ensemble de la chaîne des déplacements
3. des changements progressifs jusqu'en 2015
4. une accessibilité concertée

Après dix ans, un premier bilan de cette loi peut aujourd'hui être réalisé. On peut ainsi dire que l'accessibilité a enfin trouvé sa place auprès des acteurs publics et privés. L'obligation de mise en conformité lors de travaux a notamment amené à cette prise de conscience. Les nombreuses manifestations organisées par les communes et associations ont permis de changer le regard de notre population sur le handicap, ce qui a grandement contribué à cette prise de conscience collective. Cependant, le revers de cette prise de conscience est une plus une grande impatience de notre population face au rythme peu soutenu des évolutions. Une étude de l'Institut Français d'Opinion Publique publiée en février 2015 révèle que 80% des sondés considèrent que les pouvoirs publics n'agissent pas assez concernant l'aide aux personnes en situation de handicap ou de maladie invalidante [18]. La perception des mesures concrètes prises par les pouvoirs publics est faible auprès du grand public et des personnes en situation de handicap.

Afin de palier le retard de la mise en accessibilité des Établissements Recevant du Public (ERP), le gouvernement a mis en place par l'ordonnance du 26 septembre 2014 l'Agenda d'Accessibilité Programmée (Ad'AP). Il correspond à un engagement de réaliser des travaux dans un délai déterminé, de les financer et de respecter ainsi les règles de l'accessibilité.

1.1.2 Adaptation de la société au vieillissement

La seconde stratégie mise en place par le gouvernement est le projet de loi sur l'adaptation de la société au vieillissement. Le texte de ce projet a été adopté par l'assemblée nationale en première lecture le 17 septembre 2014. Ce texte prévoit notamment une prise en charge financière accrues des aides à domicile, une reconnaissance des aidants et de nombreuses mesures concernant l'adaptation du logement. Ce projet de loi, dans ses rapports préliminaires, met en avant le maintien à domicile comme une véritable priorité nationale. Or, ce maintien ne peut être possible qu'à condition du maintien de l'autonomie de la personne, qui semble être favorisé par l'émergence des nouvelles technologies au service de la santé, telles que les gérontechnologies pour les personnes âgées. Le but de ces technologies est d'ailleurs explicite en ce sens : *aider les professionnels à remplir leurs tâches ou aider les patients à conserver leur autonomie*. Le rapport Broussy de 2013 [6] va même plus loin en recommandant la possibilité de donner la capacité aux praticiens de prescrire des technologies, comme c'est le cas par exemple en Angleterre. De plus, le gouvernement a lancé, le 24 avril 2013, la filière de la Silver Economie dont le but est de regrouper toutes les entreprises agissant pour et/ou avec les personnes âgées. Cette filière est aujourd'hui porteuse de croissance et d'emploi, ce qui confirme l'intérêt de cette thématique vis à vis des populations cibles. Un contrat de filière a été mis en place, traduisant ainsi un fort et conséquent engagement des ministères pour la création de l'ensemble de l'écosystème, qui regroupe à la fois les industries et les services. Cependant, la gérontechnologie n'est pas nouvelle et il existe encore bien des obstacles comme le montre l'échec de nombreux projets en partie dû au développement de systèmes dédiés chers et de problèmes d'acceptation du matériel dont il faut tenir compte.

Nous constatons ainsi qu'à travers ces deux stratégies, c'est l'avènement des nouvelles technologies qui vont nous permettre d'atteindre l'objectif d'accompagner et d'aider ces personnes. La partie suivante va ainsi s'intéresser à des travaux de recherche concernant des nouvelles technologies dédiées à la santé et l'autonomie, dont font partie les gérontechnologies, pour répondre aux besoins spécifiques.

1.2 Technologies pour la Santé et l'Autonomie

La gérontechnologie fait partie d'un ensemble plus global que l'on qualifie de Technologies pour la Santé et l'Autonomie (TSA). Elles englobent les technologies dites uniquement médicales, telles que les innovations assimilables à des dispositifs médicaux ; les technologies dans le champ médico-social telles que les aides instrumentales de la vie quotidienne ; et les technologies favorisant l'insertion sociale en se focalisant sur l'accessibilité et l'aménagement. Le rapport Alcimed, commandé en novembre 2006 par l'Agence Nationale de la Recherche et la Caisse Nationale de Solidarité pour l'Autonomie, avait pour objectif de faire un inventaire clair et précis de ces technologies et de leur marché [40]. Parmi les besoins identifiés auxquels doivent répondre les TSA, on peut citer :

1. le maintien à domicile
2. le besoin de communication
3. le besoin de mobilité
4. la stimulation des capacités intellectuelles et/ou mnésiques
5. l' « employabilité » des personnes handicapées

La suite de cette section va s'intéresser aux recherches permettant de répondre à ces besoins.

1.2.1 Le maintien à domicile

La diminution d'autonomie entraîne souvent comme conséquence une modification des besoins fonctionnels liés à l'habitat. L'extrême solution envisagée, en cas de perte totale d'autonomie, est la maison de retraite médicalisée, ou Établissement d'Hébergement pour Personnes Âgées Dépendantes (EHPAD). Avant cela,

il existe des logements intermédiaires intégrant des services et qui peuvent être des solutions pertinentes face à la diminution de l'autonomie. Autrefois appelés logements-foyers, ils ont été rebaptisés « résidences autonomes » dans le projet de loi sur l'adaptation de la société au vieillissement. Elles ont une mission de prévention de la perte d'autonomie désormais reconnue et réaffirmée par la loi. Mais la solution la plus plébiscitée par les personnes en diminution d'autonomie reste le maintien à domicile. Cependant, cette alternative est exigeante puisqu'elle requiert une présence suffisante des aidants et une proximité géographique de professionnels de santé de premier recours.

Afin de palier au mieux ces exigences, les industriels et la recherche dans les TSA proposent de plus en plus de solutions innovantes et fiables. Plusieurs projets de recherche concernant les habitats intelligents sont en développement. L'objectif de ces habitats est de proposer des solutions technologiques d'analyse et de suivi des activités de la vie quotidienne des personnes à leur domicile afin de prévenir, le plus en amont possible, la diminution d'autonomie. Ce suivi permettra alors la mise en place d'autres solutions en fonction des évolutions. Dans leurs revues de littérature, Chan et al. et plus récemment De Silva et al. décrivent les équipements, dispositifs et objets utilisés dans ces environnements [10] [16]. Les fonctions de ces équipements sont le soutien, la surveillance, le confort et la délivrance de traitements. Pour remplir ces fonctions, de nombreuses méthodes différentes sont employées. Le monitoring des capacités motrices, visuelles, auditives et cognitives est majoritaire, avec des équipements composés de capteurs et actuateurs, parfois spécifiquement biomédicaux. Aux Etats-Unis, le projet House_n du Massachusetts Institute of Technology (MIT), pionnier, a pour objectif d'explorer comment les nouvelles technologies, mais aussi les matériaux et les stratégies de conception, peuvent rendre possible l'évolution de nos habitats pour répondre aux nouvelles contraintes et complexités dans la vie, notamment la fin de vie. Leur système d'habitat intelligent repose sur trois composantes :

1. Un ensemble de capteurs pour étudier finement l'utilisation des objets de l'habitat
2. Un outil permettant une études des activités d'expériences remontés de manière consciente par les utilisateurs

3. Des algorithmes de reconnaissance de forme et de classification pour la reconnaissance d'activité

Les premières expériences pour améliorer le modèle et prédire les activités ont conduit les auteurs à proposer une démarche à plus long terme afin de récolter plus de données et ainsi améliorer la précision du modèle [27][43]. Du côté de l'Asie, le sujet de l'habitat intelligent est très développé. Chan et al. ont recensé pas moins de quinze projets de recherche [10]. Le projet de Masuda et al. est intéressant dans le sens où il est dédié, entre autres, à réduire la contrainte de la visite à domicile des thérapeutes dans le cadre de protocoles de rééducation [32]. Pour ceci, un système portable de mesure de fréquence cardiaque et de respiration a été mis en place à domicile et testé dans le but de faire remonter des informations aux praticiens, leurs permettant ainsi d'évaluer au quotidien les effets du protocole de rééducation mis en place. Le système est composé d'un matelas à air instrumenté qui permet de réaliser les mesures de battement cardiaque et de respiration. Pour cela, le patient doit uniquement s'allonger sur le matelas. La collecte de ces données évite ainsi une évaluation des tests par des mesures subjectives en apportant des mesures quantitatives permettant l'évaluation objective de l'état du patient. Au niveau Européen, la plateforme Habitat Intelligent pour la Santé (HIS) est dédiée au développement technologique et à l'évaluation de dispositifs simples et non-invasifs au service du maintien à domicile. Elle prend la forme d'un appartement, conçu et situé au sein de la faculté de Médecine de Grenoble. Les dispositifs qui ont été mis au point ciblent chacun un facteur prépondérant dans l'entrée en dépendance de la personne fragile vivant seule à domicile. Cette plateforme a donnée lieu à de nombreux travaux expérimentaux et thèses [4] [20]. Toujours à Grenoble, le Sweet-Home Project utilise quant à lui les technologies de l'audio pour fournir une assistance via une interaction homme-machine qui soit la plus naturelle possible au sein de l'environnement du patient [44].

Dans leur revue de littérature plus récente, De Silva et al. mettent eux en évidence six types d'habitats intelligents :

1. Habitat intelligent pour la sécurité
2. Habitat intelligent lié aux personnes âgées
3. Habitat intelligent lié aux enfants

4. Habitat intelligent pour la santé
5. Habitat intelligent pour l'efficacité énergétique
6. Habitat intelligent pour améliorer le confort de vie (musique, loisirs etc.)

Le maintien à domicile est une nouvelle fois mis en avant à travers la description des différents projets tel que le Aware Home Project [1], Easy Living Project [8] [28] ou encore Intelligent Space [30] dont l'objectif est la détection d'activité des personnes âgées via l'analyse d'images.

On constate, une nouvelle fois, à travers cette revue que le maintien à domicile via la solution de l'habitat intelligent est un domaine de recherche en constante évolution. De plus, De Silva et al. observent que certains domaines de recherche dans l'habitat intelligent sont saturés alors que d'autres n'en sont qu'à leurs débuts. Ainsi, ils concluent que l'identification des personnes ou la détection d'activité via la vidéo dans le domaine de sécurité est arrivée à maturation tandis l'intégration de capteurs dans l'habitat pour améliorer l'efficacité énergétique est le domaine désormais clé. Par contre, la recherche dans le cadre du maintien à domicile ne leur semble pas encore arrivée à maturation.

1.2.2 Le besoin de communication

La communication peut être définie, au sens général, comme *une action ayant pour fait de communiquer, de transmettre quelque chose*. Les nouvelles technologies ont bouleversé notre sens de la communication. Auparavant, la transmission se faisait de manière orale. Puis l'écrit est apparu, en étant dans un premier temps réduit à destination d'une élite. De nos jours, les nouvelles technologies permettent de communiquer par voie orale, écrite et même vidéo ou encore tactile ! Comme tout nouveau moyen de communication, son adoption par la majorité nécessite du temps et de l'adaptation pour l'ensemble des profils des utilisateurs. L'arrivée d'Internet qui a récemment permis cette modification de nos modes de communications. L'e-mail puis la messagerie instantanée ("chat") ont amené des moyens de communication plus rapide via l'ordinateur fixe ou portable. Avec l'évolution d'Internet et des ordinateurs, le chat vidéo s'est fait une place de choix pour la communication avec la famille et les amis, souvent éloignés. Ensuite, le téléphone

mobile a permis d'apporter la mobilité pour tous ces modes de communication grâce à sa connexion internet et ses écrans de plus en plus spacieux. Désormais, il est possible de communiquer en temps réel par écrit, audio et vidéo directement depuis son appareil mobile, mais aussi d'accéder à l'information à tout moment. Afin que tout un chacun puisse accéder à ces modes de communication, de nombreux travaux de recherche se sont intéressés à l'accessibilité des informations et services. Par exemple, pour l'accessibilité du web, on peut définir quatre groupes de personnes pour lesquels l'information tel que nous y accédons pose problème :

1. Déficients visuels
2. Sourds et malentendants
3. Déficients moteurs
4. Déficients intellectuels

Nous pourrions ajouter à ces catégories les personnes âgées qui peuvent rencontrer certaines barrières similaires à ces profils. Les principes et modèles à suivre ont depuis longtemps été étudiés de manière générale [11] [5] [37] [47] [38] [45] mais aussi de manière plus spécifique selon les catégories précédentes tel que pour les déficients visuels [36] [31] [46], les sourds et malentendants [17] ou encore les déficients intellectuels [23]. Pour suivre et faire évoluer ces modèles, les nombreuses innovations permettent aujourd'hui de proposer des solutions technologiques pour ces profils, que cela soit au niveau de l'interface PC ou de l'interface mobile. Ainsi, la synthèse vocale est, par exemple, désormais présente pour l'ensemble des navigateurs et sur l'ensemble des systèmes d'exploitations mobiles. De même, l'omniprésence de l'interface tactile sur mobile a créé à ses débuts un net recul de l'accessibilité pour les déficients moteurs. Désormais, les éditeurs proposent des modes de navigations adaptés ce qui permet au plus grand nombre d'utiliser ce nouvel outil de communication qu'est le Smartphone, décrit en détail dans le chapitre 2.

1.2.3 Le besoin de mobilité

La mobilité peut être simplement définie comme la capacité de se mouvoir et de se déplacer. Dans le contexte de l'autonomie, la diminution ou la perte de mobilité a pour conséquence de rendre inaccessible des lieux ou encore des

tâches de la vie quotidienne et amène donc à une diminution de l'autonomie. Il s'agit d'un maillon essentiel de l'autonomie auquel ce travail de doctorat va particulièrement s'intéresser. Les TSA ont pour rôle de répondre à ce besoin de mobilité afin de compenser la diminution d'autonomie. Pour aider la mobilité, il faut pouvoir la comprendre et l'analyser. L'analyse des mouvements du corps humain se décompose en trois champs de recherche et sont :

1. L'analyse structurelle du corps humain (segmentation, détection et identification)
2. Le suivi des mouvements en "tracking" (position et vitesse des segments)
3. La reconnaissance des mouvements

Au niveau technologique, c'est la vision par ordinateur qui a permis de démocratiser les recherches dans ce domaine [2][24][39]. L'avantage de cette technologie est qu'elle est peu coûteuse et non invasive. Son point faible étant cependant sa forte intrusion. Récemment, avec la démocratisation des centrales inertielles, de nouveaux outils mobiles permettent l'analyse de posture et de mouvements dans les activités de la vie quotidienne (ALVQ) [35]. Dans cette étude, la centrale inertielle est comparée à un système de vision par ordinateur qui est le "gold standard" de mesure étalon. Les résultats révèlent ici une forte concordance. Actuellement, la Kinect de la société Microsoft a permis de remettre en avant la vision par ordinateur dans le cadre de la rééducation à domicile [29]. Pour la mobilité, l'accessibilité des transports est essentielle afin de réduire la diminution d'autonomie. Pour cela, l'objectif est de proposer des dispositifs de repérage ainsi que des trajets de mobilité de plus en plus adaptés aux utilisateurs. La prédiction des déplacements est ainsi devenue primordiale afin de rendre de plus en plus efficient les réseaux [42][21]. Dans la suite de ce travail de doctorat (partie II), nous nous intéresserons spécifiquement aux trois champs de recherche décrit précédemment afin de répondre à la problématique posée en début de chapitre grâce à ma mise en place de notre système ubiquitaire.

1.2.4 La stimulation des capacités intellectuelles et/ou mnésiques

La stimulation des capacités intellectuelles et/ou mnésiques fait l'objet d'études récentes qui utilisent les nouvelles technologies pour ce service. C'est, par exemple, au niveau de l'interface que la recherche explore de nouvelles possibilités de stimulation, avec l'utilisation d'interfaces tangibles innovantes [15] [19] [7]. De la Guía et al. proposent un serious game sur téléphone mobile à destination des déficients intellectuels en utilisant la technologie NFC sur des objets physiques afin que l'utilisateur manipule ces objets pour interagir avec le jeu [14]. Leurs résultats expérimentaux sont prometteurs. Dans ce même objectif de stimulation, les dispositifs de rappel de tâches font également l'objet de recherches accrues et décrites par Mechling et al. [33]. L'arrivée d'un dispositif ubiquitaire tel que le Smartphone a également fait évoluer la recherche dans ce sens, notamment dans le cas de la maladie d'Alzheimer [3].

1.2.5 L'« employabilité » des personnes handicapées

L'employabilité des personnes en situation de handicap est aujourd'hui favorisée grâce à l'évolution de notre société dans leur prise en compte et leur intégration. L'amélioration des outils de communication et des outils de production permet aujourd'hui aux employeurs de ne plus laisser de côté ces personnes. De plus, l'harmonisation des règles de conception des bâtiments et l'amélioration de l'offre de transport public ont permis de supprimer des barrières autrefois infranchissables. Plus encore, en France, la loi handicap de 2005 a réaffirmé l'obligation d'emploi de 6% de personnes handicapées pour les entreprises publiques et privées.

A travers les différentes recherches visant à répondre aux besoins identifiés et spécifiques aux TSA, nous pouvons constater que le Smartphone est une technologie de plus en plus étudiée. Il apparaît ainsi dans de nombreuses études visant à répondre aux mêmes besoins que les TSA. Cet outil, unique, semble être capable de répondre à plusieurs des besoins identifiés précédemment.



FIGURE 1.1 – Motorola DynaTAC 8000X

1.3 Le Smartphone, nouvel outil technologique

Le terme Smartphone est un terme européen, de terminologie anglaise, que l'on pourrait traduire en langue française par Téléphone Intelligent. On constate alors que cette traduction décompose le terme en deux mots distincts. Tout d'abord, le mot Téléphone rappelle la fonction première de cet outil : la téléphonie. Ensuite, le mot intelligent tend à étendre cette capacité première. Ainsi, l'outil ne possède plus uniquement la fonctionnalité de téléphonie et propose aussi des fonctions d'assistant numérique personnel.

1.3.1 Historique

Le Smartphone découle en réalité d'une succession d'innovations. Il y a d'abord eu l'arrivée du premier téléphone mobile, qui a été mis sur le marché en 1984 mais créé en 1982 par Motorola. Il s'agit du DynaTAC 8000X (figure 1.1). Il pesait entre 900 grammes et 1 kilogramme, avec une autonomie d'une quarantaine de minutes en communication. Son utilisation était essentiellement professionnelle à cause de son prix de commercialisation très élevé.

C'est près de dix ans plus tard qu'est apparu ce que l'on considère aujourd'hui



FIGURE 1.2 – Ericsson R380 : premier Smartphone

comme le premier Smartphone : l'IBM Simon. Toujours d'un design monobloc, il possédait déjà une face avant couverte d'un écran tactile, mais monochrome. Hormis la fonction de téléphonie, il proposait également la fonctionnalité de fax et d'e-mails. Il faut d'ailleurs souligner que le Short Message Service (SMS), introduit avec la norme GSM 03.40, n'était pas encore démocratisé. Il faudra attendre 1996 et l'arrivée de nouveaux Smartphones plus grand public tel que le Motorola StarTAC 85 ou encore la série des Nokia Communicator. Cette série inaugure les Smartphones fermés mais pliants, qui peuvent s'ouvrir tel un ordinateur portable, pour révéler un second écran ainsi qu'un clavier qui, pour la première fois, est complet. L'année 1999 voit naître le premier téléphone possédant un GPS complet, le BENE FON ESC ! Puis c'est en 2000 qu'un premier produit est présenté en tant que Smartphone, il s'agit de l'Ericsson R380 (figure 1.2). Il reposait sur le tout nouveau système d'exploitation Symbian, dérivé d'Epoc, qui offrait notamment un navigateur pour le Wireless Application Protocol (WAP) permettant d'accéder à internet via une transmission sans fil.

En 2001, Ericsson continue d'innover avec son T39 qui offre pour la première fois la transmission sans fil Bluetooth. En 2002, Nokia sort d'abord le 350i qui propose alors internet via le GPRS dans un téléphone accessible au grand public. La même année, Nokia poursuit l'innovation avec les deux premiers Smartphones intégrant un appareil photo numérique. En 2003, une nouvelle innovation encore

bien présente arrive dans un Smartphone de Nokia, la N-Gage. Il s'agit un téléphone reprenant les codes des consoles de jeux vidéo portables de l'époque avec un écran centrale et la possibilité d'acheter des cartouches de jeux. La même année, le constructeur RIM lance son emblématique BlackBerry, avec la particularité de proposer un clavier complet à l'horizontal, une molette latérale pour naviguer dans les menu et surtout la fonctionnalité d'e-mail en "push", c'est à dire d'e-mail arrivant directement sur le Smartphone, à l'instar des SMS. Enfin, en 2007, Nokia arrive à son apogée avec le Nokia N95. Ce Smartphone polyvalent est aussi bien doué en photo, qu'en vidéo, en musique, en GPS. La même année, le marché de la téléphonie va être bouleversé par l'arrivée du Smartphone actuellement le plus vendu au monde, l'iPhone (figure 1.3). Il s'agit cette année là de la première génération du Smartphone, qui ne propose qu'une connexion internet Edge et ne permet pas encore l'installation d'application supplémentaire via un magasin (store en anglais). Il s'agit par contre du premier Smartphone avec un écran tactile capacitif multipoint proposant une interface au doigt. Un an après Apple, c'est un autre géant de l'informatique que se lance dans la téléphonie, Google. Cependant, et contrairement à son rival, Google ne fabrique pas de Smartphone mais uniquement un système d'exploitation dédié : Android. Les principaux constructeurs de téléphonie qui utilise Android au départ sont HTC et Motorola. Samsung, autre constructeur, persiste encore avec son système d'exploitation maison nommé Bada. Ce n'est qu'en 2010 que le fabricant coréen décide de sauter le pas et de produire son premier Smartphone Android, le Galaxy S. Face à ce nouvel écosystème, Microsoft, qui propose Windows CE pour les Smartphones en entreprise, ne réagit qu'en 2010 en sortant enfin son propre système d'exploitation mobile destiné au grand public : Windows Phone. Pour se démarquer, Microsoft choisi de miser sur une interface bien différente de ses rivaux, avec notamment plus de dynamisme. Toujours en 2010, Google choisit finalement de fabriquer sa propre gamme de Smartphone via des fabricants partenaires. Ainsi, en 2010, HTC fabrique pour Google le Nexus One, un Smartphone avec des caractéristiques haut de gamme mais vendu à "prix cassé" (presque sans marge), et tournant sous un Android dit "pure", c'est à dire sans surcouche logicielle du fabricant. Pour autant, les Smartphones de la gamme Nexus ne seront pas des succès commerciaux et resteront plus confiné à un public technophile et de développeurs. L'année 2010



FIGURE 1.3 – iPhone, première version

marque également l'arrivée de l'iPhone 4, qui écrase toujours la concurrence. C'est à partir de l'année 2013 que l'on peut considérer que le Smartphone est devenu le remplaçant du téléphone mobile, puisque cette année là ses ventes ont dépassé celles des téléphones portables classiques. Depuis, l'innovation dans nos téléphones ne provient plus spécifiquement du matériel mais surtout de l'usage que l'on peut en faire. Ainsi, l'innovation par l'usage grâce aux nombreuses applications disponibles sur les Smartphones a permis sa démocratisation en le rendant de plus en plus indispensable à notre quotidien, et ce aussi bien dans un usage professionnel que personnel.

1.3.2 La description du Smartphone d'aujourd'hui

Le Smartphone est un outil qui a énormément évolué au fil du temps, comme analysé dans la section précédente. La description du Smartphone haut de gamme de 2015 va nous permettre de le définir tel qu'il est aujourd'hui, à la fois en terme de matériel mais également en terme de logiciel. Ainsi, le Smartphone est essentiellement constitué d'un monobloc, recouvert sur face avant d'un large écran tactile, et possédant parfois des boutons sur sa partie basse et un appareil photo numérique (APN) sur sa partie haute. La face arrière permet un accès à la batterie et pré-

sente de manière visible l'APN principal du Smartphone. Au niveau composition, la tendance est de proposer des matériaux nobles pour la coque, comme le verre ou le métal. Le plastique est réservé au milieu/entrée de gamme. La taille des écrans ne cesse d'augmenter et les dalles sont aujourd'hui comprises entre 5 et 5,5 pouces. Au niveau de la définition, le haut de gamme propose systématiquement le Full HD (1920x1080 pixels) et de plus en plus le QHD (2560x1440 pixels).

A l'intérieur des Smartphones, le composant essentiel à son fonctionnement est le microprocesseur (CPU). Ces processeurs sont désormais en architecture 64 bits (contre 32 bits auparavant) et le fabricant Qualcomm semble incontournable. Ils fonctionnent la plupart du temps avec quatre cœurs et bénéficient d'une partie graphique (GPU). La mémoire vive est standardisée autour de 2 Giga-Octets (Go). Les capacités proposées par les batteries se situent entre 2600mAh et 3200mAh afin d'obtenir un niveau d'autonomie équivalent au fil du temps, la puissance et la consommation des systèmes d'exploitations augmentant. L'APN dorsal dispose d'une définition toujours plus grande allant de 13 mégapixels (MP) à 20 MP, et la tendance est similaire pour le capteur frontal.

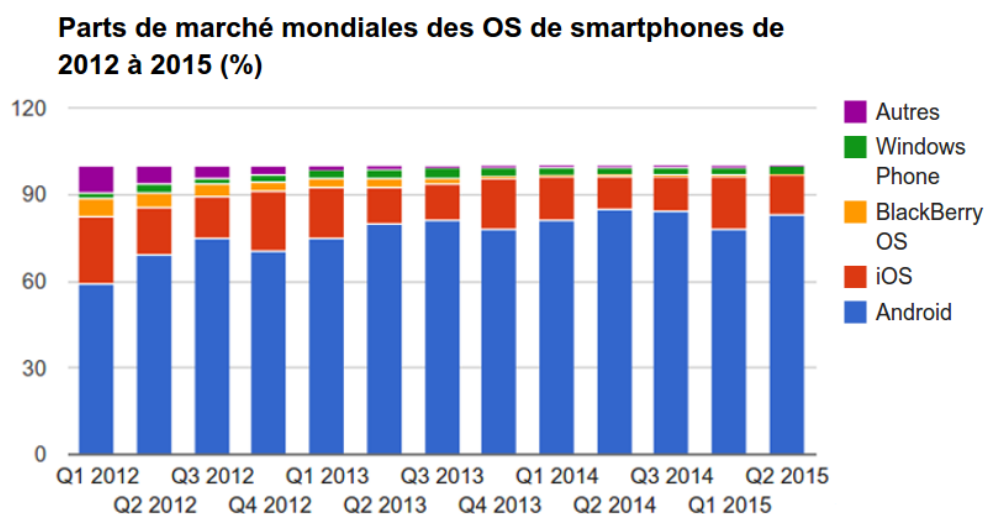


FIGURE 1.4 – Parts de marché des systèmes d'exploitations sur Smartphone (Source IDC - via ZDNet.fr/chiffres-cles)

En ce qui concerne les systèmes d'exploitation mobile, la figure 1.4 présente

les parts de marché mondiales de 2012 à 2015 en pourcentage. On constate ainsi qu'au second trimestre de l'année 2015, Android de Google est le premier système d'exploitation au niveau mondial avec 82,8% de parts de marché. iOS, le système d'Apple, est second avec 13.9% de parts de marché. Ce système est en progression par rapport à l'année précédente, notamment grâce à ses derniers modèles, les iPhone 6, déclinés en deux versions différentes. Les autres systèmes peinent, eux, encore à émerger. Windows complète ainsi le podium avec 2.6% de parts de marché.

1.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le contexte sociétal de ce travail doctoral et ainsi défini la problématique. L'étude des outils technologiques pour la santé et l'autonomie nous a amené à développer nos hypothèses de travail. En particulier, l'hypothèse que le Smartphone est un outil ubiquitaire, c'est à dire omniprésent dans notre environnement ; et qu'il s'agit d'un outil possédant les caractéristiques techniques nous permettant d'apporter des solutions cliniques pour améliorer l'autonomie a émergé. Nous allons par la suite nous intéresser à la place de l'outil Smartphone dans la recherche scientifique.

Bibliographie

- [1] G. D. Abowd, A. F. Bobick, I. A. Essa, E. D. Mynatt, and W. A. Rogers. The aware home : A living laboratory for technologies for successful aging. In *Proceedings of the AAAI-02 Workshop "Automation as Caregiver*, pages 1–7, 2002. [11](#)
- [2] J. K. Aggarwal and Q. Cai. Human motion analysis : A review. In *Nonrigid and Articulated Motion Workshop, 1997. Proceedings., IEEE*, pages 90–102. IEEE, 1997. [13](#)
- [3] N. Armstrong, C.D. Nugent, G. Moore, and D.D.A Finlay. Developing smart-phone applications for people with alzheimer’s disease. In *Information Technology and Applications in Biomedicine (ITAB), 2010 10th IEEE International Conference on*, pages 1–5. IEEE, 2010. [14](#)
- [4] P. Barralon. *Classification et Fusion de Données Actimétriques pour la Télégilance Médicale : Elaboration et Validation Expérimentale chez la Personne Jeune et Agée*. PhD thesis, Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2005. [10](#)
- [5] C. Boldyreff. Determination and evaluation of web accessibility. In *Enabling Technologies : Infrastructure for Collaborative Enterprises, 2002. WET ICE 2002. Proceedings. Eleventh IEEE International Workshops on*, pages 35–40. IEEE, 2002. [12](#)
- [6] L. Broussy. L’adaptation de la société au vieillissement de sa population. *Paris Doc. Fr. 202p*, 2013. [7](#)
- [7] D. Brown, P. Standen, M. Saridaki, N. Shopland, E. Roinioti, L. Evett, S. Grantham, and P. Smith. Engaging students with intellectual disabilities through games based learning and related technologies. In *Universal access in human-computer interaction. applications and services for quality of life*, pages 573–582. Springer, 2013. [14](#)
- [8] B. Brumitt, B. Meyers, J. Krumm, A. Kern, and S. Shafer. Easyliving : Technologies for intelligent environments. In *Handheld and ubiquitous computing*, pages 12–29. Springer, 2000. [11](#)
- [9] P. Mormiche C. Goillot. Les enquêtes handicaps-incapacités-dépendances de 1998 et 1999. [http ://www.insee.fr/fr/themes/document.asp?ref_id=irsoc022](http://www.insee.fr/fr/themes/document.asp?ref_id=irsoc022), octobre 2003. [4](#)

- [10] M. Chan, D. Estève, C. Escriba, and E. Campo. A review of smart homes—present state and future challenges. *Comput Methods Programs Biomed*, 91(1) :55–81, Jul 2008. [9](#), [10](#)
- [11] W. Chisholm, G. Vanderheiden, and I. Jacobs. Web content accessibility guidelines 1.0. *Interactions*, 8(4) :35–54, 2001. [12](#)
- [12] CNSA. Aider à l’autonomie, c’est répondre à un projet de vie. Technical report, Caisse nationale de solidarité pour l’autonomie, 2008. [4](#)
- [13] D. Davis, M. Rockwood, A. Mitnitski, and K. Rockwood. Impairments in mobility and balance in relation to frailty. *Arch Gerontol Geriatr*, 53(1) :79–83, 2011. [5](#)
- [14] E. De la Guía, M.D. Lozana, and V.M. Penichet. Tangible user interfaces applied to cognitive therapies. In *Proceedings of IUI 2014 Workshop : Interacting with Smart Objects (Haifa, Israel, 2014)*, 2014. [14](#)
- [15] E. De la Guía, M. Lozano, and V. Penichet. Distributed and tangible user interfaces to design interactive systems for people with cognitive disabilities. In *Distributed User Interfaces : Usability and Collaboration*, pages 129–140. Springer, 2013. [14](#)
- [16] L. De Silva, C. Morikawa, and I. Petra. State of the art of smart homes. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 25(7) :1313–1321, 2012. [9](#)
- [17] M. Debevc, P. Kosec, and A. Holzinger. Improving multimodal web accessibility for deaf people : sign language interpreter module. *Multimedia Tools and Applications*, 54(1) :181–199, 2011. [12](#)
- [18] Institut Français d’Opinion Publique. Regards croisés : 10 ans après la promulgation de la loi sur l’égalité des droits et des chance. [http ://www.ifop.com/media/poll/2933-1-study_file.pdf](http://www.ifop.com/media/poll/2933-1-study_file.pdf), février 2015. [6](#)
- [19] A. Fernández-Baena, L. Salle-URL, and D. Miralles. Avatar : Tangible interaction and augmented reality in character animation. *on Interacting with Smart Objects*, page 28, 2014. [14](#)
- [20] A. Fleury. *Détection de motifs temporels dans les environnements multi-perceptifs. Appli- cation à la classification automatique des Activités de la Vie Quotidienne d’une personne suivie à domicile par télé-médecine*. PhD thesis, Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2008. [10](#)

- [21] S. Foell, S. Phithakkitnukoon, G. Kortuem, M. Veloso, and C. Bento. Catch me if you can : Predicting mobility patterns of public transport users. In *Intelligent Transportation Systems (ITSC), 2014 IEEE 17th International Conference on*, pages 1995–2002, Oct 2014. [13](#)
- [22] L. P. Fried, C. M. Tangen, J. Walston, A. B. Newman, C. Hirsch, J. Gottdiener, T. Seeman, R. Tracy, W. J. Kop, G. Burke, M. A. McBurnie, and Cardiovascular Health Study Collaborative Research Group . Frailty in older adults : evidence for a phenotype. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 56(3) :M146–M156, Mar 2001. [5](#)
- [23] M. G. Friedman and D. N. Bryen. Web accessibility design recommendations for people with cognitive disabilities. *Technology and Disability*, 19(4) :205, 2007. [12](#)
- [24] D. M. Gavrilu. The visual analysis of human movement : A survey. *Computer vision and image understanding*, 73(1) :82–98, 1999. [13](#)
- [25] L. I. Iezzoni, E. P. McCarthy, R. B. Davis, and H. Siebens. Mobility difficulties are not only a problem of old age. *J Gen Intern Med*, 16(4) :235–243, Apr 2001. [5](#)
- [26] G. Imbert. Recherche qualitative exploratoire handicaps-incapacités-santé et aides pour l'autonomie. Technical report, FNG, REVeSS, UMR 6578 CNRS, 2010. [4](#)
- [27] S. Intille. Designing a home of the future. *IEEE pervasive computing*, 1(2) :76–82, 2002. [10](#)
- [28] J. Krumm, S. Harris, B. Meyers, B. Brumitt, M. Hale, and S. Shafer. Multi-camera multi-person tracking for easyliving. In *Visual Surveillance, 2000. Proceedings. Third IEEE International Workshop on*, pages 3–10. IEEE, 2000. [11](#)
- [29] B. Lange, S. Koenig, E. McConnell, C-Y. Chang, R. Juang, E. Suma, M. Bolas, and A. Rizzo. Interactive game-based rehabilitation using the microsoft kinect. In *Virtual Reality Short Papers and Posters (VRW), 2012 IEEE*, pages 171–172. IEEE, 2012. [13](#)
- [30] J-H. Lee, N. Ando, and H. Hashimoto. Design policy of intelligent space. In *Systems, Man, and Cybernetics, 1999. IEEE SMC'99 Conference Proceedings. 1999 IEEE International Conference on*, volume 3, pages 1077–1082. IEEE, 1999. [11](#)

- [31] S. Liu, W. Ma, D. Schalow, and K. Spruill. Improving web access for visually impaired users. *IT professional*, 6(4) :28–33, 2004. 12
- [32] Y. Masuda, M. Sekimoto, M. Nambu, Y. Higashi, T. Fujimoto, K. Chihara, and T. Tamura. An unconstrained monitoring system for home rehabilitation. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 24(4) :43–47, July 2005. 10
- [33] L. C. Mechling. Assistive technology as a self-management tool for prompting students with intellectual disabilities to initiate and complete daily tasks : A literature review. *Education and Training in Developmental Disabilities*, pages 252–269, 2007. 14
- [34] JORF n36. loi pour l’égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées. [http ://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do? cid-Texte=JORFTEXT000000809647&categorieLien=id](http://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cid-Texte=JORFTEXT000000809647&categorieLien=id), 2005. 6
- [35] B. Najafi, K. Aminian, A. Paraschiv-Ionescu, F. Loew, C. J. Bula, and P. Robert. Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor : monitoring of daily physical activity in the elderly. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 50(6) :711–723, 2003. 13
- [36] C. Oppenheim and K. Selby. Access to information on the world wide web for blind and visually impaired people. In *Aslib Proceedings*, volume 51, pages 335–345. MCB UP Ltd, 1999. 12
- [37] D. Ortner and K. Miesenberger. Improving web accessibility by providing higher education facilities for web designers and web developers following the design for all approach. In *Database and Expert Systems Applications, 2005. Proceedings. Sixteenth International Workshop on*, pages 866–870. IEEE, 2005. 12
- [38] C. Perrenoud and K. Phan. Emergence of web technology : An implementation of web accessibility design in organizations. In *Technology Management for Emerging Technologies (PICMET), 2012 Proceedings of PICMET’12* :, pages 633–645. IEEE, 2012. 12
- [39] R. Poppe. Vision-based human motion analysis : An overview. *Computer vision and image understanding*, 108(1) :4–18, 2007. 13
- [40] A. Poulain, R. Piovan, A. de Varax, and M. Letellier. Étude prospective sur les technologies pour la santé et pour l’autonomie. Paris : ALCIMED, October 2007. 8

- [41] I. Robert-Bobée. Projections de population pour la france métropolitaine à l'horizon 2050. [http ://www.insee.fr/fr/themes/document.asp ?reg_id=0&ref_id=ip1089](http://www.insee.fr/fr/themes/document.asp?reg_id=0&ref_id=ip1089), juillet 2006. 4
- [42] S. Shuo, G. Danhuai, L. Jiajun, and L. Kuien. Human mobility prediction and unobstructed route planning in public transport networks. In *Mobile Data Management (MDM), 2014 IEEE 15th International Conference on*, volume 2, pages 43–48, July 2014. 13
- [43] E. M. Tapia, S. S. Intille, and K. Larson. *Activity recognition in the home using simple and ubiquitous sensors*. Springer, 2004. 10
- [44] M. Vacher, D. Istrate, F. Portet, T. Joubert, T. Chevalier, S. Smidtas, B. Meillon, B. Lecouteux, M. Sehili, P. Chahuara, et al. The sweet-home project : Audio technology in smart homes to improve well-being and reliance. In *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pages 5291–5294. IEEE, 2011. 10
- [45] S. Yang and N. Shao. Enhancing pervasive web accessibility with rule-based adaptation strategy. *Expert Systems with Applications*, 32(4) :1154–1167, 2007. 12
- [46] W. Yu, R. Kuber, E. Murphy, P. Strain, and G. McAllister. A novel multimodal interface for improving visually impaired people’s web accessibility. *Virtual Reality*, 9(2-3) :133–148, 2006. 12
- [47] S. Zhenxiang and Z. Jianian. On accessibility of concept, principle and model of educational web sites design. In *New Trends in Information and Service Science, 2009. NISS’09. International Conference on*, pages 730–733. IEEE, 2009. 12

Chapitre 2

A la recherche du Smartphone

Sommaire

2.1	Introduction	28
2.2	Les applications Smartphones et la science	28
2.3	Détection et interprétation de mouvements et comportements	31
2.3.1	La reconnaissance d'activité	31
2.3.2	Géolocalisation et mode de déplacement	32
2.3.3	La mesure d'activité physique et sportive	36
	Bibliographie	38

2.1 Introduction

Actuellement, nous pensons et croyons que le Smartphone va révolutionner bon nombre de secteurs de notre économie. Cela va permettre de faire évoluer les marchés commerciaux, la santé, le social, les transports ou encore l'environnement. La mise en place de cette révolution se ressent à travers les différentes publications scientifiques abordant et/ou utilisant le Smartphone pour ces secteurs d'activités. L'objectif de ce chapitre est de déterminer si le Smartphone, en tant qu'outil scientifique, peut nous permettre d'atteindre notre objectif principal : la création d'un système ubiquitaire permettant l'amélioration de l'autonomie. L'étude des différentes recherches scientifiques dans ce domaine va nous aider à déterminer l'état de l'art actuel.

2.2 Les applications Smartphones et la science

En 2009, Raento et al. [45], soutiennent déjà que le Smartphone possède à la fois des caractéristiques techniques et sociales pour s'imposer en tant qu'outil de recherche scientifique dans les domaines de la sociologie, la psychologie sociale, les études urbaines ou encore les études sur les médias. Dans ce domaine, l'utilisation du Smartphone par un nombre grandissant d'utilisateurs permet d'entrevoir la possibilité de réaliser des études sur un nombre très important de sujets et ainsi améliorer la sensibilité et spécificité de ces études scientifiques dans le domaine de la sociologie. Ainsi, de nombreuses applications scientifiques sur Smartphone ont permis de réaliser des études de recueils de données comportementales sur un grand nombre d'individus [15] [23] [38] [14]. Dans son manifeste, Geoffrey Miller [33] examine ces différentes applications, et d'autres, afin de décrire ce qu'a produit la recherche comportementale avec l'aide du Smartphone et ce que les nouvelles évolutions vont permettre de faire dans un futur proche.

Il est constaté que le Smartphone donne naissance à une nouvelle forme de science participative [52]. Cela ne profite pas qu'aux sciences sociales, mais également aux domaines de la santé, la botanique, l'ornithologie, l'histoire de l'art, l'astronomie etc. Dans le domaine des sciences de la nature et de l'environnement, les chercheurs proposent, par exemple, des applications mobiles que tout un

chacun peut télécharger pour les utiliser et enrichir des bases de données. C'est le cas de l'application mobile Cicada Hunt, qui permet aux visiteurs d'une forêt d'aider la science tout en améliorant leur expérience. Ainsi, l'application mise en route va "écouter", via le microphone, si elle détecte le bruit de ces insectes historiques, quasi inaudible. Si c'est le cas, l'application enrichie la base de données des scientifiques en leur signalant la présence de ces insectes via la géolocalisation. Cette application utilise un modèle de Markov caché pour la détection acoustique [62]. Toujours dans le domaine de la nature, il existe également de nombreuses recherches en agriculture utilisant le Smartphone et ses capteurs. Ces recherches ont fait l'objet d'une revue de littérature par Pongnumkul et al. [42]. Par exemple, le Smartphone peut être utilisé pour l'identification des maladies de plantes via la prise de photo afin de détecter des phénotypes visuels [43]. Une partie de traitement de l'image est effectuée sur le Smartphone et l'autre sur un serveur possédant la capacité de calcul appropriée. Cette technique est également utilisée pour les applications du projet ESMART [2]. Leur première application, SIFSS (Soil Indicators for Scottish Soils), permet à l'utilisateur de savoir quel est le type de sol de leur région, d'explorer les caractéristiques des 600 différents types de sols écossais, de découvrir les différences dans les caractéristiques du sol entre les sols cultivés ou non, et d'examiner une série d'indicateurs clés de la qualité des sols (pH, carbone, etc.). Avec la seconde application, iDee, l'utilisateur peut soumettre ses propres enregistrements de conditions de la rivière dans le bassin du versant de Dee, sous la forme d'une photographie de la rivière ainsi que sous la forme d'un simple questionnaire permettant l'évaluation de la clarté de l'eau ou encore des algues. La troisième application, SOCiT, permet aux utilisateurs d'accéder aux cartes numériques existantes concernant les caractéristiques environnementales, telles que l'altitude, le climat et la géologie. En combinant cette information avec les données extraites automatiquement à partir d'une photographie prise de la surface du sol, l'application utilise un modèle mathématique pour prédire la matière organique de couche de terre arable et le contenu carbonique.

Rapidement, le Smartphone est également devenu un outil pour la recherche scientifique appliquée au domaine de la médecine. C'est d'abord par l'intermédiaire de la téléphonie, et plus spécifiquement via le SMS, que les téléphones mobiles ont

fait leur incursion dans la recherche médicale [26]. Ensuite, la stratégie de recherche a été d'explorer son utilisation dans le cadre de suivi des interventions de santé, mais aussi pour étudier l'implication des équipes de soins, ou encore pour accroître l'accessibilité à l'information [24]. Avec l'évolution des Smartphones, de nouveaux usages ont émergés utilisant de nouveaux services comme les réseaux sociaux ou l'auto-suivi personnalisé, dit quantified-self [4]. Dans leur revue de 2012, Mosa et al. [36] recensent pas moins de 83 applications sur Smartphone utilisées dans 55 articles scientifiques extraient de la base MEDLINE. Leurs résultats démontrent que ces applications sont utilisées dans de nombreuses spécialités médicales, et en majorité par des professionnels de santé. Les domaines d'applications sont le diagnostic, le référencement de médicament, la recherche documentaire et calculatoire, la communication, la formation et l'utilisation des systèmes d'informations hospitaliers.

Cependant, ce qui a permis au Smartphone de s'imposer en tant qu'outil de recherche scientifique, est la présence de nombreux capteurs intégrés dans cet objet ubiquitaire. En effet, ces capteurs sont utilisés en recherche scientifique afin d'étudier les comportements et caractéristiques des utilisateurs. Cette utilisation est développée dans la partie suivante.

Un capteur est défini dans le Larousse comme : *un organe qui élabore, à partir d'une grandeur physique, une autre grandeur physique, souvent de nature électrique, utilisable à des fins de mesure et de commande.*

Ainsi, ce que nous considérerons comme capteurs appartenant au Smartphone dans ce travail de thèse, ce sont les capteurs embarqués tel que l'accéléromètre, le magnétomètre, le gyroscope, le GPS, le baromètre, le microphone, l'appareil photo numérique, les détecteurs de luminosité ou encore de proximité. Cependant, nous considérerons également les communications sans fils comme des capteurs de par leur capacité à faire de la détection de signaux à partir d'autres signaux. Par exemple, les systèmes de communication Bluetooth ou encore WiFi sont aujourd'hui couramment utilisés dans la géolocalisation des utilisateurs [7] [27]. L'ensemble des données brutes collectées par les capteurs sont ensuite interprétées par le biais de diverses techniques en fonction de l'objectif et de la nature des données. La fusion de données est utilisée afin d'obtenir une meilleure interprétation des

valeurs, de plus en plus précise, et de lever les ambiguïtés.

2.3 Détection et interprétation de mouvements et comportements

2.3.1 La reconnaissance d'activité

La reconnaissance d'activité vise à reconnaître les actions d'une ou plusieurs personnes à partir d'une série d'observations et de mesures. L'utilisation du Smartphone dans ce domaine de recherche vise à reconnaître, de manière automatisée, ce que fait la personne en fonction non seulement de son activité mais également de son contexte environnemental. L'activité humaine peut ainsi être catégorisée selon différents niveaux d'abstractions, d'activités simples à complexes en passant par les activités quotidiennes, liées au travail ou encore à la santé. Ainsi, l'activité simple est définie comme le mouvement d'une partie du corps. Une activité complexe peut être définie comme la combinaison de plusieurs activités simples liées à un contexte. Par exemple, l'activité complexe de prendre un bus requiert de se lever, marcher, attendre puis monter dans le bus et s'asseoir.

La recherche a exploré différentes manières de détecter les activités avec un Smartphone. On constate que les activités complexes sont plus difficiles à classer que les activités simples via le Smartphone [12]. La première différenciation que l'on peut observer dans les études est la position du Smartphone sur le corps pour classer les activités. Ainsi, le Smartphone a, tour à tour, été placé dans le dos [34], sur le thorax [19], au niveau de la ceinture [47], dans la poche avant du pantalon [51] ou encore conservé dans la main de l'utilisateur [30]. Le fait de connaître par avance la position du Smartphone sur l'utilisateur permet l'émission d'hypothèses qui simplifient la détection et la classification d'activités. Cependant, certains algorithmes parviennent à estimer la position du Smartphone dans un premier temps pour ensuite utiliser le second algorithme le plus approprié en fonction de cette estimation [32]. La seconde différenciation que l'on observe dans les études concerne l'utilisation des capteurs. Ainsi, les activités que l'on peut qualifier de basiques tel que la marche et la course, peuvent être détectées avec l'utilisation d'un

capteur unique qu'est l'accéléromètre. Le traitement du signal accélérométrique diffère ensuite selon les études et les objectifs. Cela peut aller d'un simple calcul d'écart type [57] à l'utilisation d'un arbre de décision [59] en passant aussi par la comparaison de motifs [50]. Pour la détection d'activités complexes, l'utilisation d'algorithmes plus complets et l'addition d'autres capteurs devient nécessaire. Par exemple, Dernbach et al. utilisent le gyroscope en complément de l'accéléromètre [12], Zhao et al. ajoutent l'utilisation du magnétomètre pour la détection d'activités stationnaires complexes [60] tandis que Do et al. utilisent le GPS [13]. Enfin, de manière plus originale, le microphone est également utilisé pour la détection d'activité afin de contextualiser l'activité dans son environnement [22]. Concernant l'algorithmie, différentes méthodes de classifications ont été utilisées [32] [3]. L'une des méthodes de classification les plus fréquemment rencontrée est les Séparateur à Vaste Marge (SVM) [22]. On constate ainsi qu'il n'y a pas encore de méthode qui fasse l'unanimité puisque ce champ de recherche est très récent et continue à être exploré.

2.3.2 Géolocalisation et mode de déplacement

Géolocalisation extérieure

Dans notre société moderne, la mobilité est devenue un rouage essentiel de nos activités. Elle influe à la fois sur notre condition physique, morale, mais aussi sur notre environnement. Les activités de mobilités font partie à la fois des activités simples (marcher, courir), et des activités complexes (faire du vélo, prendre le bus, la voiture etc.) définies précédemment. Ainsi, leur détection s'effectue via le même type de raisonnement algorithmique et l'utilisation des mêmes capteurs. Lane et al. démontrent même qu'il est possible d'utiliser le même classificateur pour détecter les activités de mobilité simples et complexes [28]. La mobilité évoque en même temps les déplacements qui peuvent être réalisés en extérieurs (bus, vélo) et ceux qui se déroulent à l'intérieur d'un même bâtiment. La détection de position en extérieur est possible via l'utilisation de la technologie américaine de Global Positioning System dite GPS. Il s'agit d'un système de géolocalisation par satellites fonctionnant au niveau mondial et accessible à tous. Le système européen, Galiléo, est lui encore en phase de test mais fonctionnera sur le même principe. Le récepteur

GPS, placé dans les Smartphone, doit au moins capter les signaux de quatre satellites. Cela lui permet de calculer le temps de propagation des signaux entre lui et les satellites pour connaître alors sa distance par rapport à ceux-ci et ainsi obtenir par trilatération une position en trois dimensions dans le système géodésique WGS 84. Cette position se décompose en deux variables : la latitude et la longitude, dont la référence est l'équateur. La puce intégrée dans le Smartphone est une puce dite A-GPS pour Assisted-GPS. Elle utilise la connexion téléphonique pour télécharger les éphémérides qui contiennent les paramètres orbitaux détaillés pour tous les satellites. L'utilisation du GPS est actuellement la méthode permettant d'avoir la géolocalisation extérieure la plus précise. Cependant, il existe d'autres possibilités techniques. Le Smartphone est capable de délivrer à l'utilisateur une position en utilisant les antennes du réseau mobile. En fonction de la puissance du signal, la puce GSM du Smartphone est capable d'estimer la position d'un utilisateur, la position exacte de l'antenne dans le système géodésique étant connue. Cette méthode est peu précise mais permet d'obtenir une géolocalisation de manière plus rapide qu'avec le GPS. Sur le même principe, un Smartphone est capable de fournir une géolocalisation à partir des signaux WiFi alentours. Pour connaître les coordonnées exactes des bornes, le Smartphone peut utiliser différentes bases de données fournies par Google ou Apple (pour les plus connues). L'utilisation simultanée de ces trois méthodes est de plus en plus employée pour fournir aux utilisateurs la position la plus précise possible en fonction du contexte.

Transition extérieur/intérieur

La détection de transition entre un positionnement extérieur et intérieur permet également de caractériser des comportements. L'absence ou la présence de couverture satellite peut être un élément déclencheur pour caractériser une transition [35]. De plus, la perte d'un signal GPS combinée à l'apparition d'une empreinte WiFi permet d'améliorer encore ce processus [16]. Ainsi, l'amélioration de la puissance d'un signal WiFi combinée à la baisse du nombre de satellites captés par la puce GPS permet la déduction de transition extérieur vers intérieur. Ensuite, la sauvegarde de cette empreinte WiFi permet de réactiver le GPS lors de la baisse de puissance du signal WiFi pour détecter la sortie. De plus, la possibilité d'éteindre

cette puce GPS lors d'une transition extérieur/intérieur permet d'économiser un pourcentage important de batterie compte tenu de la puissance requise pour la recherche de satellite par la puce GPS. Malgré cela, le fait d'allumer et d'éteindre des capteurs reste énergivore. Dans le but de remédier à ce problème, Zhou et al. ont créé un service spécifiques appelé IODetector [61]. Leur algorithme combine l'utilisation de nombreux autres capteurs moins énergivores pour détecter la transition intérieur/extérieur. Ces capteurs sont le magnétomètre, pour la détection des perturbations magnétiques liées à la proximité d'un bâtiment ; le capteur de luminosité et le capteur de proximité, pour la détermination de l'environnement ; et enfin la puce GSM pour détecter l'atténuation des signaux cellulaires causés par des obstacles tels que les murs. Cette atténuation de signaux est par ailleurs aussi exploitée par Jia et al. [21] pour le même type d'applications.

Géolocalisation intérieure

Contrairement à la géolocalisation extérieure, la géolocalisation intérieure est permise via de nombreuses technologies dont aucune n'est encore parvenue à s'imposer d'un point de vue industriel. Ainsi, la recherche dans ce domaine se poursuit actuellement afin de trouver la meilleure des solutions. Les techniques basées sur le WiFi sont pour le moment celles qui ont été le plus largement étudiées, et cela encore récemment [18] [20] [40] [55]. L'approche de ces différents articles est basée sur l'exploitation de la force du signal WiFi détecté par les puces WiFi combinée à la connexion à des bases de données connaissant la géolocalisation des points d'accès WiFi. D'autres technologies de signaux radio-fréquences et présentes dans les Smartphones ont été explorées. C'est le cas notamment du Bluetooth [39] [9], de la Radio Frequency Identification (RFID) [5] [48], de la Radio FM [10] [58], de l'UWB (Ultra Wide Band) [37], ou encore du champ magnétique [17]. Le principal inconvénient des trois premières techniques est qu'il faut disposer d'un nombre de points d'accès important pour obtenir une géolocalisation intérieure suffisamment précise pour être exploitée en guidage. Le champ magnétique est quand à lui sujet à de nombreuses anomalies [1]. Une autre approche de la géolocalisation intérieure consiste à utiliser les capteurs inertiels du Smartphone pour la calculer la distance de déplacement de l'utilisateur à partir d'un point de départ connu. Il s'agit du

pedestrian dead reckoning (PDR), qui a été utilisé avec le Smartphone [44] [49] [41]. Les capteurs utilisés sont l'accéléromètre, le magnétomètre et le gyroscope qui permettent de calculer la vitesse, la direction, l'orientation ou encore le nombre de pas effectué par l'utilisateur. Cependant, ce système a ses limites dont la cause est l'accumulation des erreurs des capteurs en fonction du temps. Une solution proposée par la littérature consiste à utiliser la technique du *path-matching* [31] [11]. Cette technique consiste à comparer les séquences de pas et d'orientations détectées avec celles attendues afin de corriger les erreurs. Une autre solution proposée est la technique dite de *particle filtering* qui consiste à corriger les erreurs de mesure en imposant certaines contraintes sur la sortie d'un processus donné ou d'attribuer différentes valeurs de ressemblances à différentes sorties observables. Cet algorithme est utilisé dans la géolocalisation intérieure afin de corriger au fur et à mesure la position de l'utilisateur. L'inconvénient majeur de ces techniques est que le Smartphone doit disposer des informations cartographiques de l'ensemble des bâtiments traversés pour être fonctionnel.

Le mode de déplacement

La détection du mode de transport peut être considérée comme importante dans la reconnaissance d'activité. Elle peut utiliser le même type de classificateur comme démontré par Lane et al. [28]. Une fois encore, la recherche a exploré différentes méthodologies permettant de détecter le moyen de transport utilisé par la personne. Par définition, la mobilité implique un changement de position qui peut être plus ou moins rapide, ou plus ou moins distant. La détection du changement de position extérieur peut être réalisée par la technologie GPS comme expliqué dans la partie précédente. En plus de fournir les informations de position, la puce GPS a la possibilité de récupérer des mesures de vitesse et d'orientation. Cette mesure de vitesse peut ainsi permettre de détecter un état de marche ou de déplacement avec un véhicule. Pour affiner cette estimation, certaines études utilisent le principe du *path-matching* pour comparer les trajectoires de déplacement avec les lignes de bus renseignées sur une carte [8]. D'autres études ont choisi de détecter le mode de déplacement en se basant uniquement sur les mesures de l'accéléromètre, utilisant soit des arbres de décision [56] ou des SVM [6]. Mais ces deux capteurs

peuvent également être utilisés en parallèle. Cela permet ainsi une meilleure détection des états de transitions entre deux modes de transports. C'est ce que permet la méthode de Reddy et al. qui utilise à la fois la méthode de l'arbre de décision et un modèle de Markov caché [46].

2.3.3 La mesure d'activité physique et sportive

L'auto-mesure d'activité physique est de plus en plus populaire de nos jours pour combattre notre sédentarité et promouvoir le bien-être. Grâce à ses capteurs, le Smartphone est devenu un outil de plus en plus utilisé pour l'auto-mesure. C'est par la popularité grandissante des podomètres que ces fonctionnalités sont apparues dans les Smartphones. Le podomètre permet de mesurer en temps réel le nombre de pas effectué par l'utilisateur. Son fonctionnement repose en grande partie sur l'analyse des données acquises par l'accéléromètre. Cette fonctionnalité est aujourd'hui disponible "de base" dans nos Smartphones sur l'ensemble des systèmes d'exploitations. Sur les Smartphones de la société Apple, un microprocesseur est même spécifiquement dédié à son exécution. En recherche, elle est particulièrement utilisée pour le PDR qui, en plus de compter le nombre, calcule aussi la longueur des pas et la vitesse de marche [29]. Dans leur revue de littérature, Kranz et al. ont identifiés trois catégories d'applications mobiles : (1) les trackers GPS (2) les planificateurs d'Entraînements et (3) les livres d'exercices [25]. La première catégorie désigne les applications qui suivent une activité physique extérieure telle que la course à pied ou le vélo. Elles fournissent aux utilisateurs une trace GPS de leur parcours et d'autres informations grâce à l'utilisation des capteurs. De plus, elles permettent aussi la connections d'accessoires externes tels qu'un capteur de rythme cardiaque par exemple. La seconde catégorie désigne des applications qui fournissent des séances d'entraînements dirigées. Les enregistrements effectués par les capteurs sont essentiellement quantitatif et non qualitatif comme le souligne les auteurs. Enfin, la troisième catégorie fournit des recueils d'exercices. Les informations sont beaucoup plus complètes que dans la seconde catégorie mais aucun suivi n'est proposé. Ce type d'application s'éloigne donc plus de l'auto-mesure. De manière plus globale, l'auto-mesure effectuée par une personne pour suivre son état de santé, et surtout son bien-être, fait partie d'un mouvement dénommé *quantified-*

*self*¹. Mélanie Swan décrit de manière approfondie comment l'internet des objets, dont fait partie le Smartphone, contribue aujourd'hui à l'évolution de l'auto-mesure et permet d'apporter aux utilisateurs des informations accessibles sur leur santé et leur bien-être [54]. De plus, ce mouvement va permettre d'apporter à la science une quantité de données beaucoup plus importantes pour l'évaluation des outils. On se dirige ainsi vers une science participative où chacun pourra transmettre ses données pour faire évoluer la fiabilité des outils [53]. C'est d'ailleurs ce que propose actuellement la société Apple avec son outils ResearchKit² qui permet à n'importe quel possesseur de Smartphone d'installer des applications spécifiques à la recherche et de transmettre leurs données aux chercheurs.

Le Smartphone est donc devenu un outil scientifique à part entière. Il est utilisé dans un nombre croissant d'études, en particulier dans le domaine clinique. De part ses caractéristiques techniques et son adoption croissante, le Smartphone apparaît comme l'outil idéal afin de répondre à notre objectif principal : la création d'un système ubiquitaire permettant l'amélioration de l'autonomie. En effet, ses capteurs permettent la mesure et ses actuateurs permettent de fournir des retours aux utilisateurs et cliniciens.

1. <http://quantifiedself.com/guide>

2. <http://www.apple.com/fr/researchkit/>

Bibliographie

- [1] M. H. Afzal, V. Renaudin, and G. Lachapelle. Assessment of indoor magnetic field anomalies using multiple magnetometers. *Proceedings of ION GNSS10*, pages 1–9, 2010. [34](#)
- [2] M. Aitkenhead, D. Donnelly, M. Coull, and H. Black. E-smart : Environmental sensing for monitoring and advising in real-time. In *Environmental Software Systems. Fostering Information Sharing*, pages 129–142. Springer, 2013. [29](#)
- [3] A. Anjum and M. U. Ilyas. Activity recognition using smartphone sensors. In *Consumer Communications and Networking Conference (CCNC), 2013 IEEE*, pages 914–919. IEEE, 2013. [32](#)
- [4] M. Arif, M. Bilal, A. Kattan, and S. I. Ahamed. Better physical activity classification using smartphone acceleration sensor. *J Med Syst*, 38(9) :95, Sep 2014. [30](#)
- [5] A. Bekkali, H. Sanson, and M. Matsumoto. Rfid indoor positioning based on probabilistic rfid map and kalman filtering. In *Wireless and Mobile Computing, Networking and Communications, 2007. WiMOB 2007. Third IEEE International Conference on*, pages 21–21. IEEE, 2007. [34](#)
- [6] S. Bhattacharya, P. Nurmi, N. Hammerla, and T. Plötz. Using unlabeled data in a sparse-coding framework for human activity recognition. *Pervasive and Mobile Computing*, 15 :242–262, 2014. [35](#)
- [7] F. Brachmann. A comparative analysis of standardized technologies for providing indoor geolocation functionality. In *Computational Intelligence and Informatics (CINTI), 2012 IEEE 13th International Symposium on*, pages 127–130. IEEE, 2012. [30](#)
- [8] J. Chen and M. Bierlaire. Probabilistic multimodal map matching with rich smartphone data. *Journal of Intelligent Transportation Systems*, pages 1–15, 2014. [35](#)
- [9] L. Chen, L. Pei, H. Kuusniemi, Y. Chen, T. Kröger, and R. Chen. Bayesian fusion for indoor positioning using bluetooth fingerprints. *Wireless personal communications*, 70(4) :1735–1745, 2013. [34](#)
- [10] Y. Chen, D. Lymberopoulos, J. Liu, and B. Priyantha. Fm-based indoor localization. In *Proceedings of the 10th international conference on Mobile systems, applications, and services*, pages 169–182. ACM, 2012. [34](#)

- [11] I. Constandache, R. R. Choudhury, and I. Rhee. Towards mobile phone localization without war-driving. In *Infocom, 2010 Proceedings IEEE*, pages 1–9. IEEE, 2010. [35](#)
- [12] S. Dernbach, B. Das, N. C. Krishnan, B. L. Thomas, and D. J. Cook. Simple and complex activity recognition through smart phones. In *Intelligent Environments (IE), 2012 8th International Conference on*, pages 214–221. IEEE, 2012. [31](#), [32](#)
- [13] T. M. Do, S. W. Loke, and F. Liu. Healthylife : An activity recognition system with smartphone using logic-based stream reasoning. In *Mobile and Ubiquitous Systems : Computing, Networking, and Services*, pages 188–199. Springer, 2013. [32](#)
- [14] S. Dufau, J. A. Duñabeitia, C. Moret-Tatay, A. McGonigal, D. Peeters, F-X. Alario, D. A. Balota, M. Brysbaert, M. Carreiras, L. Ferrand, et al. Smart phone, smart science : how the use of smartphones can revolutionize research in cognitive science. *PloS one*, 6(9) :e24974, 2011. [28](#)
- [15] J. Froehlich, M. Y. Chen, S. Consolvo, B. Harrison, and J. A. Landay. Myexperience : a system for in situ tracing and capturing of user feedback on mobile phones. In *Proceedings of the 5th international conference on Mobile systems, applications and services*, pages 57–70. ACM, 2007. [28](#)
- [16] T. Gallagher, B. Li, A. G. Dempster, and C. Rizos. Power efficient indoor/outdoor positioning handover. In *international conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN), Guimaraes*, 2011. [33](#)
- [17] J. Haverinen and A. Kemppainen. Global indoor self-localization based on the ambient magnetic field. *Robotics and Autonomous Systems*, 57(10) :1028–1035, 2009. [34](#)
- [18] S. He and S-H. Chan. Sectjunction : Wi-fi indoor localization based on junction of signal sectors. In *Communications (ICC), 2014 IEEE International Conference on*, pages 2605–2610. IEEE, 2014. [34](#)
- [19] Y. He and Y. Li. Physical activity recognition utilizing the built-in kinematic sensors of a smartphone. *International Journal of Distributed Sensor Networks*, 2013, 2013. [31](#)
- [20] M. N. Husen and S. Lee. Indoor human localization with orientation using wifi fingerprinting. In *Proceedings of the 8th International Conference on Ubiquitous Information Management and Communication*, page 109. ACM, 2014. [34](#)

- [21] H.i Jia, Y. Zhang, and W. Kong. Indoor/outdoor detection for seamless positioning. *Sensors & Transducers (1726-5479)*, 171(5), 2014. [34](#)
- [22] A. M. Khan, A. Tufail, A. M. Khattak, and T. H. Laine. Activity recognition on smartphones via sensor-fusion and kda-based svms. *International Journal of Distributed Sensor Networks*, 2014, 2014. [32](#)
- [23] M. A. Killingsworth and D. T. Gilbert. A wandering mind is an unhappy mind. *Science*, 330(6006) :932–932, 2010. [28](#)
- [24] P. Klasnja and W. Pratt. Healthcare in the pocket : mapping the space of mobile-phone health interventions. *J Biomed Inform*, 45(1) :184–198, Feb 2012. [30](#)
- [25] M. Kranz, A. Möller, N. Hammerla, S. Diewald, T. Plötz, P. Olivier, and L. Roalter. The mobile fitness coach : Towards individualized skill assessment using personalized mobile devices. *Pervasive and Mobile Computing*, 9(2) :203–215, 2013. [36](#)
- [26] S. Krishna, S. A. Boren, and E. A. Balas. Healthcare via cell phones : a systematic review. *Telemed J E Health*, 15(3) :231–240, Apr 2009. [30](#)
- [27] A. Kwiecień, M. Maćkowski, M. Kojder, and M. Manczyk. Reliability of blue-tooth smart technology for indoor localization system. In *Computer Networks*, pages 444–454. Springer, 2015. [30](#)
- [28] N. D. Lane, Y. Xu, H. Lu, S. Hu, T. Choudhury, A. T. Campbell, and F. Zhao. Enabling large-scale human activity inference on smartphones using community similarity networks (csn). In *Proceedings of the 13th international conference on Ubiquitous computing*, pages 355–364. ACM, 2011. [32](#), [35](#)
- [29] M. S. Lee, S. H. Shin, and C. G. Park. Evaluation of a pedestrian walking status awareness algorithm for a pedestrian dead reckoning. In *23rd International Technical Meeting of the Satellite Division of The Institute of Navigation*, Portland, OR, September 2010. ION GNSS 2010. [36](#)
- [30] Y-S. Lee and S-B. Cho. Activity recognition using hierarchical hidden markov models on a smartphone with 3d accelerometer. In *Hybrid Artificial Intelligent Systems*, pages 460–467. Springer, 2011. [31](#)
- [31] J. A. B. Link, P. Smith, N. Viol, and K. Wehrle. Footpath : Accurate map-based indoor navigation using smartphones. In *Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN), 2011 International Conference on*, pages 1–8. IEEE, 2011. [35](#)

- [32] H. Martín, A. M. Bernardos, J. Iglesias, and J. R. Casar. Activity logging using lightweight classification techniques in mobile devices. *Personal and ubiquitous computing*, 17(4) :675–695, 2013. [31](#), [32](#)
- [33] G. Miller. The smartphone psychology manifesto. *Perspectives on Psychological Science*, 7(3) :221–237, 2012. [28](#)
- [34] E. Mitchell, D. Monaghan, and N. E O’Connor. Classification of sporting activities using smartphone accelerometers. *Sensors*, 13(4) :5317–5337, 2013. [31](#)
- [35] L. M. S. Morillo, J. O. Ramírez, J. A. García, and L. Gonzalez-Abril. Outdoor exit detection using combined techniques to increase gps efficiency. *Expert Systems with Applications*, 39(15) :12260–12267, 2012. [33](#)
- [36] Saleh M. Mosa, A., I. Yoo, and L. Sheets. A systematic review of healthcare applications for smartphones. *BMC medical informatics and decision making*, 12(1) :67, 2012. [30](#)
- [37] A. Muqaibel, A. Safaai-Jazi, A. Attiya, B. Woerner, and S. Riad. Path-loss and time dispersion parameters for indoor uwb propagation. *Wireless Communications, IEEE Transactions on*, 5(3) :550–559, 2006. [34](#)
- [38] E. Oliver. The challenges in large-scale smartphone user studies. In *Proceedings of the 2nd ACM International Workshop on Hot Topics in Planet-scale Measurement*, page 5. ACM, 2010. [28](#)
- [39] L. Pei, R. Chen, J. Liu, T. Tenhunen, H. Kuusniemi, and Y. Chen. Inquiry-based bluetooth indoor positioning via rssi probability distributions. In *Advances in Satellite and Space Communications (SPACOMM), 2010 Second International Conference on*, pages 151–156. IEEE, 2010. [34](#)
- [40] L. Pei, R. Guinness, R. Chen, J. Liu, H. Kuusniemi, Y. Chen, L. Chen, and J. Kaistinen. Human behavior cognition using smartphone sensors. *Sensors*, 13(2) :1402–1424, 2013. [34](#)
- [41] L. Pei, J. Liu, R. Guinness, Y. Chen, H. Kuusniemi, and R. Chen. Using ls-svm based motion recognition for smartphone indoor wireless positioning. *Sensors*, 12(5) :6155–6175, 2012. [35](#)
- [42] S. Pongnumkul, P. Chaovalit, and N. Surasvadi. Applications of smartphone-based sensors in agriculture : A systematic review of research. *Journal of Sensors*, 2015, 2015. [29](#)

- [43] S. Prasad, S. K. Peddoju, and D. Ghosh. Energy efficient mobile vision system for plant leaf disease identification. In *Wireless Communications and Networking Conference (WCNC), 2014 IEEE*, pages 3314–3319. IEEE, 2014. [29](#)
- [44] A. R. Pratama, R. Hidayat, et al. Smartphone-based pedestrian dead reckoning as an indoor positioning system. In *System Engineering and Technology (ICSET), 2012 International Conference on*, pages 1–6. IEEE, 2012. [35](#)
- [45] M. Raento, A. Oulasvirta, and N. Eagle. Smartphones an emerging tool for social scientists. *Sociological methods & research*, 37(3) :426–454, 2009. [28](#)
- [46] S. Reddy, M. Mun, J. Burke, D. Estrin, M. Hansen, and M. Srivastava. Using mobile phones to determine transportation modes. *ACM Transactions on Sensor Networks (TOSN)*, 6(2) :13, 2010. [36](#)
- [47] A. Reiss, G. Hendeby, and D. Stricker. A competitive approach for human activity recognition on smartphones. In *European Symposium on Artificial Neural Networks, Computational Intelligence and Machine Learning (ESANN 2013), 24-26 April, Bruges, Belgium*, pages 455–460. ESANN, 2013. [31](#)
- [48] S. S. Saab and Z. S. Nakad. A standalone rfid indoor positioning system using passive tags. *Industrial Electronics, IEEE Transactions on*, 58(5) :1961–1970, 2011. [34](#)
- [49] A. Serra, D. Carboni, and V. Marotto. Indoor pedestrian navigation system using a modern smartphone. In *Proceedings of the 12th international conference on Human computer interaction with mobile devices and services*, pages 397–398. ACM, 2010. [35](#)
- [50] M. Shoaib, H. Scholten, and P. J. Havinga. Towards physical activity recognition using smartphone sensors. In *Ubiquitous Intelligence and Computing, 2013 IEEE 10th International Conference on and 10th International Conference on Autonomic and Trusted Computing (UIC/ATC)*, pages 80–87. IEEE, 2013. [32](#)
- [51] P. Siirtola and J. Rönning. Recognizing human activities user-independently on smartphones based on accelerometer data. *International Journal of Interactive Multimedia and Artificial Intelligence*, 1(5), 2012. [31](#)
- [52] J. Silvertown. A new dawn for citizen science. *Trends in ecology & evolution*, 24(9) :467–471, 2009. [28](#)

- [53] M. Swan. Crowdsourced health research studies : an important emerging complement to clinical trials in the public health research ecosystem. *Journal of medical Internet research*, 14(2), 2012. [37](#)
- [54] M. Swan. Sensor mania! the internet of things, wearable computing, objective metrics, and the quantified self 2.0. *Journal of Sensor and Actuator Networks*, 1(3) :217–253, 2012. [37](#)
- [55] K. Trawiński, J. M. Alonso, and N. Hernández. A multiclassifier approach for topology-based wifi indoor localization. *Soft Computing*, 17(10) :1817–1831, 2013. [34](#)
- [56] S. Wang, C. Chen, and J. Ma. Accelerometer based transportation mode recognition on mobile phones. In *Wearable Computing Systems (APWCS), 2010 Asia-Pacific Conference on*, pages 44–46. IEEE, 2010. [35](#)
- [57] Y. Wang, J. Lin, M. Annavaram, Q. A. Jacobson, J. Hong, B. Krishnamachari, and N. Sadeh. A framework of energy efficient mobile sensing for automatic user state recognition. In *Proceedings of the 7th international conference on Mobile systems, applications, and services*, pages 179–192. ACM, 2009. [32](#)
- [58] S. Yoon, K. Lee, and I. Rhee. Fm-based indoor localization via automatic fingerprint db construction and matching. In *Proceeding of the 11th annual international conference on Mobile systems, applications, and services*, pages 207–220. ACM, 2013. [34](#)
- [59] O. Yurur, C-H. Liu, and W. Moreno. Unsupervised posture detection by smartphone accelerometer. *Electronics Letters*, 49(8) :562–564, 2013. [32](#)
- [60] K. Zhao, J. Du, C. Li, C. Zhang, H. Liu, and C. Xu. Healthy : A diary system based on activity recognition using smartphone. In *Mobile Ad-Hoc and Sensor Systems (MASS), 2013 IEEE 10th International Conference on*, pages 290–294. IEEE, 2013. [32](#)
- [61] P. Zhou, Y. Zheng, Z. Li, M. Li, and G. Shen. Iodetector : A generic service for indoor outdoor detection. In *Proceedings of the 10th acm conference on embedded network sensor systems*, pages 113–126. ACM, 2012. [34](#)
- [62] D. Zilli, O. Parson, G. V. Merrett, and A. Rogers. A hidden markov model-based acoustic cicada detector for crowdsourced smartphone biodiversity monitoring. *Journal of Artificial Intelligence Research*, pages 805–827, 2014. [29](#)

Deuxième partie

Validation de l'outil pour la mesure

Chapitre 3

La mesure angulaire de mouvements à partir du Smartphone

Sommaire

3.1	Introduction	48
3.2	Évaluation de la performance des capteurs inertiels des Smartphones pour la mesure de mouvements . . .	49
3.3	Conclusions et perspectives	74
	Bibliographie	75

3.1 Introduction

L'objectif principal de ce manuscrit est de répondre à la problématique posée qui est la conception et l'évaluation d'un système ubiquitaire centré autour du Smartphone et permettant l'amélioration de l'autonomie de la personne. Pour cela, la mesure angulaire clinique permet l'évaluation et la correction des mouvements, de la posture ou de la proprioception. Dans ce cadre, l'utilisation de notre système ubiquitaire permettrait alors la mesure, le suivi, le contrôle et la correction de mouvement ou de posture, essentiels à l'amélioration de l'autonomie. Pour effectuer ce type de mesure à l'aide d'un outil provenant du marché de masse, la question de la fiabilité, à la fois par rapport aux outils et par rapport aux exigences cliniques, se pose. Ainsi, notre première hypothèse est que la performance des capteurs internes des Smartphones est au moins équivalente à celle des centrales inertielles utilisées pour la mesure clinique. Une centrale inertielle est un élément matériel qui ne peut fonctionner sans une partie logicielle. Ainsi, le travail d'évaluation de la performance des capteurs du Smartphone, présenté ci-après en tant que contribution numéro 1, tient compte à la fois des performances matérielles mais également des performances logicielles de Smartphones de différents constructeurs. Dans le but de valider l'utilisation clinique, les résultats sont comparés à un "gold standard" de la robotique et un "gold standard" clinique. De plus, deux conditions sont étudiées, statique et dynamique, afin de couvrir l'ensemble des possibilités d'utilisation de pratique clinique comme l'évaluation et la rééducation.

3.2 Contribution numéro 1 : Évaluation de la performance des capteurs inertiels des Smartphones pour la mesure de mouvements

Performance Evaluation of Smartphone Inertial Sensors Measurement for Range of Motion

Quentin Mourcou, Anthony Fleury, Céline Franco, Frédéric Klopčič and Nicolas Vuillerme

Sensors - Accepté et publié en 2015 (doi :10.3390/s150923168)

Abstract

Over the years, smartphones have become tools for scientific and clinical research. They can, for instance, be used to assess range of motion and joint angle measurement. In this paper, our aim was to determine if smartphones are reliable and accurate enough for clinical motion research. This work proposes an evaluation of different smartphone sensors performance and different manufacturer algorithm performances with the comparison to the gold standard, an industrial robotic arm with an actual standard use inertial motion unit in clinical measurement, an Xsens product. Both dynamic and static protocols were used to perform these comparisons. Root Mean Square (RMS) mean values results for static protocol are under 0.3° for the different smartphones. RMS mean values results for dynamic protocol are more prone to bias induced by Euler angle representation. Statistical results prove that there are no filter effect on results for both protocols and no hardware effect. Smartphones performance can be compared to the Xsens gold standard for clinical research.

1. Introduction

Smartphones have become an unavoidable tool in developed countries and even an important part of life. There were more than a billion smartphones sold worldwide in 2014, a 23% increase in shipments between full year 2013 and 2014 [11]. The sharp decline in the price of mobile equipment allows growth in emerging markets. Although they are becoming more and more affordable, mobile phones remain powerful tools composed of a processor, a graphics chip, advanced connectivity and an inertial motion unit (IMU), with a 3D-accelerometer, magnetometer and gyroscope as standard features. Moreover, smartphones contain more technology such as a screen display, an audio system or a haptic feedback system that enables interaction with the user of the device. To combine and use all these functionalities, smartphones are able to run specific software, called “applications”.

With all these features, smartphones have widely been used as tools for scientific and clinical research, especially in the healthcare and physical activity monitoring fields. For example, smartphone could be used to assess range of motion and joint angle measurement for postural and gait control [13] or for joint goniometry [20]. These applications are designed to provide accurate and reliable range of motion measurements compared to the standard tools. Current smartphone applications mainly use algorithms provided by manufacturers, which process a combination of three sensors, the accelerometer, the gyroscope and the magnetometer to compute an angle value. Although they have been directly compared to standard tools, angle measurement from a smartphone in the context of static and dynamic measurements has not been investigated yet. To the best of our knowledge, the scientific literature does not provide assessments of the performance of the tool and its sensors for the particular context of clinical measurement against a very specific gold standard, such as Kuka robot. In addition, evaluation of the performance of algorithms for calculating angles incorporated into these phones has also not yet been specifically performed. In this context, the goal of this paper is to propose an evaluation of different smartphone sensors performance and different manufacturer’s algorithm performance with the comparison to a gold standard, an industrial robotic arm and with a standardly used IMU in clinical measurement, an Xsens product. Our hypothesis is that the smartphone is able to perform measurements

that are accurate enough to be used in clinical settings, in replacement of specific devices. These comparisons will justify or forgive the use of Smartphone sensors and software for clinical measurement. Furthermore, with the comparison of static and dynamic conditions, this study is intended to cover all types of clinical movements that could be performed during assessment and rehabilitation.

The remaining of this paper is organized as follows. Section 2 describes related works on performance evaluation of smartphone inertial sensors. Section 3 describes the materials and methods, with a description of our evaluation approach in terms of protocol and statistical analysis. Then, the effect of position and filter, and performance comparison are presented in Section 4 and discussed in Section 5. Conclusions are finally drawn in Section 6.

2. Related Works

All sensor-based applications bring innovation in research and will lead to cognitive-phone, which will infer human behavior and context to give specific help to the patient [3]. This evolution could be characterized as Ambient Intelligence, the basic idea of which is to enrich the environment with smart technologies [5]. Ambient Intelligence systems have to be sensitive, responsive, adaptive, transparent, ubiquitous and intelligent. Among these smart technologies, the smartphone could take a significant place and play a major role insofar as it is becoming increasingly used in everyday life. Nowadays, sensor fusion algorithms integrated in smartphones can be used for clinical research, to sense human body motions in Activities of Daily Living (ADL) [1] to assess range of motion and joint angle measurement for postural and gait control [13], for joint goniometry [20], and even for fall detection [9]. The use of a smartphone for fall detection is an example of the multiple possible uses of these different sensors. An accelerometer is used by all smartphone fall detection and prevention solutions but their dynamic ranges are often insufficient [22]. Thus, the quality of sensors is crucial when using a smartphone for clinical purposes. To perform angle measurements, such as range of motion, an accelerometer can be used alone to measure tilt angle, but it is only reliable when the smartphone is static. To get accurate angle measurement in dynamic, Williamson and Andrews combined accelerometers with gyroscopes,

which are insensitive to the influence of gravity [27]. Repeated sit-to-stand and stand-to-sit movements were performed to lead to that conclusion. Then, to measure the horizontal component of orientation, Kemp *et al.* combined accelerometers and magnetometer to monitor body position [21] [12] [25]. Moreover, we find that, in the literature concerning the angular measurement using Smartphone, proofs of concept only verify the concordance of the measurements in specific contexts and not the global performance and accuracy of smartphones sensors (checking for instance that they can detect sit-to-stand or that the measurement of the movement gives relatively the same information in terms for instance of Root Mean Square (RMS) through different trials). To the best of our knowledge, the existing literature does not provide any information regarding the performance of the inertial sensors and the reliability of the algorithms provided by the smartphone manufacturer to perform angle measurements that are clinically acceptable. The present study was hence designed to address this lack of information. Our goal was to propose an assessment of different smartphone sensors and different manufacturer's algorithm performances. It evaluates three best-selling smartphones (Apple iPhone 4, Apple iPhone 5S and Samsung Galaxy Nexus), which are still widely used in research, teaching, and in industrial applications. Their sensors and embedded software are also available in a wide variety of other smartphones on the market. To perform angle measurement, we used some algorithms that are state-of-the-art and are available for all scientific community [13] but also the algorithms that are given by the two major manufacturers of smartphone inside the Software Development Kit (SDK) of their Operating System. Such evaluations are crucially needed to allow or not the use of smartphones internal sensors and manufacturer's or Attitude and Heading Reference System (AHRS) algorithms implemented on smartphones to perform clinical angle measurement compared to specific tool, which are more precise than standard clinical tools.

3. Materials and Method

3.1 Material

3.1.1 Smartphones

The smartphone market can be complex because it includes different manufacturers and different software providers. In order to cover the majority (in terms of number of units sold) of this market, we have chosen to select three different and representative smartphones from the two largest sellers (Apple and Samsung) and which contains different sensors and software.

The first Smartphone tested is an Apple iPhone 4 equipped with (1) a 3D accelerometer (ST-Microelectronics, LIS331DLH, Geneva, Switzerland), (2) an integrated 3D gyroscope (ST-Microelectronics, L3G200D, Geneva, Switzerland), and (3) a 3D magnetometer (Asahi Kasei Microdevices, AKM8975, Nobeoka, Japan). This device runs, for these tests, iOS 7 operating system with our homemade software. This software is nothing more than a simple graphical interface that collects the data using different algorithms (embedded or given by the OS) using selected frequency and conditions. All data are saved in a Comma Separated Values (CSV)-like file for future use and statistics.

The second Smartphone tested is an Apple iPhone 5S equipped with (1) a 3D accelerometer (Bosch Sensortec BMA220, Gerlingen, Germany), (2) an integrated 3D gyroscope (ST-Microelectronics, L3G4200DH, Geneva, Switzerland), and (3) a 3D magnetometer (AKM, AK8963, Tokyo, Japan). The device also runs iOS 7 operating system and our homemade software.

The third Smartphone tested is a Samsung Galaxy Nexus equipped with (1) a 3D accelerometer (Bosch Sensortec BMA220, Gerlingen, Germany), (2) an integrated 3D gyroscope (InvenSens, MPU-3050, San Jose, CA, USA), and (3) a 3D magnetometer (Yamaha, YAS530, Shizuoka, Japan). The device runs Android 4.3 Jelly Bean operating system with our homemade software.

3.1.2 Xsens

Xsens IMU are commonly used in motion sensing applications, and as the gold standard for much scientific research [6] [4] [10] [23]. Motion Trackers MTx are the

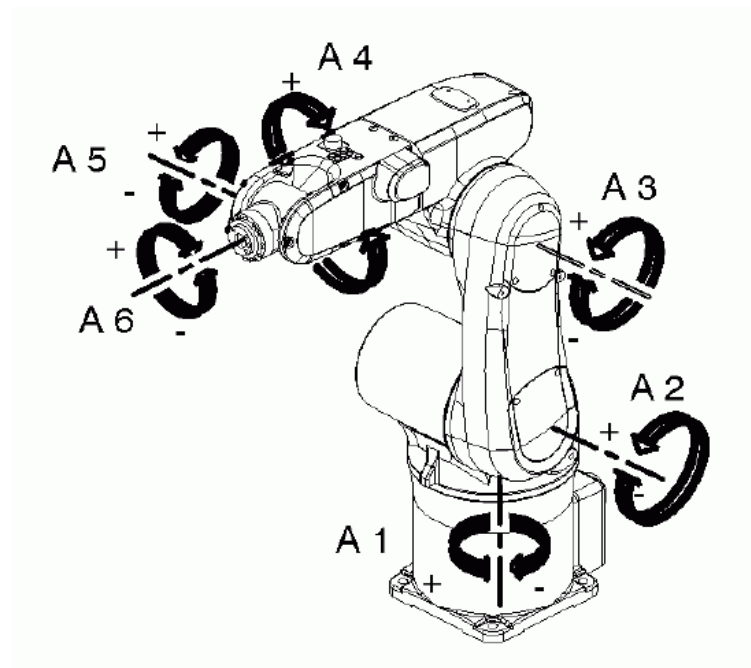


FIGURE 3.1 – KR5-SIXX-R650 Axis. Provided by KR 5 sixx R650, R850 Specification manual.

selected devices for this experiment. It contains all solid-state miniature MEMS inertial sensors inside (accelerometer, magnetometer and gyroscope). Their static accuracy for roll and pitch is under 0.5° and for yaw under 1° according to the manufacturer. Data are collected using the given Xsens MT Software.

3.1.3 Robot

The robot used for the experiment is a KR5-SIXX-R650 manufactured by Kuka (Figure 3.1). This robot is a 6-axis jointed-arm robot made of cast light alloy. It consists, from bottom to top, of a base frame with a rotated column, then a link arm, the arm and finally an in-line wrist. We used, for pitch, the A5 axis, for roll the A4 axis and for yaw the A6 axis. The range of motion is about $\pm 120^\circ$ for A5, $\pm 190^\circ$ for A4 and $\pm 358^\circ$ for A6. The speed with rated payload of 5 Kg is about $410^\circ/\text{s}$ for A4 and A5 and $660^\circ/\text{s}$ for the last axis. Repeatability accuracy is ± 0.02 mm according to the manufacturer [14].

3.2 Angle Estimation

From accelerometer, magnetometer and gyroscope, we can obtain raw measurements for acceleration, ambient geomagnetic field and angular velocity, respectively. However, to compute orientation estimation, none of these sensors bring noiseless information. With these three sensors, we are able to build an AHRS (Attitude and Heading Reference System) in which each sensor will compensate for the bias induced by others. Thus, the Earth gravitational and magnetic fields, respectively, measured by accelerometer and magnetometer, will be merged with angular velocity from gyroscope to compute a single and complete estimate of orientation angles. This solution is provided by orientation filter, among which we can mention the Complementary filter [7], the Kalman filter [26], the Mahony filter [18] and the Madgwick filter [17]. Orientation estimation is similar to evaluation of the kinematic equation for the rotation of the device. Filter task is to compute, from a given rotation, an improved estimated attitude. Thus, filter computes estimated attitude as the rate of change of original attitude measured by gyroscope with the magnitude of the gyroscope measurement error, which is removed in the direction of the estimated error computed from accelerometer and magnetometer measurements [17]. To improve it, magnetic distortion and gyroscope bias drift has to be compensated. The approaches of Kalman, Madgwick and Mahony differ on the resolution of these biases. For example, Mahony uses a proportional and integral controller to correct gyroscope bias, while Madgwick uses only a proportional controller. Block diagram representation for common orientation filter is presented in Figure 3.2. All these three filters use a quaternion representation. It is a four-dimensional complex number representing the orientation of the device. Although easier to calculate and more efficient, quaternion are less human understandable than Euler angles, which is the representation used in kinematic and clinical field. Compared to quaternion, Euler angles are subject to ambiguity and gimbal lock, two known problems of this representation that have been taken into account in out protocol of measurement. Gimbal lock is a singularity that appears when two axes of the object have parallel orientation. It causes the loss of one degree of freedom and thus a measurement inaccuracy. In order to be as comprehensive as possible, we have chosen, for each device, to compare the filter proposed by the

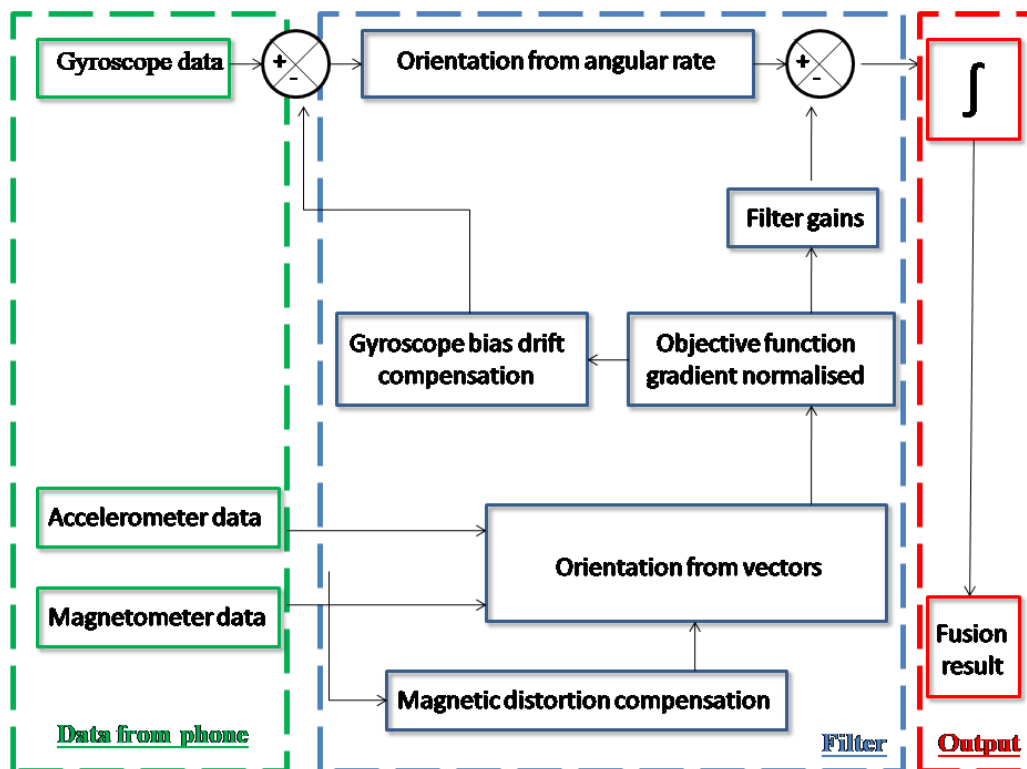


FIGURE 3.2 – Block diagram representation of a common orientation filter using accelerometer, magnetometer and gyroscope data.

manufacturer with both Madgwick and Mahony filters.

3.3 Filters Implementation Algorithms

In order to collect data from the different smartphones, we built, for each operating system, a dedicated application to collect, at a 50 Hz frequency, acceleration force in m/s^2 , geomagnetic field in $\mu\text{ T}$ and angular rate in rad/s for the three physical axes of device (x, y, z) . In addition, we collected, at the same frequency, Euler angles values from filters provided by manufacturers, using the methodology described in the respective documentations. Other filters (Madgwick and Mahony) are then calculated from the raw values and converted from quaternion to Euler angles following algorithms described in the next section. Thereby, our dedicated

application is able to collect orientation data from three different filters : manufacturer filter, Madgwick algorithm and Mahony filter. All filters use the same raw data provided by the smartphone's internal sensors, and the raw and filtered values are saved at the same time. Computation of Madgwick and Mahony filters with Xsens raw data were performed with Matlab software (Mathworks, MA, USA) using the source code provided by Madgwick [17].

3.3.1 Mahony Filter

To implement Mahony Filter on iOS or Android operating systems, sample code provided by Madgwick in C and MatLab languages were used and converted. In both systems, we created a method that takes as arguments all raw data from gyroscope, accelerometer and magnetometer and the previous estimate of orientation. This method is executed at the sampling rate of 50 Hz using the dedicated methods to obtain precision timers for each OS. The following formulas used the same notation as Madgwick [17]. ${}^A_B\hat{q}$ describes the orientation of frame B relative to frame A and ${}^A\hat{v}$ is a vector described in frame A. Algorithm begins with the normalization of accelerometer measurement and magnetometer measurement. To perform normalization and keep efficiency of computation, the fast inverse square root is used to product our normalized unit vector for both measurements as Equation (1) :

$$\hat{v} = 1/\sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2} \quad (1)$$

where v_x, v_y and v_z are axis of frames from sensors. Then, v_x, v_y and v_z are multiplied by $\hat{v}$. After that, the measured direction of the earth's magnetic field in the earth frame, ${}^E\hat{h}_t$ is calculated as suggested and described [17]. It is the quaternion product of the previous estimate of orientation with the normalized magnetometer measurement and with the quaternion conjugate of the previous estimate of orientation, Equation (2). The $\otimes$ operator denotes a quaternion product and the hat on h, $\hat{h}$, denotes a normalized vector of unit length.

$${}^E\hat{h}_t = {}^S\hat{q}_{est,t-1} \otimes {}^sm_t \otimes {}^S\hat{q}_{est,t-1}^* \quad (2)$$

The effect of an erroneous inclination of the measured direction of the Earth

magnetic field is corrected using ${}^E\hat{b}_t$ which is the normalization of ${}^E\hat{h}_t$ to have only components in the earth frame x and z axes Equation (3).

$${}^E\hat{b}_t = \begin{bmatrix} 0 & \sqrt{h_x^2 + h_y^2} & 0 & h_z \end{bmatrix} \quad (3)$$

Then, the estimated direction of gravity Equation (5) and magnetic field Equation (6) are calculated as follows, using Equation (4) as quaternion definition :

$${}^S_E\hat{q} = \begin{bmatrix} q_1 & q_2 & q_3 & q_4 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$${}^E\hat{v}_{est,t} = \begin{bmatrix} 2 \times (q_2 \times q_4 - q_1 \times q_3) & 2 \times (q_1 \times q_2 + q_3 \times q_4) & q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 + q_4^2 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$${}^E\hat{w}_{est,t} = \begin{bmatrix} 2 \times b_2 \times (0.5 - q_3^2 - q_4^2) + 2 \times b_4 \times (q_2 \times q_4 - q_1 \times q_3) & 2 \times b_2 \times (q_2 \times q_3 - q_1 \times q_4) + 2 \times b_4 \times (q_1 \times q_2 + q_3 \times q_4) \\ 2 \times b_2 \times (q_1 \times q_3 + q_2 \times q_4) + 2 \times b_4 \times (0.5 - q_2^2 - q_3^2) \end{bmatrix} \quad (6)$$

Next, the computed and estimated error is the sum of cross product between estimated direction and measured direction of field vectors Equation (7).

After that, the specificity of this filter is to apply an integral (calculated with Equation (8)) and a proportional controller to correct gyroscope bias, Equation (9), where sp is the sample rate (50 Hz).

$$i_t = i_{t-1} + {}^E\hat{e}_{est,t} \times sp \quad (8)$$

$${}^E\hat{g}_t = {}^E\hat{g}_{t-1} + k_p \times {}^E\hat{e}_{est,t} + k_i \times i_t \quad (9)$$

Finally, the rate of changes of quaternion Equations (10) and (11) is integrated, normalized and converted to Euler in order to compare these measurements with Euler angle measurements from Madgwick and manufacturer's filters.

$$qDot = 0.5 \times {}^S_E\hat{q}_{est,t-1} \otimes {}^E\hat{g}_t \quad (10)$$

$${}^S_E \hat{q}_{est,t} = {}^S_E \hat{q}_{est,t-1} + qDot \times sp \quad (11)$$

3.3.2 Madgwick Filter

To implement the Madgwick filter on Android and iOS operating systems, sample code provided by Madgwick in C and MatLab languages are also used. A method that takes as arguments all raw data from gyroscope, accelerometer and magnetometer and the previous estimate of orientation was created. This method is executed at the sampling rate of 50 Hz, as Mahony and manufacturer's methods. The algorithm begins with the normalization of accelerometer and magnetometer measurements, using the same methodology as Section 3.3.1. The measured direction of the Earth magnetic field in the earth frame and the effect of an erroneous inclination of the measured direction Earth magnetic field are calculated using this same methodology, too. Then, a gradient descent algorithm corrective step is used, as described in [17]. This is the specificity of this filter compared to Mahony filter. The gradient descent algorithm corrective step yields to the simplified objective function and Jacobian defined by Equations (12) and (13).

$$f_b({}^S_E \hat{q}, {}^E \hat{b}, {}^S \hat{m}) = \begin{bmatrix} 2b_x(0.5 - q_3^2 - q_4^2) + 2b_z(q_2q_4 - q_1q_3) - m_x \\ 2b_x(q_2q_3 - q_1q_4) + 2b_z(q_1q_2 + q_3q_4) - m_y \\ 2b_x(q_1q_3 + q_2q_4) + 2b_z(0.5 - q_2^2 - q_3^2) - m_z \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$J_b({}^S_E \hat{q}, {}^E \hat{b}) = \begin{bmatrix} -2b_zq_3 & 2b_zq_4 & -4b_xq_3 - 2b_zq_1 & -4b_xq_4 + 2b_zq_2 \\ -2b_xq_4 + 2b_zq_2 & 2b_xq_3 + 2b_zq_1 & 2b_xq_2 + 2b_zq_4 & -2b_xq_1 + 2b_zq_3 \\ 2b_xq_3 & 2b_xq_4 - 4b_zq_2 & 2b_xq_1 - 4b_zq_3 & 2b_xq_2 \end{bmatrix} \quad (13)$$

To provide a unique orientation, Equations (14) and (15) combines the measurement of gravity and the Earth's magnetic field.

$$f_{g,b}({}^S_E \hat{q}, {}^S \hat{a}, {}^E \hat{b}, {}^S \hat{m}) = \begin{bmatrix} f_g({}^S_E \hat{q}, {}^S \hat{a}) \\ f_{g,b}({}^S_E \hat{q}, {}^E \hat{b}, {}^S \hat{m}) \end{bmatrix} \quad (14)$$

$$J_{g,b} \left({}^S\hat{q}, {}^E\hat{b} \right) = \begin{bmatrix} J_g^T \left({}^S\hat{q} \right) \\ J_b^T \left({}^S\hat{q}, {}^E\hat{b} \right) \end{bmatrix} \quad (15)$$

Next step is the multiplication of Equations (14) and (15), and a normalization of the result. Then, to apply feedback step (estimation of the error for further more efficient correction), this result is multiplied by the algorithm adjustable parameter, a proportional controller, which represent the gyroscope measurement error expressed as the magnitude of a quaternion derivative. Then, to compute rate of change, result is subtracted from the rate of change of orientation measured by the gyroscopes (Equation (16)).

$$qDot = 0.5 \times {}^S\hat{q}_{est,t-1} \otimes {}^E\hat{g}_t \beta \times s^T \quad (16)$$

Where β is the proportional controller and s^T is the transpose result of the multiplication of Equations (14) and (15). Finally, rate of change of quaternion is integrated, normalized and converted to Euler angles.

3.4 Method

3.4.1 Global Methodology

To perform evaluation of smartphone sensors hardware and angle measurement algorithm precision, we reproduced some angular movements on two axes, pitch and roll. All tested devices were fixed on the Kuka robotic arm that reproduced the angular movement (Figure 3.3). The Kuka KR5-SIXX-R650 system is used as the gold standard. Generally, optical motion analysis is more often used as the gold standard [17] [6]. However, Kuka robotic arm is more accurate than the Optotrak optical motion capture system from Northern Digital, Waterloo, ON, Canada) [6] or the VICON, Oxford, UK, 612 [17] and it is a system that can perform various movements with fixed smartphones and Xsens at its extremity. We performed two different and complementary protocols (*cf.* Sections 3.4.2 and 3.4.3) specifically designed to evaluate (1) the effect of the position of the smartphone on the Kuka robotic arm and repeatability of the measurement ; and (2) the sensors and software accuracy performance (on smartphones and Xsens) compared to Kuka robotic arm,



FIGURE 3.3 – Picture showing the various devices mounted on the robotic arm.

which is our gold standard, respectively.

3.4.2 Protocol 1 : Effect of the Position on Kuka Robotic Arm and Repeatability

In order to evaluate the effect of the device position on the Kuka robotic arm extremity and validate Protocol 2, the following Protocol 1 has been established. The Kuka robotic arm replicates measurements of angles from 0 to 180° , with a step of 5° , with stop of ten seconds at each position. This protocol was carried out 6 times for each axis (pitch and roll) and measurements were performed with only one filter, the OS filter of the iPhone 5S in iOS 7 operating system. It was executed under the following four conditions : (1) the hull of the smartphone is centered on the robot (iPhone 5S centered) ; (2) two smartphones, connected back

to back with elastic, are centered on the robot arm (iPhone 5S with Galaxy Nexus) ; (3) smartphone is positioned on the arm at the location of its sensors (iPhone 5S centered on sensors) ; and (4) the smartphone is positioned in the opposite direction of the first condition (iPhone 5S in opposite direction).

3.4.3 Protocol 2 : Devices Performance Compared to Gold Standard

The aim is to compare, at the same time, accuracy performance from Smartphones and Xsens sensors, and to compare all previously described (Section 3.2) AHRS filters together. It has been done with respect to Kuka robotic arm, as gold standard, for the following static and dynamic conditions. For dynamic condition, the effect of velocity is also studied.

1. The static state measure consists in replicating measurements of angles from 0 to 180°, with a step of 5° and a stop of ten seconds at each position. This protocol was carried out 6 times for each axis.
2. The dynamic state measure consists in replicating measurements from 0 to 180°, with a step of 45° at rates of 20% and 50% of the maximum speed of the robot and with stop of ten seconds at each position. This protocol was also carried out 6 times for each axis and each speed.

3.5 Analysis

The accuracies of the smartphones and Xsens were assessed by computing, for each filter and devices in both protocols, the Root Mean Square (RMS) between angle estimation of devices and the gold standard. Gold standard was the theoretical set, whereas smartphone and Xsens measurements were variable set that we wanted to compare to this set. Thus, the RMS of the pairwise differences can serve as a measure of how far on average the error is from zero. RMS values were calculated for the six trials on three hundred samples. Note that such an analysis is widely used in the scientific literature [24] [16] [15].

A Kruskal–Wallis test was then used to evaluate the effect of position (in Protocol 1) by determining if RMS values from all the four conditions come from the same distribution and could be interpreted as similar. The Kruskal–Wallis non-parametric test is used when we are dealing with k independent samples (in our

protocol, four samples of measures taken in four different positions) to determine if the samples come from the same distribution or at least one sample from a different distribution of others.

For performance comparison of sensors accuracy and its dependence on the filter, we have computed and compared, for each device and each filter, the RMS of the difference of the measurement and of the gold standard [24] [16] [15], for both static and dynamic protocols (Protocol 2). A Wilcoxon signed-rank test was used to evaluate the impact of velocity in the dynamic one. Then, a Kruskal–Wallis test was used to compare filters together for each device in each condition. We compared three samples of measurements taken with three different filters to determine if samples come from the same distribution. The best filter is then selected to evaluate Smartphone devices samples distribution relative to Xsens using, again, a Kruskal–Wallis test.

4. Results

4.1. Protocol 1 : Effect of the Position on Kuka Robotic Arm and Repeatability

To ensure the repeatability of the measure, a Kruskal–Wallis test was used for all six trials to compare the medians of RMS values from each condition to determine if there is a smartphone positioning effect on the robot arm. RMS was calculated for 27 angle values, avoiding values near 90° in order to prevent Gimbal lock effect. RMS values for roll and pitch, from manufacturer filter, are respectively presented in Tables 3.1 and 3.2. For all conditions in the roll axis, no significant difference is observed ($\rho > 0.01$) in RMS for each trial against each other. For pitch axis, significant difference is observed ($\rho < 0.01$) in RMS for the condition where Smartphone is positioned on the arm at the location of its sensors.

Table 1. Effect of position, Root Mean Square (RMS) (variance | min-max) for roll in degrees.

	iPhone 5S Alone	iPhone 5S with Galaxy Nexus	iPhone 5S (Opposite Direction)	iPhone 5S (Centered on Sensors)
Trial 1	0.04 (0.004 0-0.23)	0.09 (0.011 0.02-0.32)	0.07 (0.009 0-0.34)	0.06 (0.010 0-0.43)
Trial 2	0.04 (0.004 0-0.21)	0.08 (0.012 0-0.32)	0.07 (0.009 0-0.33)	0.06 (0.010 0-0.41)
Trial 3	0.04 (0.004 0-0.26)	0.08 (0.009 0-0.28)	0.07 (0.008 0-0.35)	0.06 (0.010 0-0.38)
Trial 4	0.04 (0.004 0-0.26)	0.07 (0.009 0-0.28)	0.07 (0.007 0-0.30)	0.06 (0.010 0-0.40)
Trial 5	0.04 (0.005 0-0.27)	0.07 (0.009 0-0.26)	0.07 (0.008 0-0.31)	0.07 (0.010 0-0.42)
Trial 6	0.05 (0.006 0-0.27)	0.07 (0.008 0-0.26)	0.06 (0.008 0-0.37)	0.06 (0.011 0-0.44)

TABLE 3.1 – Effect of position, Root Mean Square (RMS) (variance / min-max) for roll in degrees.

Table 2. Effect of position, RMS (min-max) for pitch in degrees. Bold typesetting indicates a statistically significant difference with the gold standard ($p < 0.01$).

	iPhone 5S alone	iPhone 5S with Galaxy Nexus	iPhone 5S (Opposite Direction)	iPhone 5S Centered on Sensors
Trial 1	0.05 (0.006 0-0.29)	0.09 (0.011 0-0.28)	0.05 (0.005 0-0.25)	0.12 (0.011 0-0.31)
Trial 2	0.05 (0.005 0-0.27)	0.08 (0.010 0-0.28)	0.05 (0.005 0-0.24)	0.11 (0.010 0-0.32)
Trial 3	0.05 (0.005 0-0.27)	0.08 (0.011 0-0.31)	0.05 (0.005 0-0.26)	0.11 (0.009 0-0.31)
Trial 4	0.05 (0.006 0-0.28)	0.08 (0.011 0-0.30)	0.04 (0.005 0-0.27)	0.11 (0.010 0-0.28)
Trial 5	0.05 (0.006 0-0.28)	0.08 (0.011 0-0.30)	0.05 (0.005 0-0.29)	0.11 (0.010 0.01-0.29)
Trial 6	0.05 (0.006 0-0.28)	0.08 (0.012 0-0.33)	0.04 (0.005 0-0.28)	0.11 (0.009 0-0.26)

TABLE 3.2 – Effect of position, RMS (min-max) for pitch in degrees. Bold type-setting indicates a statistically significant difference with the gold standard

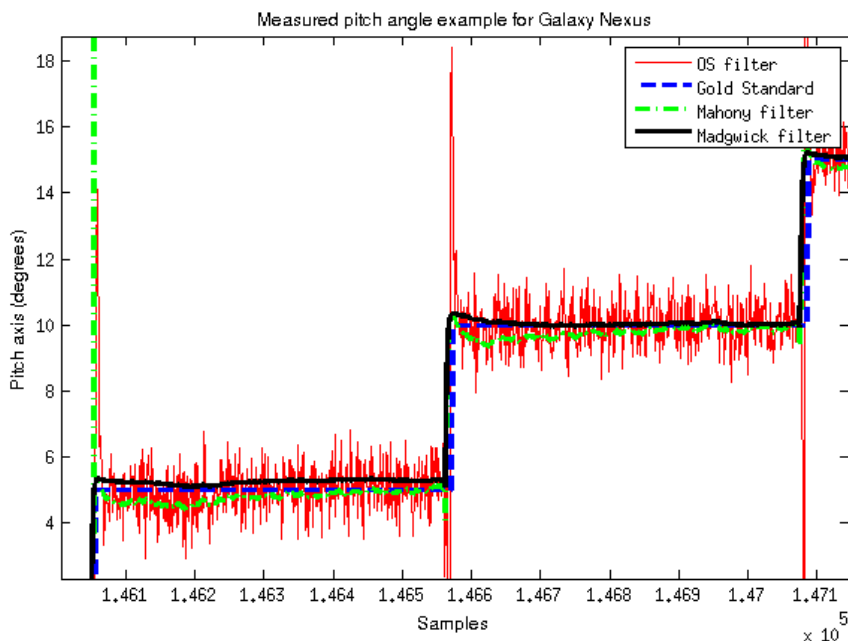


FIGURE 3.4 – Signals measured during the static protocol for the second and the third targeted angles.

4.2. Protocol 2 : Devices Performance Compared to Gold Standard

4.2.1. Static Protocol

Figure 3.4 provides an example of a collected signal for each filter in the case of the Galaxy Nexus device. Table 3.3 shows the results for the four devices. As it can be seen in both the figure and table, for the Android Device, OS algorithm is noisier than the others (due to the kind of filter used by Android, more sensitive to integrative noise). RMS, between angle estimation of devices and the gold standard, and variance are presented. RMS and variance were calculated for 27 absolute angle values, avoiding values near 90° in order to prevent Gimbal lock effect in static protocol. Figure 5 shows the results from the Kruskal–Wallis test that compares Xsens RMS obtained for pitch and roll with smartphones devices.

Table 3.3 presents the values of the results obtained for both roll and pitch angles on the static protocol. We can note, from these results, that all the three

Table 3. Static protocol results, mean (min–max), for roll and pitch in degrees. Bold typesetting indicates a statistically significant difference between filters for a given manufacturer ($p < 0.01$).

		Roll		Pitch	
		RMS	Variance	RMS	Variance
Nexus	Manufacturer filter	0.16 (0.05–0.42)	0.36 (0.33–0.39)	0.21 (0.07–0.35)	0.42 (0.38–0.47)
	Madgwick	0.19 (0.07–0.42)	0 (0–0)	0.21 (0.06–0.62)	0.01 (0.01–0.01)
	Mahony	0.16 (0.05–0.38)	0 (0–0)	0.25 (0.05–0.50)	0.01 (0.01–0.01)
iPhone 5S	Manufacturer filter	0.15 (0.02–0.48)	0 (0–0)	0.13 (0.02–0.24)	0 (0–0.01)
	Madgwick	0.14 (0.03–0.47)	0.01 (0–0.01)	0.29 (0.05–0.55)	0 (0–0.02)
	Mahony	0.13 (0–0.50)	0.02 (0–0.09)	0.17 (0.03–0.29)	0 (0.01–0.01)
iPhone 4	Manufacturer filter	0.07 (0.01–0.18)	0.02 (0–0.17)	0.08 (0.01–0.16)	0.36 (0–1.12)
	Madgwick	0.10 (0.01–0.17)	0.55 (0–1.57)	0.13 (0.02–0.63)	0.08 (0–0.39)
	Mahony	0.12 (0.01–0.61)	0.09 (0–0.42)	0.09 (0.01–0.16)	0.56 (0–1.58)
Xsens	Manufacturer filter	0.22 (0.08–0.36)	0 (0–0.01)	0.22 (0.11–0.28)	0 (0–0.01)
	Madgwick	0.57 (0.02–3.44)	0.05 (0–0.62)	0.16 (0.05–0.29)	0 (0–0.03)
	Mahony	0.68 (0.02–5.45)	0.08 (0–1.26)	0.10 (0.03–0.18)	0 (0–0.02)

TABLE 3.3 – Static protocol results, mean (min–max), for roll and pitch in degrees. Bold typesetting indicates a statistically significant difference between filters for a given manufacturer

smartphones give very good results. For roll angle, RMS is under 0.2° for all the filters and all the smartphones. There are no significant differences between the devices. iPhone 4 is better than the two others smartphones (it has been selected for this test as it includes the “old” generation of sensors of iPhone devices). Xsens sensors are, even with the manufacturer filter, over 0.2° . For the post-processing of Xsens data, the results are largely over the others (greater than 0.5°). We do not have any explanation, but we could infer that a different correction is perhaps done in the internal algorithm for the roll axis, as this effect is not present on the pitch one. As far as pitch angle is concerned, the results are almost the same. The results are also very positive, with a RMS value lower than 0.3° for all the sensors. iPhone 4 is still better than the others.

Concerning the influence of the filter, a Kruskal–Wallis test was done to compare, for a given manufacturer, the effect of the different algorithms. Only one significant difference was reported in the case of the iPhone 4 between the manufacturer filter and the Madgwick filter. There is no difference between the different filters for each device in the other cases. Kruskal–Wallis test that compares Xsens manufacturer RMS results for pitch and roll with smartphones devices (Figure 3.5)

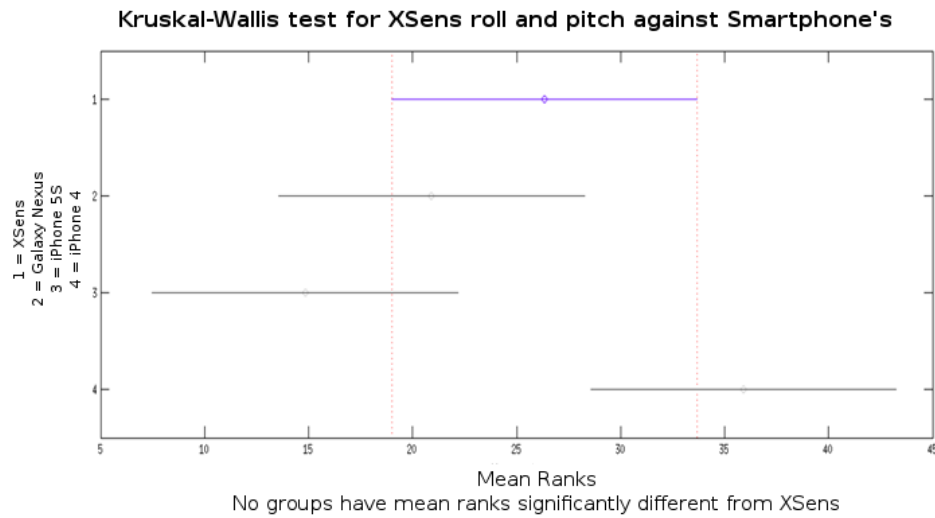


FIGURE 3.5 – Kruskal-Wallis test result for Xsens roll and pitch Root Mean Square (RMS) compared to Galaxy Nexus, iPhone 5S and iPhone 4 obtained for the static protocol.

indicate no significant differences between devices.

4.2.2. Dynamic Protocol

Tables 3.4 and 3.5 show the results for the five devices for two different speeds during the dynamical protocol for, respectively, roll and pitch angles. Root mean square, between angle estimation of devices and the gold standard, and variance are presented. Figure 6 show result from the Kruskal–Wallis test that compare Xsens RMS result for pitch and roll with smartphones devices for rate of 50% of the maximum velocity.

Tables 3.4 and 3.5 show the results of the dynamic protocol at two different speeds. An important increase of the errors compared to the static protocol, whatever the speed, is observed. The algorithms have more difficulties exactly following the movements when the angular rate is too elevated during a very short duration (for instance 90° in less than one second). However, we can see that Xsens is better than the smartphones in that case, especially because the software includes a large acceleration mode that we chose and that change the range of measurement of

Table 4. Dynamic protocol results, mean (min–max), for roll at rates of 20% and 50% of the maximum velocity in degrees.

		20%		50%	
		RMS	Variance	RMS	Variance
Nexus	Manufacturer filter	1.55 (0.64–3.51)	0.34 (0.31–0.38)	1.57 (0.81–3.43)	2.15 (0.59–4.37)
	Madgwick	3.36 (0.39–7.95)	0.02 (0–0.06)	2.84 (0.58–6.23)	0.90 (0.12–2.65)
	Mahony	3.56 (0.69–8.24)	0.03 (0–0.08)	3.44 (0.67–7.73)	0.99 (0.13–3.21)
iPhone 5S	Manufacturer filter	0.75 (0.32–1.33)	0 (0–0)	0.78 (0.32–1.29)	0 (0–0.02)
	Madgwick	8.05 (3.09–15.96)	0.73 (0.02–2.11)	8.70 (2.77–17.27)	0.99 (0.04–2.75)
	Mahony	2.42 (0.29–4.54)	3.60 (0–14.11)	4.16 (0.71–7.57)	6.09 (0.02–23.94)
iPhone 4	Manufacturer filter	3.57 (0.55–11.03)	0.55 (0.02–1.27)	3.52 (0.66–10.80)	0.48 (0.02–1.06)
	Madgwick	6.99 (0.91–17.92)	1.89 (0–7.56)	8.16 (0.95–20.35)	1.05 (0.01–3.66)
	Mahony	7.02 (0.95–17.97)	2.94 (0–11.74)	8.76 (1.02–21.35)	3.99 (0.01–15.90)
Xsens	Manufacturer filter	2.21 (0.84–4.29)	0 (0–0)	2.55 (0.84–4.99)	0.01 (0–0.03)
	Madgwick	10.39 (1.05–21.04)	1.28 (0–4.78)	10.51 (0.62–21.99)	2.24 (0–6.48)
	Mahony	3.93 (1.40–8.00)	7.49 (0–29.96)	6.94 (1.33–14.20)	26.79 (0–107.16)

TABLE 3.4 – Dynamic protocol results, mean (min–max), for roll at rates of 20 percent and 50 percent of the maximum velocity in degrees.

Table 5. Dynamic protocol results, mean (min–max), for pitch at rates of 20% and 50% of the maximum velocity in degrees.

		20%		50%	
		RMS	Variance	RMS	Variance
Nexus	Manufacturer filter	2.29 (1.25–3.77)	3.74 (1.01–6.93)	2.00 (0.71–3.48)	1.42 (0.64–3.10)
	Madgwick	2.88 (1.61–4.78)	2.66 (0.79–5.41)	2.65 (0.77–4.15)	1.68 (0.03–3.53)
	Mahony	5.64 (0.66–15.25)	3.06 (2.03–5.19)	2.97 (1.07–5.17)	2.02 (0.09–3.02)
iPhone 5S	Manufacturer filter	1.94 (0.85–7.41)	0 (0–0)	1.94 (0.91–4.01)	0 (0–0)
	Madgwick	3.36 (0.34–7.41)	0.33 (0–0.91)	3.45 (0.25–7.26)	0.27 (0.04–0.76)
	Mahony	1.17 (0.14–3.18)	0.03 (0–0.06)	1.15 (0.48–2.69)	0.29 (0.01–0.71)
iPhone 4	Manufacturer filter	1.40 (0.37–2.20)	1.73 (0.07–2.33)	1.33 (0.32–2.18)	1.78 (0.07–2.45)
	Madgwick	1.97 (1.30–2.32)	0.02 (0–0.03)	1.93 (1.40–2.28)	0.11 (0.06–0.31)
	Mahony	1.12 (0.21–2.07)	0 (0–0.01)	1.05 (0.32–1.90)	0.07 (0–0.21)
Xsens	Manufacturer filter	0.87 (0.30–1.21)	0.02 (0–0.05)	0.94 (0.30–1.23)	0.04 (0–0.14)
	Madgwick	2.55 (1.02–4.10)	0.31 (0–1.20)	2.42 (0.65–4.19)	0.29 (0.01–0.95)
	Mahony	1.24 (0.19–2.94)	0.06 (0–0.11)	1.43 (0.25–3.22)	0.72 (0–2.24)

TABLE 3.5 – Dynamic protocol results, mean (min–max), for pitch at rates of 20 percent and 50 percent of the maximum velocity in degrees.

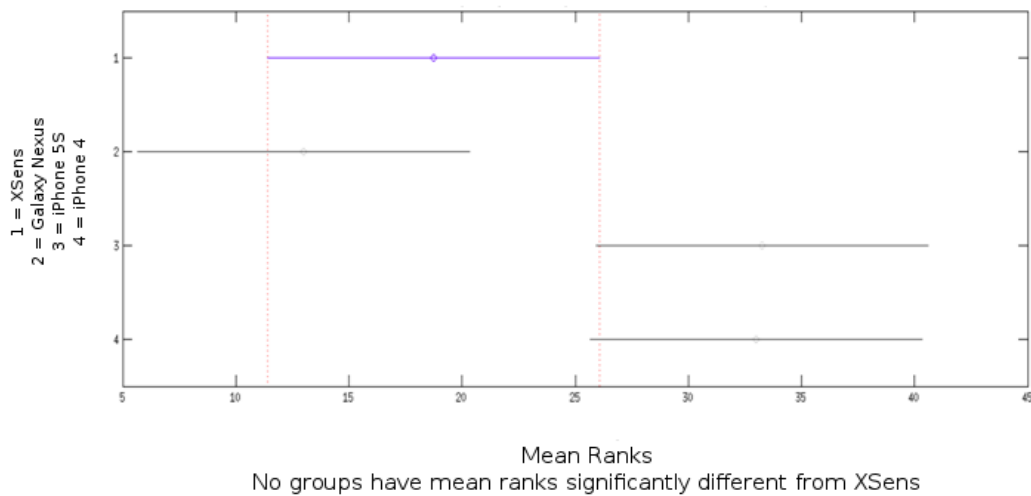


FIGURE 3.6 – Kruskal-Wallis test result for Xsens roll and pitch RMS compared to Galaxy Nexus, iPhone 5S and iPhone 4 for the dynamic protocol at rate of 50 percent of the maximum velocity.

the sensors (we cannot do such an operation on smartphones). Another point is that Xsens products are also certainly less sensitive to gimbal lock effect that will appear during such movements.

For this protocol, which aims to compare effect of the choice of the filter on the quality of the angle estimation, during dynamic protocol and for each device, there are no significant differences between filters reported by the Kruskal–Wallis test.

A Wilcoxon signed rank test was used to evaluate the impact of velocity. This test was performed on manufacturer filter, which is predominantly the best filters, considering that there are finally no significant differences between the filters. It can be observed that there are no significant differences between velocities for each device.

A Kruskal–Wallis test that compares Xsens manufacturer RMS result for pitch and roll with smartphones devices for rate of 50% of the maximum velocity (Figure 3.6) indicates no significant differences between devices.

5. Discussion

In this paper, we propose an evaluation of different smartphone sensors and different manufacturer algorithm performances with the comparison to a gold standard, an industrial robotic arm and with a standardly used IMU in clinical measurement, the Xsens product. Effect of Smartphone position on the robotic arm during our protocol is first discussed. Then, accuracy performance compare to the gold standard is studied, as well as the effect of filter and effect of velocity and performance of smartphone in comparison with Xsens product.

5.1. Protocol 1 : Effect of the Position on Kuka Robotic Arm and Repeatability

It can be observed that there is no significant difference between RMS error for roll axis, and only one significant difference for pitch axis in the case where the smartphone is fixed on the physical location of the sensors. Mean RMS for this condition is under 0.12° . To avoid this low bias, smartphone are always fixed on their center for all the studies. One can, however, consider that in the clinical context, our protocol can be considered as non-dependent on the position of the smartphone.

5.2. Protocol 2 : Devices Performance Compared to Gold Standard and Xsens

5.2.1. RMS and Variance

The four traces represent signal measurement, in degrees, for the Galaxy Nexus case in static protocol is shown in Figure 3.4. It illustrates the differences of variance of the signal between filters, and especially in the case of this Android device. It can be noticed that manufacturer filter provided by Android produce a bigger variance in the signal than other filters, but it produces the lower RMS mean results relative to other filters. Those RMS mean results are presented in Table 3 for the static protocol, where RMS values are calculated for 27 absolute angle values, avoiding values near 90° in order to prevent Gimbal lock effect and singularities in

Euler angles representation. All RMS mean results are under 0.3° for both pitch and roll axis compared to the gold standard. Tables 4 and 5 present RMS mean results for the dynamic protocol for two specific positioning velocities. The RMS mean values are higher than the results obtained in the static protocol, especially for Madgwick and Mahony filters. This might be due to Gimbal Lock effect that is not prevented in this protocol. It can particularly affect roll axis in the area of 90° , depending on yaw. An algorithmic solution can be used to solve these problems, but is not as effective as the use of quaternion. Manufacturer filters implement this type of algorithmic solution while other filters that we implemented did not. Xsens manufacturer filter RMS results are consistent with the accuracy provided by the manufacturer.

5.2.2. Context

These RMS and variance results have to be discussed in connection with the research context. For clinical context, results have to be under the acceptable error of 2.7° that is recently observed for passive range of motion with universal goniometer [19], which is the standard tool for this type of measurement. Passive range of motion is the movement of a joint through its range of motion without exertion by the subject, usually done by an examiner who moves the person's body part manually. It could be compared with our static protocol. Moreover, in the same study [19], a smartphone application, which mimics goniometer with sensors, was also tested and the standard error measurement between testers is 1.4° . For acceptance of using such devices in clinical protocols, the error measurement between testers should be under five degrees [8] in upper extremity measurement and six degrees [8] or 5.5° [2] in lower extremity measurement for active range of motion. Active range of motion is the range of movement through which a patient can actively (without assistance) move a joint using the adjacent muscles, and could be compared with our dynamic protocol. In this present study, static measurement results are under acceptable clinical error for all filters, unlike the dynamic protocol results. Manufacturer filters are under acceptable errors, while others could be upper acceptable errors for dynamic protocol. However, this is, as explained above, due to the lack of compensation biases such as gimbal lock.

Smartphones can therefore be considered sufficiently accurate tools for the clinical measurement of range of motion, but the filter effects have to be discussed.

5.2.3. Impact of Velocity and Filter Effect

As we can see in Tables 3 and 4, for static protocol, ranked in order of increasing precision filter is not homogeneous, in both pitch and roll, unlike dynamic protocol. However, the used of Kruskal–Wallis test for comparing filter results take into account the number of sample RMS result of each protocol. In this context, only one significant difference was found in the case of the iPhone 4 between the manufacturer filter and the Madgwick filter in case of static protocol, and there are no significant differences between filters reported for dynamic protocol. The effect of the filters, in this context, therefore is null. A Wilcoxon signed rank test was used to evaluate the impact of velocity during dynamic protocol on the quality of the measurement. Contrary to [16], no significant differences were found. However, our protocol is not exactly the same. RMS measurement is calculated during a static period after a wider angular movement than our static protocol. Finally, comparison between Xsens manufacturer filter and other manufacturer filters was done with a Kruskal–Wallis test. Xsens is a currently and widely used system for range of motion in clinical field [24] [16]. No significant differences were found so it can be concluded that Smartphone range of motion results are at least comparable and similar to Xsens results. This confirms the previous conclusion : Smartphones can be used as a clinical tool to measure range of motion, and it can also be added that, for the three tested smartphones, there is no significant influence on the origin of the hardware sensors compared to Xsens.

6. Conclusions

In this paper, we have comprehensively evaluated the performance accuracy of smartphone sensors and algorithms. RMS mean values results for static protocol are under 0.3° for all Smartphones. RMS mean values results for dynamic protocol are more prone to bias induced by Euler angle representation. However, statistic results shows that in this context, there are no filter effect on results for both pro-

protocol and no hardware effect. In addition, the smartphone results can be compared to those of Xsens and especially to those of the gold standard, which is a Kuka robotic arm with a repeatability accuracy of ± 0.02 mm.

It can be concluded that built-in inertial sensors, in Smartphone, are reliable for clinical fields compared to standard tools like universal goniometer, in static protocol. In dynamic measurement, we were confronted with the limit of Euler angles representation for Madgwick and Mahony filters. To avoid this drawback, algorithms can be improved, such as it can be observed for manufacturer system filters. Moreover, in clinical fields, solutions could be made by following recommendations on the definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion [28]. Future research should take into account the medical field context.

End of contribution 1

doi :10.3390/s150923168

3.3 Conclusions et perspectives

Ce travail permet de conclure que les capteurs inertiels inclus dans les Smartphones ainsi que l'ensemble des solutions logicielles testées sont fiables dans le cadre de la mesure cliniques, en condition statique, par rapport aux outils standards comme le goniomètre universel. Pour la mesure dynamique, nous sommes confrontés à la limite imposée par les représentations des angles dans l'espace d'Euler pour les filtres Madgwick et Mahony. Pour éviter cet inconvénient, les algorithmes peuvent toujours être améliorés, comme cela a pu être observé pour les filtres proposés par les fabricants. En outre, dans le domaine clinique, des solutions peuvent être trouvées en utilisant, par exemple, les recommandations de International Society of Biomechanics [28] afin de définir un protocole de mouvement réduisant les possibles biais liés au blocage de cardan.

Ce travail de recherche ouvre la perspective de nouvelles études utilisant le Smartphone, quelque soit son matériel et logiciel, pour de l'évaluation ou de la rééducation clinique.

Bibliographie

- [1] D. Anguita, A. Ghio, L. Oneto, X. Parra, and J. L. Reyes-Ortiz. A public domain dataset for human activity recognition using smartphones. In *European Symposium on Artificial Neural Networks, Computational Intelligence and Machine Learning, ESANN*, 2013. [51](#)
- [2] L. Brosseau, M. Tousignant, J. Budd, N. Chartier, L. Duciaume, S. Plamondon, J. P. O’Sullivan, S. O’Donoghue, and S. Balmer. Intratester and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for active knee flexion in healthy subjects. *Physiother Res Int*, 2(3) :150–166, 1997. [71](#)
- [3] A. Campbell and T. Choudhury. From smart to cognitive phones. *IEEE Pervasive Computing*, 11(3) :7–11, 2012. [51](#)
- [4] W. M. Chung, S. Yeung, W.W. Chan, and R. Lee. Validity of vicon motion analysis system for upper limb kinematic measurement—a comparison study with inertial tracking xsens system. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 29(2) :97, 2011. [53](#)
- [5] D. J. Cook and S. K. Das. Pervasive computing at scale : Transforming the state of the art. *Pervasive and Mobile Computing*, 8(1) :22–35, 2012. [51](#)
- [6] A. G. Cutti, A. Giovanardi, L. Rocchi, A. Davalli, and R. Sacchetti. Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical & biological engineering & computing*, 46(2) :169–178, 2008. [53](#), [60](#)
- [7] M. Euston, P. Coote, R. Mahony, J. Kim, and T. Hamel. A complementary filter for attitude estimation of a fixed-wing uav. In *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*, pages 340–345. IEEE, 2008. [55](#)
- [8] R. L. Gajdosik and R. W. Bohannon. Clinical measurement of range of motion review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy*, 67(12) :1867–1872, 1987. [71](#)
- [9] M. A. Habib, M. S. Mohktar, S. B. Kamaruzzaman, K. S. Lim, T. M. Pin, and F. Ibrahim. Smartphone-based solutions for fall detection and prevention : challenges and open issues. *Sensors (Basel)*, 14(4) :7181–7208, 2014. [51](#)
- [10] D. Hamacher, D. Bertram, C. Fölsch, and L. Schega. Evaluation of a visual feedback system in gait retraining : a pilot study. *Gait Posture*, 36(2) :182–186, Jun 2012. [53](#)

- [11] GfK institute. [http ://www.gfk.com/news-and-events/press-room/press-releases/pages/global-smartphone-sales-exceed-1-2b-units-in-2014.aspx](http://www.gfk.com/news-and-events/press-room/press-releases/pages/global-smartphone-sales-exceed-1-2b-units-in-2014.aspx), 2015. (accessed on 1 July 2015). 50
- [12] J-Y. Jenny. Measurement of the knee flexion angle with a smartphone-application is precise and accurate. *J Arthroplasty*, 28(5) :784–787, May 2013. 52
- [13] N. M. Kosse, S. Caljouw, D. Vervoort, N. Vuillerme, and C. J. C. Lamoth. Validity and reliability of gait and postural control analysis using the tri-axial accelerometer of the ipod touch. *Ann Biomed Eng*, 43(8) :1935–1946, Aug 2015. 50, 51
- [14] Kuka-Robotics. http://www.kuka-robotics.com/res/sps/e6c77545-9030-49b1-93f5-4d17c92173aa_Spez_KR_5_sixx_CR_en.pdf, 2015. 54
- [15] A. Leardini, G. Lullini, S. Giannini, L. Berti, M. Ortolani, and P. Caravaggi. Validation of the angular measurements of a new inertial-measurement-unit based rehabilitation system : comparison with state-of-the-art gait analysis. *J Neuroeng Rehabil*, 11 :136, 2014. 62, 63
- [16] K. Lebel, P. Boissy, M. Hamel, and C. Duval. Inertial measures of motion for clinical biomechanics : comparative assessment of accuracy under controlled conditions - effect of velocity. *PLoS One*, 8(11) :e79945, 2013. 62, 63, 72
- [17] S. Madgwick. An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. Technical report, Report x-io and University of Bristol, 2010. 55, 57, 59, 60
- [18] R. Mahony, T. Hamel, and J-M. Pflimlin. Nonlinear complementary filters on the special orthogonal group. *Automatic Control, IEEE Transactions on*, 53(5) :1203–1218, 2008. 55
- [19] S. Milanese, S. Gordon, P. Buettner, C. Flavell, S. Ruston, D. Coe, W. O’Sullivan, and S. McCormack. Reliability and concurrent validity of knee angle measurement : smart phone app versus universal goniometer used by experienced and novice clinicians. *Man Ther*, 19(6) :569–574, Dec 2014. 71
- [20] P. Milani, C. A. Coccetta, A. Rabini, T. Sciarra, G. Massazza, and G. Ferriero. Mobile smartphone applications for body position measurement in rehabilitation : A review of goniometric tools. *PM&R*, 6(11) :1038–1043, 2014. 50, 51

- [21] K. Mitchell, S. B. Gutierrez, S. Sutton, S. Morton, and A. Morgenthaler. Reliability and validity of goniometric iphone applications for the assessment of active shoulder external rotation. *Physiother Theory Pract*, 30(7) :521–525, Oct 2014. [52](#)
- [22] S. Abbate, M. Avvenuti, F. Bonatesta, G. Cola, P. Corsini, and A. Vecchio. A smartphone-based fall detection system. *Pervasive and Mobile Computing*, 8(6) :883–899, 2012. [51](#)
- [23] K. Saber-Sheikh, E. C. Bryant, C. Glazzard, A. Hamel, and R. Y. W. Lee. Feasibility of using inertial sensors to assess human movement. *Man Ther*, 15(1) :122–125, Feb 2010. [53](#)
- [24] S. Sessa, M. Zecca, Z. Lin, L. Bartolomeo, H. Ishii, and A. Takanishi. A methodology for the performance evaluation of inertial measurement units. *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, 71(2) :143–157, 2013. [62](#), [63](#), [72](#)
- [25] S. L. Vohralik, A. R. Bowen, J. Burns, C. E. Hiller, and E. J. Nightingale. Reliability and validity of a smartphone app to measure joint range. *Am J Phys Med Rehabil*, 94(4) :325–330, Apr 2015. [52](#)
- [26] G. Welch and G. Bishop. An introduction to the kalman filter. 2006. *University of North Carolina : Chapel Hill, North Carolina, US*, 2006. [55](#)
- [27] R. Williamson and B. J. Andrews. Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes. *Med Biol Eng Comput*, 39(3) :294–302, May 2001. [52](#)
- [28] G. Wu, F. C. T. van der Helm, H. E. J. DirkJan Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner, B. Buchholz, and International Society of Biomechanics . Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion–part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*, 38(5) :981–992, May 2005. [73](#), [74](#)

Troisième partie

Axe 1 : Mesure, suivi, contrôle et
correction de mouvement

État de l'art pour la mesure et la rééducation de la proprioception à l'aide d'un Smartphone

Sommaire

4.1	Introduction	82
4.2	Applications Smartphones dédiées à la mesure angulaire des articulations pour l'évaluation fonctionnelle et la rééducation de la proprioception	83
4.3	Conclusions et perspectives	109
	Bibliographie	110

4.1 Introduction

La contribution précédente nous a permis de démontrer que le Smartphone, utilisé en tant que centrale inertielle, est suffisamment précis et fiable dans le domaine clinique. Cependant, comme nous allons le voir dans cette contribution, un certain nombre de travaux, dont nous allons dresser la liste, utilisaient déjà le Smartphone dans le cadre de la mesure angulaire des articulations et de son utilisation pour la rééducation de la proprioception. Nous étudions ainsi, dans cette contribution, les différentes conditions de réalisations de ces mesures cliniques, leurs fonctionnalités utilisées et le public cible.

4.2 Contribution numéro 2 : Applications Smartphones dédiées à la mesure angulaire des articulations pour l'évaluation fonctionnelle et la rééducation de la proprioception

Mobile Phone-Based Joint Angle Measurement for Functional Assessment and Rehabilitation of Proprioception

Quentin Mourcou, Anthony Fleury, Bruno Diot, Céline Franco and Nicolas Vuillerme

BioMed Research International - Accepté et publié en 2015 (Article ID 328142)

Abstract

Assessment of joint functional and proprioceptive abilities is essential for balance, posture, and motor control rehabilitation. Joint functional ability refers to the capacity of movement of the joint. It may be evaluated thereby measuring the joint range of motion (ROM). Proprioception can be defined as the perception of the position and of the movement of various body parts in space. Its role is essential in sensorimotor control for movement acuity, joint stability, coordination, and balance. Its clinical evaluation is commonly based on the assessment of the joint position sense (JPS). Both ROM and JPS measurements require estimating angles through goniometer, scoliometer, laser-pointer, and bubble or digital inclinometer. With the arrival of Smartphones, these costly clinical tools tend to be replaced. Beyond evaluation, maintaining and/or improving joint functional and proprioceptive abilities by training with physical therapy is important for long-term management. This review aims to report Smartphone applications used for measuring and improving functional and proprioceptive abilities. It identifies that Smartphone applications are reliable for clinical measurements and are mainly used to assess ROM and JPS. However, there is lack of studies on Smartphone

applications which can be used in an autonomous way to provide physical therapy exercises at home.

1. Introduction

Joint movement and sensorimotor control can actually be assessed with range of motion and proprioception measurements. Range of motion (ROM), which is the measurement of the extent of a movement of a joint, is used to evaluate and classify joints impairments in patients or the efficacy of certain rehabilitation program. It could be performed in various ways such as, for example, a simple visual estimation or high speed cinematography, in passive or active condition. It is well recognized that proprioceptive function is crucially important for balance, posture, and motor control. Proprioception, which can be defined as the perception of the position and of the movement of various body parts in space, is generally composed by the two following modalities : joint position sense and the sensation of limb movement. On the one hand, “joint position sense” (JPS) is relative to the awareness of the position of the members or segments against each other [1]. On the other hand, “kinaesthesia” is defined as the sensation of the motion to locate the different parts of the body and to evaluate their movement (velocity and direction) and the static part is named statesthesia. Proprioceptive alterations resulting either from diseases, accidents, trauma, surgery, or normal ageing may lead to necessitating specific rehabilitation to prevent injuries and reduce balance deficits. Indeed, it has been shown that proprioception is more important than vision to maintain balance in elderly people population and a decrease in proprioception increases the risk of falling [2][3]. Moreover, proprioceptive physical activities have previously been shown to improve balance control in elderly [4].

Clinicians and clinical researchers usually employ specific and dedicated methods and tools to measure and improve proprioceptive function. Effects of therapies and robot-based rehabilitation therapies on proprioceptive function are well explored [5], as the assessment of proprioception with all its testing methods [6]. To measure JPS, clinicians mainly use apparatus such as goniometers, inclinometers, or video in a controlled environment under the direction of a medical staff member. Recently, new measurement tools appear with the noteworthy particularity to

be based on an unavoidable object of daily living : the Smartphone. Smartphones have led to significant improvements in healthcare systems [7] [8]. They have the advantage of being small, easy to use, affordable, and connected and of including an inertial motion unit (IMU) composed of 3D accelerometer, magnetometer, and gyroscope almost as standard (only one of gyroscopes or magnetometers can be absent). Interestingly, these built-in inertial sensors allow detecting and monitoring both linear and angular movements of the phone. To provide this range of motion, fusion algorithms can be used and some of them have already been validated in several studies with dedicated IMU systems [9]. Smartphones can then be used as goniometric tools [10]. However, Smartphones also contain additional standard technologies such as a screen display, an audio system, or a tactile feedback system for the interaction with the user of the device. In this context, it could be used independently to perform self-measurements during home-based training. At this point, however, to the best of our knowledge, no review has been published on validated Smartphone tool allowing self-measurement and/or providing physical therapy exercises which may be performed in an autonomous way. Along these lines, the present paper was designed to report Smartphone applications that are currently used for measuring and improving proprioceptive abilities.

The remaining of this paper is organized as follow. Section 2 describes related works for the assessment of functional and proprioceptive function abilities using Smartphone-based system. Then, advantages of autonomous self-measurement and training are discussed in Section 3. Current and future works are presented in Section 4. Conclusions are finally drawn in Section 5.

2. Related Works on Smartphone-Based Systems

2.1. Clinical Assessment.

Assessment and training of functional and proprioceptive abilities are based on a variety of tests for ROM, JPS, kinaesthesia, force sense, and balance [11]. Passive and active conditions can be used to, respectively, bias joint mechanoreceptors or stimulating joint and muscle-tendon mechanoreceptors [12].

Assessing ROM is used to quantify baseline limitations of motion. It has been

demonstrated that ROM measures depend on the number of degrees of freedom of the joint, the initial position, the direction of the movement, and diurnal variation [13].

Assessing JPS consists in different exercises of joint position matching during which the patient is asked to get back to a specified angular position from a neutral one without using visual information. Different factors are likely to influence performances of such a test (e.g., time spent in the expected position [14]) and it has been shown that passive matching, from such range of motion measurement, is more difficult to measure reliably than active one [15]. Such a test is usually performed by a physiotherapist using goniometer to measure joint angle.

Studies about clinical assessment of proprioceptive function, mainly JPS, are briefly presented in Table 4.1 and described according to the following plan : (Section 2.2) spine proprioception assessment, (Section 2.3) upper extremity proprioception assessment, and (Section 2.4) lower extremity proprioception assessment.

2.2. Spine Proprioception Assessment

2.2.1. Cervical Spine Proprioception Assessment.

For the cervical range of motion (CROM), JPS or ROM testing is used to measure head repositioning accuracy which leads to great errors for people with neck disorders [16] [17]. A laser-pointer is mounted at the top of individual's head and a handled button can switch it on to mark head position before and after head rotation. Differences in the placement of the marks are measured in millimeters and can be calculated in degrees or directly recorded in degrees with certain devices [18].

Active and passive CROM can be measured with Smartphone. Two recent studies have assessed validity and reliability of Smartphone applications to measure CROM [19] [20].

The first one used two commercial applications on an iPhone 4 and an iPhone 3GS : Clinometer (Plaincode Software Solutions, Stephanskirchen, Germany) and Compass (Apple, Cupertino, USA) [19]. These apps were compared to a specific CROM gold standard device compound of eyeglasses with three inclinometers pla-

TABLE 1: Characteristics of the different studies that have been examined.

Study	Population (Sample size and age)	App	Reference	Body segment	Movement	Type	Validity	Results	
								Intraobserver	Interobserver
Toussignant-Lallamne et al., 2013 [11]	Healthy volunteers (28, 23 ± 6 years)	Clinometer and Compass on iPhone	Eyeglasses with three inclinometers	Head	Flexion/extension/rotation	Active CROM	ICC between 0.50 and 0.65 but <0.50 for rotation	ICC = 0.65–0.85	ICC < 0.60
Quek et al., 2014 [12]	Healthy volunteers (21, 31 ± 9 years)	Customized Android	3D motion analyses system	Head	Flexion/extension/rotation	Active CROM	ICC = 0.53–0.98, Spearman's $\rho = 0.52$ –0.98	ICC = 0.82–0.90 but poor in rotation: ICC = 0.05–0.33	N/A
Shin et al., 2012 [13]	Healthy volunteers (41, 52.7 ± 17.5 years)	Clinometer on Android	Double armed goniometer	Shoulder	Forward flexion/abduction/external and internal rotation and abduction	Passive and active ROM	LOA = 10–40° ICC(3,1) > 0.72 Pearson's correlation coefficient (PCC) = 0.79–0.97	ICC(2,1) > 0.70 except for ICC(2,1) = 0.63–0.68 (internal rotation at 90° abduction)	ICC(3,1) > 0.90
Werner et al., 2014 [14]	Healthy volunteers (24) and symptomatic patients (15)	Clinometer on iPhone	Visual estimation and standard goniometer	Shoulder	Forward flexion/abduction/external and internal rotation	Passive ROM	For healthy volunteers, ICC > 0.60 and SEM < 4.3° For symptomatic patients, ICC > 0.80 and SEM < 0.1°	N/A	For healthy volunteers, ICC > 0.60 and SEM < 10.1° For symptomatic patients, ICC > 0.60 and SEM < 5.8°
Mitchell et al., 2014 [15]	Healthy volunteers (94)	GetMyRom and DrGoniometer on iPhone	Standard goniometer	Shoulder	External rotation	Active ROM	ICC = 0.94	ICC = 0.94	ICC = 0.79
Othéart et al., 2012 [16]	Healthy volunteers (5)	iShould on iPhone or iPod touch	3D kinematic sensors	Shoulder	Anterior elevation and extension/abduction/adduction/internal and external rotation	Active ROM	Mean difference (%): 1.09 for RAV and 0.60 for P score	N/A	N/A
Johnson et al., 2015 [17]	Healthy volunteers (1)	Customized Android	Double-armed goniometer and full-scale motion capture	Shoulder	Abduction	Passive ROM	B&A plots = -1.7° (seated position) and 1.4° (supine position)	CCC > 0.992	CCC > 0.989
Ferriero et al., 2011 [18]	Healthy volunteers (28 pictures)	DrGoniometer on iPhone	Plastic universal goniometer	Elbow	Elbow placed at different angles	Passive ROM	LOA = +4.51°, -5.75°	ICC = 0.998	ICC = 0.998
Ockendon and Gilbert, 2012 [19]	Healthy volunteers (5, 30–40 years)	Knee goniometer on iPhone	Telescopic-armed goniometer	Knee	Flexion	Passive ROM	LOA = 15.2° PCC = 0.947	PCC = 0.982	PCC = 0.994
Hamblly et al., 2012 [20]	Healthy volunteers (96, 31 ± 11 years)	Knee goniometer on iPhone	Telescopic-armed goniometer	Knee	Flexion	Active ROM	PCC = 0.932 paired <i>t</i> -test indicates significant difference but not clinically significant	ICC = 0.894 PCC = 0.795	N/A
Jones et al., 2014 [21]	Healthy volunteers (36, 60.6 ± 6.2 years)	Simple goniometer on iPhone	Universal goniometer	Knee	Lunge forward	Active ROM	LOA = 13.1° $r = 0.96$ –0.98	ICC = 0.97–0.99	N/A
Milanese et al., 2014 [22]	Healthy volunteers (6)	Knee goniometer on iPhone	Universal goniometer	Knee	Flexion	Passive ROM	CCCexpert = 0.982 CCCnovice = 0.983 CCCensemble = 0.991 CPP = -0.51 SEM < 2.7° (gonio) SEM < 1.4° (apps)	CCCexpert > 0.998 CCCnovice > 0.997 CCCTogether = 0.997	CCCexpert > 0.996 CCCnovice > 0.998 CCCTogether = 0.997

TABLE 4.1 – Characteristics of the different studies that have been examined (1)

TABLE 1: Continued.

Study	Population (sample size and age)	App	Reference	Body segment	Movement	Type	Validity	Results	
								Intraobserver	Interobserver
Rwakabayiza et al., 2013 [23]	Healthy volunteers (20) and symptomatic patients (20)	Knee goniometer on iPhone	Universal goniometer	Knee	Flexion/extension	Active and passive ROM	On 6 patients ICC = 0.54 (Smartphone) in active extension ICC = 0.92 (Smartphone) in active flexion (better than goniometer)	ICChealthy = 0.85 (0.75–0.94) ICCSymptomatic = 0.98 (0.96–0.99)	ICChealthy = 0.12 (0.00–0.25) ICCSymptomatic = 0.24 (0.00–0.45)
Bruynel and Bridon, 2015 [24]	Healthy volunteers (41, 18–26 years)	Clinometer on iPhone	Hand-held bilevel inclinometer	Knee	Extension	Passive ROM	N/A	ICC > 0.76 (inclinometer) ICC > 0.72 (Smartphone) MDC < 5°	ICC > 0.64 (inclinometer) ICC > 0.64 (Smartphone) MDC < 8°
Jenny 2013 [25]	Symptomatic patients (10, 69 years)	Angle on iPhone	Navigation system	Knee	Flexion/extension	Passive ROM	LOA = 27.4° t-test not significant Spearman's = 0.99 B&A: good coherence	ICC = 0.81	ICC = 0.79
Ferriero et al., 2013 [26]	Healthy volunteers (1)	DrGoniometer on iPhone	Universal goniometer	Knee	Different knee angles measurement	Passive ROM	LOA = −7.5°/+10.71° B&A	ICC = 0.958	ICC = 0.994
Jenny et al., 2015 [27]	Symptomatic patients (10, 69 ± 10.8)	Goniometer Pro and DrGoniometer on iPhone	Navigation system	Knee	Flexion/extension	Passive ROM	Strong correlation and a good coherence (Levene's test, ANOVA test, Wilcoxon's test, Kendall's test, Spearman's test, and B&A). Inclinometer results differed	N/A	N/A
Andrea et al., 2014 [28]	Symptomatic patients (35)	"SmartJoint" Android and iOS application	KT 100	Knee	Lachman's test	NC	Mean ICC = 0.797 (uninvolved knee) ICC = 0.987 (involved knee)	ICC = 0.973 (uninvolved knee) ICC = 0.989 (involved knee)	ICC = 0.957 (uninvolved knee) ICC = 0.992 (involved knee)
Yoon et al., 2014 [29]	Healthy volunteers (10, 22.2 ± 1.69 years)	TitlMeter on iPhone	Digital inclinometer	Hip	Measure of femoral neck anteversion	Passive ROM	Similarly ICC	ICC(2, 3) = 0.95 SEM = 1.9°–2.2°	ICC(2, 3) = 0.85 SEM = 4.1°
Peters et al., 2012 [30]	Symptomatic patients (50, 67 years from 31 to 84)	Angle and Camera Protractor on iPhone	X-Rays	Hip	Measurements for total hip arthroplasty	NC	Differences are under 5% between pre- and postop	N/A	N/A

TABLE 4.2 – Characteristics of the different studies that have been examined (2)

TABLE 1: Continued.

Study	Population (Sample size and age)	App	Reference	Body segment	Movement	Type	Validity	Results	
								Intraobserver	Interobserver
Charlton et al., 2015 [31]	Healthy volunteers (20, 23.8 ± 4.6 years)	Hip ROM tester	Camera marker based 3DMA	Hip	Flexion/abduction/adduction/supine internal and external rotation	Passive ROM	ICC(2,3) > 0.88 (for 6 movements) ICC(2,3) = 0.71 (for supine external rotation) CPP = 0.99	ICC(2,3) > 0.84 (for 4 movements) ICC(2,3) = 0.63–0.68 (for 3 movements)	N/A
Vohralik et al., 2014 [32]	Healthy volunteers (20, 21–28 years)	iHandy Level on iPhone	Digital inclinoimeter	Ankle	Ankle dorsiflexion range	Active ROM	ICC = 0.99	ICC(2,1) = 0.97	ICC(2,1) = 0.76
Williams et al., 2013 [33]	Healthy volunteers (20, 40 ± 12 years)	TiltMeter on iPhone	Digital inclinoimeter	Ankle	Weight bearing lunge test	Active ROM	ICC = 0.83	ICC(2,1) = 0.81–0.85	ICC(2,2) = 0.80–0.96
Kolber et al., 2013 [34]	Healthy volunteers (30, 25.6 ± 2.1 years)	iHandy Level on iPhone	Bubble inclinoimeter	Spinal	Thoracolumbopelvic flexion, isolated lumbar flexion, thoracolumbopelvic extension right lateral flexion, and left lateral flexion	Active ROM	ICC(3,k) > 0.86 LOA = 18–30°	ICC(3,k) > 0.80	ICC(2,k) > 0.81
Izett et al., 2012 [35]	NC (8 torso)	Scoligauge on iPhone	Scolioimeter	Spinal	NC	Passive	LOA = 6.2°	ICC 95% = ±3.2° agreement definition) IC 95% = ±4.9°	ICC = 0.92 (absolute agreement definition) IC 95% = ±4.9°
Franko et al., 2012 [36]	NC (60 angles)	Scoligauge on iPhone	Scolioimeter	Spinal	Sixty angles randomly selected	Passive	CPP = 0.99	N/A	N/A
Balg et al., 2014 [37]	Symptomatic patients (34)	Scoligauge on iPhone	Scolioimeter	Spinal	Scoliosis angles	Active	ICC = 0.947 Mean difference = 0.4°	ICC = 0.961 Mean difference = 0.0°	ICC = 0.901 Mean difference = 0.1°
Qiao et al., 2014 [38]	Symptomatic patients (64, 15.7 year)	Scoligauge on iPhone	Scolioimeter	Spinal	Scoliosis angles	Active	Mean angles are similar	ICC (scolioimeter) = 0.954 ICC (apps) = 0.965	ICC (scolioimeter) = 0.943 ICC (apps) = 0.964

TABLE 4.3 – Characteristics of the different studies that have been examined (3)
89

ced at three different positions : one near the left ear for flexion/extension (sagittal plan) and another for the lateral flexions on the forehead (frontal plane). Both are gravity dependent. The last positioning was the top of the head. For this one, the magnetic dependence was compensated by placing an adapted brace. Measures were taken with the Smartphone placed on left and right side of the head aligned with the ear or with the eyes depending of the observed motion. Head rotations were measured with the iPhone placed on individual's head with the arrow aligned with the nose. Each participant performed maximal neck movement for each rotation, flexion, and extension. Twenty- eight healthy volunteers (23 +/- 6 years) were observed by two different groups of two students in physical therapy. Results were analyzed with intraclass correlation coefficient (ICC) for validity and reliability. For concurrent validity, ICC values were between 0.50 and 0.65 but <0.50 for rotation. For intraobserver reliability, ICC values were between 0.65 and 0.85. For interobserver reliability, ICC values were under 0.60. Authors concluded that Smartphones have good intrarater reliability but lower interrater reliability. Validity is good for movements in sagittal and frontal planes but poor for rotation. This scientific work validates the use of a Smartphone application for the active angle measurement of neck in the sagittal and frontal planes.

The second study used a customized Android application compared with a validated gold standard three-dimensional motion analysis system (VICON, UK) [20]. It recorded motion with three reflective markers tracked by VICON Nexus V1.7.1 and a 9-camera VICON MX motion analysis system. The phone was mounted on a helmet to capture head flexion, extension, and rotation. A magnetic yoke was placed around participant neck to compensate magnetic dependence. Twenty-one healthy participants were recruited and sixteen of them come for a second session. Participants were instructed to perform each movement with a manual guidance provided by the single examiner who determined the end of CROM. Results were analyzed with Spearman's correlation, ICC, and Bland and Altman plots (B& A) for validity. Reliability was assessed with ICC_(3,3), ordinary least products (OLP) regression, Standard Error of Measurement (SEM), Limit of Agreement (LOA), and Minimal Detectable Change (MDC). Validity results showed ICC values between 0.53 and 0.98, with a Spearman correlation coefficient ranged between 0.52 and 0.98. Intraobserver reliability was revealed by ICC values between 0.82 and

0.90 but under 0.33 for rotation. Authors established the validity and intrarater reliability for movements in sagittal and frontal planes but not rotation “likely due to magnetic field interference” [20]. This scientific work validates the use of a Smartphone application for the active angle measurement of neck in the sagittal and frontal planes.

2.2.2. Lumbar Spine Proprioception Assessment.

Investigation of the reliability and validity of Smartphone application for measuring spinal range of motion was explored in five studies [21] [22] [23] [24] [25].

Kolber et al. compared the use of the Smartphone application iHandy Level (iHandy Inc.) on an iPhone 4 (Apple, Cupertino, USA) and a gravity-based bubble inclinometer (model 12-1056, Fabrication Enterprises, White Plains, New York, USA) [21]. Thirty healthy participants were recruited and observed by two examiners. Five active types of spinal range of motion measurements were taken : thoracolumbopelvic flexion, isolated lumbar flexion, thoracolumbopelvic extension right lateral flexion, and left lateral flexion. Reliability was assessed using $ICC_{(3,k)}$ for intrarater and ICC model 2 for interrater. Mean, SEM, and MDC were also calculated. Main results for validity presented $ICC_{(3,k)}$ values > 0.86 . ICC values for intra- and interobserver reliability are, respectively, greater than 0.80 and 0.81. Authors concluded that “the iHandy Level application on the iPhone is both reliable and comparable to bubble inclinometry” [21]. This scientific work validates the use of a Smartphone application for the active angle measurement of lumbar spinal range of motion.

Another routine clinical angle measurement is the angle of thorax rotation or rib hump, which is important for patients with scoliosis. Izatt et al. [22] and Franko et al. [23] evaluated a Smartphone application, Scoligauge (Ockendon Partners Ltd, UK), on an iPhone (Apple, Cupertino, USA) compared to the standardize scoliometer. For the first study [35], eight plaster torsos were used for measurements performed by nine examiners (four experienced spinal orthopedic surgeons, a specialist physiotherapist, an experienced spinal orthotist, two training grade registrars, and an inexperienced physiotherapist). Plaster torsos were placed on a standard bench during passive measurements. Intra- and interobserver variability

were assessed by using mean absolute difference and 95% Confident Interval (CI) and ICC. Limit of Agreement (LOA) value was 6.2° . For intraobserver reliability, CI value was $\pm 3.2^\circ$ and $\pm 4.9^\circ$ for interobserver with an ICC value equal to 0.92. Authors concluded that “clinical judgements as a result of iPhone rib hump measurements can be made with confidence based on readings taken from the iPhone when combined with the acrylic sleeve” [22]. In the second study, sixty angles were randomly selected and measured by four orthopaedic medical providers [23]. Validity was confirmed using Pearson’s correlation coefficient (CPP), whose result was equal to 0.99. Authors concluded that “the Scoligauge app is a convenient novel tool that replicates the function of a standard clinical scoliometer but with a potentially decreased financial cost and greater convenience for providers” [23]. These scientific works validate the use of a Smartphone application for the active angle measurement of thorax rotation.

Two more recent studies evaluated Scoligauge application (Ockendon Partners Ltd., UK) but in clinical case with patients [24] [25]. Balg et al. [24] recruited thirty-four patients with adolescent idiopathic scoliosis and measurements were made by two examiners, one spinal orthopedic surgeon and one physical therapy student. Statistical analysis uses ICC to assess inter- and intraobserver reliability and validity. Bland and Altman plots were also used. For validity, the ICC value was equal to 0.947 and mean difference is 0.4 degrees. Intra- and interobserver reliability were assessed with ICC values of 0.961 and 0.901 and mean differences of 0.0 and 0.1 degrees. Authors concluded that “this study proved that even without an adapter the Scoligauge iPhone application is valid and can be used in the clinical setting for scoliosis evaluation” [24]. Qiao et al. recruited sixty- four patients with adolescent idiopathic scoliosis, in which thirty-two patients had main thoracic scoliosis while the rest had main thoracolumbar/lumbar scoliosis [25]. Measurements were made by two spine surgeons. Cobb angles were measured from posteroanterior radiographs. Patients performed Adam’s forward bend test. Each examiner performed two evaluations; retest was done after twenty minutes of interval. Statistical analysis used ICC. Intraobserver ICC values were 0.954 for scoliometer and 0.965 for Scoligauge. Interobserver ICC values were 0.943 for scoliometer and 0.964 for Scoligauge. Authors conclude that “Smartphone- aided measurement for ATR showed excellent reliability, and the reliability of measurement by either scoliome-

ter or ScolioGauge was influenced by Cobb angle where reliability was better for curves with larger Cobb angles” [25]. These scientific works validates the clinical use of a Smartphone application for the active angle measurement of spinal range of motion with patient.

2.3. Upper Extremity Proprioception Assessment

2.3.1. Shoulder Proprioception Assessment.

Functional and proprioceptive abilities on extremities such as shoulder usually use universal goniometer to measure active or passive range of motion. However, laser-pointer devices can also be a solution for this specific joint [26]. Laser pointer can be used to measure, in millimeter, differences between joint movements from a position to another and then calculate joint position in degree like universal goniometer. JPS tests can evaluate the ability of the individuals to reproduce a specific movement and the precision to access a specific angle target. These tests must be conducted with full knowledge of their limitations. It can involve some cognitive component, and the size and speed of movement should be standardized [11]. Active and passive shoulder ROM can therefore be measured with Smartphone. Six studies can be listed with the aim of studying validity and reliability of Smartphone applications for shoulder ROM [27] [28] [29] [30] [31] [32]. These studies will be described in the next paragraphs.

Shin et al. used a previously cited commercial application, on a Samsung Galaxy S : Clinometer [27]. The application was compared with a standard double-arm goniometer. The Smartphone was attached on the wrist (ventral side of the forearm) with the help of an armband. Observed shoulder passive and active movements were forward flexion, abduction, external rotation with the arms at the sides, external rotation at 90 degrees abduction, and internal rotation at 90 degrees abduction. Forty-one volunteers were observed by two orthopedic resident doctors and one orthopedic surgeon. Reliability was evaluated with $ICC_{(2,1)}$ for interobserver and $ICC_{(3,1)}$ for intraobserver. Results were greater than 0.70 for intraobserver except for internal rotation at 90°abduction (0.63–0.68). Interobserver’s results were greater than 0.90. Validity was evaluated with SEM, MDC, B&A, and PCC. LOA was between 10 and 40°, $ICC > 0.72$, and PCC between 0.79

and 0.97. Authors concluded that “Smartphone application is reliable compared to the double-arm goniometer, although the between-day reliability remains to be established” [27]. This validates the use of a standard commercial Smartphone application for the active and passive angle measurement of shoulder range of motion.

Werner et al. used the same commercial application, Clinometer, but with another device that is an iPhone (Apple, Cupertino, USA) [28]. Clinometer was compared with a visual estimation and a standard goniometer. Twenty-four healthy adults and fifteen symptomatic patients were recruited. Measurements were performed by 5 examiners (one sport fellowship-trained orthopedic surgeon, one orthopedic sports medicine fellow, one orthopedic resident physician, one orthopedic physician assistant, and one medical student). Passive abduction and forward flexion were measured in standing position. They also measured external rotation with the arm at the patient’s side, external rotation with the arm abducted at 90 degrees, and internal rotation with the arm abducted at 90 degrees ; all were measured with the patient supine on an examination table. Reliability was evaluated with an $ICC_{(2,1)}$ and this ICC for each measurement modality was compared by use of ANOVA with a Tukey post hoc test. Validity was evaluated using $ICC_{(2,1)}$, B& A, and SEM. For this validity, with healthy participants, $ICC > 0.60$ and $SEM < 4.3^\circ$. For symptomatic patients, $ICC > 0.80$ and $SEM < 0.1^\circ$. For interobserver reliability, with healthy participants, $ICC > 0.60$ and $SEM < 10.1^\circ$. For symptomatic patients, $ICC > 0.60$ and $SEM < 5.8^\circ$. Authors concluded that “Smartphone Clinometer has excellent agreement with a goniometer-based gold standard for measurement of shoulder ROM in both healthy subjects and symptomatic patients” [28]. This result validates the use of a standard commercial Smartphone application for a clinical active and passive angle measurement of shoulder range of motion with patients.

Mitchell et al. used two commercial applications, GetMyRom (Interactive Medical Productions, LLC, USA) and DrGoniometer (CDM S.r.L.), with an iPhone device [29]. GetMyRom can measure JPS thanks to orientation sensors while DrGoniometer is a photo-based application that calculates the angles from markers positioned after the measurement. Both applications were compared with a standard goniometer. Ninety-four healthy women were recruited and measurements

were made by one novice examiner and one expert at two different moments. Participants were instructed to perform active shoulder external rotation. Reliability, for inter- and intrarater, and validity were evaluated using ICC. Main results were as follows” for validity, ICC is equal to 0.94, for intraobserver, ICC is equal to 0.94, and for interobserver ICC = 0.79. Authors concluded that “both applications were found to be reliable and comparable to SG” [29]. In addition, the author plebiscite the use of the application based on the camera because of its potential for saving images. This scientific work validates the use of two specific Smartphone applications, which used inertial sensors or camera, for the active angle measurement of shoulder range of motion.

Öihénart et al. used a custom application called iShould (Instrumented Shoulder Test) with iPhone 4 or iPod Touch devices (Apple, Cupertino, USA) [30]. iShould computes kinematics range of angular velocity (RAV) score, which quantifies the shoulder movement based on angular velocities and P score, which is based on the power of shoulder movement, directly from inertial signal sensors. The application is compared with another 3D kinematics sensors composed by three miniature capacitive gyroscopes (Analog device, ADXRS 250, 400°/s) and three miniature accelerometers (Analog device, ADXL 210, 5 g). Smartphone and sensors are attached to the anterior part of the humerus, using an armband. Five participants were recruited and performed active anterior elevation and extension, abduction and adduction, and internal and external rotation of the shoulder. Validity is evaluated using mean difference of RAV score and P score. Mean difference was 1.09% for RAV and 0.60% for P score. Authors concluded that “the application offers then an interesting alternative to the existing system” [30]. This work validates the use of a specific Smartphone application for the active angle measurement of shoulder range of motion.

Johnson et al. used a custom Android mobile application that mimics goniometer with the help of magnetometer on the first generation of Motorola Droid. Their application was compared with a universal standard double- arm goniometer [31] or with a full-scale motion capture8 system [32]. The Smartphone was used to collect angle in the same manner as the standard goniometer. Four passive shoulder’s abductions were simulated in both seated and supine orientation. Only one participant was recruited for this pilot study and three therapists ma-

naged the measurement. Statistical analysis was performed with ANOVA, PCC, concordance correlation coefficient (CCC), and scatter plot were used to assess agreements, and B& A plots were used to compare differences. For validity, mean differences in B& A plots were -1.7° (in seated position) and 1.4° (in supine position). Intra- and interobserver reliability were presented with CCC values of 0.992 and 0.989. Authors concluded that “this study demonstrates the validity of the Smartphone goniometer application utilizing a built-in 3-axis magnetometer sensor when compared with a previously proven and universal goniometer. The Smartphone magnetometer-based goniometer also demonstrates comparably high reliability in measuring passive shoulder abduction ROM in both the seated and supine positions” [31]. These scientific works allow validating the use of a specific Smartphone application for the passive angle measurement of shoulder range of motion.

2.3.2. Elbow Proprioception Assessment.

Ferriero et al. also used the “DrGoniometer” application for elbow angle measurement [33]. This application works on iPhone and it was compared to a small plastic universal goniometer. In this proof-of-concept study, one participant was recruited and seven examiners assess measurements. Twenty-eight pictures of elbows of healthy subjects were taken at different angles, and this complete protocol was repeated a second time after one week. ICC was used for intrarater and interrater reliability. Validity was interpreted with a LOA between $+4.51^{\circ}$ and -5.75° . Intra and interobserver ICC values were 0.998 for both. Authors concluded that the application “is reliable for elbow joint goniometry” [33]. This scientific work validates the use of a specific Smartphone application, which used camera, for the passive angle measurement of elbow range of motion.

2.4. Lower Extremity Proprioception Assessment

2.4.1. Knee Proprioception Assessment.

Functional and proprioceptive abilities tests for knee extremity usually use universal goniometers, in clinical practice, to measure active or passive ROM and

evaluate the ability of individuals to reproduce a specific movement and the precision to reach a specific angle. Active and passive knee range of motion can therefore be measured using Smartphones. Ten researches can be listed with the aim of studying validity and reliability of Smartphone applications for knee ROM [34] [35] [36] [37] [38] [39] [40] [41] [42] [43]. The next paragraph will briefly describes these studies.

Ockendon and Gilbert created their own Smartphone application called “Knee Goniometer” which is now published on the Apple Inc. App Store. The application is installed on an iPhone 3GS (Apple, Cupertino, USA) and compared with a telescopic-armed goniometer (Lafayette Instrument, Lafayette, IN) [34]. Five healthy participants were recruited and measurement was performed by two experienced and independent examiners. Each participant executed three different passive knee flexions, which were measured twice, separated by a time interval, on both right and left legs. Statistical analysis included B& A plot, Scatter plots, standard deviation (SD) of the difference, and PCC. For validity, LOA was equal to 15.2° and PCC was equal to 0.947. Intra- and interobserver main results for PCC were, respectively, 0.982 and 0.994. Authors concluded that “the iPhone goniometer [is] a reliable tool for the measurement of subtle knee flexion in the clinic setting when compared with the current standard bedside technique” [34]. This validates the use of a specific Smartphone application for the passive angle measurement of knee range of motion.

The “Knee Goniometer” application was also used to measure level of agreement with a goniometer for the assessment of maximum active knee flexion by an inexperienced tester [35]. An iPhone 3GS (Apple, Cupertino, USA) was also compared to a telescopic-armed goniometer (Lafayette Instrument, Lafayette, IN). Ninety-six healthy participants were recruited and measurements were performed by a graduate sports therapist inexperienced examiners. Participants were asked to perform three full active knee flexion movements from full knee extension to maximum knee flexion. Statistical analysis was conducted with a PCC test, a two-tailed paired *t*-test, an ICC to evaluate intratester reliability, and finally B& A. The paired *t*-test indicated a significant difference in results but it was not considered clinically significant. Intraobserver reliability is interpreted by an ICC value of 0.894 and a PCC value of 0.795. Authors concluded that “The iGonio-

meter demonstrated acceptable test-retest reliability and criterion validity for an inexperienced tester with healthy participants. There was a statistically significant difference between the iGoniometer and long arm goniometer measurements but this was not considered to be a level of difference that would have a clinical impact" [35]. This work validates the use of a specific Smartphone application with inexperienced testers for the active angle measurement of knee range of motion.

Matthew Ockendon has published another Smartphone application, which is called "Simple goniometer" and also mimics standard two-arm goniometer. However, this application has no specific interface for knee JPS unlike "Knee Goniometer." This application was used on an iPhone 3GS (Apple, Cupertino, USA) to assess its validity and reproducibility for JPS knee test compared with a universal goniometer [36]. Thirty- six healthy participants were recruited and measurements were made by two registered physiotherapists experienced in using the universal goniometer. Participants were instructed to actively and gently lunge forward with their dominant leg and remember the angle. They are then asked to return to the original position and to start again to reproduce the target angle. This was performed three times. Statistical analysis for reliability was determined using confidence intervals and for validity using PCC, ICC_(3,k), and B& A plots. Validity is interpreted with LOA results of 13,1° and PCC ranged from 0.96 to 0.98. Intraobserver ICC was between 0.97 and 0.99. Authors concluded that "the scores obtained from the simple Goniometer app for iPhone showed that there were concurrent validity and reliability for knee joint angle as compared with the universal goniometer" [36]. This scientific work allows validating the use of a specific Smartphone application for the active angle measurement of knee range of motion.

The "Knee Goniometer" application was also used to assess its validity and reliability beside experienced and novice clinicians [37]. It was installed on an iPhone 4 (Apple, Cupertino, USA) and compared to the universal goniometer as a gold standard. Six healthy students were recruited and all goniometric measurements were performed by six independent examiners. Participants were placed into passive knee flexion, always with the right leg. Each examiner made one measurement with both universal goniometer and Smartphone to each participant during one session. Three sessions were made with a fifteen-minute break between each one. Statistical analysis included the calculation of concordance correlation coefficient

(CCC), SEM, Scatter plots, and B& A plots. For validity, CCC for expert was 0.982, CCC for novice was 0.983, CCC for all was 0.991, and CPP was -0.51. SEM was under 2.7° for goniometer and under 1.4° for the Smartphone application. In intra- observer reliability, CCC values varied between 0.998 and 0.999 for expert (clinicians) and varied between 0.997 and 0.999 for novice (students). In interobserver reliability, CCC was greater than 0.996 for expert, 0.998 for novice, and 0.997 for both. Authors concluded that “this study established that both the universal goniometer and the Knee Goniometer application were reliable for measurement of knee flexion angles by experienced clinicians and final year physiotherapy students using standardized protocols” [37]. This scientific work encourages the use of a specific Smartphone application for the passive angle measurement of knee range of motion.

Rwakabayiza et al. also used the “Knee Goniometer” application made by Ockendon for iPhone (Apple, Cupertino, USA) [38]. Universal goniometer is still used as a gold standard. Twenty healthy participants were recruited and twenty patients in acute postoperative knee prosthesis phase also participate. Measurements were realized by one specialist in orthopedic surgery, one physiotherapist, and one assistant doctor. Active and passive flexion-extension knee amplitudes were measured with the Norkin and White technique three times by each examiner. ICC for intra- and interobserver reliability was calculated. Validity results were produced on six patients, for an ICC value of 0.54 on Smartphone application in active extension and an ICC value of 0.92 for Smartphone application in active flexion. These results were better than goniometer's. Intraobserver reliability revealed a mean in ICC of 0.85 for healthy participants and 0.98 for patients. Interobserver reliability revealed a mean in ICC of 0.12 for healthy participants and 0.24 for patients. These last two results were considered “bad” by authors and with the Smartphone application with the goniometer as well. This prompted them to change their protocol to avoid fatigue-related bias. Authors concluded that “this study shows that the “Knee Goniometer” Smartphone application can be used in clinical practice as well as the universal standard goniometer to measure the range of motion of the knee” [38]. It provides, in addition to others, validation on patients in postoperative phase. This scientific work allows validating the clinical use of a specific Smartphone application for the active and passive angle measurement of

knee range of motion with patients.

“Clinometer” application was used not only in shoulder but also in knee ROM [39]. It was set up on an iPhone 4 (Apple, Cupertino, USA) and used in comparison with a hand-held bilevel inclinometer as a gold standard. Forty- one healthy students were recruited along with two exam- iners. JPS was measured using pas- sive knee extension. Each examiner had measured this extension three times with both instruments twice, with a break of one day. Statistical analyses were perfor- med using Mann-Whitney test, $ICC_{(3,1)}$, SEM, and MDC. Intraobserver results were $ICC > 0.76$ for the inclinometer, $ICC > 0.72$ for Smartphone application, and $MDC < 5^\circ$. Interobserver results were $ICC > 0.64$ for the inclinometer, $ICC > 0.64$ for Smartphone application, and $MDC < 8^\circ$. Authors concluded that “the results obtained at the level of the knee joint have similar characteristics between [the] two tools” [39]. This scientific work allows validating the use of a standard commercial Smartphone application for the passive angle measurement of knee range of motion.

Another clinical research was performed by Jenny with the “Angle” (Smudge App) Smartphone application [40]. A navigation system (OrthoPilot, Aesculap, Tuttlingen, FRG) was used as a gold standard. Ten patients, operated for end-stage osteoarthritis by navigation assisted for total knee arthroplasty, participated to the study. The knee was passively positioned at four full extensions and at maximal flexion angle. For each set of measurements, six navigated and six Smartphone data sets were obtained. Statistical analyses were performed with paired Student’s *t*-test, and Spearman’s coefficient of correlation, Bland and Altman plots, and intra- and interobserver reproducibility were assessed using ICC. Validity results were as follows : LOA was equal to 27.4° , *t*-test was not significant, Spearman’s coefficient of correlation is 0.99, and B& A had good coherence. Intra- and interobserver ICC were, respectively, 0.81 and 0.79. Authors concluded that “the Smartphone appli- cation used may be considered as precise and accurate” [40]. This scientific work allows validating the clinical use of a standard commercial Smartphone application for the passive angle measurement of knee range of motion with patients.

Ferriero et al. used the “DrGoniometer” Smartphone photo-based application [41]. They studied its reliability in comparison to a universal goniometer. For the first experiment set, one healthy participant was recruited with four examiners,

two experts (physiotherapists) and two novices (first-year physiotherapy students). Passive knee angle flexions were produced by an isokinetic device with the right leg fixed. Each examiner took twenty-five pictures at twenty-degree and eighty-degree knee flexion. The second set of experiments was made with ten healthy individuals assessed by ten examiners. Thirty-five pictures were taken at different knee angle measurements. This set was repeated one week later to evaluate inter- and intrarater correlation. Statistical analysis was carried out using $ICC_{(3,1)}$ for intra- and interrater correlation, and Bland and Altman plot was used to evaluate differences. Resulting LOA ranged from -7.5° to $+10.71^\circ$. Intra- and interobserver ICC were, respectively, 0.958 and 0.994. Authors concluded that “DrG is a reliable method for knee joint angle measurement [. . .] the images of the measurement can be included in the patient’s medical record as evidence of the quality of the care provided” [41]. This scientific work allows validating the use of a specific Smartphone application which used camera for the passive angle measurement of knee range of motion with patients.

For knee range of motion measurement, two types of Smartphone applications were used : sensor-based application and photo-based application [42]. Jenny et al. compared those two methods using Goniometer Pro (5fuf5) as the sensor-based application, DrGoniometer as the photo-based application, and a navigation system (OrthoPilot, Aesculap, Tuttlingen, FRG) as gold standard. Ten consecutive patients with end-stage osteoarthritis were selected and measurements were made by one examiner. Five measurements were obtained using each application. Statistical analysis was made using ANOVA test, paired difference, Level’s test, Wilcoxon’s test, Kendall’s test, Spearman’s test, and Bland and Altman plots. Results led to strong correlation and a good coherence. Authors conclude that “the camera smartphone application used in this study is fit for the purpose of measurement of the knee range of motion in a routine clinical setting and is substantially superior to inclinometer-based measurement” [42]. This scientific work validates the clinical use of a two specific Smartphone applications that used sensors or camera for the passive angle measurement of knee range of motion with patients. It aims to compare these applications and concluded that camera is superior to the sensors-based application. However, it must be noted that photo-based applications are not suitable for self-measurement.

Smartphone application for measuring range of motion in clinical practice was recently extended to new type of measure such as anterior tibial translation in anterior- cruciate ligament (ACL) deficient knees [43]. A specific Smartphone application, running on both Android and iOS, called “SmartJoint” was developed. This study compared this application, installed on both systems, with the arthrometer KT 1000 (Med Demetric, Kentucky, USA). Thirty-five patients with chronic ACL-deficient knees scheduled for ACL reconstruction were selected. Measurements were performed by two independent examiners. The Lachman test was performed three times on each knee with all devices. Statistical analysis used ICC to compare intertest, intraobserver, and interobserver reliability. Results were a mean ICC of 0.797 for uninvolved knee and mean ICC of 0.987 for involved knee ; mean ICC of 0.973 for uninvolved knee and mean ICC of 0.989 for involved knee ; and mean ICC of 0.957 for uninvolved knee and mean ICC of 0.992 for involved knee, respectively. Authors conclude that “the performance of SmartJoint is comparable and highly correlated with measurements obtained from KT 1000” [43]. This validates the clinical use of a specific Smartphone application for the passive angle measurement in Lachman’s test.

2.4.2. Hip Proprioception Assessment.

Detecting abnormal Femoral Neck Anteversion (FNA) is important for physiotherapist to identify lower limb problems. Measuring FNA is possible with the angle formed by the vertical line and the tibial crest, when the greater trochanter is most prominent laterally. Yoon et al. compared the reliability of the method to measure FNA, including the comparison between an industrial digital inclinometer (GemRed DBB, Gain Express Holdings, Ltd., Hong Kong, China) as gold standard and an iPhone (Apple, Cupertino, USA) with TiltMeter (IntegraSoftHN) application [44]. Nineteen hips were examined in ten healthy subjects observed by two physical therapists. Three sessions of each method were repeated with one hour between sessions. Statistical analysis used ICC, SEM, PCC, and Kolmogorov-Smirnov Z test. Intraobserver ICC_(2,3) is 0.95, and SEM ranged from 1.9° to 2.2°. Interobserver ICC_(2,3) is 0.85, and SEM is equal to 4.1°. Authors concluded that “using a Smartphone with an inclinometer application during the TCAT showed

comparable reliability to a digital inclinometer” [44]. This scientific work validates the use of a standard commercial Smartphone application for the passive angle measurement of hip proprioception.

Smartphone applications could also be used in addition to or instead of conventional techniques and computer-assisted surgery. Peters et al. try to improve acetabular cup orientation in total hip arthroplasty by using Smartphone technology [45]. They used two applications, Angle (Smudge Apps) and Camera Protractor Lite (YJ Soft) on an iPhone (Apple, Cupertino, USA). Angle application directly measures angle with the help of accelerometer while Camera Protractor Lite displays a protractor through the phone camera. Standard postoperative pelvic X-rays are used a gold standard. Fifty patients who need primary total hip arthroplasty operations were selected. Measurement was realized by a surgeon and their first assistant. The Angle application was used for the inclination of the acetabular cup and the Camera Protractor application was used to determine anteversion. Statistical analysis compared differences between intraoperative and postoperative angles. Results showed that differences were less than 5% between before and after operation. Authors concluded that “the use of the iPhone for acetabular cup placements is quick and accurate” [45]. This encourages the clinical use of two standard commercial Smartphone applications for hip angle measurement in surgery.

Reliability and concurrent validity of a Smartphone application to measure hip joint range of motion were assessed by Charlton et al. [46]. Measurements obtained with a custom Smartphone application, called “Hip ROM Tester,” were compared with those obtained with a camera marker-based 3DMA system (Vicon, Oxford, UK) and with a bubble inclinometer. Twenty healthy participants were recruited and all tests were conducted by one physiotherapist. These tests were passively performed by movements of flexion, abduction, adduction, supine internal and external rotation, and sitting internal and external rotation. Intratester reliability was performed using ICC, CV, and SEM values. Validity is performed using means, standard deviation, and ICC. Validity tests resulted in $ICC_{(2,3)} > 0.88$ for 6 movements and $ICC_{(2,3)}$ was equal to 0.71 for supine external rotation. Intraobserver tests resulted in $ICC_{(2,3)} > 0.84$ for 4 movements and $ICC_{(2,3)}$ was between 0.63 and 0.68 for 3 movements. Authors concluded that “a Smartphone applica-

tion provides a reliable and valid method of assessing passive hip joint ROM in young active males" [46]. This scientific work allows validating the use of a specific Smartphone application for the passive angle measurement of hip range of motion.

2.4.3. Ankle Proprioception Assessment.

Ankle ROM using Smartphone applications was studied in two studies [47] [48]. The first one compares the iHandy Level app (iHandy Inc.) on an iPhone (Apple, Cupertino, USA) with a digital, medically rated inclinometer (Baseline, Fabrication Enterprises Incorporated, USA) [47]. Twenty participants were recruited and measurements were made by two physiotherapy honor students in their final year of study. The test measures the ankle dorsiflexion range ; participants were instructed to lunge forward, bringing their knee in contact with a vertical tape on the wall. Three measurements were performed and mean was used to perform analysis. ICC and CI were used for intra- and interrater reliability ; SEM and Bland and Altman plots were also produced. Validity was evaluated using Pearson's product-moment correlation coefficients and resulted in 0.99. Intra- and interobserver ICC were, respectively, equal to 0.97 and 0.76. Authors concluded that "a smartphone with the iHandy Level app can measure ankle dorsiflexion with high reliability as well as construct and criterion validity" [47]. This work validates the use of a specific Smartphone application for the active angle measurement of ankle dorsiflexion.

The second study [48] evaluated a Smartphone application, Tiltmeter (IntegraSoftHN, Carlos E. Hernández Pérez) on iPhone 4 and 4S (Apple, Cupertino, USA) during the weight bearing lunge test. A digital inclinometer (Laser Depot, Adelaide, Australia) was used as a gold standard. Twenty healthy participants were recruited and measurements were performed by two podiatrists. Examiners helped participants to slowly move the right foot back until they were able to hold the lunge position with the heel on the floor and with the right foot straight and perpendicular to the wall. Intrarater reliability was determined using $ICC_{(2,1)}$ and 95% CI. Interrater reliability was determined using $ICC_{(2,2)}$ and 95% CI. Validity between both devices was explored using Bland and Altman plots and ICC and resulted in a mean value of 0.83. Intra- and interobserver ICC were ranged between 0.81 to 0.85 and 0.80 to 0.96. Authors concluded that "the use of the TiltMeter

app on the iPhone is a reliable measure of ankle range of motion in healthy adults” [48]. This scientific work validates the use of a commercial standard Smartphone application for the active angle measurement for weight bearing lunge test.

3. Using Smartphone for Proprioception Rehabilitation in Autonomous Way

All the previously presented studies assess the use of the Smartphone for functional and proprioceptive abilities assessment. Most of them only focus on joint angle measurements through ROM. They all conclude that Smartphone applications, which are sensor-based or camera-based, are reliable and valid for measuring angle compared to some gold standard as goniometer, bubble inclinometer, 3D navigation system, or even scoliometer for assessing JPS. However, some limitations are pointed out by authors. In cervical range of motion, both studies concluded that rotation evaluations are not reliable due to magnetic field interference. Gimbal lock effect may also decrease reliability for JPS if its effect is not taken into account in the measurement protocol. ISB recommendation proposes, for each joint, a standard for the local axis system in each articulating segment or bone and thus can bring solutions to avoid Gimbal lock effect in protocols [49] [50]. In their recent review of Smartphone goniometric tools, Milani et al. [10] concluded that there are no validation studies focusing on Smartphone application in dynamic conditions. We fully agree with this conclusion. We further state that while the Smartphone is now validated as a reliable measurement tool and can be used in clinical practice, there are no studies which use the power of the Smartphone as both measurement tool and a standalone tool for autonomous rehabilitation at home. Ubiquitous, home health or telehealth and telecare services are well explored [51] [52] [53] [54] [55] but remain, for the moment, at the proof-of-concept state. Algar and Valdes evaluated in their study the use of Smartphone applications as hand therapy interventions [56]. They explained how Smartphone applications could bring solutions to clinician for rehabilitation at home and how it can improve patient compliance. A first example is given for treatment of trapeziometacarpal arthrosis with two Smartphone applications which require the use of both palmar abduction and the

unconscious activation of thumb muscles. Exercises including these movements are essential to increase range of motion and grip strength and to decrease pain. The second example is for treatment following distal radius fracture. Smartphone applications can provide wrist proprioceptive and joint sense exercise, whose therapeutic roles are validated for rehabilitation after wrist injuries. It now remains to assess the benefits of these applications in clinical studies involving targeted populations on rehabilitations exercises at home. Using the Smartphone for home rehabilitation exercises just started since these tools are now available to the largest number in developed countries. It was firstly studied for cardiac disease [57] [58], pulmonary rehabilitation [59], or prevention of ankles sprains [60] [61].

In their study in cardiac rehabilitation, Varnfield et al. have compared the use of a Smartphone for cardiac rehabilitation against traditional home-based rehabilitation [57]. One hundred and twenty patients with postmyocardial infarction were recruited during six months and randomly separated into two distinct groups. Uptake, adherence, and completion were evaluated. Significance for relative risk was calculated using two-sided Fisher's exact test. *chi-square* test was used for categorical variables, two-sample t-test was used for continuous variables, and the Wilcoxon rank-sum test was used for skewed variables. A linear mixed model regression was used to compare longitudinal changes across baseline and a preliminary multivariate analysis was used to analyze the association between nine selected baseline characteristics and outcomes. The Smartphone-based program was used with the aim of delivering exercises monitoring, motivational and educational materials via Short Text Messages (SMS) and video, and a health diary. Authors concluded that "this smartphone-based home care CR program improved post- MI CR uptake, adherence and completion." [57], validating the use and clinical effectiveness of a Smartphone application for home care cardiac rehabilitation.

A second study, from Layton et al., aimed to determine the feasibility and the acceptability of a Smartphone-based application to monitor outpatient discharge instruction compliance in cardiac disease [58]. Sixteen patients were recruited. Smartphone was used to daily monitor medication compliance, physical activity, follow-up care, symptoms, and reading of education material. Findings suggest that stable patients used the application more than unstable patients. Acceptability was low and varied greatly but it is similar to other studies. Authors concluded that this

study “demonstrated that usage alone may be a useful tool to highlight patients in need of closer monitoring” [58]. This scientific work allows validating the feasibility and acceptability of a Smartphone application for monitoring outpatient.

For prevention of ankles sprains, study from Vriend et al. led to the same acceptability results [61]. These authors have developed a Smartphone application providing an eight-week neuromuscular training program with a set of six different exercises. It was evaluated using the Reach Effectiveness Adoption Implementation Maintenance Framework. Results showed a low compliance but the app reached only 2.6% of the projected targeted population.

For their study in pulmonary rehabilitation, Marshall et al. described a model of Smartphone application which can support remote patients with chronic obstructive pulmonary disease and give them an automatic feedback during exercises [59]. This application was not yet evaluated in full patient trial.

Thus, some of these studies highlight the fact that the acceptability varied greatly [58] and, for prevention, targeted efforts have to be made to ensure that a specific population can and will be willing to use the application [61]. However, these studies confirm the feasibility and a certain acceptability to use Smartphone application for monitoring and rehabilitation at home. Following these observations, a need exists for validation studies focused on autonomous rehabilitation at home using the Smartphone as a personal physiotherapist that can bring measurement and feedback to patients to improve the follow-up between medical sessions.

4. Future Work

Autonomous rehabilitation could be provided by a Smartphone-based system. This system is composed of inertial sensors to measure orientations, calculation units to analyze motor control abilities, visual, auditory, and somatosensory systems to provide biofeedback to the user, screen display and headphones to provide test and/or training exercises instructions, and wireless connection to transmit data. With this system, physiotherapist could provide to patient specific and personalized exercises to optimally improve proprioceptive functions. Various proprioceptive exercises are possible : active joint repositioning training, path-of-motion training, and so forth. It was proved that, for proprioception assessment, active

movements give more information from muscle and joints receptors while fatigue should be avoided [13]. Along these lines, to assess, monitor, improve, and train proprioceptive function, we have developed a specific Smartphone application called “iProprio.” “iProprio” functioning is based on the use of inertial sensors to measure active range of motion from different body part such as shoulder, elbow, or knee. The innovative part of the application is based on the fact that it proposes different active joint repositioning training with the help of different sensory feedback. All these exercises could be performed in autonomous way at home thanks to the Smartphone. The instructions can be automatically vocally or visually supplied. We are currently evaluating “iProprio” with targeted population in terms of effectiveness, efficiency, satisfaction, usability, and acceptance with a specific design model called TEMSED for “Technology, Ergonomics, Medicine, Society, Economics, and Deontology” [62].

5. Conclusion

In this paper, we have reported related works on clinical assessment that uses Smartphone as a joint angle measurement tool to assess proprioceptive abilities. It is mainly used for assess joint position sense and range of motion. This state of the art highlights that Smartphone applications have proved their reliability and validity for clinical uses. At this point, although their usefulness is underlined in some studies conclusions, there are no studies that have evaluated the use of a Smartphone in autonomy during home rehabilitation through exercise therapy to enhance proprioception.

End of contribution 2

4.3 Conclusions et perspectives

Après avoir validé les performances du Smartphone pour la mesure angulaire, ce chapitre fait un l'état de l'art scientifique concernant la mesure et la rééducation de la proprioception à l'aide d'un Smartphone.

Nous constatons que le Smartphone a déjà été abondamment utilisé en mesure clinique dans le contexte de mesure angulaire. Cette utilisation est faite en majorité par les cliniciens et les mesures sont effectuées au sein d'un cabinet médical ou d'un laboratoire. L'utilisation du Smartphone est restreinte à la fonctionnalité de mesure angulaire via les capteurs ou l'appareil photo numérique. Par ailleurs, le contexte de rééducation à domicile n'a pas été exploré. Nous constatons qu'une opportunité de recherche nouvelle existe et concerne d'autres fonctionnalités du Smartphone tel que l'utilisation des actuateurs permettant un retour visuel, sonore ou tactile à l'utilisateur, de même que l'opportunité d'utilisation du Smartphone en autonomie par le patient à son domicile.

Ce travail de recherche ouvre la perspective de nouvelles études sur la possibilité d'utiliser le Smartphone pour l'évaluation et la rééducation en autonomie à domicile.

Bibliographie

- [1] K. R. Grob, M. S. Kuster, S. A. Higgins, D. G. Lloyd, and H. Yata. Lack of correlation between different measurements of proprioception in the knee. *J Bone Joint Surg Br*, 84(4) :614–618, May 2002. [84](#)
- [2] F. Ribeiro and J. Oliveira. *Factors Influencing Proprioception : what do they reveal ?* INTECH Open Access Publisher, 2011. [84](#)
- [3] L. Hay, C. Bard, M. Fleury, and N. Teasdale. Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. *Exp Brain Res*, 108(1) :129–139, Feb 1996. [84](#)
- [4] G. Gauchard, C. Jeandel, A. Tessier, and P. Perrin. Beneficial effect of proprioceptive physical activities on balance control in elderly human subjects. *Neuroscience letters*, 273(2) :81–84, 1999. [84](#)
- [5] C. Hughes, P. Tommasino, A. Budhota, and D. Campolo. Upper extremity proprioception in healthy aging and stroke populations, and the effects of therapist-and robot-based rehabilitation therapies on proprioceptive function. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9(120) :15, 2015. [84](#)
- [6] S. Hillier, M. Immink, and D. Thewlis. Assessing proprioception a systematic review of possibilities. *Neurorehabilitation and neural repair*, 2015. [84](#)
- [7] E. Ozdalga, A. Ozdalga, and N. Ahuja. The smartphone in medicine : a review of current and potential use among physicians and students. *Journal of medical Internet research*, 14(5), 2012. [85](#)
- [8] M. Boulos, S. Wheeler, C. Tavares, and R. Jones. How smartphones are changing the face of mobile and participatory healthcare : an overview, with example from ecaalyx. *Biomedical engineering online*, 10(1) :24, 2011. [85](#)
- [9] B. Rong Zhu and Zhaoying Z. A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 12(2) :295–302, 2004. [85](#)
- [10] P. Milani, C. A. Coccetta, A. Rabini, T. Sciarra, G. Massazza, and G. Ferriero. Mobile smartphone applications for body position measurement in rehabilitation : A review of goniometric tools. *PM&R*, 6(11) :1038–1043, 2014. [85](#), [105](#)
- [11] U. R ijezon, N. C. Clark, and J. Treleaven. Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. part 1 : Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual therapy*, 2015. [85](#), [93](#)

- [12] B. L. Riemann, J. B. Myers, and S. M. Lephart. Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of athletic training*, 37(1) :85, 2002. [85](#)
- [13] N. Strimpakos. The assessment of the cervical spine. part 1 : Range of motion and proprioception. *J Bodyw Mov Ther*, 15(1) :114–124, Jan 2011. [86](#), [108](#)
- [14] D. Goble. Proprioceptive acuity assessment via joint position matching : from basic science to general practice. *Physical therapy*, 90(8) :1176–1184, 2010. [86](#)
- [15] R. L. Gajdosik and R. W. Bohannon. Clinical measurement of range of motion review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy*, 67(12) :1867–1872, 1987. [86](#)
- [16] J. Treleaven, G. Jull, and M. Sterling. Dizziness and unsteadiness following whiplash injury : characteristic features and relationship with cervical joint position error. *J Rehabil Med*, 35(1) :36–43, Jan 2003. [86](#)
- [17] J. K. Loudon, M. Ruhl, and E. Field. Ability to reproduce head position after whiplash injury. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22(8) :865–868, Apr 1997. [86](#)
- [18] M. Revel, C. Andre-Deshays, M. Minguet, et al. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with cervical pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 72(5) :288–291, 1991. [86](#)
- [19] Y. Tousignant-Laflamme, N. Boutin, A. M. Dion, and C-A. Vallée. Reliability and criterion validity of two applications of the iphone to measure cervical range of motion in healthy participants. *J NeuroEngineering Rehab*, 10(1) :69, 2013. [86](#)
- [20] J. Quek, S. G. Brauer, J. Treleaven, Y-H. Pua, B. Mentiplay, and R. A. Clark. Validity and intra-rater reliability of an android phone application to measure cervical range-of-motion. *measurements*, 5 :6, 2014. [86](#), [90](#), [91](#)
- [21] M. J. Kolber, M. Pizzini, A. Robinson, D. Yanez, and W. J. Hanney. The reliability and concurrent validity of measurements used to quantify lumbar spine mobility : An analysis of an iphone application and gravity based inclinometry. *International journal of sports physical therapy*, 8(2) :129, 2013. [91](#)
- [22] M. T. Izatt, Gary R. Bateman, and Clayton J. Adam. Evaluation of the iphone with an acrylic sleeve versus the scoliometer for rib hump measurement in scoliosis. *Scoliosis*, 7(1) :14, 2012. [91](#), [92](#)

- [23] O. I. Franko, C. Bray, and P. O. Newton. Validation of a scoliometer smart-phone app to assess scoliosis. *J Pediatr Orthop*, 32(8) :e72–e75, Dec 2012. [91](#), [92](#)
- [24] Frederic Balg, Mathieu Juteau, Chantal Theoret, Amy Svtelis, and Guillaume Grenier. Validity and reliability of the iphone to measure rib hump in scoliosis. *J Pediatr Orthop*, 34(8) :774–779, Dec 2014. [91](#), [92](#)
- [25] J. Qiao, L. Xu, Z. Zhu, F. Zhu, Z. Liu, Ba. Qian, and Y. Qiu. Inter- and intraobserver reliability assessment of the axial trunk rotation : manual versus smartphone-aided measurement tools. *BMC Musculoskelet Disord*, 15 :343, 2014. [91](#), [92](#), [93](#)
- [26] Maurice Balke, D. Liem, N. Dedy, L. Thorwesten, Maryam Balke, W. Poetzl, and B. Marquardt. The laser-pointer assisted angle reproduction test for evaluation of proprioceptive shoulder function in patients with instability. *Arch Orthop Trauma Surg*, 131(8) :1077–1084, Aug 2011. [93](#)
- [27] S. H. Shin, D. H. Ro, O-S. Lee, J. H. Oh, and S. .H. Kim. Within-day reliability of shoulder range of motion measurement with a smartphone. *Man Ther*, 17(4) :298–304, Aug 2012. [93](#), [94](#)
- [28] B. C. Werner, R. E. Holzgreffe, J. W. Griffin, M. L. Lyons, C. T. Cosgrove, J. M. Hart, and S. F. Brockmeier. Validation of an innovative method of shoulder range-of-motion measurement using a smartphone clinometer application. *J Shoulder Elbow Surg*, 23(11) :e275–e282, Nov 2014. [93](#), [94](#)
- [29] K. Mitchell, S. B. Gutierrez, S. Sutton, S. Morton, and A. Morgenthaler. Reliability and validity of goniometric iphone applications for the assessment of active shoulder external rotation. *Physiother Theory Pract*, 30(7) :521–525, Oct 2014. [93](#), [94](#), [95](#)
- [30] L. Oihenart, C. Duc, and K. Aminian. ishould : Functional evaluation of the shoulder using a smartphone. *Gait & Posture*, 36 :S61–S62, 2012. [93](#), [95](#)
- [31] L. B. Johnson, S. Sumner, T. Duong, P. Yan, R. Bajcsy, R. T. Abresch, E. de Bie, and J. J. Han. Validity and reliability of smartphone magnetometer-based goniometer evaluation of shoulder abduction - a pilot study. *Man Ther*, Mar 2015. [93](#), [95](#), [96](#)
- [32] P. Yan, G. Kurillo, R. Bajcsy, R. T. Abresch, A. Nicorici, L. Johnson, and J. J. Han. mhealth application for upper extremity range of motion and reachable workspace. *Studies in health technology and informatics*, 184 :478–480, 2012. [93](#), [95](#)

- [33] G. Ferriero, F. Sartorio, C. Foti, D. Primavera, E. Brigatti, and S. Vercelli. Reliability of a new application for smartphones (drgoniometer) for elbow angle measurement. *PM R*, 3(12) :1153–1154, Dec 2011. [96](#)
- [34] M. Ockendon and R. E. Gilbert. Validation of a novel smartphone accelerometer-based knee goniometer. *J Knee Surg*, 25(4) :341–345, Sep 2012. [97](#)
- [35] K. Hambly, R. Sibley, and M. Ockendon. Level of agreement between a novel smartphone application and a long arm goniometer for the assessment of maximum active knee flexion by an inexperienced tester. *International Journal of Physiotherapy & Rehabilitation*, 2, 2012. [97](#), [98](#)
- [36] A. Jones, R. Sealey, M. Crowe, and S. Gordon. Concurrent validity and reliability of the simple goniometer iphone app compared with the universal goniometer. *Physiother Theory Pract*, 30(7) :512–516, Oct 2014. [97](#), [98](#)
- [37] S. Milanese, S. Gordon, P. Buettner, C. Flavell, S. Ruston, D. Coe, W. O’Sullivan, and S. McCormack. Reliability and concurrent validity of knee angle measurement : smart phone app versus universal goniometer used by experienced and novice clinicians. *Man Ther*, 19(6) :569–574, Dec 2014. [97](#), [98](#), [99](#)
- [38] S. et al. Rwakabayiza. Mesurer l’amplitude articulaire du genou : goniomètre universel ou smartphone ? *Orthopédie*, 411(44) :2372–2375, 2013. [97](#), [99](#)
- [39] A-V. Bruyneel and F. Bridon. Inclinométrie du genou : comparaison de la reproductibilité d’un outil mécanique et d’une application sur smartphone. *Kinésithérapie, la Revue*, 2014. [97](#), [100](#)
- [40] J-Y. Jenny. Measurement of the knee flexion angle with a smartphone-application is precise and accurate. *J Arthroplasty*, 28(5) :784–787, May 2013. [97](#), [100](#)
- [41] G. Ferriero, S. Vercelli, F. Sartorio, S. Muñoz Lasa, E. Ilieva, E. Brigatti, C. Ruella, and C. Foti. Reliability of a smartphone-based goniometer for knee joint goniometry. *International Journal of Rehabilitation Research*, 36(2) :146–151, 2013. [97](#), [100](#), [101](#)
- [42] J-Y. Jenny, A. Bureggah, and Y. Diesinger. Measurement of the knee flexion angle with smartphone applications : Which technology is better ? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, Feb 2015. [97](#), [101](#)

- [43] A. Ferretti, L. Valeo, D. Mazza, L. Muliere, P. Iorio, G. Giovannetti, F. Conteduca, and R. Iorio. Smartphone versus knee ligament arthrometer when size does not matter. *International orthopaedics*, 38(10) :2197–2199, 2014. [97](#), [102](#)
- [44] T-L. Yoon, K-M. Park, S-A. Choi, J-H. Lee, H-J. Jeong, and H-S. Cynn. A comparison of the reliability of the trochanteric prominence angle test and the alternative method in healthy subjects. *Man Ther*, 19(2) :97–101, Apr 2014. [102](#), [103](#)
- [45] F. M. Peters, R. Greeff, N. Goldstein, and C. T. Frey. Improving acetabular cup orientation in total hip arthroplasty by using smartphone technology. *J Arthroplasty*, 27(7) :1324–1330, Aug 2012. [103](#)
- [46] P. C. Charlton, B. F. Mentiplay, Y-H. Pua, and R. A. Clark. Reliability and concurrent validity of a smartphone, bubble inclinometer and motion analysis system for measurement of hip joint range of motion. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2014. [103](#), [104](#)
- [47] S. L. Vohralik, A. R. Bowen, J. Burns, C. E. Hiller, and E. J. Nightingale. Reliability and validity of a smartphone app to measure joint range. *Am J Phys Med Rehabil*, 94(4) :325–330, Apr 2015. [104](#)
- [48] C. M. Williams, A. J. Caserta, and T. P. Haines. The tiltmeter app is a novel and accurate measurement tool for the weight bearing lunge test. *J Sci Med Sport*, 16(5) :392–395, Sep 2013. [104](#), [105](#)
- [49] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, D. D. Whittle, M. and D’Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, I. Stokes, Standardization , and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. Isb recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion–part i : ankle, hip, and spine. international society of biomechanics. *J Biomech*, 35(4) :543–548, Apr 2002. [105](#)
- [50] G. Wu, F. C. T. van der Helm, H. E. J. DirkJan Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner, B. Buchholz, and International Society of Biomechanics . Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion–part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*, 38(5) :981–992, May 2005. [105](#)
- [51] M. Memon, S. R. Wagner, C. F. Pedersen, F. H. A. Beevi, and F. O. Hansen. Ambient assisted living healthcare frameworks, platforms, standards, and quality attributes. *Sensors*, 14(3) :4312–4341, 2014. [105](#)

- [52] E-Y. Jung, J-H. Kim, K-Y. Chung, and D. K. Park. Home health gateway based healthcare services through u-health platform. *Wireless personal communications*, 73(2) :207–218, 2013. [105](#)
- [53] G. C. Lamprinakos, S. Asanin, T. Broden, A. Prestileo, J. Fursse, K. A. Papadopoulos, D. I. Kaklamani, and I. S. Venieris. An integrated remote monitoring platform towards telehealth and telecare services interoperability. *Information Sciences*, 2015. [105](#)
- [54] W. Maass and U. Varshney. Design and evaluation of ubiquitous information systems and use in healthcare. *Decision Support Systems*, 54(1) :597–609, 2012. [105](#)
- [55] D. Kotz, S. Avancha, and A. Baxi. A privacy framework for mobile health and home-care systems. In *Proceedings of the first ACM workshop on Security and privacy in medical and home-care systems*, pages 1–12. ACM, 2009. [105](#)
- [56] L. Algar and K. Valdes. Using smartphone applications as hand therapy interventions. *J Hand Ther*, 27(3) :254–6 ; quiz 257, 2014. [105](#)
- [57] M. Varnfield, M. Karunanithi, C-K Lee, E. Honeyman, D. Arnold, H. Ding, C. Smith, and D. L. Walters. Smartphone-based home care model improved use of cardiac rehabilitation in postmyocardial infarction patients : results from a randomised controlled trial. *Heart*, 100(22) :1770–1779, Nov 2014. [106](#)
- [58] A. M. Layton, J. Whitworth, J. Peacock, M. N. Bartels, P. A. Jellen, and B. M. Thomashow. Feasibility and acceptability of utilizing a smartphone based application to monitor outpatient discharge instruction compliance in cardiac disease patients around discharge from hospitalization. *International journal of telemedicine and applications*, 2014, 2014. [106](#), [107](#)
- [59] A. Marshall, O. Medvedev, and A. Antonov. Use of a smartphone for improved self-management of pulmonary rehabilitation. *Int J Telemed Appl*, page 753064, 2008. [106](#), [107](#)
- [60] M. Van Reijen, I. I. Vriend, V. Zuidema, W. Van Mechelen, and E. A. Verhagen. The implementation effectiveness of the strengthen your ankle smartphone application for the prevention of ankle sprains : design of a randomized controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 15(1) :2, 2014. [106](#)
- [61] I. Vriend, I. Coehoorn, and E. Verhagen. Implementation of an app-based neuromuscular training programme to prevent ankle sprains : a process evaluation using the re-aim framework. *British journal of sports medicine*, pages bjsports–2013, 2014. [106](#), [107](#)

- [62] V. Rialle, N. Vuillerme, and A. Franco. Outline of a general framework for assessing e-health and gerontechnology applications : Axiological and diachronic dimensions. *Gerontechnology*, 9(2) :245, 2010. [108](#)

Chapitre 5

Mesure, suivi, contrôle et correction de mouvement ou de posture à l'aide d'un Smartphone : principe et architecture

Sommaire

5.1	Introduction	118
5.2	Procédé et système pour la mesure, le suivi, le contrôle et la correction d'un mouvement ou d'une posture d'un utilisateur	119
5.3	Applications Smartphone pour l'évaluation, le suivi, l'amélioration et la rééducation du contrôle sensori-moteur à domicile	120
5.4	Conclusions et perspectives	134
	Bibliographie	135

5.1 Introduction

Grâce à ses capteurs, le Smartphone peut être utilisé pour la mesure angulaire en condition clinique, tel que démontré dans les chapitres précédents. Pour aller plus loin, le Smartphone, en tant qu'outil ubiquitaire, pourrait être utilisé pour répondre à davantage de besoins. Pour une rééducation efficace, la mesure ne peut se suffire à elle-même. La base d'une rééducation réussie doit permettre la mesure, le suivi et l'amélioration. De plus, réussir sa rééducation en toute autonomie est également un moyen, pour le patient, de valoriser la réussite de son travail, mais aussi de réduire les dépenses médicales et produire un gain de temps pour les praticiens.

Dans ce chapitre, les contributions numéro 3 et 4 décrivent par quel procédé l'utilisation de l'outil ubiquitaire qu'est le Smartphone peut permettre la mesure, le suivi, le contrôle et la correction d'un mouvement ou d'une posture d'un utilisateur.

5.2 Contribution numéro 3 : Procédé et système pour la mesure, le suivi, le contrôle et la correction d'un mouvement ou d'une posture d'un utilisateur

Procédé et système pour la mesure, le suivi, le contrôle et la correction d'un mouvement ou d'une posture d'un utilisateur

Nicolas Vuillerme, Céline Franco, Bruno Diot, **Quentin Mourcou** et Anthony Fleury

Université Joseph Fourier de Grenoble, 20 novembre 2014. - Num : FR 1461233

A travers ce brevet, nous décrivons de manière précise l'architecture innovante du système ubiquitaire centré autour du Smartphone. Le brevet présente ainsi l'art antérieur dans sa première partie avant de décrire par la suite l'innovation apportée par notre architecture, utilisée dans le cadre d'un mouvement ou d'une posture. Est appelé ici *mouvement* le déplacement d'un point (ou d'un ensemble de points), d'un (ou plusieurs) segment(s) corporel(s) de l'utilisateur (tronc, fémur, pied, tibia/péroné, hanche, bras, avant-bras etc.) dans l'espace au cours du temps, ce déplacement pouvant être nul (point immobile) ou non nul (point mobile).

À partir de cette idée de brevet, nous avons décidé de produire un article scientifique de positionnement, contribution numéro 4 ci-après, décrivant l'architecture du système ubiquitaire ainsi que des exemples de preuve de concept de son utilisation qui seront détaillées au cours des chapitres suivants.

5.3 Contribution numéro 4 : Applications

Smartphone pour l'évaluation, le suivi, l'amélioration et la rééducation du contrôle sensorimoteur à domicile

Smartphone-based system for sensorimotor control assesment,
monitoring, improving and training at home

Quentin Mourcou, Anthony Fleury, Bruno Diot, Céline Franco and Nicolas Vuillerme

Inclusive Smart Cities and e-Health - Accepté et publié en 2015
(doi :10.1007/978-3-319-19312-0_12)

Abstract

This article proposes an innovative Smartphone-based architecture designed to assess, monitor, improve and train sensorimotor abilities at home. This system comprises inertial sensors to measure orientations, calculation units to analyze sensorimotor control abilities, visual, auditory and somatosensory systems to provide biofeedback to the user, screen display and headphones to provide test and/or training exercises instructions, and wireless connection to transmit data. We present two mobile applications, namely “iBalance” and “iProprio”, to illustrate concrete realization of such architecture in the case of at-home autonomous assessment and rehabilitation programs for balance and proprioceptive abilities. Our findings suggest that the present architecture system, which does not involve dedicated and specialized equipment, but which is entirely embedded on a Smartphone, could be a suitable solution for Ambient Assisted Living technologies.

1 Introduction

Smartphones has become a widely used device in developed countries. Its evolutions and innovations over time have turned it into one of the most outstanding device for pervasive computing [1]. Indeed, there are more than a billion of Smartphones sold worldwide in 2013, and the shipments has increased with 20.3% in the third quarter of 2014 [2]. The sharp decline in prices of mobile equipment now allows the growth of emerging markets. Although mobile phones are becoming more and more affordable, they remain powerful tools composed of a processor, a graphics chip, an advanced connectivity, and an inertial motion unit (IMU) featured with 3D-accelerometer, magnetometer, and gyroscope as standard. Albeit first used for game and user interfaces, built-in sensors can also be used for healthcare and activity monitoring.

With these features, Smartphones are quickly becoming an interesting tool for scientific research applied to medicine and, even more interesting for physical activity monitoring. First, they are embedded with telephony and short message services (SMS), which offers valuable opportunities to improve health by providing regular care and informational support [3]. Then, strategies were widely explored for tracking health interventions, for involving the healthcare team, for leveraging social influence, for increasing the accessibility of health information, and for entertainments [4]. Furthermore, new Smartphone models are now emerging to improve traditional healthcare with new services like health social networks, consumer personalized medicine and quantified self-tracking [5]. Additionally, Smartphones can be directly used to detect and classify daily physical activities such as walking, jogging, sitting, standing, walking upstairs and walking downstairs [6]. However, monitoring these free-living physical activities requires precise measurements that are generally provided by dedicated and specialized inertial motion unit(s) or external device(s). These measurements can be processed and interpreted on system board or on a more advanced computational system, for example, when processing more consistent data and calculations such as the use of Discrete Wavelet Transform and SVM-based approach for the classifications of sporting activities [7]. The use and interpretation of sensor data depend on different parameters, such as the reliability of the sensor, its positioning on the body, the algorithm used for

interpretation, and possible data fusion with signals from other sensors. A typical health example is fall detection and prevention. Fall detection and prevention system can be designed in three phases which are 1) sense, to measure physical quantities 2) analysis, to use algorithms which can take decisions and 3) communication, to spread the interpretation of the results [8]. To measure human activity, the accelerometer is certainly the most used sensor nowadays. An accurate and reliable fall detection system will rely on the quality of the accelerometer signal and its range of measurement [8].

Other health applications use Smartphone to measure human body orientations and movements to assess balance and gait control [9] or proprioceptive abilities [10]. These health applications aim to provide clear and precise range of motion. They mainly use fusion algorithms provided by manufacturers, which use a combination measurement of the three sensors; the accelerometer, the gyroscope and the magnetometer. These sensors are used for measuring range of motion, and are already validated in several studies with dedicated IMU systems [11]. It is important to mention that such Smartphone-based solutions are only used to sense human movements and do not offer biofeedback. However, and very interestingly, Smartphones do also contain additional standard technologies such as a screen display, an audio system or a somatosensory feedback system that allows interaction with the user of the device. In this context, this more and more affordable, popular and powerful tool could be advantageously used independently (and/or complementarily) by citizen or patients to perform self-measurements/assessments and to execute improve their sensorimotor, cognitive and functional abilities thanks to home-based training or rehabilitation programs.

The aim of this paper is to propose an innovative “all-inclusive” architecture, only based on the Smartphone, with the following three main components : (i) the sensory input unit, (ii) the processing unit, and (iii) the sensory output unit (allowing biofeedback provision). This Smartphone-based solution is designed to be used for the objective and automatic measurement and monitoring of body or body segments orientations and movements with training / rehabilitation exercises using sensory biofeedback, performed in complete autonomy at home with the only usage of the Smartphone.

The remaining structure of this paper is as follows. Section 2 describes related

previous works, since the arrival of IMU to Smartphone use, with their advantages and inconveniences. Section 3 presents the architecture and applications that could be used on Smartphone or wearable devices for motor control assessment, monitoring, improving and training at home. Conclusion and perspectives are finally drawn in Section 4.

2 Related works

2.1 Dedicated devices

Whether due to aging, accident, injury or trauma, loss of joint mobility can cause the increase of disability in daily life. There are already devices and methods supposed to help a user recover a body function at home. For example, Philips Research has developed solutions to increase the efficiency and effectiveness of rehabilitation with the Stroke Rehabilitation Exerciser [12]. Physiotherapist could prescribe neurological motor exercises with this device that can be done unaccompanied at home. Stroke patients are equipped with a motion sensor system that includes inertial sensors in a small matchbox. Each body segment could be tracked by this way during exercises. Feedback to the user is provided by a dedicated user interface on a computer. The screen provides instructions to put sensors, there are videos to explain exercises and, finally, feedback during exercises is provided by a 3D animated figure that mimics patient movements.

Another example is the MyHeart's Neurological Rehabilitation Concept [13] which proposes motion recognition based on strain sensors placed directly on the clothes. A motor therapy module, which is a touch-screen workstation, provides real-time feedback on the progress and accuracy of movements performed. This workstation is specifically made to provide real-time feedback to all patients, including wheelchair, blind or cognitive impaired users. It has speech recognition and touch screen to allow interaction from the user. Feedback provided by the screen is intended to avoid distraction for cognitive impaired users, it just contains a bar, and metaphor pedestrian lights to indicate exercises time and a simplified smiling (or frowning) face. During the test, a therapist is present to monitor the training session. Taken together, the above-mentioned systems have provided

proof-of-concept that home rehabilitation using sensors and feedback can be realized. The actual lack of those systems is that the installation of the devices is still laborious. In addition, they use dedicated equipment that can clutter the patient's home. This complexity of use of the system can prevent the patient to use the system. Moreover, users are generally not familiar with such specialized systems.

A more recent example is the Valedo system builds by Hocoma AG [14]. It is presented as a medical back therapy device with two motion devices. Each sensor is composed with a 3D gyroscope, a 3D accelerometer, a 3D magnetometer and Bluetooth connectivity. Motion devices should be placed in the lower back, at the level of L5 vertebra, and on the chest, at the high level of the sternum. Then, Valedo provides 45 therapeutic exercises including a set of 17 movements. Exercises and real-time feedback are provided by a tablet. However, this system is also too expensive to purchase for patients themselves, because they have to buy the dedicated system with its sensors network and a tablet or a Smartphone. Moreover, its exercises interface is not specifically adapted for elderly or people with disabilities.

2.2 Smartphone-based solution

Assessing body or body segment orientation and movement for postural and gait control or for joint goniometry could be done with the use of Smartphone. Due to the motion sensors (9D IMU), and the autonomous computation units, Smartphones can evaluate and measure angles, in quaternion or Euler space. Clinometer is one of these general applications that were used in clinical studies. It has been validated on healthy and traumatic populations for measuring shoulder and cervical ranges of motion [15] [16]. The Angle application can calculate angles, using accelerometers, with respect to gravity, for all planes. It has been used in two surgery studies in which its reproducibility was evaluated against navigation surgery systems [17]. Even standard compass applications, provided by Smartphone manufacturer, were used for cervical range of motion [18]. Other applications such as Simple Goniometer [19] or Knee Goniometer [20] mimics goniometer to measure joint angulations during static range of motion. They were specifically designed for medical use and their validations were made compared to a standard goniometer.

Scoligauge [21] or Hallux Valgus App [22] were specifically developed for, respectively, measure trunk angle while patient is performing the Adams forward bend test and measure hallux valgus angle. The only app validated for angle measurement with the Smartphone camera is DrGoniometer [23] [24], applied to elbow and knee joint angle measurements.

In their recent review, Milani et al. describe all mobile Smartphone applications for body position measurement in rehabilitation [25]. Twelve mobile applications are presented, including those employing inertial sensors and/or camera to produce angle measurement. However, their conclusion underlines that these tools are validated for the moment within the framework of static protocol : *“A need exists, however, for validation studies on available or new apps focused on goniometric measurement in dynamic conditions, such as during gait or during performance of therapeutic exercises”* [Milani et al., 2014, page 1042].

Unlike the tools presented in the previous section, actual Smartphone application used for measuring joint angles simply imitates existing tools. Their use has been validated in the scientific and medical fields but only by the direct use of professionals in those fields, not by end users. Moreover, feedback was only provided to physiotherapist or clinicians and not to the patients themselves, preventing them from self training. In this context, the following section proposes an innovative architecture to build an all-in-one affordable tool for measurement of body and/or body segments orientations and movement, analysis, storage, and improvement thanks to biofeedback-based training and/rehabilitation exercises designed to be performed in complete autonomy at home.

3 Rehabilitation at home, an actual ideal Smartphone-based architecture

3.1 General architecture

In order to keep all advantages from previous described solutions and without inconveniences, the present paper aims to describe an actual ideal architecture to objectively and automatically measure body and/or body segment's orientation

and position and proposed adaptive training and/rehabilitation biofeedback-based exercises at home. The Smartphone application implements methods specifically developed for motor control assessment, monitoring, improving and training at home [26]. The principle of functioning of our Smartphone-based solution can be composed of the 6 following steps, illustrated in Figure 5.1.

1. Measurement and processing to detect the current movement (or posture) achieved by the user,
2. Comparison of current movement (or position respectively) to a theoretical motion (respectively to a theoretical position),
3. Biological feedback that could allow the user to correct its current movement (respectively its current posture) so that it (respectively) to better match the theoretical movement (to the theoretical position, respectively),
4. Performing automatic or non-automatic update of a level of difficulty of the exercise or of the set of exercises.
5. Calculation of an index based on the result of this comparison, and store it,
6. Possible transmission of this index to a third party to enable it to monitor the user's performance.

Interestingly, following this architecture, Smartphone application is not only used for sensorimotor assessment and monitoring, but also for its improvement and training by the means of the provision of sensory biofeedback and the implementation of adapted training and/or rehabilitation exercises. This allows the patients to practice exercises at home without the help of any physiotherapists, medical doctor or trainer. The nature and the level of difficulty of these training exercises can further be automatically managed by the device, via a real-time analysis of the results during the tests, or managed remotely by the therapist. Biofeedback may consist of the issuance of a type of sensory stimuli (e.g., visual, auditory, tactile) and may vary depending on the sensitivity, capacity and / or user preferences accordingly. Different combinations of sensory outputs could be proposed. Likewise, the principle of the biofeedback provision can be either 'continuous' and/or 'intermittent'. For this last case, in for instance, the user receives

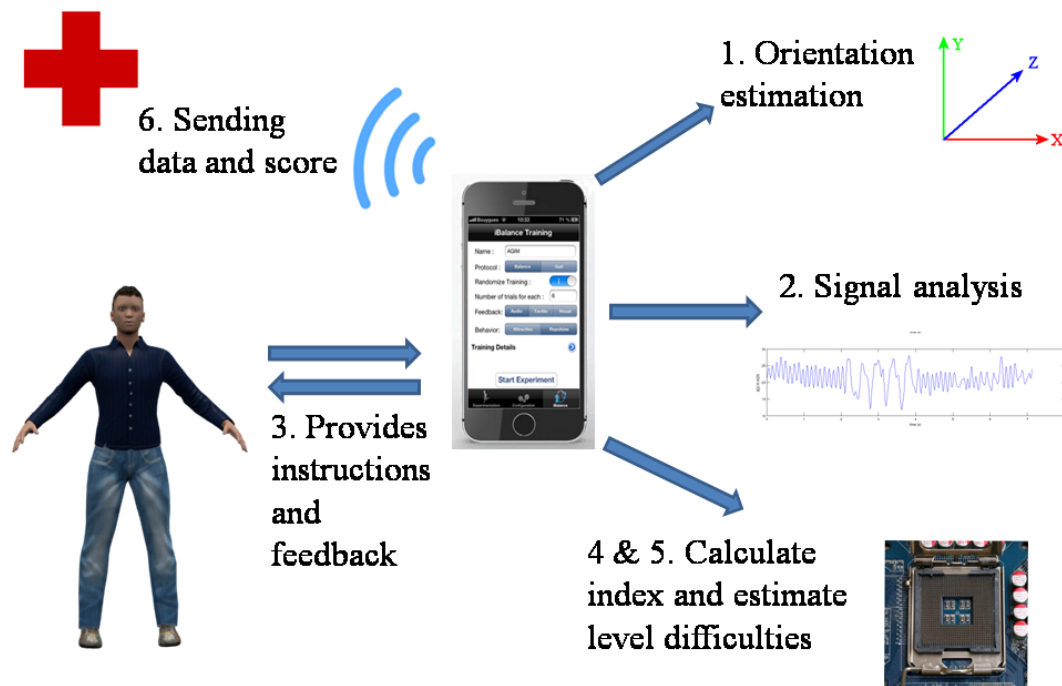


FIGURE 5.1 – Overall architecture of the Smartphone-based system.

real-time information about the difference (or error in direction and / or amplitude) between the current position of the joint and one that should be obtained in respect of the proposed exercise. In other words, in this case, if there is no error, there is no feedback. Two biological feedback variants, at least, could be proposed : 1) The attractive cuing, where user has to mobilize the joint in the direction of the feedback, and 2) the repulsive cuing, where the user has to mobilize the joint in the opposite direction of the feedback.

Ultimately, this application is intended to provide an all-in-one, gathering measurement functionality, analysis, storage, correction, feedback and adaptation. This device, by its communicative character, can be used to share information with a third party (e.g. a medical team) to check the results achieved for the exercises, and eventually adapt the sessions proposed to the user. Another feature of the solution resides in the secure transmission of the measured and analyzed data and their comparison to a database. Finally, the user interface must also take into account the user's profile and preferences in order to be easily usable (and effectively used!) by all.

3.2 Orientation estimation

With the Smartphone built-in sensors, orientation measurement could be obtained from accelerometer, magnetometer and gyroscope 3D raw measurements. But none of these sensors bring noiseless information. In order to provide the most accurate angle estimation, orientation filters have to be used, such as the Kalman filter. Thus, the Earth gravitational and magnetic fields, respectively measured by accelerometer and magnetometer, will be merged with angular velocity from gyroscope to compute a single and complete estimate of orientation angles (Figure 5.2).

3.3 Use cases

In this section, we will describe two Smartphone-based solutions developed with the goal to measure, assess, monitor, improve and train balance and proprioceptive abilities, called “iBalance” and “iProprio”, respectively (Figure 5.3). Each application can provide visual, auditory and/or tactile biofeedback. Thereafter “iBalance”

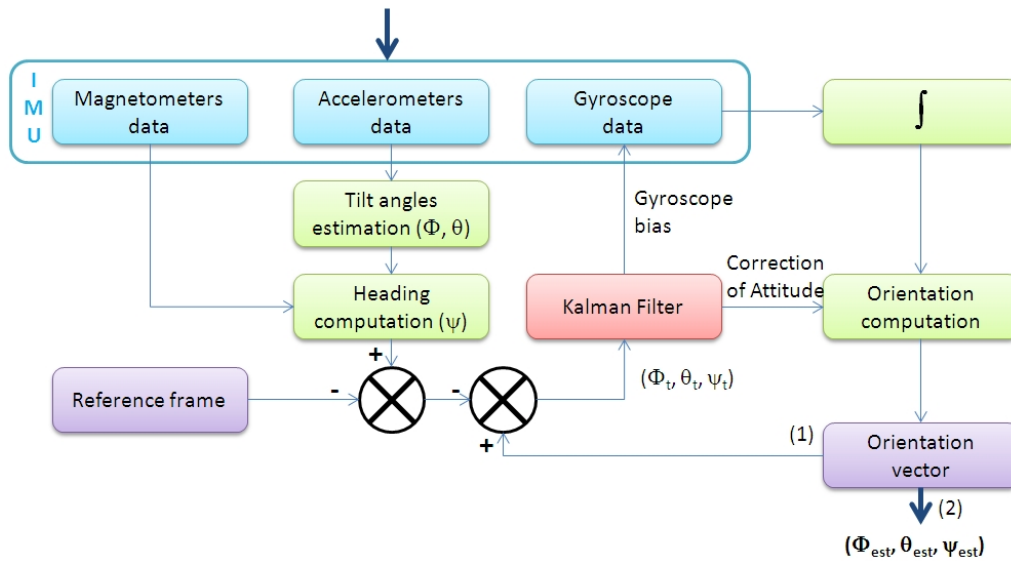


FIGURE 5.2 – Orientation estimation from the raw sensor measurement.

is illustrated in the case of its auditory biofeedback version and “iProprio” in the case of its vibrotactile biofeedback version.

“iBalance” is a Smartphone application which monitors the trunk orientation and movement during different postural and locomotor tasks and helps the user to improve and train their balance capacities through the provision of adapted and adaptive exercises and a configurable visual, auditory and/ or tactile biofeedback [27] [28]. The instructions can be automatically vocally supplied by the system. The Smartphone, placed at the level of L5 vertebra, records trunk orientations and movement. “iBalance” could provide multiple different combination of sensory feedback (e.g. tactile through a number of vibrotactors placed on the used hips or shoulder, for instance , or auditory through a pair of earphones). This can be done continuously or in distinct situations, when user leaves the predetermined adjustable “dead zone” for example (Figure 5.4). The so-called “dead zone” can be set to 1° around the mean of the participant’s trunk position in the medio-lateral direction for instance. Note that the “iBalance” software was implemented to allow the algorithm of biofeedback generation and the “dead zone” size to be easily and quickly modified according to the specific use of the “iBalance” system (e.g., user’s balance ability, needs, and preferences). For instance, in the case of the generation

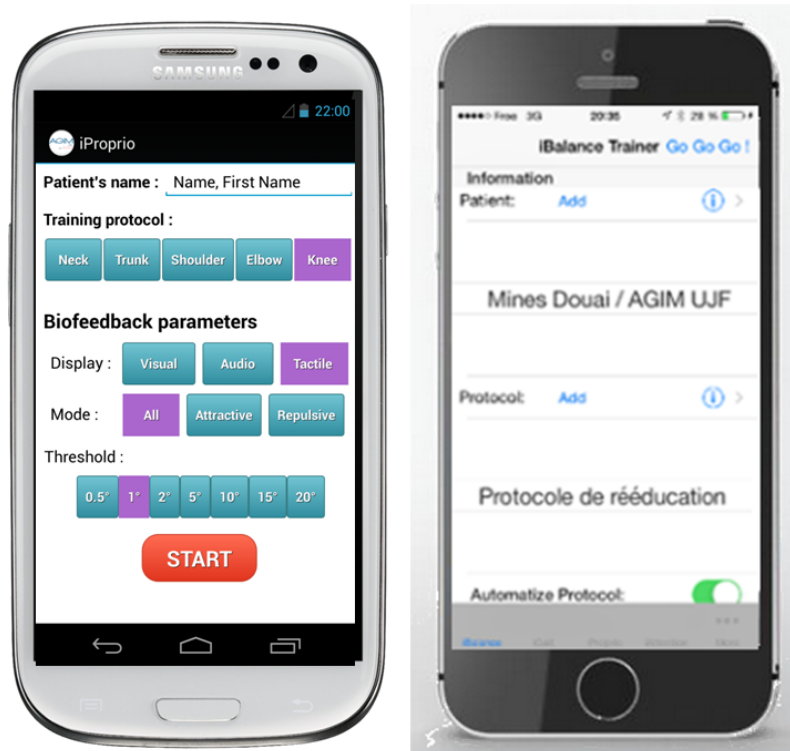


FIGURE 5.3 – Screenshots of the iProprio (left) and iBalance (right) main screen.

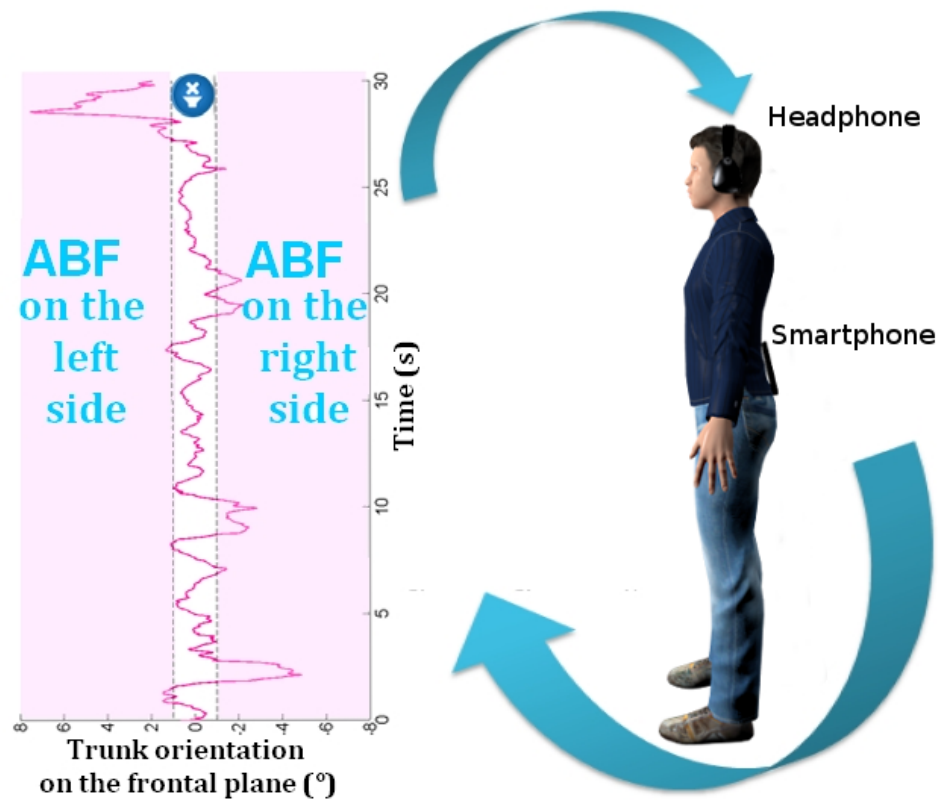


FIGURE 5.4 – iBalance principle of functioning which consists of (1) the measurements of trunk orientations and movements and (2) the provision of auditory biofeedback to the user during home rehabilitation exercises.

of auditory biofeedback, when the user goes out of this “dead zone”, the “iBalance” system provides a sound either to the left or the right earphone depending on whether the actual trunk orientation was exceeding the “dead zone” in either the left or right direction, respectively. A first proof-of-concept study recently has been conducted on young [27] and older [28] healthy populations. Results suggest that the “iBalance” application allows users to significantly decrease trunk sway (that is, to improve balance control) during standing exercises with real-time auditory biofeedback. Authors encourage more research to be done to confirm these data and to promote the use of this application for balance training and rehabilitation in targeted populations with impaired-balance capacities.

“iProprio” is a Smartphone application developed to measure, monitor, improve

and train proprioceptive function of different joints. This application uses inertial sensors included in a Smartphone to allow joint position sense measurement in an autonomous way and to provide a configurable visual, auditory and/or tactile biofeedback, with cheap external wireless devices for end-users at home (Figure 5.5). The instructions can be automatically vocally supplied by the system. For instance, in the case of knee joint proprioception management, the Smartphone is disposed distally of the tibia. Biofeedback is provided in the same way as described in Section 3.1 : attractive cuing and/or repulsive cuing are provided when user leaves (or enters) the predetermined adjustable “dead zone”. In the case of knee proprioception measurement and improvement, exercises used to assess knee joint position sense come from a standardized protocol named “active ipsilateral matching”. This is commonly used and accepted in clinical routine [29] [30]. Vocal instructions are provided by the Smartphone itself always with the aim of making the exercises in an autonomous way. It uses the same architecture as “iBalance” and the same assessment of its efficiency in improving knee joint position sense in young and older adults is in progress.

4 Conclusion

This article proposes an innovative architecture designed to assess, monitor, improve and train motor control by means of exercises program using a sensory biofeedback system to perform at-home autonomous assessment and rehabilitation with an all-in-one tool : the Smartphone. Our solution keeps the advantages from previous proposed solutions, such as precise measurement of orientation with integrated 3D accelerometer, magnetometer and gyroscope and a adequate fusion algorithm. Interestingly, this solution goes further than the current tools, which are only dedicated to angle and posture measurement, by further supplying biofeedback for rehabilitation purposes in an autonomous way. Smartphones have become a daily-used tool and are much more affordable and portable than dedicated devices. Presented use-cases, “iBalance” and “iProprio”, illustrate the use of this architecture and the first results in the context of rehabilitation exercises and programs that are commonly used. In order to confirm the described architecture, clinical studies have to be performed with patients with balance and/or proprio-

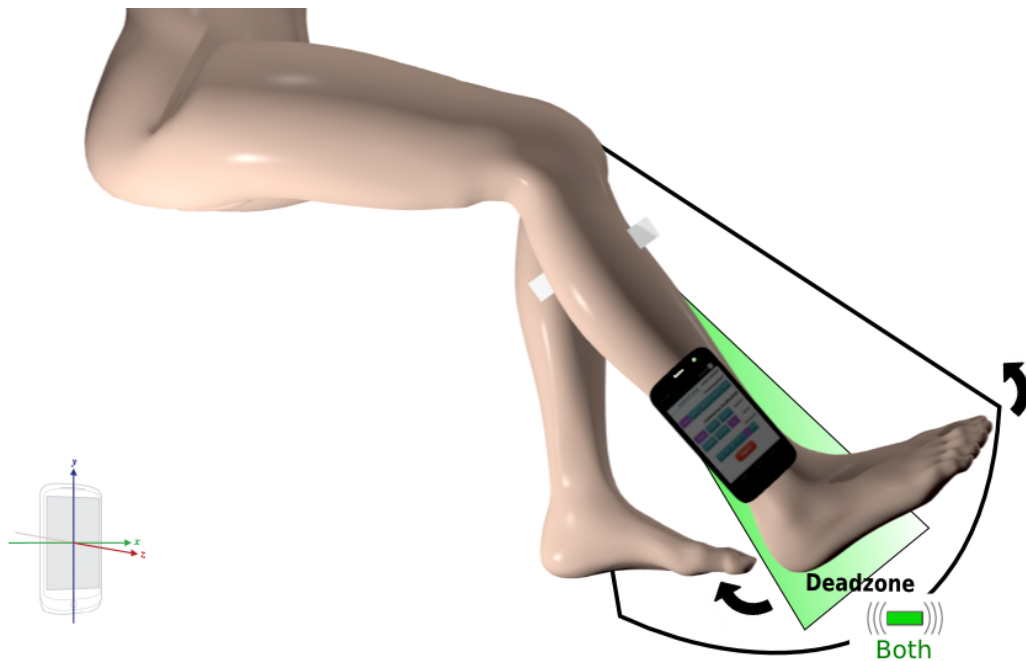


FIGURE 5.5 – Overall scheme of the iProprio solution (vibrotactile version)

ceptive impairment, for other joints, other postural tasks and with others types of sensory biofeedback. Along these lines, “iBalance” and “iProprio” solutions are currently evaluated with targeted population in terms of effectiveness, efficiency, satisfaction, usability and acceptance with a specific designed model called TEM-SED for “Technology, Ergonomics, Medicine, Society, Economics, Deontology” [31].

End of contribution 4

doi :10.1007/978-3-319-19312-0_ 12

5.4 Conclusions et perspectives

Ce chapitre présente, à travers deux contributions, l'architecture du système ubiquitaire centré autour du Smartphone et permettant l'amélioration de l'autonomie, en partie par l'intermédiaire des exercices de rééducation de mouvements et de proprioceptions.

Grâce à l'ensemble de ses capteurs et actuateurs, le Smartphone est un outil capable de mesurer, suivre, et d'aider un utilisateur pour contrôler et corriger un mouvement ou une posture. L'innovation de ce procédé repose sur l'utilisation du Smartphone non plus uniquement en tant qu'outil de mesure mais aussi comme un outil de suivi et d'évaluation pouvant être utilisé en autonomie. De plus, l'utilisation de feedback interactifs avec l'utilisateur permet de proposer des exercices de rééducation proche de ce que propose le praticien en cabinet. Ainsi, cet outil permet de proposer la poursuite d'une rééducation personnalisée à domicile qui est interactive pour le praticien et le patient.

Ce travail de recherche ouvre la perspective de nouvelles études permettant de valider l'utilisation du procédé décrit dans les contributions 3 et 4.

Bibliographie

- [1] N. Islam and R. Want. Smartphones : Past, present, and future. *IEEE Pervasive Computing*, 4 :89–92, 2014. [121](#)
- [2] Inc. (NYSE : IT) Gartner. <http://www.gartner.com/newsroom/id/2944819>. [121](#)
- [3] S. Krishna, S. A. Boren, and E. A. Balas. Healthcare via cell phones : a systematic review. *Telemed J E Health*, 15(3) :231–240, Apr 2009. [121](#)
- [4] P. Klasnja and W. Pratt. Healthcare in the pocket : mapping the space of mobile-phone health interventions. *J Biomed Inform*, 45(1) :184–198, Feb 2012. [121](#)
- [5] M. Swan. Emerging patient-driven health care models : an examination of health social networks, consumer personalized medicine and quantified self-tracking. *Int J Environ Res Public Health*, 6(2) :492–525, Feb 2009. [121](#)
- [6] M. Arif, M. Bilal, A. Kattan, and S. I. Ahamed. Better physical activity classification using smartphone acceleration sensor. *J Med Syst*, 38(9) :95, Sep 2014. [121](#)
- [7] E. Mitchell, D. Monaghan, and N. E. O’Connor. Classification of sporting activities using smartphone accelerometers. *Sensors (Basel)*, 13(4) :5317–5337, 2013. [121](#)
- [8] M. A. Habib, M. S. Mohktar, S. B. Kamaruzzaman, K. S. Lim, T. M. Pin, and F. Ibrahim. Smartphone-based solutions for fall detection and prevention : challenges and open issues. *Sensors (Basel)*, 14(4) :7181–7208, 2014. [122](#)
- [9] B-C. Lee, J. Kim, S. Chen, and K. H. Sienko. Cell phone based balance trainer. *J Neuroeng Rehabil*, 9 :10, 2012. [122](#)
- [10] L. Algar and K. Valdes. Using smartphone applications as hand therapy interventions. *J Hand Ther*, 27(3) :254–6 ; quiz 257, 2014. [122](#)
- [11] R. Zhu and Z. Zhou. A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 12(2) :295–302, Jun 2004. [122](#)
- [12] A. Timmermans, P. Saini, R. D. Willmann, G. Lanfermann, J. te Vrugt, and S. Winter. Home stroke rehabilitation for the upper limbs. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, pages 4015–4018. IEEE, 2007. [123](#)

- [13] T. Giorgino, P. Tormene, G. Maggioni, C. Pistarini, and S. Quaglini. Wireless support to poststroke rehabilitation : Myheart’s neurological rehabilitation concept. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 13(6) :1012–1018, Nov 2009. [123](#)
- [14] Valedo Therapy. (HOCOMA). <http://www.valedotherapy.com/>. [124](#)
- [15] S. H. Shin, D. H. Ro, O-S. Lee, J. H. Oh, and S. .H. Kim. Within-day reliability of shoulder range of motion measurement with a smartphone. *Man Ther*, 17(4) :298–304, Aug 2012. [124](#)
- [16] Y. Tousignant-Laflamme, N. Boutin, A. M. Dion, and C-A. Vallée. Reliability and criterion validity of two applications of the iphone to measure cervical range of motion in healthy participants. *J NeuroEngineering Rehab*, 10(1) :69, 2013. [124](#)
- [17] J-Y. Jenny. Measurement of the knee flexion angle with a smartphone-application is precise and accurate. *J Arthroplasty*, 28(5) :784–787, May 2013. [124](#)
- [18] F. M. Peters, R. Greeff, N. Goldstein, and C. T. Frey. Improving acetabular cup orientation in total hip arthroplasty by using smartphone technology. *J Arthroplasty*, 27(7) :1324–1330, Aug 2012. [124](#)
- [19] A. Jones, R. Sealey, M. Crowe, and S. Gordon. Concurrent validity and reliability of the simple goniometer iphone app compared with the universal goniometer. *Physiother Theory Pract*, 30(7) :512–516, Oct 2014. [124](#)
- [20] M. Ockendon and R. E. Gilbert. Validation of a novel smartphone accelerometer-based knee goniometer. *J Knee Surg*, 25(4) :341–345, Sep 2012. [124](#)
- [21] O. I. Franko, C. Bray, and P. O. Newton. Validation of a scoliometer smart-phone app to assess scoliosis. *J Pediatr Orthop*, 32(8) :e72–e75, Dec 2012. [125](#)
- [22] D. Davis, M. Rockwood, A. Mitnitski, and K. Rockwood. Impairments in mobility and balance in relation to frailty. *Arch Gerontol Geriatr*, 53(1) :79–83, 2011. [125](#)
- [23] G. Ferriero, F. Sartorio, C. Foti, D. Primavera, E. Brigatti, and S. Vercelli. Reliability of a new application for smartphones (drgoniometer) for elbow angle measurement. *PM R*, 3(12) :1153–1154, Dec 2011. [125](#)

- [24] K. Mitchell, S. B. Gutierrez, S. Sutton, S. Morton, and A. Morgenthaler. Reliability and validity of goniometric iphone applications for the assessment of active shoulder external rotation. *Physiother Theory Pract*, 30(7) :521–525, Oct 2014. [125](#)
- [25] P. Milani, C. A. Coccetta, A. Rabini, T. Sciarra, G. Massazza, and G. Ferriero. Mobile smartphone applications for body position measurement in rehabilitation : A review of goniometric tools. *PM&R*, 6(11) :1038–1043, 2014. [125](#)
- [26] N. Vuillerme, A. Fleury, C. Franco, Q. Mourcou, and B. Diot. Procédé et système pour la mesure, le suivi, le contrôle et la correction d’un mouvement ou d’une posture d’un utilisateur. Patent FR-1461233, 20/11/2014. [126](#)
- [27] C. Franco, A. Fleury, P. Y. Gumery, B. Diot, J. Demongeot, and N. Vuillerme. ibalance-abf : a smartphone-based audio-biofeedback balance system. *IEEE Trans Biomed Eng*, 60(1) :211–215, Jan 2013. [129](#), [131](#)
- [28] A. Fleury, Q. Mourcou, C. Franco, B. Diot, J. Demongeot, and N. Vuillerme. Evaluation of a smartphone-based audio-biofeedback system for improving balance in older adults—a pilot study. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2013 :1198–1201, 2013. [129](#), [131](#)
- [29] J. Lönn, A. G. Crenshaw, M. Djupsjöbacka, and H. Johansson. Reliability of position sense testing assessed with a fully automated system. *Clin Physiol*, 20(1) :30–37, Jan 2000. [132](#)
- [30] K. Bennell, E. Wee, K. Crossley, B. Stillman, and P. Hodges. Effects of experimentally-induced anterior knee pain on knee joint position sense in healthy individuals. *J Orthop Res*, 23(1) :46–53, Jan 2005. [132](#)
- [31] V. Rialle, N. Vuillerme, and A. Franco. Outline of a general framework for assessing e-health and gerontechnology applications : Axiological and diachronic dimensions. *Gerontechnology*, 9(2) :245, 2010. [133](#)

Chapitre 6

Évaluation d'un système de mesure, de suivi, de contrôle et de correction de mouvements

Sommaire

6.1	Introduction	140
6.2	iProprio, une application Smartphone pour la mesure et l'amélioration des capacités proprioceptives	141
6.3	Conclusions et perspectives	158
	Bibliographie	159

6.1 Introduction

Dans le cadre de l'évaluation du procédé décrit dans le chapitre précédent, la contribution numéro 5 a pour objectif l'étude de la preuve de concept de ce procédé appliqué dans le cadre d'un exercice de rééducation de la proprioception du membre inférieur. Cette preuve de concept a été réalisée auprès de sujets sains, jeunes et âgées.

6.2 Contribution numéro 5 : iProprio, une application Smartphone pour la mesure et l'amélioration des capacités proprioceptives

iProprio : a Smartphone-Based System for the measurement and the improvement of proprioceptive function

Quentin Mourcou, Céline Franco, Anthony Fleury et Nicolas Vuillerme

IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics - Soumis

Abstract

It is well known, proprioception is necessary to maintain balance control. Despite that proprioceptive physical exercises have beneficial effects on balance, no solution is proposed outside the caregiver's office. This article proposes a new smartphone-based biofeedback system dedicated to measurement and improvement of the proprioceptive function. It uses built-in inertial sensors, wireless communication and voice command to allow joint position sense measurement and training through preprogrammed standardized protocols. Consequently, iProprio is a configurable biofeedback system which may be used by everyone in an autonomous way and particularly at home.

A proof-of-concept study was performed to assess the effectiveness of iProprio and its vibrotactile biofeedback on sixteen healthy subjects for knee joint position measurements. Results showed that subjects were able to take advantage of vibrotactile biofeedback to increase knee joint repositioning accuracy and consistency. Findings suggest that iProprio can be used for rehabilitation proprioceptive home exercises.

1. Introduction

Moving, while not thinking, seems very natural. Actually, this is allowed by proprioception, which can be defined as the perception of the position and of the movement of various body parts in space. A major component of proprioception, named Joint Position Sense (JPS), is relative to the awareness of the position of the members or segments against each other [1]. Proprioception is necessary to maintain balance, control and guide voluntary movements or evaluate the shape of an handled object. The dynamic part of proprioception is the kinaesthesia, defined as the sensation of the motion to locate the different parts of the body and to evaluate their movement (velocity and direction). In contrast, static part, named statesthesia, is the awareness of the position of the members or segments against each other (the JPS). Alterations to this sense due to traumatic events, surgery or simply ageing may lead to necessitate specific rehabilitation to prevent injuries and reduce equilibrium or postural troubles. Indeed, it was shown that proprioception is more important than vision in the maintenance of balance for elderly and a decrease in proprioception increases the risk of falling [2] [3]. Moreover, proprioceptive physical activities have beneficial effects on balance control in elderly [4]. Training one's proprioceptive abilities allows to maintain motor schemes as activity of the sensorimotor loops and to deepen body consciousness.

Assessing JPS consists in different exercises of joint position matching during which the patient is asked to get back to a specified angular position from a neutral one without using visual information. Different factors are likely to influence performances to such a test (e.g. time spent in the expected position, [5]) and it had been shown that passive matching from such range of motion measurement is more difficult to measure reliably than the active [6]. Such a test is usually performed by a physiotherapist using goniometer to measure joint angle. Recently, new measurement tools appear with the noteworthy particularity to be based on an unavoidable object of daily living : a smartphone. Smartphones have led to significant improvements in healthcare systems [7] [8]. They have the advantage to be small, easy-to-use, affordable, connected and to include an inertial motion unit (IMU) made of 3D-accelerometer, magnetometer and gyroscope as standard. These built-in inertial sensors allow to detect and monitor both linear and angu-

lar displacements of the phone or its carrier. Particularly, it may be used to assess joint angle measurement [9] [10] [11] [12] [13] [14] [15]]. These solutions are however only dedicated to measurement and none of them make use of its communicating feature to provide a feedback to the user.

The proposed Smartphone-based biofeedback proprioceptive system, named iProprio, uses the Smartphone as an all-inclusive device to measure angle from the output of the IMU, assess JPS and provide feedback to both the user and the clinician. A multimodal interface allows the user to choose between different sensory modalities (auditory or vibrotactile) and standardized training protocols. This application may be used in an autonomous way, with voice command, by the user for self-measurement, training or for rehabilitation of his proprioception at different joints at home (e.g. neck, trunk, shoulder, elbow, knee). The present paper describes the design, the development and a proof of concept of the vibrotactile mode of the iProprio system for knee-position matching.

The structure of the present article is the following. Section II discusses related works on smartphone-based proprioceptive system. Section III describes the iProprio system architecture. Section IV presents a proof-of-concept study designed to assess the effectiveness of the iProprio system as a measurement and rehabilitation device. Section V draws conclusions and some directions to extend our work.

2. Related works on Smartphone based system for proprioception

Joint goniometry is a common mode of clinical rehabilitation. It involves proprioceptive sensation derived from mechanoreceptors in the muscle, joint capsule, tendon, ligaments and skin. Different methods can be defined in order to evaluate joint goniometry, including visual evaluation, mechanical goniometer, angulation measured from recorded images, radiographic evaluation, navigation systems, electrogoniometry or dynamometer/angular motion chairs. These techniques can be used for active or passive reproduction of movement. Recent projects try to use Smartphone as a novel method for joint goniometry. Four apps were extracted from the clinical literature : (1) Simple Goniometer [9] [10], (2) Angle [11] [12], (3) Clino-

meter [13] and (4) DrGoniometer [14] [15].

Simple Goniometer was validated on five asymptomatic subjects for the assessment of passive knee flexion range in comparaison with long-armed goniometer [10]. The application mimics the design of goniometer to measure, in degrees, through the built-in accelerometer, the knee range of motion measures in the supine position. Correlation was done with Pearsons correlation coefficient and it was concluded that the application is reliable. Simple Goniometer was also used in another clinical context, in which the maximal active knee flexion was measured on ninety six-healthy patients was in comparaison with long-armed goniometer [9]. Pearsons correlation, Intra-class correlation coefficient and Bland and Altman plot were used to demonstrate the acceptable test-retest reliability and validity. However, a statistically significant difference between the two tools was found, but was considered to have no clinical impact.

Angle, which also reproduces the function of a standard goniometer, was used for the inclination of the acetabular cup during total hip arthroplasty in surgery [12]. It can calculate angles, using accelerometers, in respect to gravity, for all planes. There was less than 5% variation between these measurements and the author concluded that Smartphone is quick and accurate for acetabular placement. Angle was also used for knee flexion angle measurement with six patients operated on for end-stage osteoarthritis by navigation assisted for total knee arthroplasty [11]. The author compared the application with a navigation surgery system. Mean paired differences and ICC allow the author to conclude that the Smartphone can be considered accurate, precise and can be compared with the navigation system that is the most accurate validated measurement system.

Clinometer uses the same principle as Angle with more features like an advanced four-way calibration. It also permits the use of the gyroscope. Clinometer was studied for measurement of shoulder joint active and passive movements [13]. Measurements were compared with goniometer and applied on forty-one patients with affected shoulders during the same-day. The ICC results show that measurement with the Smartphone were comparably reliable to standard goniometer.

DrGoniometer tries to reproduce image-recorded angulation in the Smartphone embedded platform. It aims at simplifying the procedure of knee joint angle measurement [15] and elbow joint angle measurement [14]. The principle is to take a

picture with the device position on the perpendicular line to the ground. Once the photo is saved, red cursors can be dragged and positioned on the body's parts of interest to measure the angle. Compared to the goniometer, statistical results (Mean, Standard Deviation and ICC) show that DrGoniometer is reliable and could be an inexpensive device to measure angulation in clinical practice.

All of these studies turned out the Smartphones constitute a reliable and precise way to clinically evaluate joint angles. The four applications used are however rater-dependent and cannot be employed by the patient alone. Moreover the only feedback the patient may have about his performance is provided by the care provider leading the test.

3. iProprio system architecture

iProprio is a Smartphone-based application which can be used by both clinician and patients. Smartphone can communicate with connected objects like headphones, vibrotactile devices or smartwatch and their main advantage is to include a full IMU that can be used by any developer. iProprio transforms the Smartphone into a proprioceptive testing and training device which can be used as a rehabilitation tool for autonomous use at home. Audio and visual biofeedback were historically used to provide information during rehabilitation [16] [17]. However, it could interfere when subjects were practicing rehabilitation task. Moreover, vibrotactile biofeedback is more universal because it could be used by blind and deaf people. In order to provide two direction, and even more, in every surface on body member, external vibrotactile devices were chosen. Placing these vibrotactile devices directly on the skin of the assessed member for a top-down movement appears to be more intuitive than other deported feedback such as audio and visual. Member of the rehabilitation team such as medical doctors, physiotherapists, podiatrists and nurses can use it to quantitatively and objectively evaluate, in ponctually or for long term, proprioceptive activities of their patients. This allows them to learn about individual information and to keep history during all the rehabilitation program. Information can be stored into the local platform and studied during medical examinations or it can be transferred directly to the rehabilitation team via a secure server.

In this section, we describe : (A) the sensory input unit, and (B) the angle estimation and the algorithm for Biofeedback (BF) generation.

3.1 Sensory input unit

The sensing unit used is a smartphone (Galaxy Nexus S, Samsung, South Korea) equipped with 3 distinct MEMS sensors : (1) a 3D accelerometer (BMA220, Bosch) mostly sensing linear acceleration and providing information on orientation during static periods ; (2) an integrated 3D gyroscope (MPU-3050, InvenSense), measuring angular velocity ; and (3) a 3D magnetometer (YAS530, Yamaha) providing information on the orientation of the device comparing to the Earth magnetic field (known and fixed for a period of time and a location). These 3 sensors form a 3D axes system illustrated on Fig. 6.1. The vibrotactile sensing unit we used is a buzzband mb20 (Movon, South Korea), which is originally included in a rubber strap (4cm x 1.8cm x 0.9cm, 23 grammes). It can communicate with the custom iProprio application via Bluetooth.

3.2 Angle estimation and algorithm for vibrotactile biofeedback generation

From both accelerometer and magnetometer, we can obtain measurements allowing to compute inclination and rotation matrices, transforming a vector from the device coordinate system to the world's coordinate system, and finally we can compute the orientation as tilt angles (θ and ϕ) and heading (ψ).

The Deadzone (DZ) is considered to be the area within where the leg (or trunk, shoulder...) sways while the participant tries to reach the specified angle target. This DZ size is set to 1° around the target.

Two modes are proposed for the vibrotactile BF : (1) attractive cuing and (2) repulsive one. As illustrated in Fig. 6.2, the vibrotactile biofeedback, for the attractive cuing, is set on as soon as the calibrated pitch angle value was inside the DZ area. This BF leads to the vibration of both vibrators (front and back). Fig. 6.3 illustrates the repulsive vibrotactile BF, which is turned on as soon as the pitch angle is outside the DZ. While pitch angle exceeded the DZ, the front vibrator

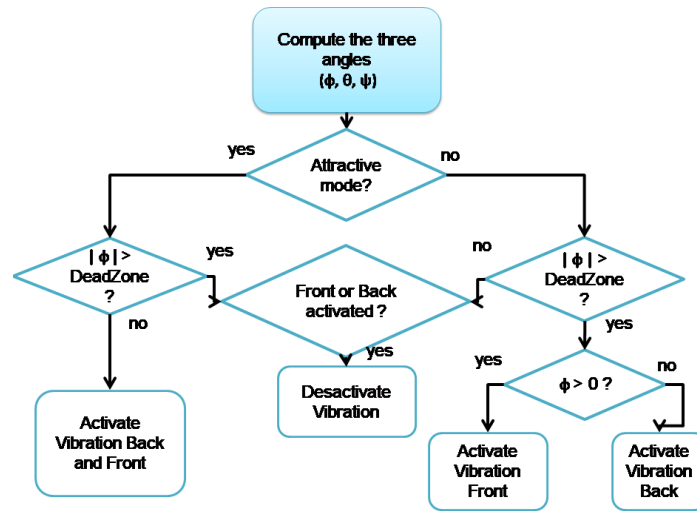


FIGURE 6.1 – Algorithm for BF generation used in the proof-of-concept study. First, calculate the angle sensors, then check the BF mode and compare the antero-posterior angle to the value of the deadzone to decide whether the vibrator is activated

(on the tibia in this study) is activated. Inversely, while the pitch angle was under the DZ, the back vibrator (on gastrocnemius muscle in this study) is activated. All the angular data are saved in a CSV file for further statistical analysis. It can be noticed that the iProprio software (Fig. 6.4) is implemented to propose both attractive and repulsive BF generation and the DZ size to be easily parametrize according to the user.

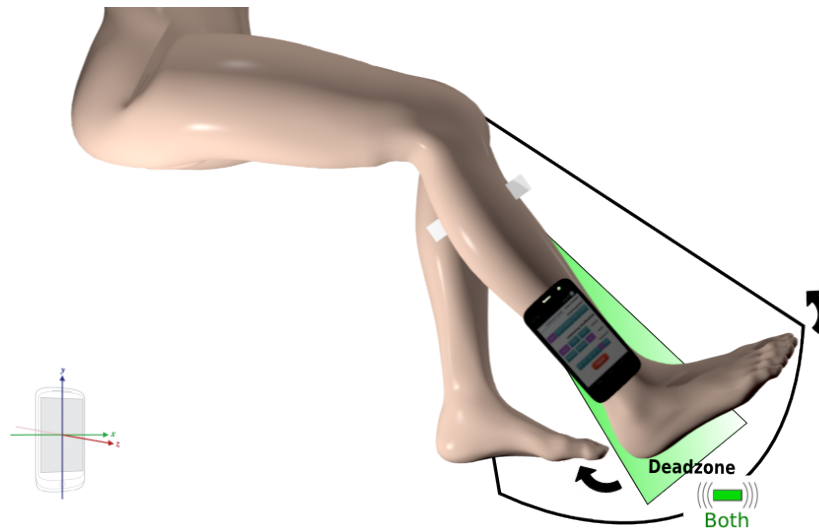


FIGURE 6.2 – Description of Attractive of vibrotactile biofeedback : the participant is asked to move toward the vibration ; Vibrators are activated inside the deadzone indicating to the participant that the target is reached

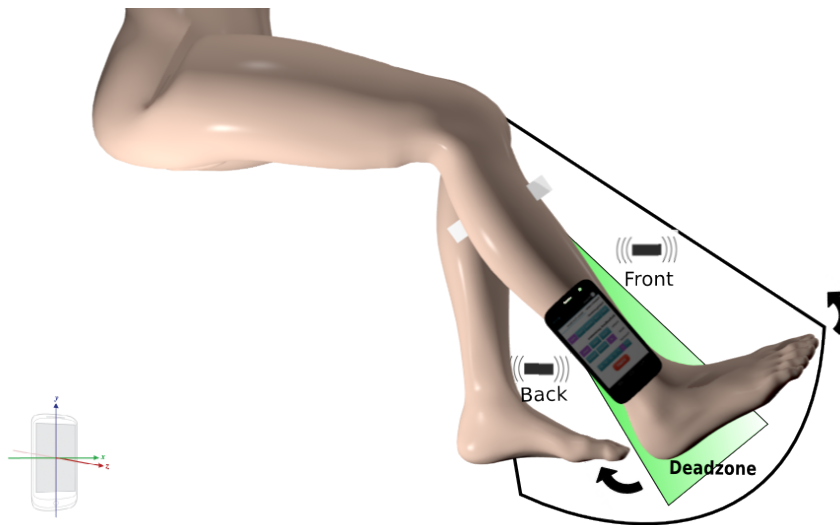


FIGURE 6.3 – Description of the Repulsive mode of vibrotactile biofeedback : the participant is asked to move away from the vibration until reaching the deadzone. Vibrators are activated outside and the location of the vibration indicates to the participant to move in the opposite direction.

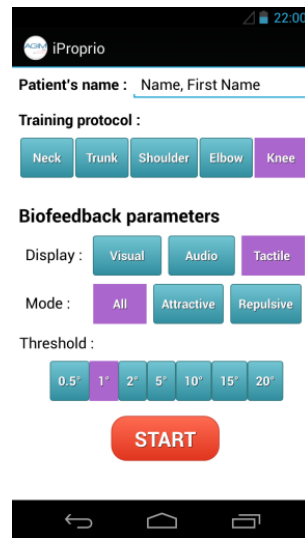


FIGURE 6.4 – Screenshots of iProprio application. Selected buttons represent the setting used for the proof of concept : knee-joint training protocol with vibrotactile biofeedback. The two modes of vibrotactile biofeedback were tested in turns. The deadzone was defined at 1degree on either side if the specified angle target

4. Experiments and results

A proof-of-concept study was designed to assess the effectiveness of the iProprio system in improving knee joint position sense.

4.1 Participants

Sixteen young healthy volunteers 24.8 ± 4.9 years ; 71.9 ± 8.4 kg ; 176.8 ± 6.8 cm, mean $\pm$ standard deviation) and six old healthy volunteers (68.8 ± 4.3 years ; 80.3 ± 8.8 kg ; 168.6 ± 11.9 cm, mean $\pm$ standard deviation) voluntarily participated in the experiment. None of them presented any history of sensory and/or motor problems, neurological diseases or disorders. Participants all gave written consent for their participation. The experimental procedure was in accordance with the Helsinki Declaration and was approved by the local ethics committee.

4.2 Experimental protocol

The test used to assess knee joint position sense comes from a standardized protocol named “active ipsilateral matching”. It is commonly used and accepted in clinical routine [18] [19]. The test protocol is one of many other exercices that are entirely embbeded in the iProprio application and for which instructions for execution are vocalized. Instructions for starting installation are not evaluated for this experiment. Protocol therefore be performed in an autonomous way by the user. Each participant is seated at the edge of a table, to the level of popliteal hollow, tibial segment in a vacuum, eyes closed. He is based on upper limbs to balance and standardize his position (neutral position). Then he is asked to move his leg to the specified angle, 20 degrees from his neutral position, without time constraint in order to marked the expected position. Afterward, he returns to his neutral position and finally replicates the specified angle. The task performed under three experimental conditions : (1) without biofeedback (BioFB OFF condition), (2) with vibrotactile biofeedback in the repulsive mode (BioFB ON / Repulsive condition) and (3) with vibrotactile biofeedback in the attractive mode (BioFB ON / Attractive condition). Each condition consists in a serie of five tests. The order of presentation of the three experimental conditions was randomized. Participants were not informed about their proprioceptive performances after each condition.

The smartphone is fixed on the side portion of the fibula and distally (above the malleolus) by the experimenter. The participant wears headphones to hear the voiced instructions announced from the Smartphone and uses a device with push button to "tag" his positions. A vibrotactile device connected via Bluetooth to the Smartphone is positioned on the ventral side of the tibia, on medial and central position. A second vibrotactile device connected via Bluetooth to the Smartphone is positioned at the opposite, in dorsal position (slightly caudal) on the gastrocnemius muscle. During the knee extension movement, the participant is asked to close his eyes in order to prevent the use of a visual feedback.

At each trial, the participant starts from his rest position, dangling leg. Before the first test, this position is calibrated by the participant during his first tap on the push button. He receives the set point (voice emitted by the Smartphone) of knee extension at 20 degrees until he hears the beep. When this audio signal

is continuous, the target angle is found and the aim is to keep it in order to memorise it for further retrieving. At this moment, participant has to press the push button to mark the angular position. Then, when the voice command restarts, the participant returns to the rest position.

Condition 1 is the condition of repositioning without any feedback. When the participant thought that he correctly returned to the angular position marked previously, he pressed the push button again (tag position reset), and maintained the position until further voice order.

Condition 2 is the condition of repositioning with repulsive vibration. The vibrator positioned uppermost to (respectively below) the tibia turns on when the participant exceeds (respectively goes under) the deadzone (DZ).

Condition 3 is the condition of repositioning with attractive vibration. The two vibrators turn on synchronously and keep up as long as the participant is within the DZ.

4.3 Data collection analysis

Two dependent variables were used to assess knee joint position sense test performances [20] :

(1) the absolute error in degree, the absolute value of the difference between the target position and the position reproduced by the participant, is a measure of the overall accuracy of the knee joint repositioning.

(2) the variable error, in degree, the variance around the mean constant angular error (i.e., the average of the differences between target position and the position reproduced by the participant, paying attention to the direction of the error)

Decreased absolute error and variable error scores indicate increased accuracy and consistency of the knee joint repositioning, respectively [20].

4.4 Statistical analysis

The means of the five trials performed in each of the three experimental conditions were used for statistical analyses. Data obtained for absolute error and variable error were submitted to separate 3 conditions (BioFB OFF versus BioFB ON / Repulsive versus BioFB ON / Attractive) one-way analyses of variance (ANOVA)

for young population and Kruskal-Wallis rank sum test for old population. Post-hoc analyses(Newman-Keuls for young population and t-test for old population) were performed whenever necessary. Level of significance was set at 0.05.

4.5 Results

Knee joint repositioning accuracy

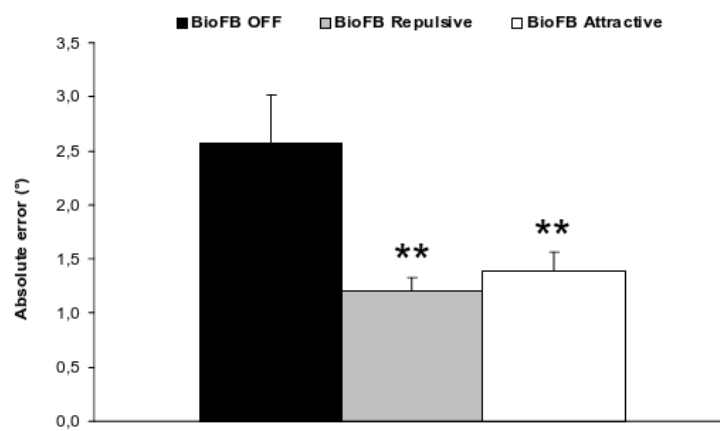


FIGURE 6.5 – Mean and standard error of mean for the absolute error obtained in the three BioFB OFF, BioFB ON / Repulsive and BioFB ON / Attractive conditions **for young population**. These three experimental conditions are presented with different symbols : BioFB OFF (black bars), BioFB ON / Repulsive (grey bars), BioFB ON / Attractive (white bars) (** : $\rho < 0.01$)

Analysis of the absolute error showed a main effect of Condition ($F(2,30)=7.97$, $\rho < 0.01$) for young people. As illustrated in Fig. 6.5, post-hoc analyses revealed :

1. smaller absolute error values in the BioFB ON / Repulsive and BioFB ON / Attractive conditions than BioFB OFF condition ($\rho < 0.01$), and
2. no significant difference between the BioFB ON / Repulsive condition and the BioFB ON / Attractive condition ($\rho > 0.05$).

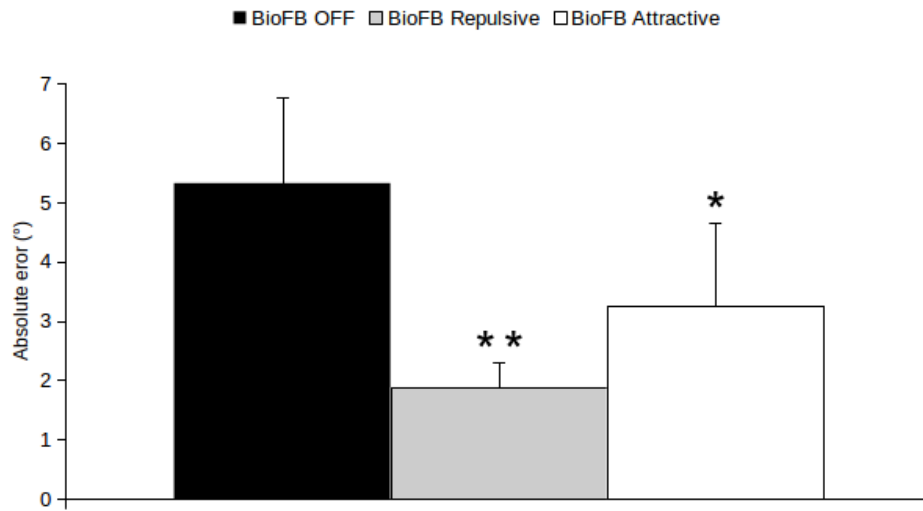


FIGURE 6.6 – Mean and standard error of mean for the absolute error obtained in the three BioFB OFF, BioFB ON / Repulsive and BioFB ON / Attractive conditions **for old population**. These three experimental conditions are presented with different symbols : BioFB OFF (black bars), BioFB ON / Repulsive (grey bars), BioFB ON / Attractive (white bars) (** : $\rho < 0.01$) (* : $\rho < 0.05$)

Analysis of the absolute error showed a main effect of Condition ($\rho < 0.01$) for old people. As illustrated in Fig. 6.6, post-hoc analyses revealed :

1. smaller absolute error values in the BioFB ON / Repulsive and BioFB ON / Attractive conditions than BioFB OFF condition ($\rho s < 0.01$ and $\rho s < 0.05$), and
2. no significant difference between the BioFB ON / Repulsive condition and the BioFB ON / Attractive condition ($\rho > 0.05$).

Knee joint repositioning variability

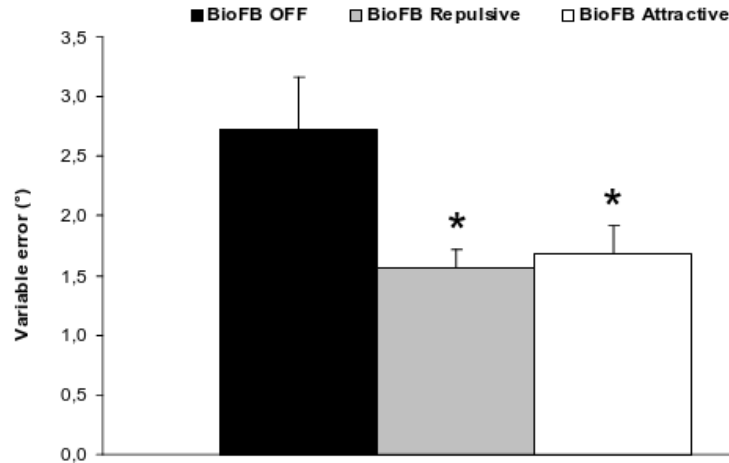


FIGURE 6.7 – Mean and standard error of mean for the variable error obtained in the three BioFB OFF, BioFB ON / Repulsive and BioFB ON / Attractive conditions **for young population**. These three experimental conditions are presented with different symbols : BioFB OFF (black bars), BioFB ON / Repulsive (grey bars), BioFB ON / Attractive (white bars) (* : $\rho < 0.05$)

Analysis of the variable error showed a main effect of Condition ($F(2,30)=5.15$, $\rho < 0.05$) for young people. As illustrated in Fig. 6.7, post-hoc analyses revealed :

1. smaller variable error values in the BioFB ON / Repulsive and BioFB ON / Attractive conditions than BioFB OFF condition ($\rho_s < 0.05$), and
2. no significant difference between the BioFB ON / Repulsive condition and the BioFB ON / Attractive condition ($\rho > 0.05$).

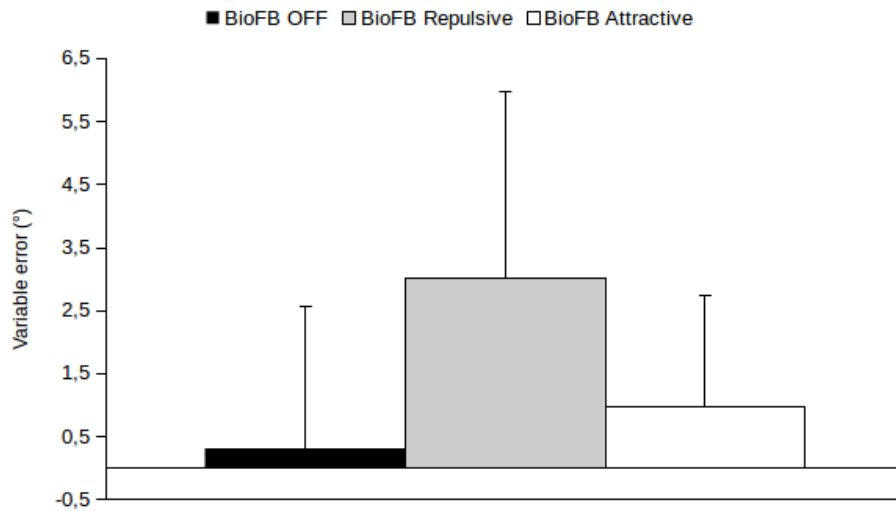


FIGURE 6.8 – Mean and standard error of mean for the variable error obtained in the three BioFB OFF, BioFB ON / Repulsive and BioFB ON / Attractive conditions **for old population**. These three experimental conditions are presented with different symbols : BioFB OFF (black bars), BioFB ON / Repulsive (grey bars), BioFB ON / Attractive (white bars)

Analysis of the variable error showed no main effect of Condition ($\rho > 0.05$) for old people. As illustrated in Fig. 6.8, post-hoc analyses revealed :

1. no smaller variable error values in the BioFB ON / Repulsive and BioFB ON / Attractive conditions than BioFB OFF condition ($\rho > 0.05$), and
2. no significant difference between the BioFB ON / Repulsive condition and the BioFB ON / Attractive condition ($\rho > 0.05$).

5. Conclusion

We have developed a Smartphone-Based System for the measurement and the improvement of proprioceptive function named “iProprio”. This system provides to patient a vibrotactile biofeedback with connected bluetooth objects placed on leg in order to make knee joint position sense exercises. Measures of the overall

accuracy and the variability of the knee joint positioning were determined using the absolute error and the variable error, respectively.

Results of the proof-of-concept study showed reduced absolute error (Fig 6.5 and 6.6) scores when the vibrotactile biofeedback was in use than when it was not. Variable error give information about error paying attention to the direction. Figure 6.7 showed great variable error than Figure 6.8. This highlights the fact that young individuals make mistakes in the same direction while older subjects seem to make mistakes in both directions. Results further showed no significant difference between the absolute error and variable error scores obtained in the BioFB ON / Repulsive condition and in the BioFB ON / Attractive condition. Taken together, these results suggest that young and older healthy adults were able to take advantage of vibrotactile biofeedback to increase knee joint repositioning accuracy and consistency and that repulsive and attractive mode were equally effective in improving the position sense at the knee joint. From a fundamental perspective in the context of sensory re-weighting process, referring the central nervous system's capacity of combining information coming from different sensory modalities to provide a more accurate representation of the body (e.g., [21]), the present findings suggested that the central nervous system was able to integrate an artificial biofeedback delivered through vibrotactile stimulation of the leg to improve proprioceptive acuity at the knee joint. To our knowledge, no studies on the positive effect vibrotactile biofeedback on knee joint proprioception have been published. Studies had used the Smartphone with aim of measure joint angles in the most automatic, embedded and accurate way as possible. The originality of our work is that the iProprio system we developed is not only integrated in a Smartphone, but it's made to offer a specialized home-based rehabilitation training. In this purpose, protocols are entirely automated thanks to voice command and patients can follow it in order to easily realize their proprioceptive exercises. iProprio is part of a tool assembly for Ambient Assisted Living which also includes the Smartphone-based audio biofeedback balance system : iBalance [22]. Smartphone is mounted in a belt on posterior low back. This application brings an audio biofeedback that can be efficiently used to improve balance in the medio-lateral direction.

Finally, although the present proof-of concept study has been conducted in

young and old healthy individuals under normal knee neuromuscular state and future studies are necessary to examine the individual optimal mode (attractive versus repulsive), we believe that the present findings could have significant implications in the fields of orthopaedics and rehabilitation, for increasing, restoring and monitoring proprioceptive function at the knee. To strengthen the potential clinical value of our approach, the effectiveness of the iProprio system has to be assessed in knee osteoarthritis patients, known to present altered knee joint proprioception and for whom the consequences of knee impaired proprioception be more dramatic (e.g., [23] [24] [25]).

End of contribution 5

6.3 Conclusions et perspectives

Après avoir validé les performances des capteurs internes du Smartphone, nous avons décrit au chapitre 4 l'architecture du système ubiquitaire, centré autour du Smartphone, que nous souhaitons mettre en place pour répondre aux objectifs de ce travail de doctorat. Dans ce chapitre, nous avons présenté une première étude utilisant cette architecture.

Bien qu'étant à l'état de preuve de concept, la contribution numéro 5 permet de conclure que l'utilisation du Smartphone dans le cadre d'exercice de rééducation de la proprioception des membres inférieurs est possible. En effet, l'utilisation du biofeedback vibrotactile a permis de réduire les erreurs (absolues et variables) de remplacement lors de l'exercice chez les sujets jeunes et âgées. Ainsi, l'utilisation de ce système ubiquitaire permet à la fois l'évaluation, la transmission d'informations, le suivi, le contrôle et l'aide à la correction de mouvements lors d'une rééducation ambulatoire.

Cependant, il reste encore à évaluer le dispositif avec des participants non sains et à évaluer plus en détail l'utilisation d'un tel dispositif en autonomie et sur une période plus longue. Dans ce cadre, des expérimentations au sein du living lab Info-Santé-Autonomie de Nancy vont être menées, sur une durée d'un an auprès du personnel et des résidents de l'École de la Vie Autonome.

Bibliographie

- [1] K. R. Grob, M. S. Kuster, S. A. Higgins, D. G. Lloyd, and H. Yata. Lack of correlation between different measurements of proprioception in the knee. *J Bone Joint Surg Br*, 84(4) :614–618, May 2002. [142](#)
- [2] F. Ribeiro and J. Oliveira. *Factors Influencing Proprioception : what do they reveal ?* INTECH Open Access Publisher, 2011. [142](#)
- [3] L. Hay, C. Bard, M. Fleury, and N. Teasdale. Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. *Exp Brain Res*, 108(1) :129–139, Feb 1996. [142](#)
- [4] G. Gauchard, C. Jeandel, A. Tessier, and P. Perrin. Beneficial effect of proprioceptive physical activities on balance control in elderly human subjects. *Neuroscience letters*, 273(2) :81–84, 1999. [142](#)
- [5] D. Goble. Proprioceptive acuity assessment via joint position matching : from basic science to general practice. *Physical therapy*, 90(8) :1176–1184, 2010. [142](#)
- [6] R. L. Gajdosik and R. W. Bohannon. Clinical measurement of range of motion review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy*, 67(12) :1867–1872, 1987. [142](#)
- [7] E. Ozdalga, A. Ozdalga, and N. Ahuja. The smartphone in medicine : a review of current and potential use among physicians and students. *Journal of medical Internet research*, 14(5), 2012. [142](#)
- [8] M. Boulos, S. Wheeler, C. Tavares, and R. Jones. How smartphones are changing the face of mobile and participatory healthcare : an overview, with example from ecaalyx. *Biomedical engineering online*, 10(1) :24, 2011. [142](#)
- [9] K. Hambly, R. Sibley, and M. Ockendon. Level of agreement between a novel smartphone application and a long arm goniometer for the assessment of maximum active knee flexion by an inexperienced tester. *International Journal of Physiotherapy & Rehabilitation*, 2, 2012. [143](#), [144](#)
- [10] M. Ockendon and R. E. Gilbert. Validation of a novel smartphone accelerometer-based knee goniometer. *J Knee Surg*, 25(4) :341–345, Sep 2012. [143](#), [144](#)
- [11] J-Y. Jenny. Measurement of the knee flexion angle with a smartphone-application is precise and accurate. *J Arthroplasty*, 28(5) :784–787, May 2013. [143](#), [144](#)

- [12] F. M. Peters, R. Greeff, N. Goldstein, and C. T. Frey. Improving acetabular cup orientation in total hip arthroplasty by using smartphone technology. *J Arthroplasty*, 27(7) :1324–1330, Aug 2012. [143](#), [144](#)
- [13] S. H. Shin, D. H. Ro, O-S. Lee, J. H. Oh, and S. .H. Kim. Within-day reliability of shoulder range of motion measurement with a smartphone. *Man Ther*, 17(4) :298–304, Aug 2012. [143](#), [144](#)
- [14] G. Ferriero, F. Sartorio, C. Foti, D. Primavera, E. Brigatti, and S. Vercelli. Reliability of a new application for smartphones (drgoniometer) for elbow angle measurement. *PM R*, 3(12) :1153–1154, Dec 2011. [143](#), [144](#)
- [15] G. Ferriero, S. Vercelli, F. Sartorio, S. Muñoz Lasa, E. Ilieva, E. Brigatti, C. Ruella, and C. Foti. Reliability of a smartphone-based goniometer for knee joint goniometry. *International Journal of Rehabilitation Research*, 36(2) :146–151, 2013. [143](#), [144](#)
- [16] M. Y. Lee, C. H. Lin, and K. S. Soon. Balance control enhancement using sub-sensory stimulation and visual-auditory biofeedback strategies for amputee subjects. *Prosthetics and orthotics international*, 31(4) :342–352, 2007. [145](#)
- [17] G. Wu. Real-time feedback of body center of gravity for postural training of elderly patients with peripheral neuropathy. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 5(4) :399–402, 1997. [145](#)
- [18] J. Lönn, A. G. Crenshaw, M. Djupsjöbacka, and H. Johansson. Reliability of position sense testing assessed with a fully automated system. *Clin Physiol*, 20(1) :30–37, Jan 2000. [150](#)
- [19] K. Bennell, E. Wee, K. Crossley, B. Stillman, and P. Hodges. Effects of experimentally-induced anterior knee pain on knee joint position sense in healthy individuals. *J Orthop Res*, 23(1) :46–53, Jan 2005. [150](#)
- [20] R. A. Schmidt and T. Lee. *Motor control and learning*. Human kinetics, 1988. [151](#)
- [21] G. Calvert, C. Spence, and B. E. Stein. *The handbook of multisensory processes*. MIT press, 2004. [156](#)
- [22] C. Franco, A. Fleury, P. Y. Gumery, B. Diot, J. Demongeot, and N. Vuillerme. ibalance-abf : a smartphone-based audio-biofeedback balance system. *IEEE Trans Biomed Eng*, 60(1) :211–215, Jan 2013. [156](#)

- [23] Y-C. Pai, W. Zev Rymer, R. W. Chang, and L. Sharma. Effect of age and osteoarthritis on knee proprioception. *Arthritis & Rheumatism*, 40(12) :2260–2265, 1997. [157](#)
- [24] J. Knoop, M. P. M. Steultjens, M. Van der Leeden, M. Van der Esch, C. A. Thorstensson, L. D. Roorda, W. F. Lems, and J. Dekker. Proprioception in knee osteoarthritis : a narrative review. *Osteoarthritis and Cartilage*, 19(4) :381–388, 2011. [157](#)
- [25] F. Ribeiro and J. Oliveira. Effect of physical exercise and age on knee joint position sense. *Archives of gerontology and geriatrics*, 51(1) :64–67, 2010. [157](#)

Quatrième partie

Axe 2 : Mesure et suivi de déplacement extérieur

Évaluation d'un système de mesure et de suivi de déplacement pour personne à mobilité réduite utilisant un fauteuil roulant manuel : État de l'art

Sommaire

7.1	Introduction	166
7.2	Utilisation du Smartphone pour le suivi et l'assistance de la personne en fauteuil roulant	166
7.3	Conclusions	170
	Bibliographie	171

7.1 Introduction

Toujours dans l’objectif d’améliorer l’autonomie des personnes, ce travail de thèse explore également l’utilisation possible du Smartphone en tant que dispositif de suivi et d’assistance de la personne se déplaçant à l’aide d’un fauteuil roulant manuel. Ces études font notamment suite au projet de travail pluridisciplinaire dans les domaines de la Télémédecine et Technologies au service du handicap initié par Nicolas Vuillerme en 2009. Ce dispositif s’adresse aux personnes atteintes de troubles de la mobilité consécutives à une lésion de la moelle épinière, à une maladie neurologique ou musculaire congénitale ou acquise, à un traumatisme des membres inférieurs, ou au vieillissement. Il vise à leur permettre de préserver leur autonomie et leur qualité de vie bien qu’elles soient liées au déplacement en fauteuil roulant manuel.

Ce chapitre présente un état de l’art sur l’utilisation du Smartphone en tant que dispositif de suivi et d’assistance.

7.2 Utilisation du Smartphone pour le suivi et l’assistance de la personne en fauteuil roulant

La mobilité est un élément crucial de l’activité quotidienne des personnes. La liberté de pouvoir se déplacer dans de bonnes conditions de confort et de sécurité est essentielle. De plus, se déplacer en autonomie permet l’exécution de tâches de la vie quotidienne telle que les courses ou aller chercher les enfants à l’école, ce qui favorise les rencontres et l’insertion.

Qu’elle soit la conséquence d’une lésion de la moelle épinière, d’une maladie neurologique ou musculaire congénitale ou acquise, d’un traumatisme des membres inférieurs ou simplement du vieillissement, l’aide à la mobilité par un fauteuil roulant entraîne forcément des conséquences sur la mobilité. En 1999, on estime à environ 361 000 le nombre d’usagers de fauteuil roulant en France [1]. La prévalence de l’usage du fauteuil roulant augmente de manière quasi exponentielle avec l’âge. De plus, l’étude permet de conclure que la tendance à la diminution d’utilisation du fauteuil avec l’âge à incapacité égale semble traduire une sous utilisation

chez les personnes les plus âgées. La question de la quantification de l'utilisation quotidienne d'un fauteuil roulant se pose alors.

C'est ce questionnement qui a amené Nicolas Vuillerme et Didier Pradon à l'origine de leur projet en 2009. Les objectifs sont multiples :

1. favoriser le choix et le réglage approprié du fauteuil aux caractéristiques et besoins des usagers
2. d'optimiser la prise en charge fonctionnelle thérapeutique
3. minimiser le risque d'apparition de troubles musculo-squelettiques
4. fournir des informations pertinentes aux collectivités locales pour la conception et évaluation de l'accessibilité aux personnes à mobilité réduite dans le cadre d'activités quotidiennes (logement, établissements recevant du public, installations ouvertes au public, bâtiments d'habitation et ses annexes, moyens de transports collectifs conventionnels) ou des informations correspondantes au déplacement et à l'utilisation d'un lieu public

Pour répondre à ces objectifs, ils proposent un procédé et système de suivi et d'assistance au déplacement, valorisé par un brevet [2]. L'invention propose un dispositif comprenant les moyens d'acquisition comportant au moins un capteur porté par la personne pour mesurer une données physiologique (tel que les battements cardiaques ou la force de contraction d'un muscle) et au moins un capteur positionné sur le fauteuil pour mesurer une donnée physique du fauteuil (vitesse, vibrations, direction...). L'objectif est ensuite de pouvoir interpréter ces données afin d'obtenir une information représentative du confort de la personne. Cette information peut être représentative de la qualité d'accessibilité, des réglages du fauteuil ou encore de l'état physique de la personne. La première concrétisation de ce procédé est réalisée en 2011 lors d'un projet pédagogique d'intelligence ambiante collaboratif, inter-filière et pluridisciplinaire au sein de l'école Polytech' Grenoble. Ce projet a par ailleurs été présenté lors de la conférence Ubimob 2011 à Toulouse, à laquelle nous avons contribué [3]. Ce travail d'assistance à la maîtrise d'ouvrage combine à la fois des technologies de l'instrumentation médicale et des technologies de l'information pour les éléments constituant le système, à savoir : l'instrumentation de l'utilisateur, l'instrumentation du fauteuil, le terminal mobile de l'utilisateur et le centre serveur. L'instrumentation de l'usager est constituée d'une part, d'un

cardio-fréquencemètre et, d'autre part, de quatre électromyogrammes de surface (EMG) mesurant les contractions musculaires des biceps et triceps de chaque bras. Cela permet ainsi de quantifier l'effort requis lors du déplacement. Le fauteuil, lui, est équipé d'accéléromètres et de capteurs à effet Hall afin d'obtenir les informations sur sa cinématique (distance parcourue, vitesse moyenne, inclinaison...). Le fauteuil est également équipé d'une détection des pieds sur les repose-pieds, d'un capteur de vibration et de plusieurs capteurs de pression assurant la fonction de détecteur de présence et pouvant éventuellement fournir des informations préventives à la formation d'escarres. Le Smartphone, utilisé lors de ce projet, permet de collecter l'ensemble des données capteurs ainsi que la géolocalisation de l'utilisateur afin de les transmettre vers un serveur informatique. Un premier prototype est réalisé la même année par les étudiants de l'école. De plus, nous avons réalisé au cours de ce travail de doctorat une étude de conception participative auprès de personnes en situation de handicap. L'objectif de cette étude était, dans un premier temps, de cerner les besoins et attentes des personnes en situation de handicap en matière d'autonomie fonctionnelle et de dispositifs techniques d'aide et de suppléance à leur situation. Dans un second temps, il s'agissait de définir et spécifier des solutions qui pourraient être déployées et utilisées afin de pallier leurs limitations fonctionnelles et d'améliorer leur qualité de vie. Cette étude nous a permis de conclure que le problème de déplacement autonome à l'extérieur de l'habitat est le principal frein à leur autonomie. Elle n'est pas présentée dans ce document pour cause de confidentialité.

Dans leur article de janvier 2015, Hiremath et al. proposent d'utiliser le même type de procédé que nous avons présenté à Ubimob mais pour la détection des activités physiques [4]. Leur système utilise pour cela une roue appareillée spécifique (G-WRM) équipée d'un gyroscope et de la technologie Bluetooth. Cette roue est développée par les mêmes auteurs [5]. Elle permet la mesure de sa vitesse angulaire pour, in fine, calculer la vitesse du fauteuil et la distance parcourue. L'utilisateur est quant à lui équipé de brassards contenant accéléromètres et Bluetooth au niveau du bras en position proximale et au niveau du poignet en position distale. L'ensemble des données récoltées par les capteurs sont transmises à un Smartphone qui les analyse et utilise un algorithme de classification en temps réel afin de fournir un feedback à l'utilisateur. L'évaluation a été réalisée auprès de 45 utilisateurs de

fauteuil roulant souffrant tous de lésion de la moelle épinière. Le test consiste en la reproduction de dix activités physiques de la vie quotidienne, pré-sélectionnées, telle que la propulsion en haut et en bas d'une rampe ou alors plier son linge. Les meilleures performances de classifieurs obtenues sont respectivement de 89,26% pour le capteur au niveau proximal et de 88,47% au niveau distal. Cela amène les auteurs à conclure que l'information multimodale des capteurs peut aider à détecter les différents types d'activités en fauteuil roulant au sein d'un environnement type laboratoire structuré, ou au sein d'organisation semi-structurées ou encore d'environnements domestiques non structurées.

En 2013, Komoto et Suzurikawa proposent un test de faisabilité pour surveiller (monitorer) les activités de la vie quotidienne sur un fauteuil roulant électrique centré autour d'un Smartphone [6]. Ils nomment ce dispositif WELL-SphERE. Le Smartphone est ici utilisé comme collecteur de données provenant à la fois de certains de ses capteurs internes (positions GPS et vitesse angulaire) et de capteurs externes, deux accéléromètres, positionnés sur l'extrémité du joystick permettant de manœuvrer le fauteuil, et à côté de celui-ci. Ce système a été testé sur deux types de fauteuil différents. L'étude s'est concentrée sur l'évaluation du système au niveau du joystick. Grâce à ces données accélérométriques, les auteurs ont quantifiés les difficultés rencontrées par les usagers en interprétant les perturbations liées à la régularité de la surface de la route.

En 2013 toujours, Milenkoviü et al. présentent un système et procédé pour "Smart Wheelchairs" [7]. Leur système, basé autour Smartphone, a pour objectif le monitoring de l'activité de la personne dans son fauteuil roulant manuel afin de prévenir les maladies liées à l'inactivité. Pour cette étude, il s'agit de positionner le Smartphone directement sur le fauteuil roulant et d'utiliser les capteurs internes de celui-ci afin de collecter et d'interpréter un maximum de données. En plus de cela, Milenkoviü et al. proposent l'utilisation d'un cardiofréquencemètre. Le Smartphone permet ici de mesurer la vitesse et la distance parcourue, de détecter la propulsion et de calculer l'inclinaison et les vibrations du fauteuil. Les évaluations de l'application se sont déroulées avec l'aide de 5 usagers sur un trajet rectiligne de 201 mètres de long. En perspective de ce travail, les auteurs annoncent qu'une phase de test est en cours dans un hôpital local de réhabilitation. Les résultats n'étaient pas encore publiés lors de la rédaction de ce travail de thèse.

Enfin, en 2013 également, nous avons présenté la contribution numéro 6. Il s'agit d'un système basé sur Smartphone, comme Milenkoviü [7], mais au sein duquel nous avons travaillé sur l'interprétation des données afin de pouvoir qualifier l'accessibilité de la voirie.

7.3 Conclusions

Après avoir validé les performances des capteurs internes du Smartphone au chapitre 3, nous avons décrit au chapitre 4 l'architecture du système ubiquitaire, centré autour du Smartphone, que nous souhaitons mettre en place pour répondre aux objectifs de ce travail de doctorat. Nous souhaitons également valoriser ce système ubiquitaire en l'utilisant dans le cadre de mesure de suivi de déplacement. Dans ce chapitre, nous fournissons un état de l'art sur les systèmes de mesure et de suivi de déplacement, à partir d'un Smartphone, pour personne à mobilité réduite utilisant un fauteuil roulant manuel. Cet état de l'art montre le peu de travaux sur ce sujet. Notre système peut nous permettre de proposer une nouvelle solution innovante permettant l'évaluation de l'accessibilité de la voirie.

Bibliographie

- [1] P. Mormiche C. Goillot. Les enquêtes handicaps-incapacités-dépendances de 1998 et 1999. http://www.insee.fr/fr/themes/document.asp?ref_id=irsoc022, octobre 2003. 166
- [2] N. Vuillerme, C. Franco, and D. Pradon. Procédé et système de suivi et d'assistance au déplacement, 2011. 167
- [3] N. Vuillerme, Q. Mourcou, P.Y. Gumery, S. Chareyron, D. Eon, N. Pradon, D. Palix, O. Richard, and S. Basrour. Mise au point d'un fauteuil roulant manuel intelligent et communiquant pour le suivi et l'assistance de la personne à mobilité réduite : un projet pédagogique d'intelligence ambiante collaboratif, inter-filière et pluridisciplinaire. In *UBIMOB 2011*, pages 123–131, <http://www.irit.fr/>, june 2011. Ubimob, IRIT. ISBN : 978-2-917490-16-7, EAN : 9782917490167. 167
- [4] S. V. Hiremath, S. S. Intille, A. Kelleher, R. A. Cooper, and D. Ding. Detection of physical activities using a physical activity monitor system for wheelchair users. *Medical engineering & physics*, 37(1) :68–76, 2015. 168
- [5] S. V. Hiremath, D. Ding, and R. A. Cooper. Development and evaluation of a gyroscope-based wheel rotation monitor for manual wheelchair users. *The journal of spinal cord medicine*, 36(4) :347–356, 2013. 168
- [6] J. Fu, W. Hao, T. White, Y. Yan, M. Jones, and Y-K. Jan. Capturing and analyzing wheelchair maneuvering patterns with mobile cloud computing. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, pages 2419–2422. IEEE, 2013. 169
- [7] A. Milenkovic, M. Milosevic, and E. Jovanov. Smartphones for smart wheelchairs. In *Body Sensor Networks (BSN), 2013 IEEE International Conference on*, pages 1–6. IEEE, 2013. 169, 170

Évaluation d'un système de mesure et de suivi de déplacement pour personne à mobilité réduite utilisant un fauteuil roulant manuel

Sommaire

8.1	Introduction	174
8.2	Wegoto, une application Smartphone pour évaluer et améliorer l'accessibilité pour les personnes en fauteuil roulant	175
	Bibliographie	186
8.3	Wegoto, une application Smartphone pour évaluer l'accessibilité de l voirie et des espaces publics aux personnes à mobilité réduite	189
8.4	Conclusions et perspectives	202
	Bibliographie	203

8.1 Introduction

La partie précédente nous a permis d'identifier les travaux concernant les systèmes de mesure et de suivi de déplacement, à partir d'un Smartphone, pour personne à mobilité réduite utilisant un fauteuil roulant manuel. Dans ce chapitre, nous présentons deux contributions permettant d'effectuer la preuve de concept de l'utilisation de notre système ubiquitaire centré autour du Smartphone pour le relevé de l'accessibilité par des personnes en situation de handicap utilisant un fauteuil roulant. Ces deux contributions décrivent deux études différentes effectuées par différents sujets sur des trajets spécifiques également différents.

8.2 Contribution numéro 6 : Wegoto, une application Smartphone pour évaluer et améliorer l'accessibilité pour les personnes en fauteuil roulant

Wegoto : a Smartphone-based approach to assess and improve accessibility for wheelchair users

Quentin Mourcou, Anthony Fleury, Pascal Dupuy, Bruno Diot, Céline Franco et Nicolas Vuillerme

Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE (pp. 1194-1197). - Accepté et publié en 2013 (doi :10.1109/embc.2013.6609720)

Abstract

This paper proposes a description of a Smartphone-based approach to assess and improve accessibility for wheelchair users. The developed system employs a dedicated Smartphone application that records various complementary sensor measurements (acceleration, deceleration, inclination, orientation, speed, GPS position) and permits obstacle denunciation. Then, accessibility information are reported on maps in a Geographic Information System which can calculate the most accessible route for wheelchair users taking into account their profiles and capabilities. A case study involving a wheelchair-dependent paraplegic was performed to preliminary assess the feasibility of our Smartphone-based approach to provide an accessibility index for wheelchair users. Although preliminary, our results do suggest that the Wegoto system could be used as an innovative assistive navigation system for wheelchair users and ultimately could help to improve their autonomy and quality of life.

1 Introduction

Mobility does represent a crucial activity of human daily life. Being able to independently go to work, school, shopping, visiting friends or family is essential for our well-being and social life. Limited mobility for a person is known to increase isolation, anxiety and depression [1]. For people with reduced mobility, accessibility of pavements is essential. In many countries, including France and the United States, the accessibility of a place for people with reduced mobility must be taken into account during new construction or during the renovation of any building.

However, there is still a huge amount of work to conduct to make streets or sidewalks fully accessible. To point out the most accessible route to an individual depending on his mobility, one must objectively and quantitatively assess the accessibility of a place, street or sidewalk. This has already been the subject of several studies [2] [3]. Assessment methods vary from one country to another and are not always based on concrete procedures. Besides, the past two decades advances in miniaturization of sensors and wireless technologies have enabled the development of systems to monitor person's activity [4] and, more specifically, to identify and classify his movements through the use of inertial sensors [5]. The development of these inertial motion units (IMU) is such that today they can be found embedded in many everyday devices such as Smartphones [6].

This paper presents the so-called “Wegoto” system, a Smartphone-based approach to create an accessibility index for wheelchair users. It is organized as follows. Section II describes the different categories of disabled people concerned (by the categories of wheelchairs used). Section III describes the architecture and functioning principle of the Wegoto System. Section IV presents a case study designed to assess the feasibility of our Smartphone-based method to provide an accessibility index for wheelchair users. Section V discusses the obtained results.

2 The wheelchair categories and specificities

This work first focuses on three specific profiles of wheelchair users. Each user has a specific profile depending on his pathology, wheelchair settings, style of propelling, expertise... [7], etc. However, through some choices, we expect to create an

index that will be useful and usable by the largest possible number of wheelchair users. We distinguish therefore the electric wheelchair from the manual wheelchair. In the manual wheelchair, there are two subcategories that are comfort and active (in which we place the specific case of electrically assisted manual wheelchair). For those two subcategories, the mechanical efficiency of the wheelchair, which is the energy provided by the wheelchair user given the displacement, is of the order of 10% [8]. The energy expenditure of a manual wheelchair in propulsion speed comfort, on ground smooth and regular, without any obstacle is about 210 J/m [8], which seems so close to walking with a value between 150 and 220 J/m. However, when the environmental constraints such as slope, uneven floors or obstacles increase, the energy cost becomes higher and then requires an effort that exceeds walking. In order to reduce effort to a minimum and prevent wheelchair related injuries, we aim at offering the most accessible courses to wheelchair users based on their profile. We have therefore developed a system path statement to retrieve specific data on the constraints of a route while wheeling. This system is specifically designed to provide an accessibility index which is a fixed scale. These data will then provide users with the most appropriate route to their destination considering their profile and this index can also be used by planners to objectively and quantitatively assess, then to accordingly and appropriately improve accessibility.

3 Wegoto System

The Wegoto system path statement is based on a home-made Smartphone application. Smartphone choice is explained by the fact that this device is small, lightweight, but also communicating and commonly available. The system can record the GPS position of its user, the frontal and sagittal inclinations of the wheelchair, its direction, acceleration and deceleration, as well as its instantaneous speed. Furthermore, the system allows the identification and specification of point of interest (POI) in different formats (photo, audio and text). All these data can be recorded in real-time on the Smartphone and can be exported to different file types (GPX, OSM, Excel). In future developments, we plan to use the principle of map-matching to improve the matching records GPS map with OpenStreetMap [9]. These statements are then used to automatically calculate an accessibility

index for a targeted portion of route. The interpretation of this index will allow us to edit specific OpenStreetMap maps to offer, via a dedicated Smartphone application, a navigation assistance for people with reduced mobility, as well as support for the health and well-being (fall detection [10], calling assistance). Maps are then included into a Geographic Information System (GIS) that allows route determination taking into account the profile in order to give the most accessible route. All these softwares take advantage of open standards and open geodata (OpenStreetMap). In this section, we describe (A) the hardware tools we used for the recording system, (B) the data fusion algorithm and (C) the framework.

A. Hardware tools

The inertial motion units we used is the Galaxy Nexus (Samsung, Seoul, South Korea). It is equipped with three different inertial sensors :

- . a 3-axis gyroscope (InvenSense MPU-3050), which measures the angular velocity ;
- . a 3-axis accelerometer (Bosch BMA220) which measures the linear acceleration ;
- . a 3-axis magnetometer which measures the ambient magnetic field and can be used to deduce the orientation considering the projection of the Earth one.

In addition, the Smartphone has a GPS function (using GPS SiRF SiRFstarIV GSD4t and GSM network) for the geographical positioning, a camera and a microphone which could be easily used for obstacle reports.

B. Data fusion algorithm

We used an algorithm to merge records from sensors and counterbalance their respective defects. Gyroscopes have a drift due to the integration of the noise. Magnetometers are noisy due to the weakness of the measured signal and have also a longer response time. All these weaknesses can be compensated by using an algorithm of data fusion such as Kalman filtering. Considering the sensors altogether will reduce the noise effect and limit the drift of sensor values. Fig. 8.1

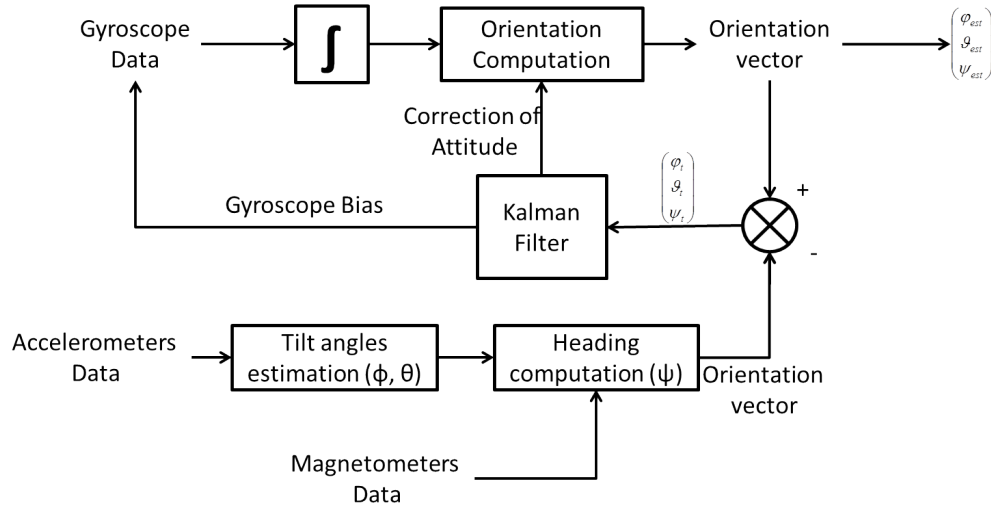


FIGURE 8.1 – Computation of the orientation of the phone considering the values of the different sensors [11]

shows the use of the Kalman filter for the computation of the Smartphone angles.

C. Data processing

All collected data are saved on the Smartphone internal memory. These data are then be extracted and interpreted by both the expert user who made the survey and by an automatic data processing software in a secure server for health data. Thus, the automatic processing offers its interpretation of the route that would be modified and validated by the expert user.

We initially thought to characterize and classify each user movement with the data we obtained through surveys. We have thus constructed a hierarchy of movements (Fig. 8.2). The purpose of this hierarchy is to classify activities of wheelchair users using signals from the inertial sensors and GPS embedded in the Smartphone in order to identify the best accessibility index of a selected route part. The first hierarchical level is used to determine if there is a movement, then the second level contains three movement categories (fall, propelling and turning) and can lead to activities decisions (alarm or turning). Finally, when propelling is detected, the

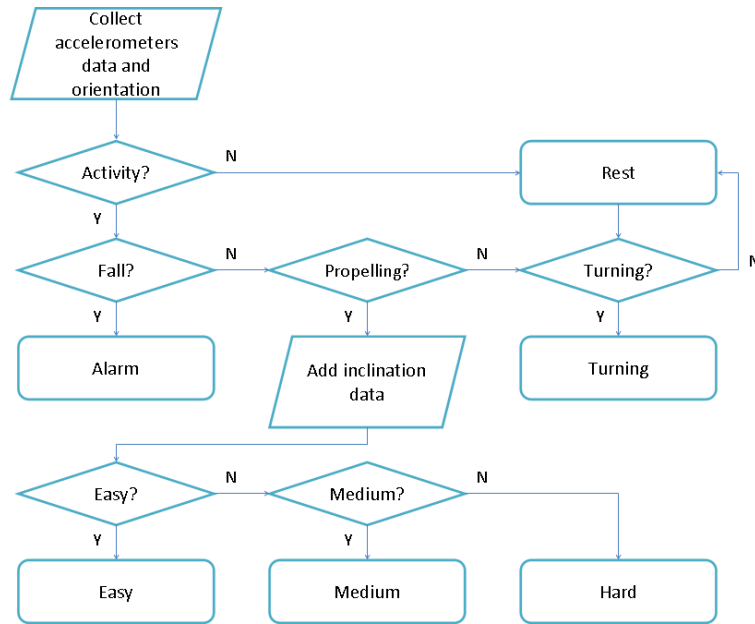


FIGURE 8.2 – Flowchart diagram showing the classification process.

last three categories represent the index that can be chosen. An algorithm was developed for each decision node. There is thus a data processing in real time using a pattern matching to detect a fall and trigger an alarm. The data are then handled a posteriori of the statement of route. This automatic post-treatment course, which follows the framework (Fig. 8.2), is based on two parameters that indicate a level of accessibility (easy, medium, and difficult) which are (i) the rolling resistance and (ii) the technical/handling.

The wheelchair rolling resistance, representing the force opposite to the motion when a body (such as a ball, tire, or wheel) rolls on a surface, was quantified on the analyses of acceleration/deceleration signals. For settings acceleration/ deceleration, we use a process in several parts. As a first step, we select the time ranges to observe. For this, we chose to differentiate activities by performing a frequency analysis of accelerometer signal peaks. We interpret a strong increase of the frequency of these peaks as representative of a simple portion with regard to a more difficult one in which the cycles (given by the action of pushing of the person)

are longer. Following this distribution, we calculate the mean, standard deviation and energy according to [9]. The energy for the x-axis E_x is given by the following equation :

$$E_x = \frac{\sum_{j=1}^N |f_x(j)|^2}{N} \quad (8.1)$$

where f_x is the FFT of the considered time frame of the signal and N is the number of samples. It will allow us to detect 3 types of movement : (i) no movement, (ii) normal pace and (iii) steady pace. Furthermore, we shall put then these observations in connection with slopes rose in the same ranges of time to define the difficulty. Uses of mean, standard deviation and energy of acceleration [12] have been shown to result in the distinction between dynamic activities. In the present study, we decided to add the peaks frequency analysis in order to improve this distinction. The mean acceleration value is considered as the DC component of the signal over the window. Standard deviation of the acceleration signal was used to quantify its variability due to the different activities performed. However, what is most needed is the observation of the periodicity which is reflected in the frequency domain through the energy value. In France, there is a specific law called “law for the equality of rights and the chances, the participation and the citizenship of the disabled persons” [13]. It describes best practices to be adopted for the public space layout. We chose to use these references as basis qualifying the difficulty of a way. For instance, a sidewalk with a crossfall of less than 2° is recommended, which will be taken into account in our decision algorithm.

Regarding the technical/handling, we believe that this is the observation of positioning changes, combined with inclinations measures that will allow us to interpret a difficulty. Furthermore, the break in movement will be visible on the accelerometer signal (and the instantaneous speed). It is also necessary to keep in mind that all of these measures depend on the type of wheelchair used and thus its category (electric, comfort and active). It yields to the construction of a decision tree according to the various observations of signals characterizing an identified situation.



FIGURE 8.3 – Smartphone location and acceleration axes.

4. Case study

In this section, we present a case study designed to evaluate the feasibility of our Smartphone-based approach to assess and improve accessibility for wheelchair users.

A paraplegic male (age : 47 ; height : 180 cm ; weight : 82 kg ; lesional level : D6/D7) was volunteered for the present study. He gave his written informed consent to the experimental procedure as required by the Declaration of Helsinki and the local Ethics Committee after the nature of the study had been fully explained.

He is wheelchair dependent, and is using his hand-rim wheelchair propulsion by use of two hands daily travel since 27 years. His style of propelling is the Semicircular [14].

The Smartphone has been positioned horizontally on the basis of the wheelchair, face screen upward and the y-axis (Fig. 8.3) pointing forwards.

The selected route (see Fig. 8.4) presents in its first selected part (A) an irre-

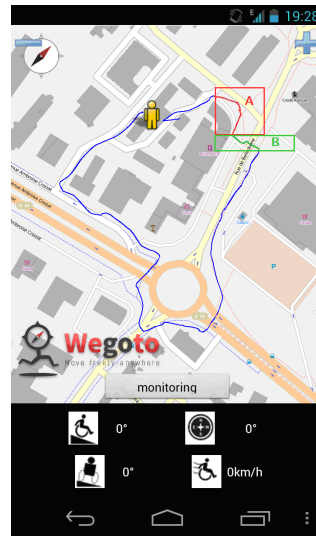


FIGURE 8.4 – Screenshot of the geographical pattern (A,B) of the route in the Smartphone application.

gular ground, with a significant side slope. This requires the user to propulse more significantly compared to insignificant slope. The second portion (B) of the route has a more regular tarred ground but presents a significant slope (more than 2°) and thus implies to the user to hold the acceleration of his wheelchair. This route was made in the town of Crolles, France.

The various measurements of orientations and slopes made possible the portion segmentation (A, B) due to their significant differences. Then, we extracted, from accelerometers values (Fig. 8.5), mean, standard deviation and energy for these two separate parts. In the time domain, we noticed that the cycles of pushes were regular and wide on the first part, then irregular and absent on the second part.

We also confirmed it in the frequency domain using the energy. These calculations gave the accessibility index of the route portions.

5. Discussion

In this paper, we describe the ability to index route segments with expert user feedback using both obstacle denunciation and sensor measurements. Preliminary

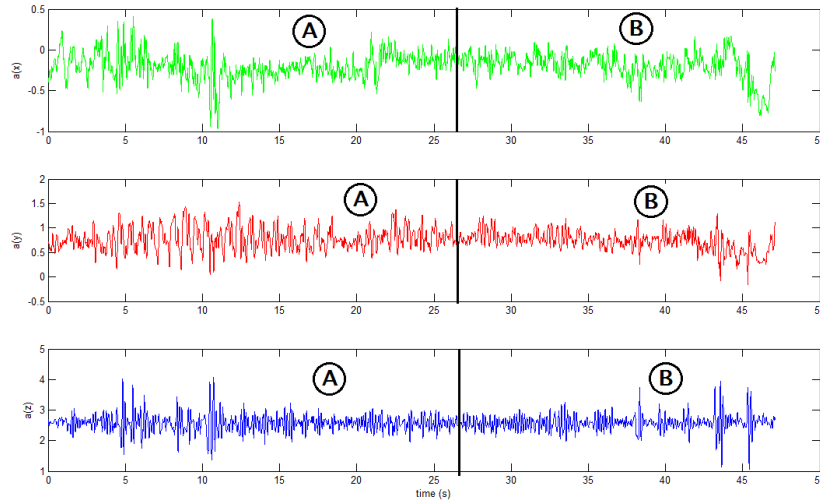


FIGURE 8.5 – Corresponding acquired signal for the route. From top to bottom, low-pass filtered accelerometer signal along the x- (resp. y-, z-) axis. Sections A and B of the way are depicted on each signal.

results from this case study confirm the validity of our approach to determine indexes of accessibility by combining both our framework and algorithm, and the expert user. However, the results of obstacle denunciation have not been integrated yet. Holone and al. [15] studied aspects of personal navigation with collaborative user feedback. They observed that ratings of route segments were not primarily a result of explicit collaboration, whereas absolute obstacle is. We agree with this analysis and our application integrates collaborative denunciation. Future work will consist in classifying these obstacles and consider them into route planning. According to Ren and Karimi [9], we also used sensors data to identify and classify wheelchair movements. We further added inclination data and obstacle denunciation; because we think that rating route segments could be possible using both sensors data from the use of the wheelchair and a subjective confirmation of the expert user. To confirm the preliminary results provided by this case study and to improve the classification, we will extend the study to additional wheelchair users with various profiles and wheelchair settings. Finally, we would like to mention that, interestingly, the Wegoto route record system is not an equipment dedicated and specialized for personal navigation, but is entirely embedded on a Smartphone.

Interpreted data are inserted into GIS application that allows users to plan personalized accessible route navigation on Smartphone or computer and then follow this route with the assistance or guidance of the Smartphone application that could bring sensory feedback. To conclude, we believe that the Wegoto system could be used as an innovative assistive navigation system for wheelchair users and ultimately could help to improve their autonomy and quality of life.

End of contribution 6

doi :10.1109/embc.2013.6609720

Bibliographie

- [1] L. I. Iezzoni, E. P. McCarthy, R. B. Davis, and H. Siebens. Mobility difficulties are not only a problem of old age. *J Gen Intern Med*, 16(4) :235–243, Apr 2001. [176](#)
- [2] R. L. Church and J. R. Marston. Measuring accessibility for people with a disability. *Geographical Analysis*, 35(1) :83–96, 2003. [176](#)
- [3] J. H. Rimmer, B. Riley, E. Wang, and A. Rauworth. Accessibility of health clubs for people with mobility disabilities and visual impairments. *American journal of public health*, 95(11) :2022, 2005. [176](#)
- [4] G. Fenu and G. Steri. Imu based post-traumatic rehabilitation assessment. In *Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL), 2010 3rd International Symposium on*, pages 1–5. IEEE, 2010. [176](#)
- [5] M. J. Mathie, Branko G. Celler, Nigel H. Lovell, and A. C. F. Coster. Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42(5) :679–687, 2004. [176](#)
- [6] A. Campbell and T. Choudhury. From smart to cognitive phones. *IEEE Pervasive Computing*, 11(3) :7–11, 2012. [176](#)
- [7] J. D. Tomlinson. Managing maneuverability and rear stability of adjustable manual wheelchairs : an update. *Physical therapy*, 80(9) :904–911, 2000. [176](#)
- [8] C. Bazzi-Grossin, H. Bazzi, and P. Charpentier. Coût énergétique et rendement mécanique du déplacement en fauteuil roulant en fonction du niveau neurologique et du terrain. le fauteuil roulant. *Problèmes en médecine de rééducation*, 32 :161–167, 1997. [177](#)
- [9] M. Ren and H. A. Karimi. Movement pattern recognition assisted map matching for pedestrian/wheelchair navigation. *Journal of Navigation*, 65(04) :617–633, 2012. [177](#), [181](#), [184](#)
- [10] Frank Sposaro and Gary Tyson. ifall : an android application for fall monitoring and response. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2009 :6119–6122, 2009. [178](#)
- [11] C. Franco, A. Fleury, P. Y. Gumery, B. Diot, J. Demongeot, and N. Vuillerme. ibalance-abf : a smartphone-based audio-biofeedback balance system. *IEEE Trans Biomed Eng*, 60(1) :211–215, Jan 2013. [xxiii](#), [179](#)

- [12] L. Bao and S. S. Intille. Activity recognition from user-annotated acceleration data. In *Pervasive computing*, pages 1–17. Springer, 2004. [181](#)
- [13] JORF n36. loi pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées. <http://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cid-Texte=JORFTEXT000000809647&categorieLien=id>, 2005. [181](#)
- [14] M. L. Boninger, A. L. Souza, R. A. Cooper, S. G. Fitzgerald, A. M. Koontz, and B. T. Fay. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(5) :718–723, May 2002. [182](#)
- [15] H. Holone, G. Misund, H. Tolsby, and S. Kristoffersen. Aspects of personal navigation with collaborative user feedback. In *Proceedings of the 5th Nordic conference on Human-computer interaction : building bridges*, pages 182–191. ACM, 2008. [184](#)

8.3 Contribution numéro 7 : Wegoto, une application Smartphone pour évaluer l'accessibilité de la voirie et des espaces publics aux personnes à mobilité réduite

Wegoto : a Smartphone Application to Assess the Accessibility of Roads and Public Spaces for People with Disabilities - A Proof of Concept Study

Quentin Mourcou, Anthony Fleury, Céline Franco et Nicolas Vuillerme

AMSE JOURNALS-AMSE IFRATH Publication -2014- Modelling C; Vol. 75; Number 2; pp 165-176 - Accepté et publié en 2014

Abstract

This paper proposes an approach based on the use of a Smartphone application to evaluate and improve the accessibility of roads and public spaces for people with reduced mobility. It records measurements from several complementary sensors (linear acceleration, angular velocity, orientation, GPS) and allows the designation of alert points. Subsequently, these measurements are interpreted and transformed into an index that takes into account the user's profile. A case study was conducted with three wheelchair users to assess the feasibility of our approach. Although preliminary, our results suggest that the calculation of custom index works for these profiles. Our results also demonstrate the importance of taking into account differences in inter-profiles for the development of customized trips. Thus, the system could be used as a support to an innovative wheelchair navigation system and, more generally, for people with reduced mobility to improve their independence and quality of life.

1. Introduction

Being able to move independently and secure at work, at school, to go shopping or to visit friends or family is essential for our well-being and social life. Loss of mobility and independence for a person increase his isolation, anxiety and can lead to depression [1]. For people with disabilities, accessibility of roads and public spaces is of utmost importance. In many countries, including France and the United States, the accessibility of a place for people with disabilities must be taken into account in the construction or renovation of a building or a road. However, work on accessibility is a long process that requires the involvement of a large number of stakeholders such as policy makers, urban planners, but also (and especially) users. In order to select the most suitable route for a person based on the capabilities and constraints, we need to objectively and quantitatively evaluate the accessibility of a place. Such evaluation methods are the subject of several studies [2] [3]. However, these studies are not always based on consistent and comparable procedures, that make comparisons difficult too make. Church and Marson were the first to suggest that the measurement of accessibility should take into account both "absolute" accessibility (technical) and "relative" accessibility (user perceptions, travel time) to get a reliable measure [2]. The "technique" measurement is carried out via comparison to the standards of different laws, while the "absolute" measure is based on evaluation of user perception techniques, for example, to weigh the criticality of difficulty [3]. However, this method led to a unique ('averaged') index of accessibility which does not consider the particular profile of the person, who is waiting for a customized response that takes into account his own capacities.

Furthermore, over the last two decades, advances in the miniaturization of sensors and wireless technologies have enabled the development of monitoring actimetric systems through inertial units [4]. The development of these inertial motion units (IMU) is so important that they are now embedded in many everyday objects such as Smartphones. Smartphones are now used by people for self-measurement (movement of the "Quantified self"), but also as part of research into the assessment and rehabilitation of balance [5] and walking capacities [6] or more specific clinical tests such as the Timed Up & Go [7]. The aim of our work is to develop a record system for accessibility of roads to obtain all the necessary information in

order to offer a customized index including the inherent capabilities of the user. This paper presents the survey system "Wegoto" based on the use of this everyday tool, now available for the greatest number that is the Smartphone, and which goal is to record sensors measurement that lead to create an accessibility index for each user profile.

The organization of the paper is as follows. Section II describes the different situations of disability which are integrated in the tool for our study. Section III presents the architecture and operation of the "Wegoto" system. Section IV illustrates, through a case study conducted on three disabled persons who use a manual or an electric wheelchair, the feasibility of the method in real conditions. Finally, the results are discussed in Section V.

2. User categories and specificity

Each of us has his own abilities to cross or clear obstacles. For someone with limited mobility capacities, such as wheelchair users, this may be their ability to take a step height. Some people are able to cross a level difference of 2 cm whereas other may pass over 6 cm, or conversely, only 1 cm. We present in this section (i) generic profiles of wheelchair users, and (ii) the profile of an "urbanism expert" whose mission is specifically to improve diagnosis and accessibility of roads.

2.1 The wheelchair user's profile

Each wheelchair user has a specific "profile" which depends on numerous factors : (i) his pathology, (ii) the characteristics of his wheelchair (electric or manual, mechanical efficiency ...), (iii) the use of his chair (style propulsion, level of expertise) [8]. Taking into account all these parameters, we want to create a reliable, valid, useful and usable by the largest number of wheelchair users index. This is why we distinguish electric wheelchairs from manual ones. These last are divided into two categories : (1) "comfort" (e.g., NETTI 4 U FA medical Eureka, Action 3 NG COMFORT Invacare) and (2) "active" chairs (e.g., EXELLE of Progeo EASY MAX Sunrise Medical). The energy cost and energy expenditure for propulsion are calculated from direct measurement of oxygen consumption [9]. As an indication,

the energy expenditure of a manual wheelchair, on a smooth and even surface without any hindrance, is about 210 J/m [9], which is close to walking with a value between 150 and 220 J/m. However, when environmental constraints such as slope, soil irregularity or barriers increase, the cost of energy increases significantly and exceeds that of walking. To reduce stress to a minimum and prevent musculoskeletal disorders, or injuries related to the use of the manual wheelchair, our goal is to offer the most accessible path to users based on their own specific profile and to create an accessibility index of their own. Chesnay and Axelson have developed a first method to measure the effort made by a person while walking on various surfaces over a short distance [10]. They propose a first technical for calculating an index on a long distance using the developed force measurement as a reference. Thereafter, Kockelman et al. have identified, in their review, factors that influence the perception of comfort while traveling on a sidewalk for wheelchair users, and particularly the influence of the degree of slope and cross slope [11]. These factors are the following : the length of sidewalks (in function of the slope), the proportion of road above the threshold of 2% of the cross slope, the vehicle traffic volume adjacent to the road, the state of the slope and width the coating of the sidewalk, weather, and finally all the specific amenities to accessibility (e.g. curb cuts, pedestrian crossing). Ferreira and Sanches have used a technical evaluation of the infrastructure design of sidewalks and crosswalks, weighted according to the relative importance of each attribute of the road in terms of wheelchair users to also create an accessibility index [3]. The point of view of the user is a perceived difficulty which allowed the authors to validate their index. Concerning "Wegoto", indicators considered to quantify objectively and automatically access are the following : the degree of slope and cross slope, coating, holes or slots at the ground, the height of the pavement, the presence of stairs, lighting, obstacles on the road, and two original weighting factors are the rolling resistance and the technical / handling

2.2 The urbanism expert profile

A "urban planning expert" refers to a person whose work is related to the accessibility of the road. This person may be responsible for public works or elected

politics. To date, these experts have no portable tool to evaluate objectively and quantitatively the accessibility of the road for the different kinds of people with disabilities. Taking into account the needs, expectations and wishes of these people is part of a more comprehensive approach and is of prime importance. The "Wegoto" application allows performing data records for accessibility for most profiles via weighting factors.

In order to calculate the accessibility index, a measurement tool capable of addressing the specifics of each type of profile has then been developed. These data will then be used to provide a guidance service for each profile and suggest the most appropriate journey for each user profile.

3. The Wegoto records system

The record system "Wegoto" is developed as a Smartphone application. This is justified by the fact that this device is small, lightweight, communicating and has become a tool of everyday life available to the largest number (due to its affordability). The application allows users to record, in real time, his GPS location, his orientation, acceleration / deceleration, his instantaneous speed and if so, the inclinations of his chair in the frontal and sagittal planes. In addition, the system allows the identification and specification of different points of alerts, such as obstacle (wherein category), tactile strip, and comments in different formats (photo, audio and text). The GPS may be the one of the Smartphone or another connected GPS (SX Blue II) which is more accurate and can interface via a wireless Bluetooth connection. In future developments, we plan to use the principle of map-matching to improve the accuracy of our records of GPS position. [12] These records are then used to automatically calculate an accessibility index for a targeted portion of the road. The interpretation of this index allows us to edit specific maps from the OpenStreetMap mapping free service. In the remainder of this section we describe successively (3.1) the equipment used for the recording system, (3.2) the algorithm for data fusion and (3.3) the data processing.

3.1 Equipment

The IMU used is the Galaxy Nexus (Samsung, Seoul, South Korea). It is equipped with the following three triaxial sensors :

1. a gyroscope (MPU InvenSense-3050) measuring the angular velocity ;
2. an accelerometer (BMA220 Bosch) measuring linear acceleration ;
3. a magnetometer measuring the ambient magnetic field.

In addition, the Smartphone features a GPS function (using a GPS SiRF SiRF-starIV GSD4t and GSM module) to the geographical location, a camera and a microphone that can be easily used for surveys of barriers and the creation of alerts points.

3.2 Data fusion algorithm

The stability of measurements is enabled by the use of an algorithm for merging data from the various sensors (accelerometer, gyroscope, magnetometer) based on a Kalman filter. Exploiting the redundancy of information corrects the biases specific to different types of sensors, such as measurement noise, drift integration, latency answers ... The angles obtained are then used to determine the user's movements.

3.2 Data processing

All collected data (Fig. 8.6, step 1) are initially stored in the internal memory of the Smartphone and then, extracted and interpreted by both the user and an automatic processing software on a secure server dedicated to health data. Thus, the automatic treatment offers its own interpretation of the road that can be verified and validated by the instigator of the record.

A hierarchical classification of motion was then constructed (Fig. 8.6, step 2) taking into account these different profiles. It allows us to classify user activities using signals inertial sensors. The first hierarchical level is used to determine if there is a movement or not. The second level contains three movement categories - (1) fall, (2) propulsion and (3) change in direction - which can lead to response activities (alarm, turn). Finally, when the activity is characterized, one of the last

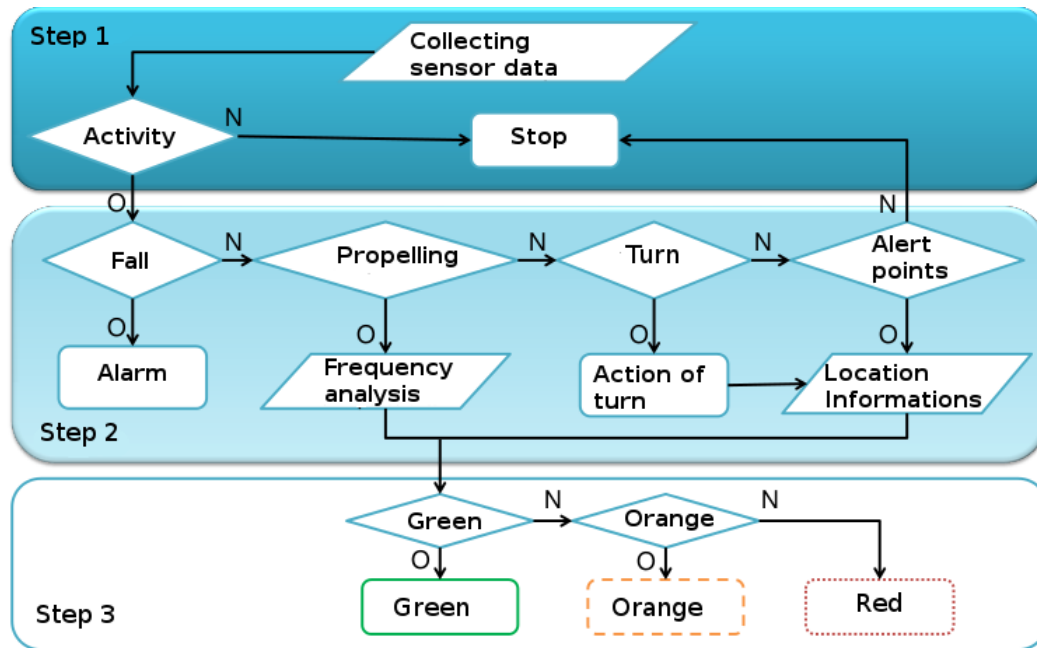


FIGURE 8.6 – Flowchart of the classification process. Step 1 : Data Collection ; Step 2 : Data Analysis ; Step 3 : Extraction of the index.

three categories (green, orange, red) representing the level of difficulty may be selected (Fig. 8.6, step 3). An algorithm was developed for each decision node. It also includes a real-time data processing step for fall detection and alarm triggering in order to ensure the user's safety. The accessibility index is processed post the record. Two specific parameters that guide the accessibility level (Fig. 8.6, step 2) for people using wheelchairs are (i) the rolling resistance and (ii) the technical / handling.

These parameters can only be obtained by the statement of a person with motor disabilities. This allows us to refine the index and make it closer to reality compared with a statement made by an expert in urban planning.

The rolling resistance of the wheelchair, which is opposite to the movement when a body (such as a ball, a tire or a wheel) runs on a surface, is quantified by analysis of the acceleration / deceleration signals from the wheelchair. To do this, we use a three step process. First, we start by selecting the time range to be observed depending on the activity. For this, we chose to differentiate the activities

by performing a frequency analysis of peak accelerometer signals (Fig. 8.6, step 2). A large increase in the frequency of these peaks is considered representative of a portion of easy course, unlike a difficult part of the course where the cycles indicating the pushing action of the person are longer.. After this distribution, the standard deviation and the mean energy are determined according to [12]. The energy for the y-axis (axis in the anteroposterior direction of thrust), denoted E_y , is given by the following equation :

$$E_y = \sum \left| f_y(j) \right|^2 / N$$

where f_y is the Fourier transform of the signal in question and the number N of samples. It allows us to detect three types of periods : (i) containing no movement, (ii) movement with a normal rate and (iii) movement with a steady pace (requiring more effort). It has been shown that the use of the mean, the standard deviation and the acceleration energy makes possible to distinguish dynamic activities [13]. The standard deviation of the acceleration signal was used to quantify the variability due to the activity concerned. However, the most important issue is the observation that the frequency is reflected in the frequency domain based on the value of energy [13].

Regarding the technical / handling, consideration of changes in positioning to overcome an obstacle, combined with tilt measurements allows us to determine the level of difficulty. Finally, these observations are combined and checked against values of good practice, to define the problem and therefore the final index of the portion of the course. For example, a sidewalk with a cross slope less than 2% is recommended [14], which will be factored into our decision algorithm index. If this value exceeds 6%, whatever the outcome of the other comments, the portion of the course is deemed "inaccessible" for all the preset profiles. This eventually leads to the construction of a decision tree based on various observations and information signals characterizing a specific situation.

3. Case study

In this section, we present a case study to evaluate the use of a Smartphone application to measure and improve the accessibility of streets and public spaces. Three individuals with spinal cord injury who use a manual or an electric wheelchair voluntarily participated in this study.

Our first volunteer is a paraplegic young male adult (age : 30, height : 160 cm weight : 60 kg, injury level scoliosis of birth). He uses his manual wheelchair every day for 20 years. His style of propulsion is the "semi-circular" [15]. Our second volunteer is a quadriplegic young male adult (age : 34, height : 183 cm, weight : 70 kg, injury level : C5 / C6 partial). He uses for his daily commute a manual wheelchair. Style propulsion is also the "semi-circular" [15] but he has difficulties in grasping the handrail. Our third volunteer is a quadriplegic young male adult (age : 28, height : 177 cm, weight : 80 kg, injury level : C5-C6). He uses an electric wheelchair since two years instead of a manual to facilitate his efforts during his outside trips. These three individuals gave their written consent to the experimental procedure, which received a favorable opinion from the Ethics Committee for Non-Interventional Research (CERNI 2014-04-21-44) after the nature of the study was clearly exposed.

The Smartphone used for the survey was positioned horizontally on the seat of the chair or on the armrest, facing the screen up and pointing forward. The ride was set to go from point A (tram stop opposite the Home Handicap Service of the University of Grenoble) to point B (center medical equipment sales) through a point C (center Michel Zorman health from the University of Grenoble). The test was conducted in the afternoon in rainy weather. The road so borrowed (Fig. 8.7) presents in its first part (1) a regular tarred ground and a slight downhill slope. This part has been interpreted "green" after analysis (Table 8.1). The rupture index with the next section (2) is the alert point reported by users corresponding to crossing tramlines. This passage is followed by a zone with significant cant slope (5 to 7%), but also many elevations of the road caused by tree roots. Cycles thrust on that part are longer and less frequent for the quadriplegic manual users (Fig. 8.7). Thus, this volunteer deploys more force on this portion of the course. This is also confirmed by the analysis in the frequency domain by using the energy

calculation. The paraplegic users, due to his good physical condition, has not encountered the same difficulty level. For the electric wheelchair user, a significant slope indicates a greater risk of falling. This therefore maintains the index in orange for both quadriplegic users, to the junction with a pavement surface that seems more suitable for rolling. In part (7), the crossing was reported as difficult by the quadriplegic voluntary with the manual wheelchair due to a non-compliant curb cut. However, this curb cut has not been a problem for the two others since one is able to raise and lower the sidewalks of a certain height, and this height remains passable for an electric wheelchair. From part (9), the two manual volunteers did not followed the same path. The paraplegic chose to pursue his course, while the quadriplegic person took a turn to the left. So the rest of the course of the manual and electric wheelchair quadriplegic voluntaries went without a hitch, unlike the paraplegic user. After experimentation, it turned out that the paraplegic person did not know the path. The following path was more deteriorated, particularly in terms of floor covering. It became less smooth and more resistant to the advancement of the wheelchair, which was found also on the accelerometer signals. One difficulty has been encountered in part (12) due to a barrier consisting of a non-compliant curb cut. In part (13), the user has reported an electric pole located in the middle of the sidewalk and preventing the passage of a wheelchair. This forced him to cross the street without suitable transition. The paving of the sidewalk on which is then found the user became even more erratic. The worst trouble was that the user had to go down a sidewalk with a height of 12 cm. This can be seen via the (non-cyclical) accelerometer signals, finding of a "technical" area. Other difficulties have been encountered which that had the effect to class the portion in "red". Part (14) has finally allowed him to reach his destination. These are the different measures of orientation, slope and acceleration / deceleration that enabled segmentation portions. The analysis of signals each portion was then used to determine the specific to each of the three users accessibility index. The two paths taken by the three usersenable to obtain a statement from the finish area wider. The results were presented to all subsequent users. They agree with the interpretation.

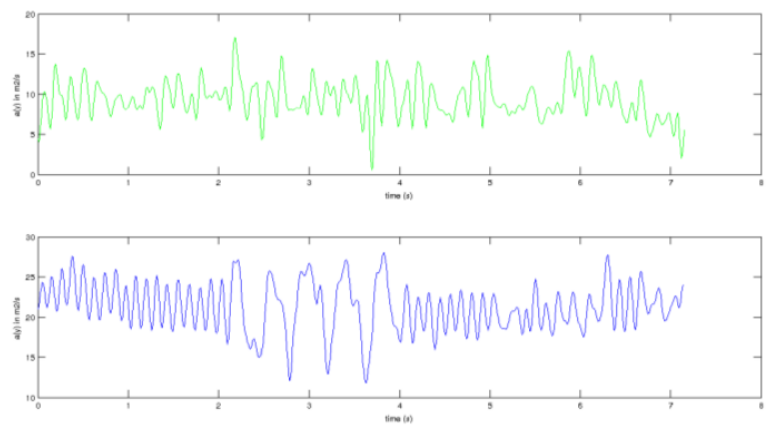


FIGURE 8.7 – Screenshot of the path from A to B via C with cutting parts of the journey from 1 to 14 for the three volunteers and Fig.3 accelerometer signals according to the anteroposterior axis low pass filtered, in m^2/s versus time obtained for paraplegic wheelchair user (top) and quadriplegic wheelchair user (bottom). These signals were collected on the stretch of road (3) a distance 86 meters.

Areas	Informations on the level of the index		
	<i>Paraplegic manual wheelchair user</i>	<i>Quadriplegic manual wheelchair user</i>	<i>Quadriplegic electric wheelchair user</i>
1	Regular tarred ground, slightly downhill (5%) 		
2	Cant (7%), listed one obstacle (tramline)   		
	Energy difference: 0,10	Energy difference: 0,41	None
3	Sol tarred recent sidewalk, no drop-offs or significant slope 		
4			
5	Cant (about 7%), irregular floor tiles, a listed obstacle (tramline)   		
6	Sol tarred recent sidewalk, no drop-offs or significant slope 		
7	No difficulty in crossing 	Height curb cut embarrassing when approaching the crossing   	No difficulty in crossing 
8	Paved road, downhill (6%) and cant (7 to 9%) 		
9	Continuity of road 8 	Cant (7%)   	
10	-	Paved road, downhill (5%) 	
11	Continuity of road 9 	-	
12	Curb cut improper, uneven coating   		
13	Height slabs (12 cm), dangerous crossing (traffic, no curb cut)      		
14	Tarred regular ground 		

TABLE 8.1 – Description of index selection

4. Discussion

The case study allowed us to get three different interpretations of the accessibility of a course, similar in its major part, for three wheelchair users with different profiles. However, the alert points have not been incorporated into the automated calculation of our index yet. Furthermore, Holone et al. have assessed the possibility of feedback indices stretch of road through a collaborative tool [16]. They observed that the indices on road segments are not subject to spontaneous collaboration, unlike the reporting of barriers. Our case study shows the same results. Moreover, urban experts require a map which is constantly up to date. That is why we believe that our survey data must be enriched by a crowdsourcing collaboration via a transmission by end users. Therefore, future research will be concerned with classifying all obstacles in order to consider them when planning routes. As Ren and Karimi [12], we also used the sensor data to identify and classify the movements of the wheelchair. Compared to this research, we have added the inclusion of inclinations (frontal and sagittal), obstacles and amenities accessible data which

enables us to create our accessibility index. To confirm these preliminary results and to improve our classification, a study involving a larger number of wheelchair users is currently being conducted.

5. Conclusion

In this paper, we describe the possibility of indexing the accessibility of road segments using the dedicated Smartphone application "Wegoto". The results of this proof concept study confirm the usefulness of our approach to determine quantitatively the accessibility indices by combining both our organizational decision processes and data processing algorithm. The analysis of this journey has also highlighted the importance of inter-profile differences that must definitely be considered for the development of an index to the nearest specific user characteristics. Finally, we would like to mention that the data record system "Wegoto" course is not a dedicated and specialized equipment, but is fully integrated into a Smartphone, which corresponds to the needs, expectations and wishes of wheelchair users that we assessed in a previous user-centered design approach for the development of the Wegoto system.

End of contribution 7

8.4 Conclusions et perspectives

Après avoir validé les performances des capteurs internes du Smartphone au chapitre 3 et présenté notre architecture au chapitre 4, nous avons réalisé un état de l'art concernant les systèmes de mesure et de suivi de déplacement, à partir d'un Smartphone, pour personne à mobilité réduite utilisant un fauteuil roulant manuel. Dans ce chapitre, nous présentons, par les contributions 7 et 8, la preuve de concept de l'utilisation de notre système.

À travers ces deux contributions, nous avons démontré qu'il est possible d'utiliser le Smartphone en tant qu'outil de collecte de données cinématiques dans le but d'effectuer des relevés sur l'accessibilité de la voirie. Ainsi, le Smartphone permet d'améliorer l'autonomie des personnes à mobilité réduite utilisant un fauteuil roulant en caractérisant la voirie et en relevant les informations liées aux obstacles. Cependant, cet outil de relevé peut encore être amélioré afin de prendre en compte l'ensemble des informations d'accessibilité pour toutes les personnes à mobilité réduite, tel que les personnes aveugles ou malvoyantes, les personnes âgées, les poussettes etc. De plus, un outil permettant de calculer l'itinéraire le plus accessible permettrait de donner ainsi aux usagers l'information la plus pertinente par rapport à ces relevés.

Bibliographie

- [1] L. I. Iezzoni, E. P. McCarthy, R. B. Davis, and H. Siebens. Mobility difficulties are not only a problem of old age. *J Gen Intern Med*, 16(4) :235–243, Apr 2001. [190](#)
- [2] R. L. Church and J. R. Marston. Measuring accessibility for people with a disability. *Geographical Analysis*, 35(1) :83–96, 2003. [190](#)
- [3] M. Ferreira and S. Da Penha Sanches. Proposal of a sidewalk accessibility index. *Journal of Urban and Environmental Engineering*, 1(1) :1–9, 2007. [190](#), [192](#)
- [4] G. Fenu and G. Steri. Imu based post-traumatic rehabilitation assessment. In *Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL), 2010 3rd International Symposium on*, pages 1–5. IEEE, 2010. [190](#)
- [5] C. Franco, A. Fleury, P. Y. Gumery, B. Diot, J. Demongeot, and N. Vuillerme. ibalance-abf : a smartphone-based audio-biofeedback balance system. *IEEE Trans Biomed Eng*, 60(1) :211–215, Jan 2013. [190](#)
- [6] S. Nishiguchi, M. Yamada, K. Nagai, S. Mori, Y. Kajiwara, T. Sonoda, K. Yoshimura, H. Yoshitomi, H. Ito, K. Okamoto, et al. Reliability and validity of gait analysis by android-based smartphone. *Telemedicine and e-Health*, 18(4) :292–296, 2012. [190](#)
- [7] S. Mellone, C. Tacconi, and L. Chiari. Validity of a smartphone-based instrumented timed up and go. *Gait & posture*, 36(1) :163–165, 2012. [190](#)
- [8] J. D. Tomlinson. Managing maneuverability and rear stability of adjustable manual wheelchairs : an update. *Physical therapy*, 80(9) :904–911, 2000. [191](#)
- [9] C. Bazzi-Grossin, H. Bazzi, and P. Charpentier. Coût énergétique et rendement mécanique du déplacement en fauteuil roulant en fonction du niveau neurologique et du terrain. le fauteuil roulant. *Problèmes en médecine de rééducation*, 32 :161–167, 1997. [191](#), [192](#)
- [10] D. Chesney, P. W. Axelson, and al. Preliminary test method for the determination of surface firmness [wheelchair propulsion]. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 4(3) :182–187, 1996. [192](#)
- [11] K. Kockelman, L. Heard, Y-J. Kweon, and T. Rioux. Sidewalk cross-slope design : Analysis of accessibility for persons with disabilities. *Transportation Research Record : Journal of the Transportation Research Board*, pages 108–118, 2002. [192](#)

- [12] M. Ren and H. A. Karimi. Movement pattern recognition assisted map matching for pedestrian/wheelchair navigation. *Journal of Navigation*, 65(04) :617–633, 2012. [196](#), [200](#)
- [13] L. Bao and S. S. Intille. Activity recognition from user-annotated acceleration data. In *Pervasive computing*, pages 1–17. Springer, 2004. [196](#)
- [14] JORF n36. loi pour l’égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées. <http://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cid-Texte=JORFTEXT000000809647&categorieLien=id>, 2005. [196](#)
- [15] M. L. Boninger, A. L. Souza, R. A. Cooper, S. G. Fitzgerald, A. M. Koontz, and B. T. Fay. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(5) :718–723, May 2002. [197](#)
- [16] H. Holone, G. Misund, H. Tolsby, and S. Kristoffersen. Aspects of personal navigation with collaborative user feedback. In *Proceedings of the 5th Nordic conference on Human-computer interaction : building bridges*, pages 182–191. ACM, 2008. [200](#)

Cinquième partie

Synthèse générale et perspectives

Chapitre 9

Synthèse générale et perspectives

Sommaire

9.1 Principaux résultats	209
9.1.1 Validation de l'outil pour la mesure	209
9.1.2 Smartphone et mesure angulaire clinique	211
9.1.3 Architecture du système ubiquitaire	212
9.1.4 Preuves de concept pour les deux axes applicatifs	212
9.2 Discussion générale	214
9.3 Conclusions et perspectives	220
Bibliographie	222

Ce travail de thèse a pour objectif de répondre à la problématique suivante :

Comment évaluer et améliorer l'autonomie des personnes au quotidien ?

La partie introductive de ce travail a permis la mise en place du contexte et l'identification la problématique et les choix pour parvenir à y répondre. Ainsi, nous avons identifié un outil ubiquitaire, le Smartphone, qui possède des caractéristiques nous permettant de penser que son utilisation dans ce contexte permet d'évaluer et améliorer l'autonomie des personnes. À travers chaque contribution poursuivant un but précis, nous avons ensuite apporté des éléments de réponse permettant d'arriver à cette partie de synthèse et de discussion. Les résultats et perspectives de chaque chapitre ayant été discutés de manière individuelle, nous proposons de conclure ce manuscrit à travers une présentation des résultats et une discussion générale.

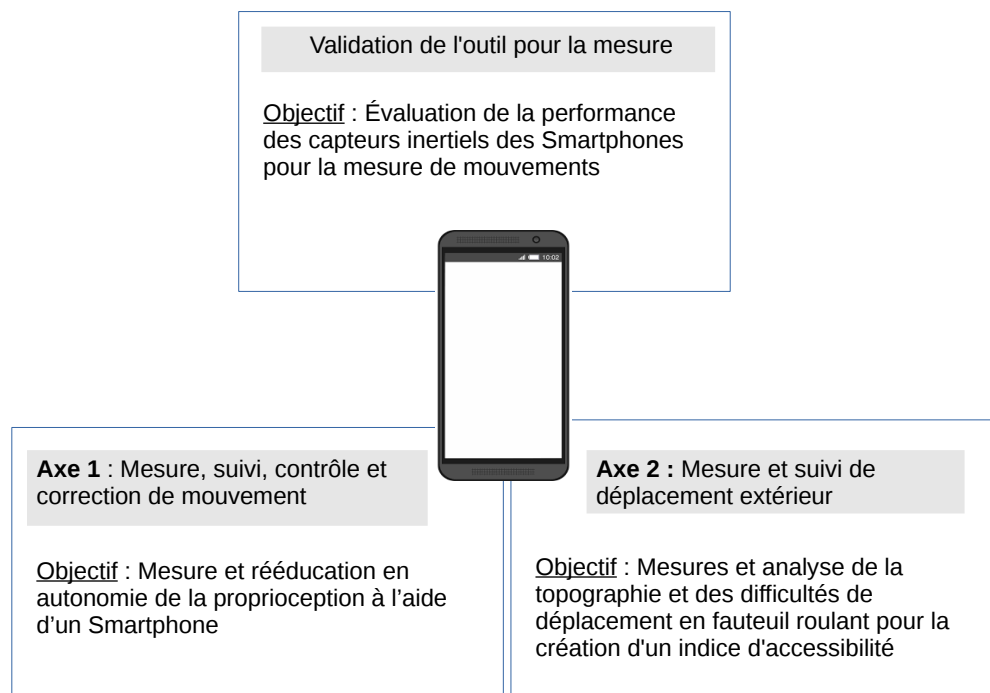


FIGURE 9.1 – Découpage du manuscrit

9.1 Principaux résultats

9.1.1 Validation de l'outil pour la mesure

La diminution de l'autonomie, quelque soit la population ciblée, engendre un accroissement de l'isolement, de l'anxiété ainsi qu'une augmentation du risque de dépression [1]. Les différentes stratégies mises en place ont permis d'apporter des solutions afin de retarder cette diminution d'autonomie dans le temps. Parmi ces solutions, les technologies pour la santé et l'autonomie (TSA) amènent l'apport de solutions concrètes à certains besoins grâce à des outils techniques dédiés et spécifiques. Cependant, nous avons constaté que ce matériel est encore, aujourd'hui, d'un coût important, aussi bien pour les ménages que pour la société. C'est pourquoi nous avons identifié un outil du quotidien, faisant partie des nouvelles technologies, et possédant certains atouts nous permettant d'envisager de répondre à des besoins identiques. Plus précisément, notre objectif est de pouvoir évaluer et améliorer l'autonomie des personnes au quotidien. Pour réaliser cela, nous avons pris le parti de nous focaliser sur des mesures en lien avec la mobilité, puisque sa perte est l'un des facteurs aggravant de la diminution d'autonomie. Ces mesures doivent nous permettre de faire, pour notre premier axe applicatif, l'évaluation des articulations fonctionnelles et de la proprioception qui sont essentielles pour l'équilibre, la posture et la rééducation des commandes motrices. Dans un second axe applicatif, les mesures effectuées doivent nous permettre une évaluation des conditions de mobilité liées à l'environnement de déplacement. C'est pour ces raisons que nous souhaitons créer un système ubiquitaire permettant d'atteindre notre objectif principal à travers ces deux axes secondaires. De plus, ce système ubiquitaire doit également pouvoir être utilisé en toute autonomie au quotidien. Nous avons ainsi identifié le Smartphone comme un outil nous permettant d'atteindre ces objectifs. En effet, le Smartphone, dans sa conception, est construit comme un micro-ordinateur avec un microprocesseur (CPU), un processeur graphique (GPU), de la mémoire vive (RAM) et de la mémoire de stockage (Flash). De plus, il intègre directement un écran tactile, un haut parleur et un vibreur afin de permettre l'interaction avec l'utilisateur. Enfin, le Smartphone possède de nombreux capteurs (accéléromètre, gyroscope, magnétomètre, GPS, proximité, luminosité, microphone,

appareil photo numérique...) qui permettent, une nouvelle fois, d'interagir avec l'utilisateur mais également d'identifier et d'interpréter la situation spatiale ou l'utilisation de l'objet en tant que tel. Cependant, la fiabilité de ces capteurs intégrés dans cet outil du quotidien n'avait, à notre connaissance, jamais été évaluée.

La contribution numéro 1, chapitre 3, permet ainsi d'évaluer les performances des capteurs inertiels et des algorithmes des différents fabricants de Smartphones pour la mesure angulaire. Ces performances sont comparées à deux "gold standard" que sont, d'une part pour la robotique, le bras Kuka KR5-SIXX-R650, et d'autre part pour le clinique, les Motion Trackers MTx de Xsens. Les tests ont été réalisés dans deux conditions différentes, statiques et dynamiques, afin de couvrir l'ensemble des utilisations possibles dans le cadre clinique. Pour effectuer la mesure angulaire, 5 filtres différents ont au total été utilisés. Ces filtres utilisent la mesure combinée de trois capteurs internes au Smartphone que sont l'accéléromètre, le magnétomètre et le gyroscope. Nous avons implémenté deux filtres, Mahony [2] et Madgwick [3], décrits dans la publication. Les autres filtres sont ceux proposés par Google, Apple et Xsens. Un premier protocole nous a permis de déterminer s'il y avait un effet de la position du Smartphone sur le bras robotisé et si la répétabilité de notre protocole était possible. Nous en avons conclu qu'il n'y avait pas d'effet de la position pour la mesure clinique. Puis, notre second protocole avait pour objectif de comparer les performances des Smartphones et des algorithmes. Les résultats démontrent des erreurs quadratiques moyennes en dessous de $0,3^\circ$ pour chacun des axes testés en condition statique, tandis qu'en condition dynamique les résultats sont plus épars pour les filtres implémentés à cause du blocage de cardan. Ce blocage apparaît lorsque l'on utilise les angles d'Euler dans une application mathématiques, et entraîne une diminution de la fiabilité des valeurs renvoyées par l'appareil lorsque deux des trois axes de rotation de Smartphone sont portés vers la même direction. Dans le contexte clinique, ces résultats sont satisfaisants et permettent de conclure que les capteurs du Smartphone et les algorithmes proposés par les constructeurs sont fiables. Cependant, les résultats de nos algorithmes sont à nuancer à cause du blocage de cardan. Ce biais est induit par l'espace dans lequel nous avons choisi de travailler, l'espace d'Euler. Ce choix a été effectué de manière à utiliser la représentation spatiale la plus compréhensive pour le corps médical. Cependant, les algorithmes implémentés sont optimisés pour l'espace des

quaternions. Leur implémentation et fonctionnement n'est donc pas à remettre en cause. Ainsi, afin de prévenir le biais de blocage de cardan, la solution est d'utiliser les mouvements et positions standards recommandés par la société internationale de biomécanique (International Society of Biomechanics, ISB) [4]. Ainsi, nous pouvons poursuivre nos travaux de création d'un outil ubiquitaire centré autour du Smartphone, qui plus est avec nos algorithmes de fusion de capteurs, pouvant ainsi les paramétrer au mieux en fonction des besoins.

9.1.2 Smartphone et mesure angulaire clinique

Dans la revue de littérature, chapitre 4, nous avons identifié les études scientifiques qui utilisent le Smartphone pour effectuer directement des mesures angulaires cliniques pour l'évaluation des amplitudes articulaires. Celles-ci étant habituellement mesurées à l'aide d'outils cliniques standard tel que le goniomètre, le pointeur laser ou l'inclinomètre numérique. Nous avons identifié 28 études pour des mesures d'amplitudes articulaires concernant le cou, l'épaule, le coude, le genou, la hanche, la colonne vertébrale et la cheville. Une fois encore, les limites induites par le blocage de cardan sont mises en avant. De plus, certaines études révèlent que la mesure d'angle à partir du magnétomètre uniquement n'est pas fiable à cause des perturbations de champ magnétique. Dans une autre revue, Milani et al. [5] concluent qu'il y a un manque de validation d'utilisation du Smartphone, ici en tant que goniomètre, pour la mesure dynamique. Nous le constatons également. De plus, nous n'avons pour le moment pas trouvé d'étude clinique utilisant le Smartphone en tant qu'outil d'exercice de rééducation autonome à domicile dans le cadre de la mesure angulaire ; cela contrairement à d'autres domaines cliniques tel que les maladies cardiaques [6] [7], la rééducation pulmonaire [8] ou encore la prévention des entorses de cheville [9] [10]. Nous en déduisons donc qu'il y a un manque au niveau de la recherche, et que notre objectif de créer un outil ubiquitaire centré autour du Smartphone pour l'évaluation et l'amélioration de l'autonomie fait sens. De plus, notre choix d'utiliser les exercices de proprioception n'a pas encore été exploré.

9.1.3 Architecture du système ubiquitaire

Nous avons choisi de valoriser le système ubiquitaire créé à travers un brevet et une publication scientifique, présentés au chapitre 5. L'architecture décrite permet l'évaluation, le suivi, le contrôle et la correction du mouvement ou de la posture à partir du Smartphone. L'objectif est d'utiliser le Smartphone pour réaliser l'ensemble de ces tâches. Elle permet précisément de :

1. Mesurer et détecter le mouvement réalisé par l'utilisateur
2. Comparer le mouvement courant à un mouvement théorique
3. Fournir un retour à l'utilisateur lui permettant, si besoin, de corriger son mouvement par rapport au mouvement théorique attendu
4. Effectuer une mise à jour (automatique) du niveau de difficulté en fonction des capacités de l'utilisateur
5. Calculer un score en fonction de la pluralité d'écarts de mesure obtenus, et le conserver
6. Transmettre ce score, ou indice, à un tiers pour lui permettre de surveiller et suivre les performances et leur évolution au cours du temps

Ainsi, l'application Smartphone n'est plus uniquement utilisée pour l'évaluation et le contrôle, mais également comme un terminal générateur d'exercices et fournisseur de retour direct auprès de l'utilisateur, ou de l'équipe médical, sur sa performance. Cela lui permet alors de pratiquer en toute autonomie des exercices de rééducation, en complément de ce qu'il peut réaliser auprès d'un praticien. La nature et le degré de difficulté peuvent évoluer au fil du temps, et les retours sensitifs sont d'origines multiples (visuel, sonore, tactile). De plus, il est possible de réaliser des combinaisons de ces retours et de les moduler (vitesse, temps, direction, amplitude, type). L'algorithme de fusion de données utilisé peut être un filtre de Kalman simple ou alors le filtre proposé par Madgwick [3].

9.1.4 Preuves de concept pour les deux axes applicatifs

Le chapitre 6 présente l'évaluation de la preuve de concept de notre système ubiquitaire basé autour du Smartphone. Ce système permet l'amélioration de l'autonomie de la personne à travers l'évaluation, le suivi, le contrôle et la correction

de mouvement ou de posture afin d'améliorer la proprioception et indirectement la mobilité. Nous avons fait le choix de réaliser cette preuve de concept par un exercice de proprioception au niveau du genou, couramment utilisé en pratique clinique. Cet exercice consiste à effectuer des mouvements du genou depuis une position de repos jusqu'à un angle cible défini, en ayant les yeux fermés. La première itération consiste à guider l'utilisateur jusqu'à l'angle cible, puis lors de la seconde itération il a pour consigne de "regagner l'angle cible et marquer sa position" sans aucun retour de la part du dispositif. Le dispositif est constitué du Smartphone, d'une pochette dans laquelle il est inséré et qui vient s'enrouler autour de la jambe en position distale ; et de deux modules Bluetooth vibrants positionnés au niveau ventrale sur tibia en position médiane et au niveau dorsal sur muscle gastrocnémien. Deux types de conditions de retour tactile ont été testés, un retour attractif qui déclenche le vibreur en direction de la zone morte à retrouver (angle cible), et un retour répulsif qui déclenche le vibreur dans la direction opposée. L'évaluation s'est déroulée auprès de sujets sains, jeunes et âgées. Les résultats nous permettent de conclure sur l'influence réelle du retour tactile au cours de l'exercice mais ne nous permettent pas de déterminer quelle est la meilleure condition de retour. Nous avons également pu constater que l'utilisateur était capable d'utiliser l'application et de comprendre les consignes en toute autonomie. Cependant, afin de valider scientifiquement cette hypothèse, elle doit faire l'objet d'une étude dédiée.

Notre seconde preuve de concept est présentée à travers le chapitre 8. Après l'état de l'art sur les applications Smartphone permettant d'effectuer des relevés d'accessibilité, nous avons valorisé ce travail de recherche par deux articles scientifiques. L'objectif est d'utiliser le Smartphone, placé de manière solidaire au fauteuil roulant manuel, afin de récolter des données cinétiques et des données d'accessibilité de la voirie afin d'interpréter les difficultés de déplacement d'un usager. Grâce aux capteurs du Smartphone, l'application est capable de récolter des données de positionnement GPS, d'accélération et décélération, de pente, de dévers et d'orientation. Ces relevés, automatisés, sont mis en relation avec d'autres données topographiques telles que la surface de revêtement du sol. La classification s'effectue ensuite de manière hiérarchique en commençant par déterminer s'il y a mouvement de l'utilisateur, puis en catégorisant ce mouvement (propulsion, changement de direction, chute). La difficulté est ensuite déterminée en utilisant deux

paramètres interprétés que sont la résistance au roulement et la technicité. Les tests auprès des utilisateurs ont été réalisés sur plusieurs profils d'utilisateurs de fauteuil mais également sur deux parcours différents. L'utilisateur a par ailleurs utilisé l'application, une fois encore, en autonomie après une phase d'apprentissage. Les résultats obtenus nous incitent à croire que cette application permet d'effectuer des relevés d'accessibilité de manière objective, en prenant en compte certaines caractéristiques de l'utilisateur. Cependant, elle ne couvre pas encore l'entièreté des besoins et peut encore être améliorée. De plus, l'étude doit porter sur un nombre d'utilisateurs plus conséquent pour dépasser le stade de preuve de concept.

Compte tenu des résultats positifs obtenus et montrant l'efficacité des solutions mobiles, des études ergonomiques sont en cours afin d'en assurer l'appropriation, l'acceptation et l'utilisation effective auprès de ses utilisateurs finaux.

9.2 Discussion générale

9.2.1 Fiabilité et mesures

Dans ce travail de thèse, la première approche sur la fiabilité des capteurs de l'outil Smartphone (chapitre 3) a soulevé certaines limites de ces capteurs, communes aux systèmes dédiés appelés Centrales Inertielles (Inertial Motion Unit-IMU). Tout d'abord, les limites du magnétomètre (permettant de mesurer finement l'orientation par rapport au nord magnétique) causées par les interactions ferromagnétiques n'ont pas été repoussées dans ce travail de thèse. Il existe des solutions qui permettent d'estimer les perturbations induites par ces interactions telles que celles proposées par Roetenberg et al. [11], Seco et al. [12] ou encore Renaudin et al. [13]. Ces solutions utilisent des filtres de Kalman étendus ou alors de nouvelles techniques de calibrations. Cependant, notre protocole de test ne nous permettait pas d'effectuer la calibration de ce capteur de manière connue et convenable pour l'ensemble des filtres des fabricants. Néanmoins, les filtres implémentés proposent une correction de ces singularités qui sont évaluées dans les articles les décrivant [3] [2]. Une autre étude axée sur l'orientation nous paraît donc nécessaire, mais elle devra pour cela utiliser un protocole différent de celui que nous avons choisi d'appliquer. Ainsi, cet axe d'orientation, dit azimuth, n'a pas été pris en compte.

L'autre limite soulevée est celle du choix de l'espace de représentation des valeurs d'angles. Ainsi, même si les calculs effectués par le Smartphone n'utilisent pas les angles d'Euler pour éviter les singularités lorsque deux axes sont alignés, la conversion de la valeur finale n'est pas pour autant aussi précise que dans l'espace des quaternions, qui par l'ajout d'un nouvel axe permettent d'éviter ces singularités. Cependant, les angles d'Euler la représentation la plus interprétable, et cela notamment dans le domaine auquel s'adresse ce travail de thèse, le domaine clinique. Le choix que nous avons fait, comme d'autres, n'empêche pas nos résultats d'être suffisamment précis et fiables par rapport aux "gold standard" pour la mesure clinique. De plus, les recommandations ISB [4] nous permettent de standardiser nos exercices pour éviter les biais. Cependant, la littérature scientifique, en particulier robotique et automatique, nous incite tout de même fortement à l'utilisation des quaternions. Nous suggérons donc, à l'avenir, qu'une réflexion soit faite sur la manière de renvoyer ou d'interpréter un résultat de mesure clinique d'angulation. Le médecin ne doit-il pas faire confiance à la machine ? La machine ne pourrait-elle pas simplement lui renvoyer un score, comme à l'utilisateur ? Ces questions restent en suspens et devront être résolues.

Ces limites, bien que réelles, ne se sont pourtant pas avérées bloquantes à la poursuite de ce travail de thèse, dont l'objectif est la mise au point d'un outil ubiquitaire centré sur le Smartphone et permettant l'amélioration de l'autonomie. La mise au point de l'architecture de cet outil, valorisé par un brevet et une publication scientifique, est le fruit de notre réflexion initiale confortée par l'état de l'art concernant les outils pour la mesure et la rééducation de la proprioception à l'aide d'un Smartphone. Cependant, cette architecture, bien que complète, ne se suffit pas à elle seule pour répondre à notre objectif. Notre principe, utiliser le Smartphone et uniquement le Smartphone, va aujourd'hui à l'encontre de ce qui peut être proposé à la fois sur le marché actuel mais également sur ce que proposent les nouvelles études scientifiques.

En ce qui concerne le marché, nous ne pouvons que constater que la majorité des Smartphones qui sont vendus actuellement, ne disposent finalement pas tous de l'ensemble des trois capteurs inertiels que sont l'accéléromètre, le magnétomètre et le gyroscope. En effet, l'accéléromètre est présent de manière systématique puisque c'est sur ses mesures (uniquement) que se base l'algorithme permettant d'effectuer

la rotation de l’affichage dans les systèmes d’exploitations. Quant au gyroscope et au magnétomètre, nous constatons qu’ils sont régulièrement absents des appareils de bas et milieu de gamme, ce qui représente une bonne partie des ventes. Leur absence se justifie par leur coût, non pas matériel mais leur coût d’intégration. Bien que l’accéléromètre seul puisse suffire pour la mesure [14], ou bien combiné uniquement avec le gyroscope [15] [16], ou uniquement avec le magnétomètre [17], la littérature nous montre aujourd’hui que les filtres utilisant la combinaison des trois sont les plus performants [3] [18]. Ensuite, nous constatons que de plus en plus de capteurs sont aujourd’hui "déportés" du Smartphone. Cela va dans le bon sens, puisqu’il s’agit d’améliorer la pertinence de leur positionnement pour améliorer la mesure. Ainsi, cela ne remet pas forcément en cause notre modèle mais l’amène à devoir prendre en compte que certaines mesures peuvent être déportées et donc que le système, toujours centré autour du Smartphone, ne repose pas uniquement sur lui. C’est, en plus, un peu de cette manière que nous avons travaillé sur iProprio, où ce n’est pas un capteur mais un actuateur qui est déporté, à savoir le vibreur. Notre architecture reste donc tout à fait valide.

Pour évaluer la pertinence de cette architecture, nous avons choisi d’étudier deux axes applicatifs. Le premier est l’évaluation d’un système de mesure, de suivi, de contrôle et de correction de mouvements à l’aide d’un Smartphone. Le second est l’évaluation d’un système de mesure et de suivi de déplacement pour personne à mobilité réduite utilisant un fauteuil roulant manuel.

9.2.2 Axe 1

L’application iProprio est dédiée à ce premier axe. Notre étude porte sur la preuve de concept de cette application. Nos objectifs étaient de (1) décrire l’architecture de cette application, (2) étudier quel est le mode de retour vibrotactile le plus adéquat et (3) valider l’utilisation de l’application. Les résultats auprès de sujets jeunes et âgés sains nous ont permis de conclure qu’il n’y avait pas de retour vibrotactile meilleur qu’un autre, et que ce retour apporte une plus-value en terme de performance. Ce travail nous permet de valider uniquement une preuve de concept. Une étude sur une population pathologique doit désormais être conduite afin de valider l’impact de l’exercice sur la proprioception. De plus, une autre

étude spécifique à la validation de l'utilisation de l'application en autonomie doit être conduite, en parallèle ou simultanément. Elle se déroulera au sein du living lab Info-Santé-Autonomie de Nancy sur une durée d'un an auprès du personnel et des résidents de l'École de la Vie Autonome. L'application iProprio est également utilisée pour une étude auprès de sujets jeunes et sains pour évaluer l'impact de la fatigue sur la proprioception du genou.

Dans le cadre de nos travaux, nous avons également évalué l'utilisation de l'application iProprio au sein d'un autre dispositif, une Smartwatch. Celle-ci possède des capteurs inertiels (accéléromètre et gyroscope) qui nous permettent d'effectuer la mesure d'angle par l'intermédiaire d'un autre algorithme [3] évalué sur le même protocole que les Smartphones. Les résultats de cette étude, bien que statistiquement concluant, sont situés à l'extrême limite de la validité des mesures cliniques. Le protocole d'étude de iProprio pour Smartwatch s'est déroulé dans le cadre de mesures de l'articulation gléno-humérale. L'étude a porté sur des mouvements de : (1) rotation externe, (2) élévation antérieure et (3) abduction. Les résultats, basés sur une population de 8 hommes et 8 femmes, jeunes et sains, ne nous ont pas permis de conclure, de manière statistique, sur la fiabilité et la reproductibilité des mesures avec la montre par rapport au "gold standard" goniomètre. En effet, notre protocole souffrait de biais potentiellement similaires à l'utilisation du goniomètre ainsi que de biais induit dans le protocole de mesure standard de ces mouvements. Ces biais sont, entre autres, liés à la position de référence, qui dépend du relâchement des muscles du patient ; et sont d'ordre biomécanique en ce qui concerne le contrôle de cette position de départ par l'observateur. Ainsi, l'architecture de iProprio n'est pas ici remise en cause, mais il s'agit plutôt, en l'occurrence, de la pertinence des protocoles d'exercices ainsi que de la précision des capteurs. Les perspectives de ces travaux sont les suivants : (1) étudier la fiabilité des capteurs sur une Smartwatch plus récente, possédant les 3 capteurs inertiels similaires aux Smartphone ; et (2) étudier de manière comparative l'utilisation d'iProprio sur une Smartwatch et un Smartphone pour un même protocole de mesure d'angle.

Enfin, concernant l'évaluation de cette architecture, nous l'avons également étudiée pour le suivi, le contrôle et la correction de la posture à travers l'application iBalance. Cette application est présentée dans le chapitre 5. Elle permet, à l'instar d'iProprio, d'effectuer des exercices de rééducation en toute autonomie.

Pour cela, le Smartphone est placé sur une ceinture, en position dorsale au niveau de la vertèbre L5, et accompagne l'utilisateur dans ses exercices d'équilibre par des consignes orales. Pour améliorer ses capacités, c'est à dire ses aptitudes à atteindre l'objectif de l'exercice, l'utilisateur reçoit un retour qui peut être soit visuel, auditif ou tactile, comme iProprio. Les premières preuves de concept, que nous avons réalisées auprès de sujets jeunes [19] et âgés [20], suggèrent que l'application permet de réduire significativement le déséquilibre du tronc pendant les exercices à l'aide d'un retour auditif en temps réel. Les perspectives de ces travaux sont les suivantes : (1) étudier d'autres formes de retours (tactile et visuel), (2) élargir la population à des sujets atteints d'une pathologie induisant une déficience de proprioception et (3) inclure un véritable jeu sérieux ("serious game").

9.2.3 Axe 2

Concernant l'évaluation d'un système de mesure et de suivi de déplacement pour personne à mobilité réduite utilisant un fauteuil roulant manuel, nos études avaient également pour objectifs la validation de la preuve de concept. Ainsi, nous avons pu conclure que l'application permet d'effectuer des relevés d'accessibilité de manière objective, en prenant en compte certaines caractéristiques de l'utilisateur. Les perspectives de ces premiers travaux sont multiples. Tout d'abord, il faudrait désormais étudier la fiabilité des relevés sur une population plus conséquente et pour un même trajet. Ensuite, il faudrait étudier la mise en place d'une application mobile de navigation utilisant ces relevés. En effet, l'application de navigation pour personne en fauteuil roulant est un besoin que nous avons identifié au cours de l'étude de conception participative auprès d'utilisateurs. Cette étude porte plus généralement sur les besoins et acceptabilité des nouvelles technologies dédiées à l'amélioration de l'autonomie des personnes en situation de handicap. Elle a deux objectifs pour les personnes en situation de handicap :

1. Cerner les besoins et attentes en matière d'autonomie fonctionnelle et de dispositifs techniques d'aide et de suppléance à leur handicap
2. Définir et spécifier des solutions qui pourraient être déployées et utilisées afin de pallier leurs limitations fonctionnelles et améliorer leur qualité de vie

La première étape de ce travail nous a permis d'identifier les difficultés et limitations fonctionnelles d'autonomie pour certains handicaps ainsi que les besoins et attentes de ces utilisateurs en matière d'autonomie. Ensuite, une étape de co-conception participative, orientée usage, nous a permis d'élaborer des solutions qui ont ensuite été évaluées par un plus grand nombre d'utilisateurs potentiels. Parmi ces solutions, nous avons identifié le besoin d'un dispositif d'aide à l'élaboration de parcours adaptés et de guidage. Par ailleurs, ce type de solution a fait l'objet de travaux scientifiques [21] mais à partir de données existantes ne prenant pas forcément en compte le niveau d'accessibilité. L'étude de ce type de solution de navigation, à partir de données issues de notre application, nous apparaît donc comme une perspective de ces travaux. Il serait également pertinent d'intégrer à cette solution une dimension sociétale et participative, à la manière de ce que proposent Christin et al. [22] avec uSafe. Il s'agit d'une application permettant aux utilisateurs d'indiquer le niveau de sécurité de l'endroit dans lequel ils se trouvent. Il serait alors possible de parler, pour notre application de navigation, de niveau de sécurité concernant l'accessibilité. Cela viendrait ainsi compléter les relevés de l'application étudiés dans ce travail de thèse afin d'y apporter une mise à jour continue. De plus, l'étude des relevés d'accessibilité pour la navigation à l'intérieur d'un bâtiment est une autre perspective qui devrait être étudiée. Des solutions de navigation intérieur pour fauteuil roulant à partir de Smartphones ont même déjà vu le jour [23]. Enfin, l'application mobile développée dans ce travail de thèse permet également le relevé de données d'accessibilité concernant d'autres profils de personnes à mobilité réduite telles que les personnes malvoyantes ou aveugles, les personnes malentendantes ou sourdes, les personnes âgées. Mais pour une interprétation optimale des données, chaque profil doit faire l'objet de la rédaction d'un référentiel spécifique. Ces profils, qui ont fait partie de l'étude de co-conception participative, ont également besoin d'un guidage particulier à partir de données précises. Par exemple, une personne malvoyante ou aveugle pourra être intéressée par guidage lui signalant la dangerosité d'une traversée (absence de bande d'éveil à la vigilance, hauteur de trottoir etc.), ou tout simplement la présence d'une traversée qu'elle n'aurait pu découvrir par elle-même. Le guidage de personne malvoyante ou aveugle relève d'un travail propre à des besoins spécifiques [24]. De nouvelles méthodes de guidage, complémentaires du Smartphone, font leur

apparition. Il existe, par exemple, la techniques de spatialisation du son [25], de caméra stéréovision [26] ou de stimulation tactile plantaire [27]. L'ensemble de ces solutions pourraient ainsi bénéficier de la cartographie des obstacles statiques et de l'accessibilité relevée par notre application.

9.3 Conclusions et perspectives

Ce manuscrit regroupe des travaux relatifs à la mise au point d'un système ubiquitaire, centrée autour du Smartphone, et dédiée à l'amélioration de l'autonomie. L'objectif principal et fédérateur est de pouvoir mettre au point ce système afin d'apporter un outil d'évaluation, de suivi, de contrôle et de correction de mouvement pour l'aide à la mobilité, qui est essentielle à la préservation et l'amélioration de l'autonomie.

Nous nous sommes tout d'abord intéressés à l'évaluation de la fiabilité des capteurs de l'outil Smartphone, afin de pouvoir valider son utilisation en tant qu'outil de mesure dans le domaine clinique. A travers un protocole innovant, utilisant à la fois un "gold standard" robotique et clinique, nous avons été en mesure de déterminer que le Smartphone peut être utilisé comme outil de mesure clinique, pour la mesure d'angle en particulier. Les perspectives de ces travaux sont les suivantes : (1) étudier, à l'aide du même protocole, la fiabilité des capteurs d'autres types d'objets (SmartWatch, SmartBand...), (2) améliorer le protocole pour prendre en compte la calibration de tout les capteurs et (3) réaliser une étude spécifique sur les mesures d'orientations.

Concernant l'architecture mise en place pour répondre aux objectifs, les études de preuves de concepts de l'utilisation de iProprio nous ont permis de valider que le retour vibrotactile a bien un impact sur les performances des usagers lors de la réalisation de l'exercice de proprioception du genou. Les perspectives de ces travaux sont les suivantes : (1) Étudier l'effet de l'application auprès de sujets atteints d'une pathologie induisant une déficience de proprioception et (2) évaluer l'ergonomie et la reproductibilité de mesure de l'application lorsqu'elle est utilisée sur une période plus longue et en autonomie.

Concernant l'évaluation d'un système de mesure et de suivi de déplacement pour personne à mobilité réduite utilisant un fauteuil roulant manuel, nous nous

sommes intéressés à la validation de la preuve de concept auprès d'utilisateur de fauteuil roulant possédant des profils différents. Les perspectives de ces travaux sont les suivantes : (1) évaluer l'outil auprès d'une population plus importante, (2) lier les relevés effectués avec une application de calcul d'itinéraire et de navigation ; et (3) élargir le champ de recherche à d'autres type de profil de handicap.

De manière générale, notre architecture centrée autour du Smartphone pourrait également s'appliquer à d'autres domaines que le maintien à domicile ou l'aide à la mobilité. Il serait, par exemple, intéressant de monitorer l'activité des personnes au travail afin de prévenir les troubles musculosquelettiques au niveau lombaire ou même au niveau du genou tel que l'hygroma.

Ce manuscrit ouvre ainsi la voie à l'élaboration d'applications spécifiques à l'amélioration de l'autonomie des personnes en utilisant le système ubiquitaire centré autour du Smartphone. L'utilisation d'un outil technique central, familier, faisant partie du quotidien des usagers et pouvant être utilisé de manière autonome pour de la rééducation à domicile ou pour de l'évaluation d'accessibilité nous a permis de répondre à la problématique posée.

Bibliographie

- [1] L. I. Iezzoni, E. P. McCarthy, R. B. Davis, and H. Siebens. Mobility difficulties are not only a problem of old age. *J Gen Intern Med*, 16(4) :235–243, Apr 2001. [209](#)
- [2] R. Mahony, T. Hamel, and J-M. Pflimlin. Nonlinear complementary filters on the special orthogonal group. *Automatic Control, IEEE Transactions on*, 53(5) :1203–1218, 2008. [210](#), [214](#)
- [3] S. Madgwick. An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. Technical report, Report x-io and University of Bristol, 2010. [210](#), [212](#), [214](#), [216](#), [217](#)
- [4] G. Wu, F. C. T. van der Helm, H. E. J. DirkJan Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner, B. Buchholz, and International Society of Biomechanics . Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion–part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*, 38(5) :981–992, May 2005. [211](#), [215](#)
- [5] P. Milani, C. A. Coccetta, A. Rabini, T. Sciarra, G. Massazza, and G. Ferriero. Mobile smartphone applications for body position measurement in rehabilitation : A review of goniometric tools. *PM&R*, 6(11) :1038–1043, 2014. [211](#)
- [6] M. Varnfield, M. Karunanithi, C-K Lee, E. Honeyman, D. Arnold, H. Ding, C. Smith, and D. L. Walters. Smartphone-based home care model improved use of cardiac rehabilitation in postmyocardial infarction patients : results from a randomised controlled trial. *Heart*, 100(22) :1770–1779, Nov 2014. [211](#)
- [7] A. M. Layton, J. Whitworth, J. Peacock, M. N. Bartels, P. A. Jellen, and B. M. Thomashow. Feasibility and acceptability of utilizing a smartphone based application to monitor outpatient discharge instruction compliance in cardiac disease patients around discharge from hospitalization. *International journal of telemedicine and applications*, 2014, 2014. [211](#)
- [8] A. Marshall, O. Medvedev, and A. Antonov. Use of a smartphone for improved self-management of pulmonary rehabilitation. *Int J Telemed Appl*, page 753064, 2008. [211](#)
- [9] M. Van Reijen, I. I. Vriend, V. Zuidema, W. Van Mechelen, and E. A. Verhaagen. The implementation effectiveness of the strengthen your ankle smart-phone application for the prevention of ankle sprains : design of a randomized controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 15(1) :2, 2014. [211](#)

- [10] I. Vriend, I. Coehoorn, and E. Verhagen. Implementation of an app-based neuromuscular training programme to prevent ankle sprains : a process evaluation using the re-aim framework. *British journal of sports medicine*, pages bjsports–2013, 2014. [211](#)
- [11] D. Roetenberg, H. J. Luinge, C. Baten, and P. H. Veltink. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 13(3) :395–405, 2005. [214](#)
- [12] F. Seco, J. C. Prieto, J. Guevara, et al. Indoor pedestrian navigation using an ins/ekf framework for yaw drift reduction and a foot-mounted imu. In *Positioning Navigation and Communication (WPNC), 2010 7th Workshop on*, pages 135–143. IEEE, 2010. [214](#)
- [13] V. Renaudin, M. H. Afzal, and G. Lachapelle. New method for magnetometers based orientation estimation. In *Position Location and Navigation Symposium (PLANS), 2010 IEEE/ION*, pages 348–356. IEEE, 2010. [214](#)
- [14] H. J. Luinge and P. H. Veltink. Inclination measurement of human movement using a 3-d accelerometer with autocalibration. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 12(1) :112–121, 2004. [216](#)
- [15] E. Foxlin, M. Harrington, and Y. Altshuler. Miniature six-dof inertial system for tracking hmds. In *Aerospace/Defense Sensing and Controls*, pages 214–228. International Society for Optics and Photonics, 1998. [216](#)
- [16] H. J. Luinge and P. H. Veltink. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering and computing*, 43(2) :273–282, 2005. [216](#)
- [17] B. Kemp, A. JMW Janssen, and B. Van der Kamp. Body position can be monitored in 3d using miniature accelerometers and earth-magnetic field sensors. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 109(6) :484–488, 1998. [216](#)
- [18] J. L. Marins, X. Yun, E. R. Bachmann, R. B. McGhee, and M. J. Zyda. An extended kalman filter for quaternion-based orientation estimation using marg sensors. In *Intelligent Robots and Systems, 2001. Proceedings. 2001 IEEE/RSJ International Conference on*, volume 4, pages 2003–2011. IEEE, 2001. [216](#)

- [19] C. Franco, A. Fleury, P. Y. Gumery, B. Diot, J. Demongeot, and N. Vuillerme. ibalance-abf : a smartphone-based audio-biofeedback balance system. *IEEE Trans Biomed Eng*, 60(1) :211–215, Jan 2013. [218](#)
- [20] A. Fleury, Q. Mourcou, C. Franco, B. Diot, J. Demongeot, and N. Vuillerme. Evaluation of a smartphone-based audio-biofeedback system for improving balance in older adults—a pilot study. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2013 :1198–1201, 2013. [218](#)
- [21] M. Nuc and Z. Mikovec. Wheelgo : Navigation for wheelchair people. In Stepankova, H and Slamberova, R, editor, *Stranuti 2014*, pages 98–104, Ustavni 91, Praha 8-Bohnice, 181 03, Czech Republic, 2014. Charles Univ Third Fac Med, Psychiatricke Centrum Praha-Prague Psychiatric Center. Gerontological Interdisciplinary Conference, Prague, Czech Republic, oct 24-25, 2014. [219](#)
- [22] D. Christin, C. Roßkopf, and M. Hollick. usafe : A privacy-aware and participative mobile application for citizen safety in urban environments. *Pervasive and Mobile Computing*, 9(5) :695–707, 2013. [219](#)
- [23] J. Link, F. Gerdsmeyer, P. Smith, and K. Wehrle. Indoor navigation on wheels (and on foot) using smartphones. In *International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation*, volume 13, page 15th, 2012. [219](#)
- [24] E. Pissaloux. À propos de la conception de systèmes d’aide aux déplacements des déficients visuels. *Annals of Telecommunications*, 58(5) :905–917, 2003. [219](#)
- [25] J. Blum, M. Bouchard, and J. Cooperstock. What’s around me? spatialized audio augmented reality for blind users with a smartphone. In *Mobile and Ubiquitous Systems : Computing, Networking, and Services*, pages 49–62. Springer, 2012. [220](#)
- [26] H. Fernandes, P. Costa, V. Filipe, L. Hadjileontiadis, and J. Barroso. Stereo vision in blind navigation assistance. In *World Automation Congress (WAC)*, 2010, pages 1–6. IEEE, 2010. [220](#)
- [27] R. Velázquez, E. Pissaloux, and A. Lay-Ekuakille. Tactile-foot stimulation can assist the navigation of people with visual impairment. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2015, 2015. [220](#)