



HAL
open science

Système d'alerte sur obstacles pour améliorer l'autonomie des personnes utilisant un fauteuil roulant

Gilles Tagne, Annemarie Kokosy, Philippe Saey, Mbakop Steeve

► To cite this version:

Gilles Tagne, Annemarie Kokosy, Philippe Saey, Mbakop Steeve. Système d'alerte sur obstacles pour améliorer l'autonomie des personnes utilisant un fauteuil roulant. Conférence Handicap 2022 – 12ème édition, IFRATH, Jun 2022, Paris, France. hal-03962928

HAL Id: hal-03962928

<https://hal.science/hal-03962928>

Submitted on 7 Feb 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Public Domain

Système d’alerte sur obstacles pour améliorer l’autonomie des personnes utilisant un fauteuil roulant

Gilles Tagne

CRISTAL, CNRS UMR 9189 and JUNIA
2 Rue Norbert Segard
59046 Lille, FRANCE
gilles.tagne@junia.com

Annemarie Kokosy

HEMiSF4iRE Design School
Catholic University of Lille
Lille, FRANCE
Anne-Marie.Kokosy@univ-catholille.fr

Philippe Saey

Labo Regeltechniek en Automatisering
KU Leuven, ESAT-ELECTA-EA
Gand, Belgique
philippe.saey@kuleuven.be

Steeve Mbakop

CRISTAL, CNRS UMR 9189 and JUNIA
2 Rue Norbert Segard
59046 Lille, FRANCE
steeve-kamga.mbakop@junia.com

Maxime Cheramy

JUNIA
2 Rue Norbert Segard
59046 Lille, FRANCE
maxime.cheramy@junia.com

Ali Oukhrif, Thomas Degallaix

JUNIA
Lille, France
ali.oukhrif@junia.com
thomas.degallaix@junia.com

Foucauld Bergerault

JUNIA ISEN
Lille, France
foucauld.bergerault@student.junia.com

Axandre Gorgol

JUNIA ISEN
Lille, France
axandre.gorgol@student.junia.com

Ikram Ahanou

JUNIA ISEN
Lille, France
ikram.ahanou@student.junia.com

Résumé—L’intérêt principal de cet article repose sur la mise en œuvre d’une application d’alerte sur obstacles visant à améliorer l’autonomie des personnes utilisant un fauteuil roulant. Cette application est conçue sur un dispositif d’enregistrement de données hétérogènes, ouvert et configurable. Une analyse des données collectées lors des essais réalisés permet d’évaluer l’efficacité de la solution proposée et d’envisager de nouveaux axes d’améliorations.

Mots clés—Système d’alerte sur obstacles, collecte de données, tests cliniques, fauteuil roulant connecté intelligent

I. INTRODUCTION

Ces dernières années, les récentes avancées technologiques ont favorisé l’émergence des technologies d’assistance visant à compenser le handicap [1], à améliorer l’autonomie des personnes à mobilité réduite ou en situation de handicap [2], [3], [4]. Toutes ces solutions technologiques permettent ainsi d’améliorer l’autonomie et la qualité de vie des personnes âgées ou des personnes en situation de handicap.

Plusieurs travaux présentent des applications spécifiques ou une méthodologie permettant de concevoir des applications garantissant la maintenance à domicile, ce, avec assez un maximum d’autonomie [5], [6]. De nos jours, l’un des défis est de fournir des outils permettant d’effectuer des tests cliniques ou des tests à domicile, de ces applications. Lorsqu’on vient à effectuer des tests cliniques sur un dispositif médical ou ou

des tests sur l’efficacité d’un traitement médicamenteux dans un environnement donné, il est nécessaire de collecter et de synchroniser des données de capteurs physiques, mais également les réponses aux divers questionnaires utilisés lors de l’étude. Plusieurs investigations ont été menées pour répondre à ce besoin : des solutions utilisant un Cloud sont proposées [7], [8], [9], [10]. Plus récemment, un dispositif générique de collecte de données des capteurs d’un fauteuil roulant électrique (FRE) et de questionnaires ont été développés [11].

Les FRE permettent aux personnes rencontrant des difficultés de déambulation de retrouver une certaine autonomie dans leur mobilité et d’améliorer leur qualité de vie. Il est possible de classer les systèmes d’aides à la conduite d’un FRE en plusieurs catégories :

- les systèmes d’alerte sur obstacles [12], [3],
- les systèmes de conduite partagée où la conduite du fauteuil est conjointement réalisée par l’utilisateur et un module d’assistance. [13], [12],
- les systèmes de conduite semi-autonome et autonome.

La plupart des solutions d’applications d’assistance présentées dans la littérature ont été développées sur des fauteuils modifiés dans les laboratoires de recherche. Ils n’ont pas été forcément conçus pour être interfacés avec n’importe quel FRE du marché, ce qui pourrait limiter leur utilisation. Le dispositif d’enregistrement de données hétérogènes proposé dans [11] permet de résoudre ces problèmes d’interfaçage dans la mesure où, la solution pourrait être implémentée sur environ 80% des fauteuils du marché. A la suite de ce développement,

il est proposé dans cet article, une application d'alerte sur obstacles permettant d'améliorer l'autonomie des personnes utilisant un fauteuil roulant. La suite de l'article est structurée en trois parties. La première partie présente le système d'alerte d'obstacles développé (section II). Puis l'évaluation de ce système en vue de préparer des essais cliniques sera décrite dans la section III. La section IV nous présente un début d'analyse des résultats obtenus sur une dizaine de participants. Ensuite, des conclusions et directions futures sont présentées dans la section V.

II. PRÉSENTATION DU SYSTÈME D'ALERTE SUR OBSTACLE

Le système d'alerte sur obstacle (OAS) présenté et testé dans cet article à été développé sur un dispositif d'enregistrement de données hétérogènes précédemment mis en œuvre [11]. La Fig. 1 présente une vue d'ensemble du système d'enregistrement.

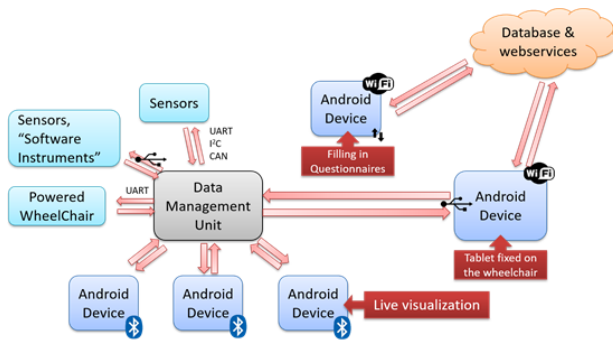


FIGURE 1. Vue d'ensemble du dispositif d'enregistrement de données

L'OAS présentée à la Fig. 2 est un système modulaire de détection et d'alerte sur obstacles, basé sur des capteurs à ultrasons et infrarouges. Ce système modulaire peut être branché sur des FRE utilisant les technologies de commande fabriquées par Dynamic Control (modèle DX2) ou Penny & Giles (modèle R-Net). Le système fournit des informations à l'utilisateur sur l'emplacement et les risques présentés par des obstacles. Ces informations peuvent être de plusieurs ordres : haptique, visuel ou audio. Les utilisateurs peuvent choisir en temps réel le type de feedback qu'ils souhaitent utiliser. Les données collectées de tous les capteurs ainsi que celles fournies par le fauteuil (position X, Y du joystick, profil, vitesse maximale, etc.) sont stockées localement dans une carte SD et envoyées à la tablette pour être stockées dans une base de données sur le Cloud. Les données peuvent être ensuite visualisées en temps réel ou analysées ultérieurement.

Ce dispositif est développé autour d'une application Android 'EDUCAT App'. L'application permet aussi à l'utilisateur de remplir les questionnaires nécessaires (par exemple des questions sur l'état de santé, la prise de médicament, sur l'équipement médical ou sur l'application d'alerte). Les résultats du questionnaire sont synchronisés avec toutes les autres données enregistrées. L'ensemble de ces données sera analysé pour évaluer si le système d'alerte d'obstacles proposé

pourrait offrir une meilleure qualité de vie aux personnes à mobilité réduite.

A. Partie matérielle de l'OAS (Hardware)

Le système d'alerte d'obstacles dispose des instruments suivants : le joystick du fauteuil roulant, un GPS, une IMU et les capteurs de distance, ainsi que d'un instrument logiciel présent dans la tablette (voir Fig. 3, 2).



FIGURE 2. Partie matérielle du système d'alerte sur obstacle

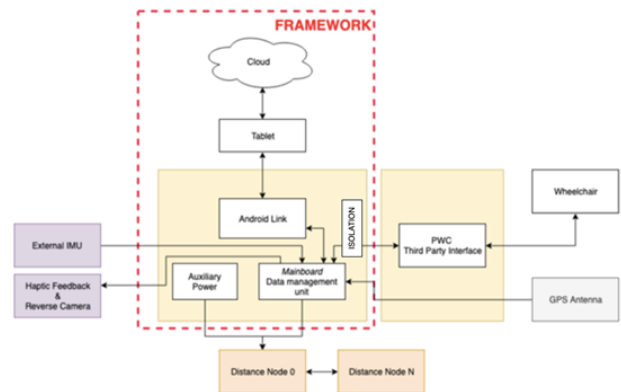


FIGURE 3. Schéma général du système d'alerte d'obstacles

Il comporte les éléments suivants :

- l'unité de gestion des données (DMU) : qui stocke la configuration du test, collecte les données des capteurs, du joystick du fauteuil et des algorithmes et les envoie à la tablette.
- l'interface avec les équipements médicaux : c'est l'interface entre le bus de données pour FRE et la DMU.

Actuellement, la DMU peut s'interfacer avec les systèmes de contrôle de fauteuils DX2, LinX ou R-Net.

- les capteurs infra-rouges, ultrasons et la centrale inertielle (accéléromètre, gyroscope, magnétomètre) un GPS (pour l'extérieur).
- une tablette avec carte SIM : elle permet l'envoi de la configuration à la DMU et l'envoi de données de la DMU vers le Cloud. De plus, elle donne un retour à l'utilisateur sur l'emplacement et la dangerosité des obstacles autour du fauteuil roulant. L'utilisateur peut choisir en temps réel entre les retours suivants : visuel, vocal, buzzer, haptique.
- une caméra arrière : activée lorsque le fauteuil roulant se déplace vers l'arrière.

Le système ainsi développé a les caractéristiques techniques suivantes :

- Vitesse maximale : 6 km/h
- Espace mémoire de la carte SD pour les mesures de données : 32 ou 64 Go
- Mémoire utilisée pendant les mesures : Max 512 octets toutes les 20ms
- Portée de détection des obstacles pour 1 capteur US/3IR : 2cm à 300cm
- Portée de détection des obstacles pour les capteurs 4IR : 2cm à 135cm

B. Software et retour utilisateur

La Fig. 4 présente une vue de l'application d'alerte d'obstacles EDUCAT App. La distance à l'obstacle est indiquée par un code de couleur allant du vert (environ 1.5 -2m) clair, passant par le jaune (1.20-150m), l'orange (0.60-1.20m) jusqu'au rouge foncé (inférieur à 20 cm). L'interface nous

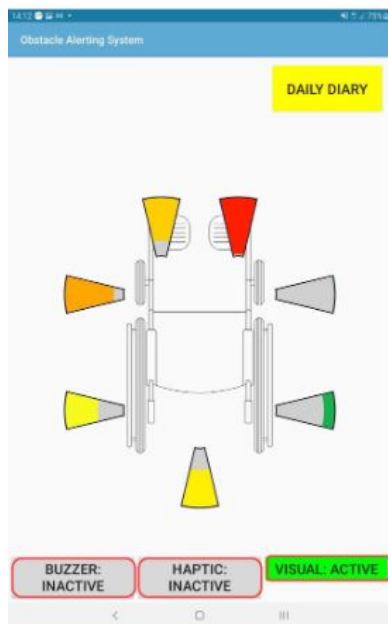


FIGURE 4. Retour visuel du dispositif d'alerte d'obstacles

permet d'activer ou désactiver le buzzer, le retour haptique et remplir le formulaire.

III. HYPOTHÈSES, MATÉRIELS ET CONDITIONS DE RÉALISATION DES TESTS

L'évaluation et le développement de l'OAS implique :

- **Obtenir le feedback des utilisateurs sur le système**, y compris (Qu'est-ce qui est bon ? Qu'est-ce qui doit être changé ? Qu'est-ce qui devrait être amélioré ? Quand est-il utile ? Quels utilisateurs de fauteuils roulants pourrait-il aider ? Certaines de ces informations seront obtenues par le biais des questionnaires avant et après les essais.
- **Analyser des données de l'OAS**. Cette analyse impliquera l'utilisation des questionnaires post-essai, la relation entre les changements dans les habitudes ou qualités de conduite et le moment où l'OAS est active et inactive, la corrélation entre les entretiens et l'analyse des réponses des questionnaires.

A. Hypothèses

Pour évaluer l'impact de l'OAS, il est nécessaire d'identifier le plus grand nombre possible de variables qui peuvent affecter la façon dont les participants conduisent le fauteuil avec et sans l'OAS.

- **Le comportement du conducteur** : Les habitudes de conduite de chaque utilisateur de fauteuil roulant électrique peuvent être affectées différemment. Le modèle de conduite sera lié à la capacité de l'utilisateur à conduire le FRE, (par exemple, à son expérience conduite), à une manœuvre particulière (par exemple, avancer, tourner, faire marche arrière), aux mouvements du joystick, à l'environnement, aux incidents (par exemple, les collisions), le bien-être, les réactions des conducteurs après l'ajout de l'OAS. L'analyse des habitudes de conduite des utilisateurs peut donc fournir des informations sur l'impact de l'OAS sur les habitudes de ce dernier.
- **Le système d'alerte** : Quand faut-il commencer à alerter l'utilisateur de la présence d'un objet ? Est-ce qu'il est distrait ou provoque des mouvements involontaires du joystick ? Combien de fois a-t-il été activé/désactivé par l'utilisateur ? Augmente-t-il la probabilité de collision ? Le feedback audio incite-t-il à regarder le feedback visuel ? Comment l'impact d'un certain retour d'informations peut-il être corrélé avec les habitudes de conduite et les commentaires de l'utilisateur ?
- **Configuration du retour d'informations de l'OAS** : Lorsque l'OAS est active, les différents modes de retour d'informations doivent être détectés et mis en corrélation avec l'analyse. Chaque feedback peut être activé ou désactivé pendant l'essai. Nous avons plusieurs feedbacks :
 - Retours d'informations visuels
 - Feedback audio
 - Retour haptique (vitesse et distance d'activation)

— Retour de la caméra de recul.

Il est important de souligner qu'aucune consigne particulière n'a été donnée aux sujets lors des tests (minimiser les collisions, le temps de parcours, etc.), ils devraient juste réaliser le parcours et répondre aux questions.

B. Matériels et conditions de réalisation des tests

Le protocole des tests cliniques a reçu l'accord du Comité central d'éthique de la recherche de Cambridge, Royaume Uni (réf 20/EE/0007). Compte tenu du fait que les expérimentations ont été réalisées dans un contexte sanitaire délicat lié au COVID-19, les protocoles sanitaires y rattachés ont été respectés ; port de gants, masques, utilisation de désinfectants, gel hydro alcoolique, etc. De plus, cette situation sanitaire nous a empêché de réaliser les tests cliniques initialement prévus. Nous avons donc réalisé les tests avec des étudiants ne présentant aucune situation de handicap. En outre, nous avons implémentés de manière pratique quelques handicaps en équipant ces derniers d'un matériel permettant de les reproduire en conséquence. L'objectif des tests est de pouvoir évaluer l'impact global de l'OAS sur la conduite d'un FRE par un utilisateur.

Les tests ont été réalisés en environnement intérieur dans un circuit décrit par la Fig. 5. L'utilisateur démarre son test au point **Start**, puis, suit le parcours décrit en évitant les obstacles fixes placés de part et d'autre sur son chemin. Nous notons la présence d'une porte sur son trajet.

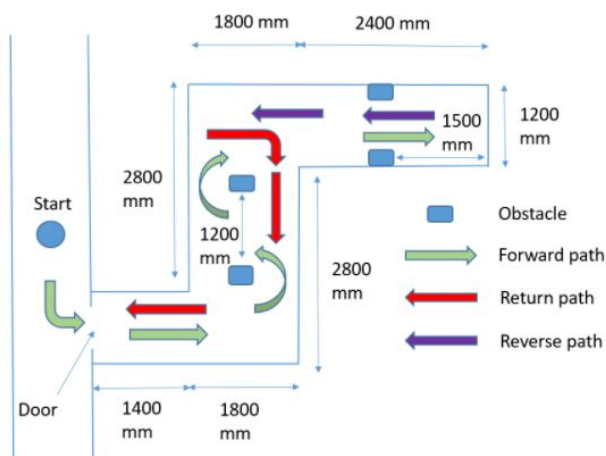


FIGURE 5. Circuit de test

Après une session d'entraînement libre, permettant à l'utilisateur de se familiariser avec l'utilisation du fauteuil, ce dernier a effectué plusieurs fois un parcours prédéfini en changeant les conditions de conduite à chaque itération par l'ajout de matériel permettant de simuler certains handicaps. D'après la caisse nationale de solidarité pour l'autonomie (CNSA), il existe principalement quatre grandes causes de handicap moteur : les lésions de la moelle épinière, les infirmités motrices cérébrales, les maladies neuromusculaires d'origine génétique et les accidents vasculaires cérébraux. Ces maladies entraînant des conséquences en termes de handicap,

peuvent s'accroître au cours de la vie par des déformations pendant la croissance des personnes ou des difficultés majorées par le vieillissement. Nous avons utilisé une attelle pour simuler un **handicap moteur** et les lunettes de vision tunnel pour simuler les **handicaps liés à la vision** (voir la Fig. 6). Sachant qu'un handicap moteur se manifeste par une aptitude limitée à se déplacer, à exécuter des tâches manuelles ou à mouvoir certaines parties du corps, nous avons utilisé les attelles pour simuler au mieux cette limitation de mouvements. Nous reconnaissons qu'une attelle n'est pas suffisante pour simuler l'ensemble des manifestations d'un handicap moteur.



FIGURE 6. Matériel pour simulation de handicap (Vision tunnel et Attelle)

Durant les essais, l'utilisateur a effectué plusieurs fois le parcours prédéfini suivant la liste des scénarios suivant :

- Réalisation du parcours SANS OAS avec attelle,
- Réalisation du parcours SANS OAS avec lunettes,
- Réalisation du parcours AVEC OAS avec attelle,
- Réalisation du parcours AVEC OAS avec lunettes.

Durant la réalisation de chaque scénario, un enregistrement des données a été effectué afin d'être stocké dans une base de données et sur une carte SD. De plus, un observateur extérieur notait toute constatation qu'il jugeait pertinente concernant les événements qui se sont produits durant le test (collisions, temps de parcours, etc.). A l'issue des tests, l'utilisateur remplissait un questionnaire post-essai, lui permettant de nous donner de plus amples informations concernant son ressenti en utilisant l'OAS et son avis sur les perspectives d'amélioration du système.

IV. ANALYSE DES DONNÉES DU SYSTÈME D'ALERTE D'OBSTACLES

Un nombre de neuf personnes au total ont été choisies pour la réalisation des tests. Ces personnes ne présentaient pas de handicap particulier. Toutefois, leur expérience a permis d'avoir une première idée sur l'efficacité ou non de l'OAS. Il convient de souligner que le protocole expérimental a été validé par un comité d'éthique de la recherche, et que les expérimentations ont été menées dans le contexte difficile de la pandémie de COVID. Cela explique sans nul doute pourquoi le nombre de personnes ayant réalisé l'expérimentation n'est pas très élevé, ce qui permet d'estimer des tendances concernant les performances, mais pas de garantir une bonne représentativité au niveau des statistiques.

TABLE I
SYNTHÈSE DES PRÉFÉRENCE DES UTILISATEURS

Personnes	Retour visuel	Camera de recul	Bip Audio	Synthèse vocale	Retour haptic
1	0	0	6	0	6
2	21	28	9	0	5
3	20	25	6	0	14
4	7	9	6	0	4
5	56	56	14	14	26
6	51	51	52	52	50
7	33	36	50	10	59
8	8	10	3	0	0
9	38	37	40	39	40

La note maximale est de 70. Plus elle est élevée, mieux la personne apprécie le dispositif

Des données collectées, il ressort que lorsque les utilisateurs étaient munis d'une attelle et qu'ils utilisaient le fauteuil sans OAS, en moyenne sur 10 fois, ils sont entrés :

- 4,4 fois en collision avec un obstacle contre 2,2 fois avec l'OAS
- 2,2 fois en collision avec un mur contre 0 fois avec l'OAS
- 1,1 fois en collision avec une porte contre 2,2 avec l'OAS

On notera que le parcours contient plus d'obstacles que de portes, ce qui rend cet indicateur moins pertinent. On peut déduire de ces premiers tests que l'OAS réduit le risque de collisions contre les murs et les obstacles mais qu'il n'aide pas particulièrement au franchissement des portes. Il ressort que l'OAS diminue le nombre de collisions en cas de retour visuel, sonore ou haptique dans le cas des déficiences visuelles ou moteurs. Ceci peut s'expliquer par le fait qu'avec les retours multiples (visuel, sonore ou haptique), le système d'alerte vient aider le conducteur en augmentant son niveau de vigilance. On remarque également que les utilisateurs prennent légèrement plus de temps pour réaliser le parcours lorsqu'ils utilisent l'OAS.

Dans un deuxième temps, les utilisateurs ont été munis de lunette à vision tunnel pour simuler un handicap visuel. Lorsqu'ils utilisaient le fauteuil sans OAS, en moyenne sur 10 tests, ils sont entrés :

- 16,7 fois en collision avec obstacle contre 8,9 fois en utilisant l'OAS
- 1,1 fois en collision avec un mur contre 2,2 fois en utilisant l'OAS
- 2,2 fois en collision avec une porte, pareille avec l'OAS.

On peut déduire de ces tests que l'OAS semble être particulièrement efficace pour éviter les obstacles lorsque l'on a un handicap visuel. En revanche l'OAS ne semble pas être d'une grande aide au franchissement des portes et ne permet pas d'éviter les collisions avec un mur.

Le tableau I présente la synthèse des préférences des utilisateurs sur les différents équipements additionnels ajoutés sur

le fauteuil au travers de l'OAS. Dans ce tableau, force est de constater que la majeure partie des utilisateurs ont manifesté de l'intérêt pour les options relatives au retour visuel, à la camera de recul et au retour haptique. Les options relatives aux signaux sonores (bip et synthèse vocale) ayant été très peu désirées lors de l'expérience utilisateur. Ceci s'expliquerait probablement par l'aisance à utiliser les organes de sens concernés pour des prises de décision.

En définitive, les résultats de ces tests montrent l'efficacité relative de l'OAS mais ils sont encourageants. D'après les réponses aux questionnaires donnés en amont et aval des tests, les utilisateurs déclarent être plus en confiance lorsqu'ils sont sur un fauteuil équipé de l'OAS. De plus, ces tests ont permis de voir les préférences des utilisateurs parmi les différents feedbacks disponibles sur le fauteuil. Le moyen qui a été le plus apprécié par l'ensemble des utilisateurs c'est la caméra de recul. Similaire à celle que l'on retrouve sur les voitures, elle s'allume lorsque l'utilisateur fait une marche arrière et permet de voir ce qu'il y a derrière. Enfin le buzzer de la tablette a également été très apprécié des utilisateurs. Ils leurs permettent de se concentrer sur leurs directions tout en étant prévenus à l'approche d'un obstacle.

V. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons présenté une application d'alerte sur obstacles visant à améliorer l'autonomie des personnes utilisant un fauteuil roulant. Une analyse des données collectées lors des essais réalisés permet d'évaluer l'efficacité de la solution proposée et envisager de nouveaux axes d'améliorations. Les premier tests ont démontré la facilité d'utilisation et l'efficacité relative du système d'aide.

RÉFÉRENCES

- [1] B. Poletti, "Rapport sur les apports de la science et de la technologie à la compensation du handicap," *Office Parlementaire d'Évaluation des Choix Scientifiques et Techniques, Rapport d'information Assemblée Nationale*, no. 1010, 2008.
- [2] Y. Duroc and S. Tedjini, "La rfid au service de l'autonomie et du handicap," in *Handicap 2014*, 2014.

- [3] S. Ferrer, A.-M. Kokosy, J.-M. Capron, M. G. Pepper, M. Henderson, S. W. Kelly, and M. Gillham, "Système universel à bas coût d'aide à la conduite d'un fauteuil roulant électrique," 2014.
- [4] Y. Morère, C. Fritsch, S. Remy, B. M. de Noordhout, and G. Bourhis, "Simulateur de conduite en fauteuil électrique : application à des personnes atteintes de sclérose en plaques," in *Handicap 2014 8 ème Edition Paris, 11-13 juin 2014 «Les technologies d'assistance : de la compensation à l'autonomie»*, 2014.
- [5] M.-E. Bobillier-Chaumon, B. Cuvillier, C. Durif-Bruckert, F. Cros, M. Vanhille, and S. Bekkadja, "Concevoir une technologie ambiante pour le maintien à domicile : une démarche prospective par la prise en compte des systèmes d'activité," *Le travail humain*, vol. 77, no. 1, pp. 39–62, 2014.
- [6] C. Moget, N. Bonnardel, and É. Galy, "Ergonomie prospective et âge : proposition de méthodes nouvelles pour la conception d'un système de maintien à domicile," *Le travail humain*, vol. 77, no. 3, pp. 231–255, 2014.
- [7] 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 *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. IEEE, 2013, pp. 2419–2422.
- [8] J. Fu, M. Jones, T. Liu, W. Hao, Y. Yan, G. Qian, and Y.-K. Jan, "A novel mobile-cloud system for capturing and analyzing wheelchair maneuvering data : A pilot study," *Assistive Technology*, vol. 28, no. 2, pp. 105–114, 2016.
- [9] A. Kipf, W. Brunette, J. Kellerstrass, M. Podolsky, J. Rosa, M. Sundt, D. Wilson, G. Borriello, E. Brewer, and E. Thomas, "A proposed integrated data collection, analysis and sharing platform for impact evaluation," *Development Engineering*, vol. 1, pp. 36–44, 2016.
- [10] J. Schobel, R. Pryss, and M. Reichert, "Using smart mobile devices for collecting structured data in clinical trials : Results from a large-scale case study," in *2015 IEEE 28th International Symposium on Computer-Based Medical Systems*. IEEE, 2015, pp. 13–18.
- [11] A. Kokosy, P. Saey, G. Tagne, A. Oukhrif, T. Degallaix, M. Troch, D. De Schuyter, and A. Verhoeven, "Open and configurable heterogeneous data recording device for clinical trials," 2020.
- [12] S. P. Parikh, V. Grassi, V. Kumar, and J. J. Okamoto, "Usability study of a control framework for an intelligent wheelchair," in *Proceedings of the 2005 IEEE international conference on robotics and automation*. IEEE, 2005, pp. 4745–4750.
- [13] C. Urdiales, B. Fernandez-Espejo, R. Annicchiarico, F. Sandoval, and C. Caltagirone, "Biometrically modulated collaborative control for an assistive wheelchair," *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 18, no. 4, pp. 398–408, 2010.