

# Système de mesure embarqué pour l'évaluation de l'effort de propulsion d'une personne en fauteuil roulant dans son environnement quotidien

François DEVILLARD<sup>1</sup>, Bernard HEIT<sup>1</sup>, Christophe BONNET<sup>2</sup>, Corinne GUINGAMPS<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Université de Lorraine - CRAN - UMR 7039 Campus Sciences, F54506 Vandœuvre-lès-Nancy, France

<sup>2</sup>Pôle Innovation Instrumentation Contrôle et Mesures 6 rue du colonel Clarenthal, F-54300 Lunéville, France

<sup>3</sup>Faculté du Sport, 30 rue du jardin botanique, 54600 Villers-lès-Nancy, France

francois.devillard@univ-lorraine.fr, bernard.heit@univ-lorraine.fr,  
christophe.bonnet@univ-lorraine.fr, corinne.guingamps@staps.uhp-nancy.fr

**Résumé** – La quantification des bénéfices d'une activité physique sur une technique de propulsion en fauteuil roulant manuel et la mise en évidence des difficultés de déplacement, nécessitent le développement d'une instrumentation dédiée pouvant saisir les multiples données proprioceptives et extéroceptives. Ces travaux décrivent les premiers résultats obtenus à partir d'un prototype équipé d'une électronique embarquée adaptable à tout type de fauteuil. Ils démontrent les fortes potentialités de cette approche pour étudier l'autonomie des personnes à mobilité réduite.

**Abstract** – To better appreciate how difficult wheelchair propulsion is, an embedded measurement system that can capture multiple proprioceptive and exteroceptive data is developed. This work describes the first results obtained by a prototype equipped with onboard electronics and well adaptable to any type of wheelchair. They show the great potential of this new approach for the study of improving the independence of people with disabilities

## 1 Introduction

La reconnaissance de tout individu dans notre société moderne est définie pour beaucoup par son niveau d'autonomie [2]. Chez les personnes en fauteuil roulant, l'autonomie est très dépendante de la facilité avec laquelle le fauteuil est manipulé. Cette efficacité de propulsion dépend de l'importance du handicap, des capacités physiques de la personne, du matériel (design, poids, équipement du fauteuil), de l'environnement topographique urbain et de la nature du sol. De nombreuses études se sont intéressées à ces différents aspects [5] et [9]. A notre connaissance, aucun outil ne permet d'étudier l'efficacité des déplacements de la personne handicapée dans son propre fauteuil roulant et en situation réelle. En dehors des caractéristiques du fauteuil roulant, la propulsion dépend de la déficience de la personne handicapée, de sa condition physique et de sa technique de propulsion [8] et [7]. L'efficacité d'un déplacement dans une discipline sportive peut être évaluée par le rapport entre la vitesse de déplacement et l'énergie engagée pour ce déplacement. Ces deux paramètres peuvent être facilement mesurés sur des ergomètres en laboratoire [8]. Cependant, ces outils ne rendent pas toujours compte de la réalité du terrain, notamment dans le cas des déplacements quotidiens en fauteuil roulant. Il a donc été nécessaire de développer un système qui permette de mesurer la vitesse et l'énergie simultanément et

instantanément à partir de fauteuils existants et sans modification de leur structure. Ces mesures doivent pouvoir être réalisées pour toute personne handicapée sur son fauteuil roulant personnel, puisqu'il lui est adapté ; notre choix s'est porté sur un fauteuil standard. Le relevé de ces mesures s'effectue en situation réelle. Le système ne doit pas être intrusif ni gêner la propulsion du fauteuil. Il existe aujourd'hui un certain nombre de dispositifs de mesures sur fauteuil roulant décrits dans [4] et [10] mais chacun à sa finalité qui ne répond pas à notre problématique.

## 2 Architecture de traitement

Un bon indicateur de l'efficacité de la propulsion du fauteuil peut être donné par l'observation conjointe du mouvement du fauteuil et des efforts qui lui sont transmis. Cet indicateur relève du couplage entre les deux mesures suivantes :

- la première évalue la force engagée sur les cerceaux des roues du fauteuil roulant de manière indépendante pour les deux mains,
- la seconde quantifie les mouvements du fauteuil roulant.

La force engagée sur les mains courantes du fauteuil se décompose en forces radiale, axiale et tangentielle. Comme l'indique [3], la composante permettant de faire avancer le fauteuil

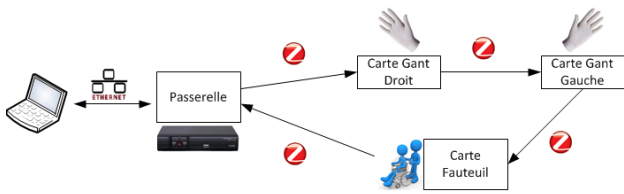


FIGURE 1 – Déploiement des systèmes de mesure.

est la force tangentielle mais celle-ci ne peut exister sans une force axiale qui lui est corrélée. Un indicateur de la force engagée peut donc se faire par une unique mesure des pressions sur la main courante qui est l'image de la force axiale.

## 2.1 Solution technique proposée

Notre réponse à cette problématique est, d'une part, de positionner 9 capteurs sur chacun des gants pour obtenir le reflet des contacts des mains sur les mains courantes et d'autre part, d'instrumenter le fauteuil roulant pour obtenir les paramètres de trajectoire lors de son déplacement. Ces deux aspects nécessitent la conception de deux systèmes de mesure embarqués distincts d'encombrement et de poids négligeables.

## 2.2 Définition des systèmes de mesure

Le premier système de mesure est constitué de gants instrumentés par des capteurs de pression de type FSR (Force Sensing Resistor) positionnés sur les régions palmaires en contact avec les mains courantes lors de la propulsion du fauteuil roulant. La mesure porte sur une quantification de la durée du contact et sur l'intensité de la pression exercée. Ce système nécessite une électronique d'acquisition numérique.

Le second système est une centrale inertielle. Basée sur des accéléromètres et des gyroscopes, elle mesure à la fois l'accélération et la vitesse de rotation sur trois axes. Ces six mesures permettent d'obtenir une image du mouvement du fauteuil dans l'espace après calculs. Cette centrale inertielle est gérée par un processeur embarqué.

Ces deux systèmes de mesures ont donné lieu à la conception de cartes électroniques. Le premier système est positionné sur l'avant-bras et l'autre sur le fauteuil.

Les calculs à partir des mesures brutes de la centrale inertielle placée sous le fauteuil, sont effectués sur ce prototype, par un PC de supervision.

L'ensemble des systèmes de mesure est connecté à un PC superviseur par une carte passerelle qui transfère les données sur un réseau Ethernet afin de les traiter. Les trois cartes communiquent par l'intermédiaire d'un réseau sans fil permettant ainsi une grande liberté de mouvement. La technologie de réseau ZigBee choisie est un compromis entre la quantité de données à transférer en lien avec la fréquence d'échantillonnage et les économies d'énergie. L'exploitation conjointe des mesures de ces deux systèmes permettent d'avoir un jugement objectif sur la qualité de propulsion du fauteuil roulant en vue de

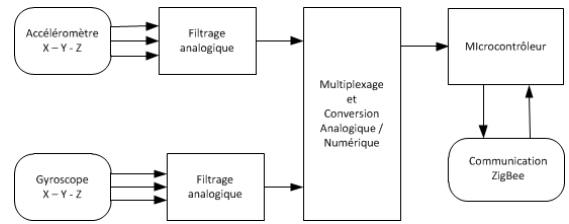


FIGURE 2 – Chaîne de mesure de la centrale inertielle.

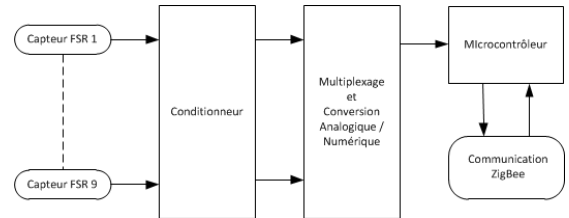


FIGURE 3 – Chaîne de mesure des gants.

mesurer l'efficacité du programme d'entraînement par mesures comparatives.

## 3 Algorithme

Les paramètres de trajectoire sont obtenus par la mesure de l'accélération et de la vitesse de rotation du fauteuil simultanément sur trois axes. Ces six mesures permettent d'obtenir une image du mouvement du fauteuil dans l'espace après calcul. La centrale mesure l'accélération et les vitesses angulaires sur les 3 axes X, Y et Z. Plusieurs filtres fréquentiels délimitent la bande passante des accéléromètres et gyroscopes.

$$H_a(s) \cdot G_a(s) + s \cdot H_g(s) \cdot G_g(s) = 1 \quad (1)$$

Nous avons mis en places les filtres complémentaires  $G_a$  et  $G_g$  [1] et [6] pour le calcul des angles d'assiette qui agissent dans les plages fréquentielles où les capteurs donnent les meilleurs résultats. Les données issues de l'accéléromètre sont prises en compte pour le calcul de l'angle pour des fréquences de 0 à 1 Hz et pour les fréquences supérieures, l'angle est calculé à partir des données issues des gyroscopes. Les angles d'assiette

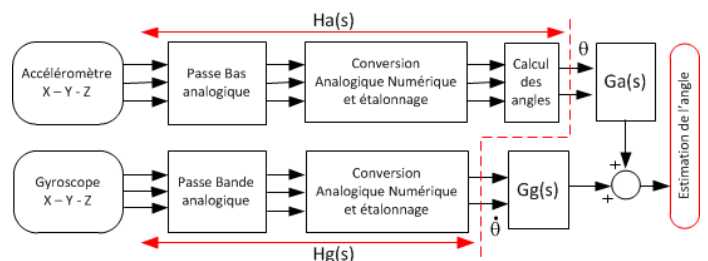


FIGURE 4 – Calcul des angles d'assiette  $(\theta_x, \theta_y)$ .

permettent d'évaluer l'accélération causée par la gravité pour la soustraire de l'accélération brute du fauteuil. Le résultat final donne dans le repère du fauteuil son vecteur d'accélération tridimensionnel.

## 4 Résultats

### 4.1 Mesures sur la centrale inertielle

#### Déplacement en ligne droite

Dans un premier temps, nous avons réalisé des mesures de mouvements, sans s'intéresser aux gants, afin de valider le traitement des mesures de la centrale inertielle. Un premier essai a consisté à parcourir une distance d'une dizaine de mètres en ligne droite. La figure 5 montre l'accélération nette et la vitesse au cours du temps sur l'axe de déplacement du fauteuil (Axe X). Nous pouvons voir que la vitesse de progression n'est pas constante mais subit des variations causées par les poussées successives produites par la personne sur les mains courantes. La figure 5 montre la distance parcourue du fauteuil sur l'axe X qui, à la fin du déplacement, est de l'ordre de 9 m.

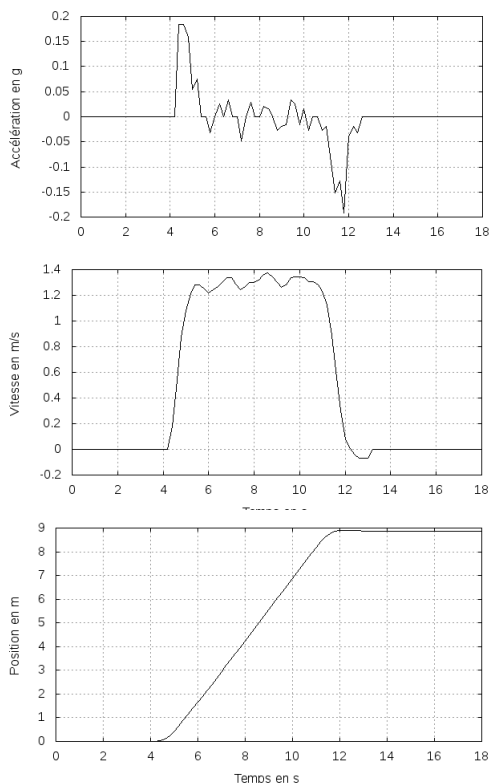


FIGURE 5 – Accélération nette, vitesse et position sur l'axe X lors d'un déplacement de rectiligne selon X

#### Montée sur un plan incliné

Un deuxième essai a consisté à monter le fauteuil sur un plan incliné afin de valider la réponse du filtrage complémentaire sur

les angles. La figure 6 montre la mesure de l'angle  $\theta_y$  lors de la propulsion du fauteuil sur un plan incliné dont la pente a été mesurée à  $9^\circ$ . A 10 s le fauteuil entre en contact avec le plan incliné, matérialisé sur la courbe par un pic d'angle. Au final, l'angle indiqué lorsque le fauteuil est arrêté sur le plan incliné est de  $9,5^\circ$ .

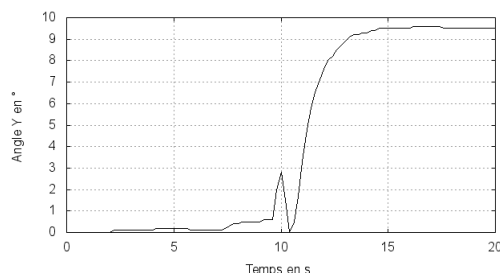


FIGURE 6 – Mesure de l'angle de tangage lors de la montée d'un plan incliné

### 4.2 Mesures des pressions sur les gants

#### Impact de la pression sur l'accélération

La figure 7 montre les mesures de pression recueillies par un capteur du gant droit situé sur la paume de la main et de l'accélération résultante sur l'axe X. Le parcours consiste à réaliser un trajet rectiligne de quelques mètres, faire un demi-tour puis revenir au point de départ. Ces courbes montrent bien que le mode de déplacement en fauteuil est irrégulier, et que l'accélération résultante varie : la phase de poussée engendre une accélération du fauteuil, puis, lors de la phase aérienne du retour des mains, le fauteuil décélère. Entre 12 et 14 s, le fauteuil décélère et s'arrête, le capteur ne répond pas lors cette phase de freinage parce que la zone de la main correspondante n'est pas en contact avec la main courante. En revanche elle l'est lors du demi-tour sur place qui se déroule entre 15 s et 20 s.

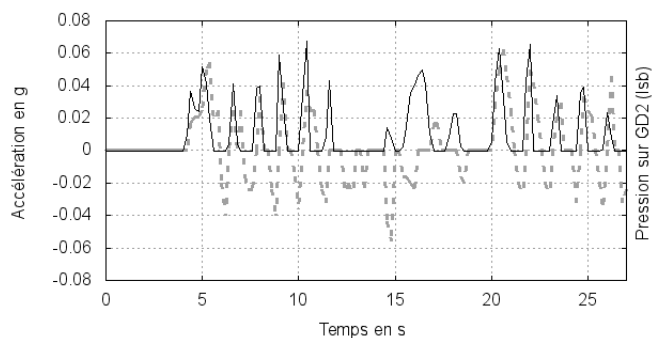


FIGURE 7 – Pression (trait plein) et Accélération (pointillé)

#### Dissymétrie de la poussée

La figure 8 montre les mesures de pression sur un même capteur sur les deux mains en rapport à l'accélération sur l'axe

X. Le mouvement a consisté à parcourir un trajet rectiligne et les capteurs de pression représentés sont ceux positionnés sur la dernière phalange du pouce. Les courbes montrent que cette partie de la main n'est pas sollicitée lors du démarrage du fauteuil (premier pic d'accélération). Ensuite, nous constatons que les pouces exercent des pressions d'intensités différentes et produisent leur action de façon décalée pendant les phases temporelles de poussée.

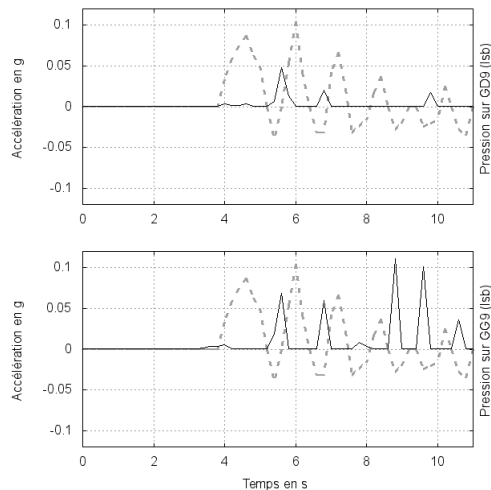


FIGURE 8 – Pression (trait plein) et accélération (pointillé) des gants droit et gauche de haut en bas

## 5 Conclusions

Le travail présenté ouvre de nouvelles perspectives concernant l'évaluation de la propulsion en fauteuil roulant manuel par des mesures plus réalistes pour des utilisations quotidiennes. Chaque personne pouvant être évaluée sur son fauteuil roulant personnel. Le prototype développé répond à une demande croissante de surveillance d'activité de personnes et sa technologie le rend capable de mettre à jour des systèmes d'informations utiles pour réaliser des diagnostics. L'instrumentation de la personne apporte des renseignements fiables par rapport à l'objectif visé. Le choix des capteurs, hormis la précision recherchée, est principalement fonction de leur taille, de la consommation énergétique et du coût.

L'avantage du prototype réalisé est de favoriser une navigation fiable en tout temps et en toute situation. Une amélioration importante sera réalisée en le couplant avec le GPS pour recalculer les positions lors d'un trajet quotidien et un magnétomètre pour l'initialisation de l'angle de lacet ce qui n'est pas aujourd'hui pris en compte dans ce travail. Une centrale inertielle intégrée remplacera avantageusement les différents capteurs utilisés.

Les travaux menés n'avaient pas pour objectif d'optimiser la partie matérielle mais de bien comprendre et cerner tous les problèmes posés par une telle architecture. Les premiers résultats obtenus sont un préalable à un ensemble de tests dont la validation par des mesures externes (par un VICON par exemple).

## Remerciements

Cette recherche s'inscrit dans le cadre d'une collaboration avec la MSH Lorraine USR CNRS 3261 dans l'axe 5 Santé, Qualité de Vie et Handicap. Nous remercions la société PROTEOR, spécialiste du handicap et de l'orthopédie, pour avoir mis à notre disposition un fauteuil roulant manuel.

## Références

- [1] A-J Baerveldt and R Klang. A low-cost and low-weight attitude estimation system for autonomous system for an autonomous helicopter. In *INES'97 - Intelligent Engineering Systems, IEEE International Conference*, September 15-17 1997.
- [2] J-M Barbin. L'épreuve du corps paralysé dans l'apprentissage sportif. *Recherches et éducations [En ligne]*, mis en ligne le 15 octobre 2008, 11, 2006.
- [3] M L Boninger, R A Cooper, M A Baldwin, SD. Shimada, and A. Koontz. Wheelchair pushrim kinetics : Body weight and median nerve function. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8) :910–915, November 1999.
- [4] J-C Calbelguen. *Développement d'outils pour l'analyse et la quantification des interactions utilisateur-fauteuil-environnement lors de déplacements en fauteuil roulant manuel*. PhD thesis, Ecole Nationale Supérieures d'Arts et Métiers - ParisTech -Laboratoire de Biomécanique - UMR 885 - CNRS, Décembre 2008.
- [5] M Dabonneville, P Kauffmann, and P Vaslin. A self contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions. *Technology and Disability*, 17(2) :63–76, July 27 2005.
- [6] W Hua, D B DeBra, C T Hardham, B T Lantz, and J A Giaime. Polyphase fir complementary filters for control systems. *Spring Topical Meeting on Control of Precision Systems, Proc. ASPE 32*, pages 109–114, Avril 2004.
- [7] A M Koontz, R A Copper, M L Boninger, Y Yang, B G Impink, and L H V van der Woude. A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, pages 447–458, 2005.
- [8] J P Lenton, N E Fowler, L H V van der Woude, and V L Goosey-Tolfrey. Biomechanics and physiology of active wheelchair propulsion. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, pages 870–879, 2008.
- [9] L C Masse. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *Journal Rehabilitation Research and Development*, 29(3) :12–28, 1992.
- [10] Christophe Sauret. *Cinétique et énergétique de la propulsion en fauteuil roulant manuel*. PhD thesis, Ecole Doctorale Sciences pour l'Ingénieur de Clermont-Ferrand - Université Blaise Pascal, Mars 2010.