

Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies - Juin 2019

Salvatore M. Anzalone
Gérard Uzan (Eds.)

Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies

Colloque "Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs"
Université Paris 8-Vincennes-Saint Denis, 13 juin 2019
Actes

ISBN 978-2-95-368999-0
9 782953 689990



<http://ifrath.fr>



UNIVERSITÉ
PARIS8



Salvatore M. Anzalone
Gérard Uzan (Eds.)

Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies

Colloque « Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs »
Université Paris 8, Saint-Denis, 13 Juin 2019
Actes

Institut Fédératif de Recherche
sur les Aides Techniques
pour les personnes Handicapées



Editeurs

Salvatore M. Anzalone
Laboratoire CHArt-EA4004, équipe THIM
Université Paris 8
2, rue de la liberté — 93526 Saint-Denis
sanzalone@univ-paris8.fr

Gérard Uzan
Laboratoire CHArt – EA4004, équipe THIM
Université Paris 8
2, rue de la liberté — 93526 Saint-Denis
guzan@univ-paris8.fr

Mise en page

Maquette : Salvatore M. Anzalone
Couverture : Vincent Bricout
Camera-ready par les auteurs

Impression

AGG PRINT
183 rue Cuvier
69006 Lyon

Gestion des soumissions

EasyChair conference system
<http://easychair.org>

ISBN 978-2-95-368999-0
Dépôt légal Juin 2019
© IFRATH

<http://ifrath.fr>

Préface

Nous sommes heureux de vous présenter l'ouvrage *Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies*, actes du cinquième colloque *Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs* (JCJC'2019) de l'IFRATH, organisé en collaboration avec l'Université Paris 8 (équipe THIM du laboratoire CHArt - EA4004). JCJC'19 s'est tenu le 13 juin 2019 à l'Université Paris 8-Vincennes-Saint-Denis, sur le campus de Saint-Denis.

L'Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour les personnes Handicapées (IFRATH) a pour but de promouvoir les solutions technologiques pour l'aide aux personnes en situation de handicap et d'aider au développement de recherches technologiques et méthodologiques dans ce domaine, en relation avec les soignants et les sujets concernés.

L'IFRATH organise des réunions thématiques trimestrielles, qui rassemblent régulièrement des personnes concernées avec une volonté d'ouverture et d'intégration de nos jeunes, voire futurs collègues, et, tous les 2 ans, la conférence Handicap. En conjonction avec le salon « Autonomic », la conférence Handicap réunit depuis 2000 les acteurs français et francophones du domaine des Technologies d'Assistance aux personnes handicapées. L'édition 2018, « *Recherches pluridisciplinaires pour l'autonomie des personnes en situation de handicap* » a réuni plus d'une centaine de personnes.

Le colloque JCJC s'adresse aux doctorants et jeunes docteurs qui travaillent dans le domaine des technologies d'assistance aux personnes handicapées et vieillissantes et pour leur autonomie. Il peut aussi intéresser des étudiants en Master désireux de faire de la recherche dans ces domaines. Ce colloque constitue un im-

portant lieu d'échanges scientifiques pour les étudiants et jeunes chercheurs dans le champ des Aides Techniques. Les objectifs sont de :

- permettre aux jeunes chercheurs de présenter l'état de leurs travaux à un panel de chercheurs expérimentés, afin de recevoir leurs critiques constructives ainsi que celles de leurs collègues ;
- discuter de l'évolution du domaine des Aides Techniques, au niveau national et international ;
- animer cette communauté scientifique, et en particulier favoriser les rencontres entre les acteurs d'aujourd'hui et de demain, et encourager le dialogue interdisciplinaire au sein de ce domaine ;
- inciter les jeunes chercheurs à présenter leurs travaux au prix de thèse de l'IFRATH ;
- promouvoir la recherche dans le domaine des Aides Techniques.

De plus, JCJC contribue au développement de cette discipline scientifique en plein essor, en facilitant l'intégration de jeunes chercheuses et chercheurs au sein de la communauté naissante.

Les articles présentés ici ont chacun été relus par, au minimum, 3 membres du Comité Scientifique.

Comme il est de tradition dans ce colloque, nous avons invité deux conférenciers :

- un conférencier invité « senior », Silvio Pagliara, enseignant-chercheur associé au Département de Didactique et Éducation Inclusive à l'Université de Rome - Foro Italico, membre du conseil du GLIC – Italian Network of Assistive Technology Centers. Il travaille depuis de nombreuses années dans le domaine de l'assistance aux personnes à besoins spécifiques. Silvio a présenté une étude sur les scénarios et les perspectives de développement des technologies d'assistance (AT-ICT).
- un conférencier invité « junior », le docteur Wafa Tigra de l'Université de Lorraine, prix IFRATH 2017, qui travaille sur la *tétraplégie et les neuroprothèses*. Elle a présenté ses travaux sur la stimulation électrique fonctionnelle

Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs 2019 v

et le contrôle de mouvements de main et d'avant-bras chez des patients présentant une tétraplégie complète.

Nous remercions chaleureusement l'Université Paris 8 pour son soutien financier et pour l'accueil de la manifestation en ses murs, ainsi que Mme Subha Swopna Peroumal pour son investissement et son aide concernant les aspects techniques.

Salvatore M. Anzalone, *Président du Comité d'organisation*
Gérard Uzan, *Président du Comité scientifique*

Thèmes du colloque

Les thèmes abordés par JCJC'2019 concernent les technologies pour l'autonomie et la santé des personnes handicapées et vieillissantes, afin d'aborder la problématique de la perte d'autonomie dans toutes ses dimensions, humaines, médicales, scientifiques techniques, sociales, culturelles et économiques. La liste et la structuration des thèmes ne sont qu'indicatives, la plupart des travaux s'inscrivant dans l'interdisciplinarité et la transversalité des approches.

- Caractérisation et modélisation des situations de perte d'autonomie
- Handicaps cognitifs
- Handicap perceptif : transmodalité, multimodalité
- Handicap moteur
- Effets du vieillissement
- Pathologies chroniques invalidantes : maladie d'Alzheimer, etc.
- Polyhandicap
- Technologies pour l'autonomie et la santé
- Technologies pour l'insertion et la scolarisation des élèves et étudiants handicapés (de l'école à l'université)
- Technologies d'assistance à la perception
- Technologies d'assistance à la communication
- Technologies d'assistance à la rééducation, à la stimulation
- Robotique d'assistance au déplacement, à la préhension, à la rééducation
- Orthèse, prothèse, neuroprothèse
- Interface cerveau machine
- Intelligence ambiante, maison intelligente, systèmes embarqués
- E-service : téléassistance, télévigilance, télédiagnostic, téléréhabilitation, e-accessibilité

- Réalité virtuelle pour l'évaluation et la rééducation des troubles cognitifs et moteurs
- Intégration de solutions technologiques communicantes et interopérables au service de la personne ou facilitant la tâche de l'aidant ou du professionnel de santé
- Autonomie des personnes âgées, maintien à domicile
- Méthodologies
- Rééducation, stimulation, apprentissage
- Conception de l'assistance prenant en compte les dimensions humaine et sociale
- Evaluation des technologies dans leur environnement d'usage
- Psychologie, ergonomie et neurosciences
- Ergonomie des systèmes d'assistance
- Modélisation, simulation de l'humain : aspects cognitifs, psychophysiques, psychologiques
- Interactions homme-système d'assistance
- Sociologie
- Etude des usages des technologies
- Ethique
- Dimension sociale : vie publique et privée, handicap et intégration sociale, handicap et vie relationnelle, intégration scolaire, etc.

Comités

Comité Scientifique

Président

Gérard Uzan	CHArt-THIM, Université Paris 8
Salvatore M. Anzalone	CHArt-THIM, Université Paris 8
Dominique Archambault	CHArt-THIM, Université Paris 8
Farah Arab	CHArt-THIM, Université Paris 8
Christian Berger-Vachon	Université Claude Bernard-Lyon 1
Frédéric Bousefsaf	Université de Lorraine
Guy Bourhis	LASC, Université Paul Verlaine-Metz
François Cabestaing	LAGIS, Université Lille 1
Etienne Colle	IBISC, Université d'Evry-Val d'Essonne
Benoît Encelle	LIRIS, Université Claude Bernard-Lyon 1
Pierre Gaucher	Laboratoire d'informatique, Université de Tours
Karine Gros	Laboratoire LIS, Université Paris-Est Créteil
Céline Jost	CHArt-THIM, Université Paris 8
Christophe Jouffrais	IRIT-CNRS, Toulouse
Jaime Lopez-Krahe	CHArt-THIM, Université Paris 8
Yann Morere	Université de Lorraine
Antonio Pinti	LAMIH, Université de Valenciennes
Alain Pruski	LASC, Université Paul Verlaine-Metz
Karim Sehaba	LIRIS-CNRS
Mohamed Slimane	Laboratoire d'informatique, Université de Tours
Guillaume Thomann	G-SCOP, Grenoble INP
Isis Truck	CHArt-THIM, Université Paris 8

Comité d'Organisation

Salvatore M. Anzalone (Président)	CHArt-THIM, Université Paris 8
Gérard Uzan	CHArt-THIM, Université Paris 8
Isis Truck	CHArt-THIM, Université Paris 8
Dominique Archambault	CHArt-THIM, Université Paris 8
Johana Bodard	CHArt-THIM, Université Paris 8
Céline Jost	CHArt-THIM, Université Paris 8

Table des Matières

Stimulation électrique nerveuse implantée et signaux sEMG sus-lésionnels pour la restauration sélective et le contrôle de mouvements de main et d'avant-bras chez des patients présentant une tétraplégie complétée	1
<i>Wafa Tigra</i>	
Application Smartphone, sclérose en plaques et auto-rééducation	7
<i>Clémence Chassan, Marc Sévène, Olivier Cras, Dominique Archambault</i>	
Un simulateur multisensoriel de fauteuil roulant électrique	13
<i>Guillaume Vailland, Fabien Grzeskowiak, Louise Devigne, Yoren Gaffary, Bastien Fraudet, Emilie Leblong, Florian Nouviale, François Pasteau, Roman Le Breton, Sylvain Guégan, Valérie Gouranton, Bruno Arnaldi, Marie Babel</i>	
Mise en place d'une methode de mesure de l'acuite frequentielle pour le réglage des implants cochléaires : etude pilote chez le normoentendant	19
<i>Pierre-Antoine Cucis, Christian Berger-Vachon, Hung Thai-Van, Ruben Hermann, Stéphane Gallego, Eric Truy</i>	
Design of Game Scenario Applicable to the Assessment of motor function based on MFM	27
<i>Adriana Gomes L. de Souza, Martin Brunotte, Dominique Vincent-Genod, Carole Vuillerot, Guillaume Thomann</i>	
In Search of a Quantiable Shoulder Rehabilitation Measure : Evaluating Movement Kinematics Using an Orthotic Exoskeleton - Case Study	33
<i>Yeser Meziani, Amine Hadj Abdelkader, Yann Morère, Guy Bourhis, Merjem Karaouzène, Mohammed Benmansour</i>	

L'ordinateur peut-il endosser un rôle réadaptatif pour des personnes âgées devenant déficientes visuelles?	39
<i>Corentin Voiseur, Jean-Philippe Mengual</i>	
Un comparateur phonétique dissymétrique pour la correction orthographique à destination des dyslexiques	47
<i>Johana Bodard</i>	
Etude préliminaire d'un test de mesure de la capacité d'une personne à franchir un passage sans perception visuelle	55
<i>Aya Dernayka, Michel-Ange Amorim, Roger Leroux, Aziz Zogaghi et René Farcy</i>	
Scripturalité des langues des signes. Point de vue du locuteur	61
<i>Claire Danet</i>	
Index des auteurs	67

Stimulation électrique nerveuse implantée et signaux sEMG sus-lésionnels pour la restauration sélective et le contrôle de mouvements de main et d'avant-bras chez des patients présentant une tétraplégie complète

Wafa Tigra, PhD

Colloque Jeunes Chercheuses Jeunes Chercheurs 2019, Université Paris VIII,
prix de thèse IFRATH 2017

Résumé

Contexte : La stimulation électrique fonctionnelle (SEF) est utilisée depuis des décennies dans les centres de rééducation. Chez les patients présentant une lésion de la moelle épinière, la SEF peut prévenir les atrophies musculaires, réduire la spasticité et/ou restaurer des mouvements. Pour atteindre ce dernier objectif, les dispositifs de SEF externe peuvent être utilisés mais génèrent des mouvements imprécis. Les dispositifs de SEF implantée utilisent une stimulation neuromusculaire et nécessitent l'implantation d'une électrode pour chaque site (muscle) à stimuler, une intervention chirurgicale lourde et 10 fois plus d'énergie, pour un même effet, qu'une stimulation nerveuse. De plus, des complications liées aux nombreux composants implantés peuvent apparaître avec le temps. Au cours du symposium, une approche basée sur l'utilisation d'une électrode cuff pour l'activation sélective de muscles de l'avant-bras/de la main sera présentée. Les possibilités de contrôle de cette stimulation par les patients tétraplégiques seront également décrites.

Méthode : Six sujets dont au minimum un muscle extenseur ou un muscle fléchisseur est stimuable par stimulation électrique de surface ont été inclus dans l'étude. Au cours d'une intervention chirurgicale, une électrode gouttière 12-contacts conçue pour activer sélectivement, sans les endommager, des nerfs périphériques multi-fasciculaires du membre supérieur [1] est utilisée. Pour chaque patient, le nerf radial ou médian a été stimulé à travers 35 configurations de stimulation différentes, à une intensité maximale de 2,1 mA (25 Hz, largeur d'impulsion 250 μ s, durée inter-phase 100 μ s).

Résultats : L'électrode cuff multi-contact a permis l'activation sélective de groupes musculaires produisant des mouvements de préhension, multiples, indépendants et fonctionnels. Une stimulation électrique de surface ne permettait pas d'obtenir tous ces mouvements.

1 Introduction

L'incidence des lésions médullaires (SCI) en Europe occidentale et aux États-Unis est estimée respectivement, à 16 et 40 cas par million [2], la proportion de lésions cervicales hautes augmentant progressivement [3]. Les SCI ont des effets dévastateurs sur la santé, l'autonomie et la qualité de vie des patients. Des aides techniques (fauteuil roulant motorisé, orthèse, lit médical électrique, planche de transfert, domotique, etc.) permettent de redonner une certaine indépendance aux personnes présentant de tétraplégie, mais la récupération des mouvements de préhension reste une priorité [4, 5, 6, 7, 8]. En effet, la plupart des activités de la vie quotidienne s'effectuent via des mouvements de la main et la restauration d'une motricité active de l'avant-bras, de la main et du poignet augmenterait considérablement leur indépendance et leur qualité de vie. Sans réparation de la moelle épinière, seules des solutions partielles, telles que la SEF, sont disponibles. Une des premières applications de la SEF est rapportée par Backhouse

Salvatore M. Anzalone et Gérard Uzan (Eds) : « *Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies* », Actes du Colloque JCJC'2019, pp. 1–6. © IFRATH, Université Paris 8, Saint-Denis, 2019.

2 Wafa Tigra

et al. en 1954 [9]. Utilisée pour déterminer la fonction des muscles, la SEF a ensuite été utilisée pour rétablir des mouvements de préhension chez les patients présentant une tétraplégie haute dès 1963 [10, 11, 12]. De nos jours, seuls quelques appareils utilisant la SEF pour restaurer ou améliorer les fonctions de préhension sont disponibles. Tous ces dispositifs utilisent des électrodes intramusculaires, épimysiales ou de surface et ainsi, requièrent une électrode pour que chaque muscle à activer. Cependant, l'utilisation de ces dispositifs est encore très limitée car ils ont des limites en termes d'acceptabilité et d'efficacité. En outre, pour obtenir des mouvements de préhension, plus le niveau lésionnel est haut, plus le nombre de muscles à stimuler est important. Activer plus d'un muscle par électrode devient pertinent. La stimulation nerveuse aurait l'avantage de stimuler plus de muscles via une seule électrode (et donc de réduire le nombre de composants implantés), et nécessiterait moins d'énergie pour l'activation musculaire. Des études ont démontré la faisabilité de cette approche [13, 14, 15, 16] mais elles combinaient une stimulation neuromusculaire multisite, rendant cette approche complexe et donc difficile à utiliser en routine clinique.

L'utilisation d'électrodes multipolaires (pôles ≥ 4) placées juste au-dessus des bifurcations nerveuses rendrait possible l'activation sélective de fascicules issus du même nerf. En effet, les fascicules nerveux auraient tendance, au membre supérieur, à s'anastomoser et à se séparer sur une grande partie de leur longueur, mais seraient organisés somatotopiquement de manière distale [17, 18]. Cette activation sélective pourrait potentiellement activer différentes fonctions et/ou muscles indépendamment. Le recrutement de muscles agonistes via une seule électrode pourrait également être possible. Une activation alternative des muscles agonistes pourrait réduire la fatigue musculaire et fournir un meilleur contrôle des mouvements souhaités.

Au cours du symposium, je décrirai une approche, basée exclusivement sur une stimulation neurale (via une électrode cuff à douze contacts placée autour deux nerfs du membre supérieur) permettant de rétablir des mouvements de la préhension. Chacun de douze contacts pouvant être activé indépendamment, le courant peut être orienté de manières différentes dans le nerf. Je décrirai également comment cette technologie peut être utilisée en combinaison avec des signaux EMG sus-lésionnels [19] pour fournir aux personnes présentant une tétraplégie complète, une neuroprothèse utilisable dans un contexte clinique et permettant la récupération de mouvements de préhension.

2 Matériel et Méthode

2.1 Sélection patient et chirurgie

6 patients présentant une lésion cervicale motrice complète (C5, ASIA A) ont été inclus dans cette étude. Le protocole a été approuvé par le comité d'éthique local (#ID-RCB : 2014-A01752-45) et les expérimentations réalisées conformément à la Déclaration d'Helsinki. Chaque patient a signé un consentement éclairé. Pour chaque patient, un nerf unique a été stimulé en peropératoire. Le nerf médian ou radial a été choisi en fonction de l'approche chirurgicale. Après l'exposition du nerf (environ 5 cm autour du coude), une électrode cuff a été placée autour du nerf cible, puis suturée délicatement pour éviter son déplacement (section 6 de [20]).

1. La classification de Giens est basée sur le nombre de muscles de l'avant bras actifs chez une personne tétraplégie.

Sujet	Sexe	Age (années)	Temps depuis l'accident (mois)	Nerf stimulé	Coté opéré	Score de Giens ¹
P1	M	19	30	median	droit	1
P2	M	23	22	radial	gauche	0
P3	M	25	34	radial	gauche	1
P4	M	31	21	radial	gauche	2
P5	M	32	29	radial	gauche	2
P6	M	54	7	median	droit	2

TABLE 1 – Caractéristiques patients



FIGURE 1 – Electrode cuff 6 mm autour du nerf mdian

2.2 Electrodes

Pour le nerf radial, une électrode cuff de diamètre 4mm, longueur 2 cm (3x3 contacts, Cortec GmbH, Freiburg, Allemagne) a été utilisée. Pour le nerf median, une électrode cuff de diamètre 6 mm, longueur 2 cm (3x4 contacts, Cortec GmbH, Freiburg, Allemagne, cf. figure 1) a été utilisée. Les contacts de l'électrode cuff sont composés de 90 Pt/10 Ir (2.79 x 0.79 mm²) et sont inclus dans du silicone biocompatible (Nusil®). L'espacement entre deux contacts adjacents longitudinaux est de 5.9 mm.

2.3 Stimulateur

Le stimulateur a été co-développé par Axonic et l'Université de Montpellier sur la base de l'architecture décrite dans [21]. Le stimulateur est capable de délivrer jusqu'à 5.1 mA, par pas de 20 μ A, 0-511 μ s, 2 μ s. De plus, le stimulateur peut répartir le courant indépendamment et de manière synchronisée sur les 12 contacts de l'électrode cuff. La stimulation est rectangulaire, biphasique, asymétrique, équilibrée. Un délai entre les phases cathodique et anodique permettant de diminuer la quantité de charge nécessaire sans affecter considérablement la sélectivité de stimulation[22] est inséré.

2.4 Logiciel

L'utilisateur peut régler l'intensité (jusqu'à 2.4 mA), la largeur d'impulsion (jusqu'à 600 μ s), le délai entre la phase cathodique et anodique (jusqu'à 2 ms), la fréquence (jusqu'à 50 Hz) et les ratios (cathodiques ou anodiques) de distribution (de 1/16` a 15/16).

2.5 Protocole de stimulation

Pour évaluer la sélectivité de l'électrode cuff multi-contact, 35 configurations de stimulation ont été évaluées. Au cours de l'intervention chirurgicale, le nerf a, dans un premier temps, été stimulé dans sa globalité afin de déterminer le seuil minimal nécessaire à une activation musculaire. Ensuite, un balayage automatique a été programmé, les intensités allant de 80% à 250% de la valeur seuil déterminée précédemment. La largeur et la fréquence des impulsions ont été fixes (25 Hz, 250 μ s), chaque configuration de stimulation et intensité étant balayée pendant 2 secondes (1s ON-1s OFF) pour réduire la fatigue musculaire. La même configuration de stimulation a été répétée en début et fin de scan pour vérifier la stabilité de la réponse pendant toute la durée de l'essai.

3 Résultats

La capacité d'une électrode cuff 12-contacts, placée autour de deux nerfs du membre supérieur, à activer sélectivement des muscles de l'avant bras/de la main a été évaluée. Nous avons montré qu'il est possible d'activer de manière sélective, *via* une orientation du courant, des muscles proches et distincts innervés par un même nerf du membre supérieur [23]. En particulier, la stimulation nerveuse des nerfs médian et radial chez six personnes présentant une tétraplégie complète a permis d'activer **sélectivement** (contraction musculaire évaluée à 3 ou plus sur l'échelle MRC), les muscles permettant :

- pour le patient I : flexion du poignet,
- pour le patient II : extension du pouce,
- pour le patient III : supination, extension du poignet,
- pour le patient IV : extension du poignet, du pouce, des doigts,
- pour le patient V : supination, flexion du coude, extension du poignet,
- pour le patient VI : flexion des doigts, du pouce, opposition du pouce (pince palmaire et latérale ont également été observées).

4 Discussion

Les personnes tétraplégiques peuvent, grâce aux neuroprothèses, réduire leur recours aux aides humaines et accroître leur indépendance en particulier lors d'activités de la vie quotidienne nécessitant des mouvements de main. Actuellement, il n'existe pas de neuroprothèse implantée commercialisée permettant de restaurer des mouvements de main chez les personnes tétraplégiques.

L'amélioration fonctionnelle apportée par le système Frechand était considérable et impossible à atteindre par d'autres moyens disponibles. Cependant, ce système avait montré plusieurs inconvénients [24, 25, 26, 27, 12]. On peut citer les nombreux matériaux implantés allongeant la durée de la chirurgie et limitant de manière drastique la possibilité de bi-latéralisation, essentielle à certaines activités de la vie quotidienne. L'assistance humaine nécessaire quotidiennement pour le placement des composants externes et un mode de contrôle peu ergonomique constituaient des limites supplémentaires.

Dans cette étude, nous avons montré qu'il est possible, grâce à l'orientation du courant au

² L'échelle MRC (Medical Research Council) permet de quantifier manuellement la force développée par chaque muscle. 0 correspond à une paralysie complète du muscle, 1 à une contraction minimale, 2 à un mouvement actif sans gravité, 3 à une contraction faible contre gravité, 4 à un mouvement actif contre gravité et résistance et 5` a une force normale.

sein de nerf, permis par une électrode cuff 12 contacts, d'activer sélectivement des muscles du membre supérieur, proches et distincts, innervés par le même nerf. Dans le passé, l'utilisation d'électrodes cuff multipolaires permettant d'activer sélectivement un seul muscle [28] était possible. Dans notre étude, la même configuration de stimulation reproduite à 0,5 et 1 cm de distance conduit à des schémas de recrutement musculaire distincts. Cela nous permet de soutenir que les axones du membre supérieur se réorganisent au sein du même fascicule, près des bifurcations nerveuses ou/et que certains fascicules changent d'orientation.

De plus, la même configuration de stimulation reproduite au début et à la fin du scan a montré une fatigue significative alors même que le nerf n'a été stimulé que pendant quelques minutes. On peut s'attendre à une amélioration fonctionnelle dans le temps, si un renforcement musculaire par stimulation électrique de surface a lieu avant la chirurgie.

Enfin, lors d'une stimulation électrique nerveuse, les motoneurons les plus proches de l'électrode et de plus grand diamètre sont les plus stimulés. De plus, il n'existe plus de système de "rotation" [29] pour le recrutement des fibres ce qui induit une fatigue musculaire précoce (également observée dans cette étude). L'activation alternative de muscles agonistes permet dans cette étude permettrait de surmonter certaines problématiques liées à l'utilisation de la SEF.

5 Conclusion

Cette étude a montré que deux électrodes placées autour de deux nerfs du membre supérieur permettaient de rétablir des mouvements de la main et de l'avant-bras chez les patients présentant une tétraplégie complète. Des moyens de piloter cette stimulation ont été étudiés lors d'études antérieures qui ont montré que des muscles sus-lésionnels et mouvements d'épaules peuvent être utilisés pour piloter une stimulation électrique de surface ([30], données non publiées). Sur la base des spécifications fonctionnelles révélées dans ces 3 études, nous avons démontré qu'un système entièrement implantable permettant de restaurer des mouvements de préhension, avec un nombre limité de composants, pourrait être développé. La simplicité technique de notre approche permettrait une bilatéralisation du système, indispensable pour certaines activités de la vie quotidienne. Ainsi, un dispositif utilisant une telle technologie pourrait, en combinaison avec une chirurgie de transfert tendino-musculaire, être matériellement moins lourd que ceux qui existaient auparavant. Cela réduirait le temps nécessaire à la procédure chirurgicale, les risques liés à la chirurgie, les matériaux implantés et l'énergie nécessaire à son fonctionnement, tout en améliorant l'ergonomie. Un équilibre entre complexité technique et facilité d'utilisation serait trouvé. La faisabilité ayant été démontrée, un essai clinique à long terme devrait être mené sous peu.

6 Remerciements

L'auteur remercie les patients ayant participé à l'étude, J. Teissier, A. Gelis, B. Coulet, C. Fattal, ainsi que P. Maciejasz, V. Leynaert, C. Azevedo, D. Guiraud, J.L. Divoux et MXM-Axonic/ANRT (bourse CIFRE # 2013/0867).

Références

- [1] W. Tigra, *et al.*, *European journal of translational myology* **26** (2016).
- [2] B. Lee, R. Cripps, M. Fitzharris, P. Wing, *Spinal cord* **52**, 110 (2014).
- [3] Y. Chen, Y. He, M. J. DeVivo, *Archives of physical medicine and rehabilitation* **97**, 1610 (2016).

- [4] K. D. Anderson, *Journal of neurotrauma* **21**, 1371 (2004).
- [5] I. M. Estores, *Journal of rehabilitation research and development* **40**, 93 (2003).
- [6] R. Hanson, M. Franklin, *Archives of physical medicine and rehabilitation* **57**, 291 (1976).
- [7] G. J. Snoek, J. Van Til, P. F. Krabbe, M. J. IJzerman, *Spinal Cord* **14**, 228 (2008).
- [8] W. Tigra, *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* (2019).
- [9] W. Catton, K. Backhouse, *J Anat.* **88**, 133 (1954).
- [10] C. Long, V. Masciarelli, *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **44**, 449 (1963).
- [11] P. H. Peckham, J. T. Mortimer, E. B. Marsolais, *Paraplegia* **14**, 115 (1976).
- [12] K. L. Kilgore, *et al.*, *Journal of rehabilitation research and development* **40**, 457 (2003).
- [13] W. D. Memberg, *et al.*, *Arch Phys Med Rehabil* **95**, 1201 (2014).
- [14] K. Polasek, H. Hoyer, M. Keith, D. Tyler, *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* **15**, 76 (2007).
- [15] H. Polasek, K.H.and Hoyer, M. Keith, R. Kirsch, D. Tyler, *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* **17**, 428 (2009).
- [16] H. Polasek, K.H.and Hoyer, M. Keith, R. Kirsch, D. Tyler, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.* (2006), vol. 1, pp. 3584-3587.
- [17] J. Stewart, *Muscle Nerve* **28**, 525 (2003).
- [18] S. S. Sunderland, *Muscle & Nerve : Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine* **13**, 771 (1990).
- [19] W. Tigra, *et al.*, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* (2016).
- [20] W. Tigra, Assistance à la préhension par stimulation électrique fonctionnelle chez la personne tétraplégique, Ph.D. thesis, Université de Montpellier (2016).
- [21] D. Andreu, D. Guiraud, G. Souquet, *Journal of neural engineering* **6**, 026001 (2009).
- [22] P. Maciejasz, *et al.*, *Medical & biological engineering & computing* **53**, 371 (2015).
- [23] W. T. *et al.*, *BioArxiv* doi.org/10.1101/534362 (2019).
- [24] J. Hobby, P. Taylor, J. Esnouf, *Journal of Hand Surgery (British and European Volume* **26**, 459 (2001).
- [25] P. H. Peckham, *et al.*, *Archives of physical medicine and rehabilitation* **82**, 1380 (2001).
- [26] P. Taylor, J. Esnouf, J. Hobby, *Spinal Cord* **39**, 156 (2001).
- [27] P. Taylor, J. Esnouf, J. Hobby, *Spinal Cord* **40**, 560 (2002).
- [28] K. H. Polasek, H. A. Hoyer, M. W. Keith, D. J. Tyler, *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* **15**, 76 (2007).
- [29] A. Nardone, C. Romano, M. Schieppati, *The Journal of physiology* **409**, 451 (1989).
- [30] W. Tigra, C. A. Coste, C. Fattal, D. Guiraud, *2015 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)* (IEEE, 2015), pp. 759–762.

Application Smartphone, sclérose en plaques et auto-rééducation

Clémence Chassan^{1,2}, Marc Sévène¹, Olivier Cras¹ et Dominique Archambault²

¹Centre Hospitalier de Saint-Denis

²Université Paris 8-Vincennes-Saint-Denis, THIM (E.A. 4004 CHArt)
clemence.chassan@gmail.com

Résumé

L'étude présentée dans cet article vise à analyser le potentiel d'une application smartphone pour l'auto-rééducation de personnes atteintes de sclérose en plaques en perte d'autonomie. Pour ce faire, une enquête auprès de patients atteints et de personnels soignants travaillant avec ces personnes a été développée. Ceci dans le but d'établir un projet d'application utile, utilisé et proche des besoins actuels de la population.

1 Introduction

La Sclérose En Plaques (SEP) est une maladie neurologique, chronique, évolutive et dégénérative. Elle est la première cause non traumatique de handicap du sujet jeune en France, et environ les trois quart des personnes atteintes sont des femmes (Ministère des solidarités et de la santé, 2018). Elle peut causer différents déficits d'ordre moteur, sensitif, cognitif et visuel (Goldenberg, 2012). La perte d'autonomie est très difficile à vivre chez les patients atteints de cette maladie. Il est reconnu que sans exercice physique régulier adapté, la personne souffrant de SEP évolue vers la perte de ses capacités et donc de son autonomie (Zaenker, Favret, Evlsner-Horobeti, Lonsdorfer, & Seze, 2015). Plusieurs études tendent à montrer une amélioration de la qualité de vie chez les personnes atteintes pratiquant des exercices physiques adaptés (Motl & Gosney, 2008) (Motl, McAuley, Snook, Gliottoni, & Rachael, 2009). En France, en dehors des périodes de prise en charge en rééducation, l'auto-rééducation est largement conseillée pour le cas spécifique des personnes atteintes de SEP (Choplin, 2010).

La motivation et l'investissement dans la pratique d'exercices physiques des personnes souffrant de SEP sont des facteurs très importants à la prise en charge rééducative de cette maladie (Frau, et al., 2015). L'aspect psychologique de la maladie et le manque de motivation paraissent être au cœur de cette problématique (Pagnini, Bosma, Phillips, & Langer, 2014). En effet, « *La maladie chronique à la différence des maladies « aiguës » ne constitue pas une simple parenthèse dans la vie d'une personne, car face au schéma « diagnostic-traitement-guérison », se substitue un schéma toujours ouvert et incertain.* » (Tourette-Turgis & Thievenaz, 2013). A cela s'ajoute un symptôme récurrent chez les

Salvatore M. Anzalone et Gérard Uzan (Eds) : « *Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies* », Actes du Colloque JCJC'2019, pp. 7-12. © IFRATH, Université Paris 8, Saint-Denis, 2019.

personnes atteintes de SEP qui est la fatigue. Cette fatigue, grandement limitante pour la pratique d'exercices physiques, restreint d'autant plus la motivation de ces personnes (Braley & Chervin, 2010). Ceci amène une problématique de maintien des exercices physiques et rééducatifs, et ainsi de maintien de l'autonomie à domicile.

Les smartphones sont des appareils utilisés quotidiennement, et qui se trouvent toujours à proximité de leur propriétaire. Ils sont capables de générer des notifications, d'afficher des informations multimédia, d'enregistrer des journaux d'activités et de communiquer avec un réseau. Notre hypothèse est qu'une application smartphone visant à assister le patient pour ses exercices d'auto-rééducation permettra de limiter la perte d'autonomie et d'améliorer les conditions de vie au quotidien. L'application sera paramétrée de manière individuelle afin que les rééducateurs choisissent et définissent eux-mêmes les exercices nécessaires et adaptés à leur patient. L'e-santé est définie comme un ensemble d'outils communicants qui renforcent la possibilité pour le patient d'accéder à des soins de qualité et d'être un acteur éclairé de la gestion de sa santé ; elle améliore conjointement l'accès des soignants et l'accès des patients à une information fiable et modifie les équilibres entre soignants et soignés (Safon, 2018). Elle apparaît être une potentielle solution à ce maintien d'autonomie des personnes atteintes de SEP. La littérature sur le sujet semble confirmer le fait qu'elle pourrait aider les patients à renforcer leur investissement en les aidant à se motiver, et en les accompagnant dans leur suivi (Tallec, 2014). Une étude récente menée dans un centre de rééducation en Suisse, a recherché les potentielles solutions que pouvait proposer la m-santé pour que les personnes atteintes de sclérose en plaques pratiquent plus d'activités physiques. Selon cette étude, la m-santé peut être prometteuse pour répondre aux besoins des personnes atteintes de sclérose en plaques, mais il est nécessaire de continuer à se questionner sur l'orientation que doit prendre l'application smartphone pour qu'elle suscite intérêt et motivation de ces personnes (Guido, et al., 2018).

En France parmi les quelques applications destinées aux patients SEP, développées par des laboratoires pharmaceutiques, une seule comporte un programme lié aux activités physique (« Cléo » du laboratoire « Biogen »), mais il est fait pour les personnes sans trop grand déficit moteur et sensitif. Il est unique et global, et ne répond donc pas aux besoins individuels de chacun en termes d'exercices. Pour répondre aux besoins des ces patients, notre hypothèse est que la personnalisation de l'application, permettant au soignant de choisir les séries d'exercices et leur fréquence pour chaque patient est nécessaire. Une application smartphone permettant aux rééducateurs de programmer les exercices de leur choix pour l'utilisation de leurs patients lorsqu'ils sont à domicile, accroîtrait-elle la pratique d'exercices d'auto-rééducation, et donc l'autonomie de ces patients ?

Dans cet article nous présentons l'étude préliminaire qui a été réalisée dans le cadre du développement de ce prototype d'application, visant à étudier l'acceptabilité et la motivation attendue par les patients, ainsi que des préconisations de fonctionnalités du côté des soignants.

2 Méthodologie

Afin de répondre à ces questionnements, une enquête qualitative par le biais d'entretiens semi-directifs individuels a été menée au sein du Centre Hospitalier de Saint-Denis. Les utilisateurs de cette application seront d'une part les patients, pour se motiver et suivre leurs exercices d'auto-rééducation, et d'autre part les soignants qui auront en charge la mise au point du programme d'exercices. Deux grilles distinctes d'entretien ont été réalisées. Toutes les questions sont ouvertes, discutées et justifiées.

2.1 Les patients

Les personnes atteintes de SEP utiliseront l'application smartphone de manière à être guidées et motivées pour faire leurs exercices d'auto-rééducation au domicile. Afin de constituer un échantillon de potentiels utilisateurs, nous avons défini les critères d'inclusion et d'exclusion suivants :

- Critères d'inclusion : personnes ayant une sclérose en plaques évoluée nécessitant de la rééducation, ayant déjà effectué de la rééducation en centre et/ou chez un kinésithérapeute en ville et utilisant un smartphone
- Critères d'exclusion : personnes dans l'incapacité physique d'utiliser un smartphone, dans l'incapacité cognitive d'utiliser un smartphone, dans l'impossibilité de parler ou comprendre le français et/ou sujettes à des problèmes psychiatriques sévères

Sur la base de ces critères, nous avons constitué un échantillon de 5 personnes atteintes de SEP. Il s'agit de 5 femmes dont l'évolution de la maladie est plus ou moins avancée.

Patientes	Age	Année de diagnostic	Déplacements	Autonomie
P1	29 ans	2015	Marche	Autonome
P2	35 ans	2004	Canne Simple	Autonome
P3	61 ans	1998	Fauteuil roulant manuel	Aide pour toutes les activités de vie quotidienne sauf les repas
P4	33 ans	2010	2 béquilles	Autonome
P5	61 ans	2014	Déambulateur	Aide partielle pour toutes les activités de vie quotidienne

Tableau 1: Profil des patients atteints de SEP interrogés

2.2 Les soignants

Les soignants quant à eux, auront en charge d'intégrer les programmes d'exercices à suivre dans l'application smartphone pour chacun de leur patient. Un panel d'interlocuteurs engagés dans la rééducation des personnes atteintes de sclérose en plaques a également été interrogé. Ceci afin d'avoir des avis divers et variés sur les fonctionnalités potentielles de l'application.

- Critères d'inclusion : personnes travaillant ou ayant travaillé plus de 3 ans auprès de personnes atteintes de sclérose en plaques, prenant part à la prise en charge médicale ou rééducative de personnes atteintes
- Critères d'exclusion : personnes n'étant pas familières avec les applications smartphones

Ainsi, 2 kinésithérapeutes, 2 médecins rééducateurs, 1 neurologue, 1 ergothérapeute et 1 orthophoniste ont été interrogés.

Soignants	Fonction	Nombres d'années travaillées auprès des SEP
S1	Médecin généraliste travaillant dans le service de rééducation	35
S2	Médecin rééducateur	40
S3	Ergothérapeute	6
S4	Orthophoniste	7
S5	Kinésithérapeute	3
S6	Médecin neurologue	6
S7	Kinésithérapeute	4

Tableau 2: Profil des soignants interrogés

Les personnes ont été informées de l'enregistrement de l'entretien, un consentement oral a été effectué.

L'échantillon est unanime : aucun des patients et soignants interrogés ne connaissent d'application smartphone dédiée à la SEP. Par ailleurs, ils utilisent tous des applications smartphones dans leur vie de tous les jours pour des activités diverses et variées.

3 Résultats

3.1 Auto-rééducation, pratique sportive et motivation

Ici, ce qui est entendu par « auto-rééducation » consiste en un programme d'exercices expliqués et conseillés par un rééducateur, cela s'oppose à la pratique du sport qui se fait de manière libre et sans explication ou conseil du rééducateur.

Concernant la pratique sportive libre chez ces cinq patientes, il apparaît qu'elle n'est pas une tâche facile. Plusieurs raisons sont citées, notamment le fait que leur vie de tous les jours (travail, enfants) leur prend déjà du temps et de l'énergie, les problèmes de motivation semblent également prédominer, mais on retrouve également la fatigue (pour P1,P2 et P3) et l'accessibilité au sport (pour P2).

Sur le sujet de l'auto-rééducation, les 5 patientes ont des expériences très différentes. P1, P2 et P4 donnent des avis positifs sur les exercices d'auto-rééducation qu'elles ont effectués sur les conseils de leur rééducateur. P1 et P4 témoignent de résultats positifs leur permettant de s'améliorer et d'améliorer leur autonomie. P2, elle, parle d'une stabilité et d'un maintien : « *On va dire que ça n'empire pas, ça me permet de me maintenir, je le vois puisque là j'ai arrêté et j'ai perdu en amplitude articulaire* ». Concernant leur motivation, P1 témoigne d'une motivation grandissante de par cette auto-rééducation, cependant P3 parle d'une sorte de lassitude de cette auto-rééducation : « *j'ai un peu décroché et je ne fais plus d'efforts. Mais je trouve ça utile et intéressant, je suis juste moins motivée qu'au début.* » La motivation semble être plus suscitée par l'auto-rééducation que par la pratique d'exercices physiques, mais elle reste fragile chez certaines patientes. L'avis des soignants sur l'auto-rééducation est unanime, elle est utile et intéressante pour les personnes atteintes d'une SEP. S2 et S5 s'accordent sur le fait que l'auto-rééducation en complément de séances de rééducation ajoute un gain en terme de performance. S6 et S7 évoquent que le manque de prise en charge libérale en rééducation peut aussi renforcer l'utilité de l'auto-rééducation. S7 aborde le manque de support ludique pour que le patient puisse retenir l'exercice comme il faut.

3.2 Application smartphone et auto-rééducation

Le fait qu'une application smartphone pourra améliorer la motivation des patients atteints de SEP à l'auto-rééducation semble faire l'unanimité chez les cinq patientes. P1 parle d'une nécessité de rappels pour effectuer les exercices, P2 désire avoir des conseils sur les exercices. P1 ajoute un élément important concernant le fait d'effectuer ses exercices au moment choisi de la journée, ce qui permet une flexibilité pour les personnes et notamment en rapport avec leur fatigue.

L'idée que l'application répond à un réel besoin de leur part fait consensus dans notre échantillon de population. Ce qui nous intéresse ici est de savoir pourquoi. Chez P2 et P4 il s'agit du fait de se sentir plus encadré. P4 : « *Je pense que je me sentirai moins seule dans mon coin avec ma maladie.* ». P2 : « *J'aimerais bien me sentir un peu plus surveillée, aidée je pense que ça me motiverait, je me sens seule et cette application pourrait peut-être m'aider. J'utiliserai cette appli avec plaisir.* » Les autres patientes semblent intéressées par le principe d'auto-rééducation qui serait plus ludique et motivant via une application.

L'avis des soignants sur une application d'auto-rééducation est unanimement positif, mais il existe des questionnements fonctionnels et sur l'interface de cette application. La SEP étant une maladie très variée et variable de par ses symptômes, il leur paraît nécessaire de réaliser une application d'auto-rééducation très flexible et adaptable à tout type de personne. S2 donne des idées d'axes de réflexion : « *Très bonne idée de base, mais la difficulté c'est de cibler ce que l'on veut exactement pour l'auto-rééducation, peut-être que pour les types d'exercices, partir sur des grands tableaux : la paraplégie, la tétraplégie, l'hémiplégie, les troubles vésico-sphinctériens,...* » Une des questions prédominantes de ce thème concerne le retour des rééducateurs : peuvent-ils prendre le temps de vérifier via une interface les exercices faits par les patients et renvoyer un retour ? S7 semble trouver cela intéressant : « *S'il y a*

des données mesurables, le patient peut se challenger lui-même, en voulant faire mieux et le kiné ça lui permet d'avoir un retour sur l'activité du patient, et il peut essayer lui aussi de challenger le patient en lui disant ' ben tiens vous avez fait tel type d'exercice, la semaine prochaine, faudrait peut-être tester un exercice un peu plus difficile.'. Parce que voilà, ça peut être moteur de motivation oui.»

Finalement, un recueil de données des performances mesurables des patients semble susciter l'intérêt des soignants et notamment S6 : « Quand on les voit en consultation, avoir des données objectives ça serait très bien. Le périmètre de marche c'est génial à ajouter dans l'application.»

4 Discussion

L'enquête menée avec l'objectif de connaître les besoins en termes d'application smartphone pour la pratique d'exercices physiques a permis de mettre en exergue plusieurs éléments.

Tout d'abord, le symptôme de la fatigue chez les personnes atteintes de SEP comme il est décrit dans la littérature (Braley & Chervin, 2010), semble bien être un frein à cette pratique d'exercice physique. En lien avec ce symptôme, nous retrouvons un grand manque de motivation lié à l'aspect psychologique de la maladie (Pagnini, Bosma, Phillips, & Langer, 2014). Toutefois la motivation semble être plus grande pour l'auto-rééducation que pour la pratique sportive libre. Ceci pouvant s'expliquer par plusieurs éléments. Le rééducateur qui donne des conseils pour l'auto-rééducation connaît et prend en compte le symptôme de fatigue et, de par son encadrement indirect de ces exercices, suscite une plus grande motivation. De même, le rééducateur choisit des exercices adaptés, réalisables au domicile, qui vont avoir une action sur les capacités et l'autonomie de la personne (Choplin, 2010).

Concernant l'idée d'une application smartphone comme support pour l'auto-rééducation des patients, l'enquête montre un vrai besoin, mais soulève également des questionnements. En effet, cela permettrait aux patients qui sont à leur domicile de continuer à travailler par le biais d'exercices choisis par leur rééducateur, adaptés à leurs capacités. Cela donnerait un support ludique, visuel et motivant aux patients. Les patients se sentiraient encadrés par cette application. Cependant, il est nécessaire que l'application soit très flexible et adaptable, qu'elle puisse donner un programme unique d'exercice à chaque patient. Il ne faudrait pas que le patient ait à disposition une liste d'exercices à faire pour les personnes atteintes de SEP, il est nécessaire que le patient n'ait accès qu'à ses propres exercices. Comme l'un des soignants l'a précisé dans l'enquête, la SEP présente un large panel de symptômes différents, rendant l'atteinte de chaque patient unique (Goldenberg, 2012). Ceci amenant cette nécessité de grande adaptabilité d'application smartphone. De plus, étant donné que chaque personne a un mode de vie et un environnement différent, le programme d'auto-rééducation sera également différent en fonction des patients, puisque le rééducateur prend en compte les facteurs extérieurs à la personne atteinte (Choplin, 2010).

Par ailleurs, l'application semble avoir un intérêt supplémentaire. En effet, elle permettra de récolter des données sur la pratique d'auto-rééducation des patients. Comme le disent S7 et S5, si il s'agit de données mesurables (tel qu'un périmètre de marche), il sera même possible d'avoir accès à une évolution quantifiable du patient. Cela ouvre de nouvelles interrogations quant aux retours sur la pratique des exercices reçus par le rééducateur, aux données mesurables récoltées, aux usages de ces éléments par les différents utilisateurs, et aux fonctionnalités de l'application liées à ces données.

L'enquête présentée ici a néanmoins certaines limites. Les échantillons de population interrogée sont trop faibles pour pouvoir réellement conclure. Les personnes interrogées (soignants et patients), ne proviennent que de l'hôpital de Saint-Denis. Malgré la diversité des personnes (âges, métiers), l'enquête manque de variété géographique. Finalement, l'enquête permet d'axer, d'ouvrir et d'orienter une étude de plus grande envergure sur le sujet.

5 Perspectives et conclusion

D'après l'étude menée dans cet écrit, une application smartphone d'auto-rééducation et de suivi de la pathologie apparaît être une solution à la motivation des personnes atteintes de SEP. L'application, de par son effet ludique, mais aussi sa capacité à générer des alertes, et interpeller son utilisateur, pourra susciter la motivation des patients à effectuer leurs exercices d'auto-rééducation. Cette étude a ouvert de nombreux questionnements intéressants et demande une investigation plus conséquente. L'objectif sera de concevoir un prototype d'application en fonction des besoins des utilisateurs (soignants et patients), donc en suivant une méthodologie centrée utilisateurs. Actuellement l'outil se construit, il est évalué et discuté par les patients SEP et l'équipe de rééducation du Centre Hospitalier de Saint-Denis.

Bibliographie

- Braley, & Chervin. (2010). Fatigue in Multiple Sclerosis : Mechanisms, Evaluation, and Treatment. *SLEEP*.
- Choplin. (2010). Sclérose en plaques : prescrire et contrôler l'autorééducation (2è partie). *Kinésithérapie Scientifique*, 19-28.
- Goldenberg. (2012, Mars). Multiple Sclerosis Review. *Pharmacy and Therapeutics*, pp. 175–184.
- Guido, Kool, Rivera, Romero, Dorrnoro, & Zubiete. (2018). Exploring the Specific Needs of Persons with Multiple Sclerosis for mHealth Solutions for Physical Activity: Mixed-Methods Study. *JMIR MHEALTH AND UHEALTH*.
- Ministère des solidarités et de la santé. (2018, Mai 30). *La sclérose en plaques*. Récupéré sur Ministère des solidarités et de la santé: <https://solidarites-sante.gouv.fr/soins-et-maladies/maladies/maladies-neurodegeneratives/article/la-sclerose-en-plaques>
- Motl, & Gosney. (2008). Effect of exercise training on quality of life in multiple sclerosis: a meta-analysis. *Multiple Sclerosis Journal*, 129-135.
- Motl, McAuley, Snook, Gliottoni, & Rachael, a. (2009). Physical activity and quality of life in multiple sclerosis: Intermediary roles of disability, fatigue, mood, pain, self-efficacy and social support. *Psychology Health and Medecine*, 111-124.
- Pagnini, Bosma, Phillips, & Langer. (2014). Symptom changes in multiple sclerosis following psychological interventions: a systematic review. *BMC Neurology*, 222.
- Safon. (2018, Mars). *La e-santé : Télé santé, santé numérique ou santé connectée*. Récupéré sur IRDES: <http://www.irdes.fr/documentation/syntheses/e-sante.pdf>
- Tallec, D. S. (2014). La e-santé : de nouveaux usages pour les technologies individuelles en santé publique. *Annales des Mines Réalités industrielles*, 70-75.
- Tourette-Turgis, & Thievenaz. (2013). La reconnaissance du « travail » des malades : un enjeu pour le champ de l'éducation et de la formation. *Les Sciences de l'éducation - Pour l'Ère nouvelle*, 69-87.
- Zaenker, Favret, EveIsner-Horobeti, Lonsdorfer, & Seze, D. (2015). Évaluation de l'intérêt de l'entraînement combiné dans la sclérose en plaques et accompagnement des patients dans leur pratique sportive. *Revue Neurologique*, pp. Volume 171:83, Supplément 1.

Un simulateur multisensoriel de fauteuil roulant électrique

Guillaume Vailland¹, Fabien Grzeskowiak¹, Louise Devigne¹, Yoren Gaffary¹, Bastien Fraudet², Émilie Leblong², Florian Nouviale¹, François Pasteau¹, Ronan Le Breton³, Sylvain Guégan³, Valérie Gouranton¹, Bruno Arnaldi¹, Marie Babel¹

¹ Univ Rennes, INSA Rennes, CNRS, Inria, IRISA-UMR6074, Rennes, France

² Centre de Médecine Physique et de Réadaptation Pôle Saint Héliar, Rennes, France.

³ Univ Rennes, INSA Rennes, LGCGM EA 3913, France.

Abstract

Être autonome et socialement intégré peut se révéler comme un défi quotidien pour les personnes à mobilité réduite. Certaines bénéficient d’assistances techniques comme les fauteuils roulants électriques (FREs) afin d’éviter l’exclusion sociale et être plus mobile. Cependant, conduire un FRE de manière sûre est une tâche difficile nécessitant de bonnes capacités visuelles, cognitives et visuo-spatiales. Une formation et une pratique répétée sont donc nécessaires pour acquérir des compétences et réflexes nécessaires, et ainsi obtenir le permis de conduire un FRE. Cependant, les programmes de formation conventionnels se révèlent insuffisants pour les personnes atteintes de déficiences sévères. Ainsi, la réalité virtuelle permet de concevoir des programmes de formation et de réhabilitation de conduite d’un FRE innovants et sûrs tout en offrant une expérience réaliste. Dans ce contexte, nous proposons une conception centrée utilisateur d’un simulateur multisensoriel de fauteuil roulant électrique en réalité virtuelle.

1 Introduction

Les personnes en situation de handicap peuvent rencontrer des difficultés à conduire un Fauteuil Roulant Électrique (FRE) en raison d’altérations de leurs facultés perceptives. Cependant, de bonnes capacités visuo-spatiales et cognitives sont nécessaires pour parvenir à une conduite sûre [11]. Bien que la formation à la conduite de fauteuil roulant électrique lors de séances d’ergothérapie peut être satisfaisante pour certains, cette formation conventionnelle peut s’avérer insuffisante pour d’autres.

En effet, certaines personnes nécessitent une formation dans des contextes particuliers, comme la navigation en milieu urbain ou dans des endroits bondés, sans laquelle leur conduite future serait dangereuse [1]. Mais ces formations s’avèrent risquées, coûteuses et difficiles à mettre en œuvre. Ainsi, les thérapeutes peuvent contre-indiquer un fauteuil roulant électrique pour certaines personnes pour des raisons de sécurité, par exemple si le comportement de conduite est au-dessus du seuil de risque [13].

Pour répondre à ce problème, la simulation de conduite de fauteuil roulant électrique apparaît comme un outil de formation supplémentaire. Les effets bénéfiques de la formation par simulation sont reconnus depuis longtemps, notamment dans le domaine de l’aviation où l’on forme des pilotes à l’aide de simulateurs de vol [7]. La simulation permet également de naviguer dans des scénarios contrôlés et reproductibles [2].

La Réalité Virtuelle (RV) permet de simuler des situations écologiques et des scénarios de vie quotidienne qui seraient difficilement reproductibles dans un contexte réel. En plus de s’avérer efficace et largement utilisée dans les programmes de formation [9] et de réhabilitation [8], la RV est sûre et facile à utiliser. En outre, la RV permet aux thérapeutes d’évaluer les capacités

Salvatore M. Anzalone et Gérard Uzan (Eds) : « *Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies* », Actes du Colloque JCJC’2019, pp. 13–18. © IFRATH, Université Paris 8, Saint-Denis, 2019.

des patients tout en réduisant les contraintes de temps, de coût ou de sécurité [14]. D’autre part, une étude récente a souligné que la RV peut augmenter l’intérêt et la motivation des utilisateurs à exécuter une tâche [8]. Dans le cas particulier de la conduite en fauteuil roulant, il a été démontré que les personnes ayant des déficiences visuo-spatiales et cognitives peuvent être moins motivées lorsqu’elles conduisent un fauteuil roulant [5]. La RV pourrait donc se révéler d’autant plus intéressante pour les personnes atteintes de ces troubles dans le cadre des programmes de formation en fauteuil roulant.

Dans la littérature, deux types de simulateurs peuvent être identifiés. Le premier comprend une plate-forme mécanique permettant de simuler des mouvements et de fournir un retour haptique. Par exemple, le simulateur de fauteuil roulant manuel *Virtual Fauteuil* inclut une plate-forme composée de 4 vérins et d’un rouleau pour reproduire des sensations de mouvement [15]. Cependant, le simulateur se concentre sur les fauteuils roulants manuels et a pour but d’évaluer l’aménagement du territoire. Ce simulateur n’a donc pas besoin de répondre aux exigences cliniques. D’autres simulateurs tels que *miWe* [3] et *ViEW* [12] s’appuient sur une simulation de scénario de conduite affichée sur un seul écran et se concentre sur l’évaluation de l’impact de la simulation de conduite sur les patients par des programmes d’apprentissage et de formation. Malgré l’absence de simulation de mouvement et de retour haptique, leur technologie a eu des retombées positives sur les formations.

Nous proposons un Simulateur de Fauteuil Roulant Electrique (SFRE) multisensoriel conçu en étroite collaboration avec des ergothérapeutes et des utilisateurs de fauteuils roulants réguliers.

Ce papier s’organise comme suit. La section 2 introduit les besoins auxquels notre SFRE doit subvenir. La section 3 présente la conception du SFRE proposé.

2 Besoins et contraintes

Nous proposons le concept d’un simulateur de fauteuil roulant électrique (SFRE) multisensoriel offrant des retours visuels, auditifs, haptiques ainsi que des mouvements simulés physiquement. La conception du simulateur est soumise à des contraintes déduites des besoins utilisateurs mais aussi de la technologie de RV en elle-même.

2.1 Besoins utilisateurs

Pour une conception correcte du SFRE, les besoins des utilisateurs cibles doivent être pris en compte. Ces besoins ont été formulés grâce aux thérapeutes et aux patients du Pôle Saint Héliar, pôle de médecine physique et de réadaptation. Cette section présente les contraintes cliniques basées sur les recommandations des ergothérapeutes, des kinésithérapeutes, des médecins, mais aussi et surtout des utilisateurs de FRE réguliers.

Assise et forme. Compte tenu de la complexité de l’état postural associé à certaines déficiences motrices, un large éventail de réglages d’assise doit être disponible. En plus d’un siège réglable, l’assise doit être compatible avec des supports tels que des repose-pieds ou des appuis-tête. Une ceinture doit également être intégrée pour sécuriser le positionnement des utilisateurs pendant la simulation. La largeur et la hauteur de l’assise de la plate-forme doivent être conformes aux normes moyennes des fauteuils roulants pour que la plate-forme puisse être perçue comme un FRE.

Contrôleur. La pluralité des déficiences motrices rend nécessaire la compatibilité du système avec de nombreux dispositifs de contrôle, allant des contrôleurs continus (*e.g.* joysticks, man-tonni`eres, etc.) aux contr`oleurs discrets (*e.g.* headarray, sip-and-puff, etc.).

Du FRE à la cinématique du simulateur. Notre objectif est de produire une expérience de conduite virtuelle similaire à celle vécue avec un FRE réel. C'est pourquoi le simulateur doit reproduire avec précision le comportement dynamique d'un FRE. Nous avons identifié les principaux paramètres cinématiques du mouvement qui permettent de reproduire une navigation naturelle. Les dynamiques observées lors d'événements accidentels (collisions, terrains accidentés) ne doivent toutefois pas être entièrement reproduites par le simulateur afin d'atténuer les risques pour les utilisateurs. Ces situations particulières devront être abordées par le biais d'une autre modalité (retour haptique, auditif).

Expérience visuelle. La technologie d'affichage visuel est spécifique à chaque utilisateur et ses besoins. Par conséquent, le SFRE ne doit pas dépendre d'une technologie ou d'un dispositif d'affichage particulier et doit être compatible avec divers dispositifs immersifs (*e.g.* Visiocasques, salles immersives etc.).

2.2 Contraintes technologiques de la RV

La RV désigne un ensemble de techniques capables de simuler un Environnement Virtuel (EV) en 3D. Comme le SFRE proposé repose sur la RV, les contraintes liées à cette technologie, comme le Sentiment de Présence (SdP) et la cinétose, doivent aussi être pris en compte dans la conception.

Sentiment de Présence (SdP). Le SdP est un phénomène subjectif qui a été défini dans [17] comme le sentiment d' "exister" dans la simulation. Ce sentiment dépend de divers facteurs tels que l'immersion, les interactions sociales et le comportement des composants des EVs (*e.g.* objets, avatars, etc.). Plus le SdP est important, plus l'utilisateur adoptera un comportement réaliste. A cet égard, le SdP représente un facteur critique que notre SFRE doit maximiser.

Cinétose. L'immersion dans un EV peut induire des malaises souvent liés à la cinétose dont les symptômes sont similaires au mal de mer (*e.g.* nausée, maux de tête, vertiges) [16]. La cinétose résulte de conflits de perception entre les systèmes visuels, vestibulaire et proprioceptif lorsque l'utilisateur se déplace dans l'EV sans en ressentir une physique cohérente. Ces symptômes peuvent altérer considérablement le confort de la simulation et, par conséquent, nuire à l'efficacité de la formation sur simulateur. Il est donc impératif de concevoir un système minimisant la cinétose.



(a) SFRE avec assise et joystick standard. (b) Le SFRE installé en *Immersia* (scène 3D : crédit Rennes Métropole). (c) Le SFRE installé en *Immersia* (scène 3D : salle expérimentale du Pôle Saint Hélier)

Figure 1: Première implémentation du SFRE.

3 Conception

Dans des travaux précédents, un premier concept de simulateur de fauteuil roulant électrique a été proposé [6]. Ce simulateur consistait en un FRE standard fixe évoluant virtuellement dans la salle immersive *Immersia* à Rennes, en France. Malgré un SdP assez important, la plupart des utilisateurs ont été atteints de cinétose. Sur la base de ce premier simulateur, nous proposons ici un nouveau design qui vise à répondre aux contraintes liées à la RV (SdP et cinétose) (Fig. 1).

3.1 Vers un simulateur multisensoriel

Bien que la plupart des simulateurs RV existants n'utilisent que du rendu visuel pour immerger l'utilisateur, l'immersion n'est pas limitée à la vue. En effet, des informations sensorielles supplémentaires telles que des retours physiques, auditifs ou même olfactifs peuvent être générées pour améliorer l'immersion.

Plate-forme. Nous avons conçu une plate-forme simulant les mouvements physiques (accélération) et générant des retours haptiques afin de reproduire les interactions avec l'EV, comme les vibrations du sol et les collisions avec l'environnement. Les simulateurs de fauteuils roulants existants intégrant une plate-forme de mouvement se différencient par le nombre de degrés de liberté (DdL) utilisés. En majorité, les simulateurs utilisent 3 ou 6 DdL [4]. Si les plates-formes à 6 DdL atteignent de hautes performances, les plates-formes à 3 DdL s'avèrent suffisantes pour des applications de formation. Certaines plates-formes à 6 DdL intègrent de plus un plateau tournant afin d'étendre leur amplitude de rotation autour de l'axe vertical pour un haut niveau de réalisme [10]. Nous proposons donc d'ajouter un quatrième DdL afin de répondre aux besoins cinématiques de la section 2.1. Le volume total de cette plate-forme innovante est similaire à celui d'un FRE. La plate-forme intègre une assise et des contrôleurs de FRE standard afin de convenir aux contraintes cliniques. La plate-forme a été réalisée par CL Corporation (<http://www.clcorporation.com/>) à partir de toutes ces spécifications.

Retour visuel Les perceptions visuelles des mouvements pour chacun des 6 DdL correspondent aux sensations de mouvement simulées par la plate-forme. Un fauteuil roulant virtuel est représenté dans l'EV et co-localisé par rapport à la plate-forme. C'est-à-dire que la représentation 3D du siège du fauteuil roulant dans l'EV correspond exactement à la position de l'assise de la plate-forme. En outre, l'EV rendu par le simulateur est adapté aux déficiences des utilisateurs et aux programmes de formation. Par exemple, comme certains utilisateurs ne sont pas en mesure de traiter plusieurs stimuli visuels, les scènes 3D proposées seront moins complexes.

Retour auditif Les retours auditifs permettent d'améliorer l'expérience immersive en augmentant le SdP. Ils comprennent des sons ambiants de l'EV envoyés depuis des haut-parleurs et des sons spécifiques liés à, et envoyés par, un FRE lui-même. En particulier, le son produit par les freins du FRE est le premier indicateur sonore d'une initiation de mouvement.

3.2 Architecture logicielle

Le concept du SFRE repose sur une architecture logicielle générique (Fig. 2) composée des modules suivants:

1. Le *Moteur 3D* gère l'EV et son affichage.

2. Le *Moteur physique* met à jour la position, la vitesse et l'accélération du FRE virtuel dans l'EV. Ces valeurs sont calculées à partir des données d'entrée du contrôleur et des données précédentes de position, vitesse et accélération fournies par le *Moteur 3D*. Ce module intègre également les lois physiques comme par exemple la gravité.
3. Le *Moteur sensoriel* calcule le mouvement mécanique à simuler par la plate-forme et le retour visuel à appliquer par le *Moteur 3D*.

Ces modules sont indépendants et dédiés à des tâches distinctes. Cette configuration modulaire rend le SFRE versatile et adaptable. Chaque module peut être développé ou remplacé indépendamment. L'architecture présentée ne décrit que les modules nécessaires. Plusieurs étapes peuvent être ajoutées sans impacter le processus global.

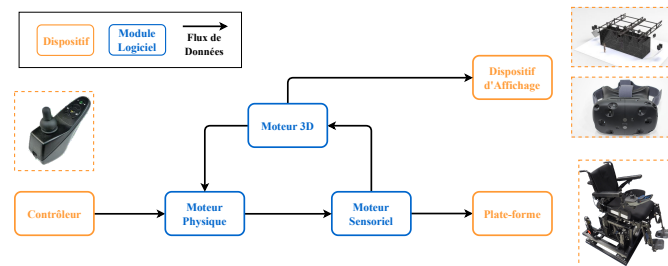


Figure 2: Diagramme de l'architecture logicielle du SFRE avec des exemples de dispositifs compatibles.

4 Conclusion

Dans cet article, nous avons présenté une conception centrée utilisateur d'un simulateur multisensoriel de fauteuil roulant électrique. Ce simulateur s'appuie sur la réalité virtuelle pour immerger l'utilisateur dans une expérience de conduite virtuelle en fauteuil roulant. L'originalité du simulateur repose sur la multiplication des modalités sensorielles sollicitées dont des simulations de mouvements physiques fournis par une structure mécanique innovante à 4 degrés de liberté. La conception du simulateur proposée est adaptable à la diversité des déficiences et des besoins des utilisateurs.

Remerciements

Les auteurs remercient Ronan Gagne (Hybrid/IRISA), Solenne Fortun (Rainbow/IRISA) et Éric Bazin (IETR/INSA). Ces travaux sont financés par le FEDER dans le cadre du projet IN-TERREG VA FMA ADAPT, et partiellement financé par le projet Crowdbot (Horizon 2020).

References

- [1] Smart wheelchairs: A literature review. 2005. Available at <http://www.rehab.research.va.gov/jour/05/42/4/simpson.html>.

- [2] Patrick Abellard, Iadalarivola Randria, Alexandre Abellard, Mohamed Moncef Ben Khelifa, and Pascal Ramanantsizehena. Electric wheelchair navigation simulators: why, when, how? 2010. Available at <https://www.intechopen.com/download/pdf/10190>.
- [3] Philippe S Archambault, Émilie Blackburn, Denise Reid, François Routhier, and William C Miller. Development and user validation of driving tasks for a power wheelchair simulator. 2016. Available at <http://dx.doi.org/10.1080/09638288.2016.1226423>.
- [4] Sara Arlati, Vera Colombo, Giancarlo Ferrigno, Rinaldo Sacchetti, and Marco Sacco. Virtual reality-based wheelchair simulators: A scoping review. 2019. Available at <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10400435.2018.1553079>.
- [5] Judy Cawood, Surona Visagie, and Gubela Mji. Impact of post-stroke impairments on activities and participation as experienced by stroke survivors in a Western Cape setting. 2016. Available at <http://www.scielo.org.za/pdf/sajot/v46n2/03.pdf>.
- [6] Louise Devigne, Marie Babel, Florian Nouviale, Vishnu K. Narayanan, François Pasteau, and Philippe Gallien. Design of an immersive simulator for assisted power wheelchair driving. 2017. Available at <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8009379>.
- [7] Robert T Hays, John W Jacobs, Carolyn Prince, and Eduardo Salas. Flight simulator training effectiveness: A meta-analysis. 1992. Available at https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1207/s15327876mp0402_1.
- [8] Matt C. Howard. A meta-analysis and systematic literature review of virtual reality rehabilitation programs. 2017. Available at <http://dx.doi.org/10.1016/j.chb.2017.01.013>.
- [9] DP Inman, K Loge, and J Leavens. VR Education and Rehabilitation. 1997. Available at <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=257886>.
- [10] Takuma Ito, Motoki Shino, Takenobu Inoue, and Minoru Kamata. Development of a powered wheelchair driving simulator for research and development use. 2009. Available at https://www.jstage.jst.go.jp/article/jmtl/2/2/2_2_90_pdf.
- [11] Samantha Massengale, Donna Folden, Pima McConnell, Laurie Stratton, and Victoria Whitehead. Effect of visual perception, visual function, cognition, and personality on power wheelchair use in adults. 2005. Available at <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10400435.2005.10132101>.
- [12] Yann Morere, Guy Bourhis, Kevin Cosnuau, Georges Guilmois, Emilie Rumilly, and Emmanuelle Blangy. ViEW, a wheelchair simulator for driving analysis. 2018. Available at <http://dx.doi.org/10.1080/10400435.2018.1503204>.
- [13] W Ben Mortenson, Laura Hurd Clarke, and Krista Best. Prescribers' Experiences With Powered Mobility Prescription Among Older Adults. 2013. Available at <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5567670/>.
- [14] Tatiana Ogourtsova, Philippe Archambault, Samir Sangani, and Anouk Lamontagne. Ecological Virtual Reality Evaluation of Neglect Symptoms (EVENS): Effects of Virtual Scene Complexity in the Assessment of Poststroke Unilateral Spatial Neglect. 2018. Available at <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/1545968317751677>.
- [15] Franck Pouvrasseau, Éric Monacelli, Sébastien Charles, Alain Schmid, Frédéric Goncalves, Pierre-Antoine Leyrat, Faustine Coulmier, Benjamin Malafosse, Vélizy-villacoublay France, Frédéric Goncalves, Pierre-antoine Leyrat, and Benjamin Malafosse. Discussion about functionalities of the Virtual Fauteuil simulator for wheelchair training environment. Wuhan, China, 2017. Available at <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=8007509>.
- [16] Lisa Rebenitsch and Charles Owen. Review on cybersickness in applications and visual displays. 2016. Available at <https://link.springer.com/article/10.1007/s10055-016-0285-9>.
- [17] Mel Slater and Sylvia Wilbur. A framework for immersive virtual environments (FIVE): Speculations on the role of presence in virtual environments. 1997. Available at <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.472.622&rep=rep1&type=pdf>.

Mise en Place d'une Méthode de Mesure de l'Acuité Fréquentielle pour le Réglage des Implants Cochléaires : Etude Pilote chez le Normoentendant

P.A. Cucis^{1,2,3}, C. Berger-Vachon^{1,2,4}, H. Thai-Van^{1,2,5}, R. Hermann^{1,2,3}, S. Gallego^{2,6},
E. Truy^{1,2,3}

¹ Centre de Recherche en Neurosciences de Lyon, INSERM U1028, CNRS UMR5292, Bron ;

² Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne ;

³ Service d'ORL, chirurgie cervico-faciale et d'audiophonologie, Hôpital Edouard Herriot, Lyon ;
⁴ LBMC-IFSTTAR, Bron ;

⁵ Service d'audiologie et d'explorations otoneurologiques, Hôpital Edouard Herriot, Lyon ;

⁶ Laboratoire de Neurosciences Sensorielles et Cognitives (LNSC), CNRS UMR 7260, Marseille ;

⁷ Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation (ISTR Lyon 1), Lyon ;

cucis.pa@gmail.com

Résumé

L'implant cochléaire est une prothèse neurale très aboutie à l'heure actuelle. Malgré ses performances et son succès, la compréhension de la parole dans le bruit reste une difficulté non négligeable et toutes les pistes font l'objet de recherches. Une de ces pistes est la gestion de l'interaction inter-électrode. Le fait de pouvoir évaluer cette interaction permettrait d'adapter et de faire évoluer les réglages en conséquence. La technique dite « de masquage », utilisée pour mesurer l'acuité fréquentielle, semble être un bon moyen d'évaluer l'interaction inter-électrode chez le patient implanté cochléaire. Cette acuité est représentée par un paramètre noté Q10. Plus le Q10 est grand plus l'acuité est élevée et inversement. Une bonne acuité témoignera donc d'une faible interaction entre les électrodes. Pour cela, nous avons mis au point une procédure de mesure de l'interaction basée sur l'estimation rapide du Q10. Inscrite dans un travail de thèse en neurosciences, cette mesure du Q10 sera complétée à la fois par des mesures objectives (électrophysiologiques) et comportementales (audiométrie vocale). Des essais préliminaires sont menés avec des volontaires normoentendants afin d'avoir une première évaluation de notre méthode. Les résultats sont encourageants. Pour la suite de ce travail, la procédure devra être adaptée aux capacités auditives des patients implantés cochléaires.

Mots clés : Courbes d'accords psychoacoustiques, Q10, Masquage séquentiel, Implant Cochléaire, Normoentendants.

1 Introduction

L'aide auditive conventionnelle permet de corriger des surdités légères à profondes, mais au-delà l'amplification acoustique ne suffit plus. Dans ce cas, l'implant cochléaire est une solution d'appareillage qui permet de fournir au malentendant des sensations sonores.

L'implant cochléaire est un dispositif médical qui a une fonction d'interface entre les sons environnants et les fibres nerveuses de l'oreille interne. Il assure la transformation des vibrations sonores en impulsions électriques qui excitent le nerf auditif de manière artificielle grâce à plusieurs électrodes (Clark, 2006).

Salvatore M. Anzalone et Gérard Uzan (Eds) : « Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies », Actes du Colloque JCJC'2019, pp. 19–26. © IFRATH, Université Paris 8, Saint-Denis, 2019.

20 Pierre-Antoine Cucis *et al.*

Dans les années 70, le premier implant multi-électrode français, comportant douze canaux, est utilisé par l'équipe du professeur C.H. Chouard. Il permettait alors l'accès à des fréquences essentielles à la compréhension de la parole (Chouard, 2010).

L'arrivée de l'implant multi-électrode a grandement amélioré la compréhension de la parole chez les implantés cochléaires. Cependant le phénomène d'interaction interélectrodes retient notre attention car il est inhérent à l'utilisation des implants multi électrodes (Berger-Vachon *et al.*, 1992). En effet, les champs électriques émis se recoupent créant ainsi un chevauchement des « canaux neuronaux ». Selon l'amplitude de ce chevauchement, l'information codée par les stimulations mais aussi le traitement et l'intégration des signaux s'en trouvent dégradés (Tang *et al.*, 2011).

On peut rendre compte des interactions interélectrodes en utilisant les courbes d'accords psychoacoustiques qui reflètent l'acuité fréquentielle c'est-à-dire, la capacité de l'oreille interne à discriminer les fréquences. En effet, sur une courbe d'accord psychoacoustique, chaque point caractérise l'intensité minimale nécessaire pour qu'un son dont la fréquence indiquée en abscisse, masque une fréquence de référence (figure 1). Ainsi, si l'on considère la capacité d'une électrode à en masquer une autre, on évalue l'interaction entre ces deux électrodes (Kirby *et al.*, 1987).

La courbe d'accord est une courbe en « V » qui reflète ce qu'on appelle un filtre auditif. Pour caractériser une courbe d'accord on utilise le calcul du Q10. Il correspond au rapport entre la fréquence testée et la « bande passante » à 10 dB au-dessus de la pointe de la courbe (Stelmachowicz *et al.*, 1985). Plus le Q10 sera faible plus on considérera que l'interaction est forte.

Avec l'implanté cochléaire, on a la possibilité d'établir une courbe d'accord en utilisant des signaux acoustiques. Le processeur externe servant d'interface, on peut facilement comparer les courbes d'accords des sujets implantés avec celles des sujets normoentendants car les paradigmes de mesure sont très similaires (Langner and Jürgens, 2016).

D'après la littérature, on sait que l'interaction interélectrodes a une influence non négligeable sur la capacité des implantés à comprendre la parole dans le bruit (Bierer and Litvak, 2016; Crew *et al.*, 2012; Egger *et al.*, 2016).

Nous explorons le sujet de l'influence des interactions sur l'audition des patients implantés dans le cadre d'une étude qui observe le lien entre la compréhension de la parole dans le bruit, le nombre d'électrodes et le degré d'interaction interélectrodes. Pour cela on teste l'intelligibilité dans le bruit de sujets normoentendants soumis à un simulateur d'implant en faisant varier les paramètres d'interaction et de nombre d'électrodes. On teste aussi en parallèle des patients implantés en suivant une procédure similaire. On effectue une audiométrie vocale dans le bruit avec différents réglages puis on mesure les interactions interélectrodes par deux méthodes différentes ; une méthode psychoacoustique (Q10) et une méthode électrophysiologique (Cucis *et al.*, 2018; Guevara *et al.*, 2016). Ce travail se trouve dans la continuité de nos études précédentes. Les premières comparaient la compréhension de la parole dans le bruit en fonction de l'utilisation d'implants ayant un nombre différent d'électrodes (Cucis *et al.*, 2017, 2016). Ensuite, une autre explorait la littérature concernant le lien entre l'interaction interélectrodes et la compréhension de la parole dans le bruit (Cucis *et al.*, 2018).

Ici nous décrivons une étude pilote encore en cours dans laquelle nous avons mis en place et testé, avec des volontaires normoentendants, une méthode rapide d'estimation du Q10. L'intérêt principal étant de mettre en place notre méthode et d'évaluer la faisabilité du protocole. Dans un premier temps nous exposerons la procédure puis nous indiquerons les résultats des premiers tests ; enfin nous discuterons les limites et les avantages de cette méthode.

2 Matériel et méthodes

2.1 Principe

Le but du protocole est d'estimer rapidement le Q10 sur plusieurs fréquences de référence sans alourdir la charge demandée aux sujets. Nous avons réduit le nombre de mesures aux seuls points indispensables à l'estimation d'un Q10. Pour cela, nous avons fait une approximation en supposant que la courbe d'accord était symétrique lorsqu'on est à 10 dB au-dessus de la pointe.

Ainsi, pour estimer un Q10 il suffit de 2 points :

- (1) Le seuil de masquage de la référence par un son qui a la même fréquence, ce qu'on appelle « seuil d'auto-masquage » (pointe de la courbe d'accord)
- (2) L'écart fréquentiel minimum à 10 dB au-dessus du seuil « d'auto-masquage ».

Pour évaluer la bande passante, il suffit de multiplier par 2 le résultat de la mesure (2). On divise ensuite la valeur en Hz de la référence par la valeur de la bande passante pour avoir le Q10 (Figure 1).

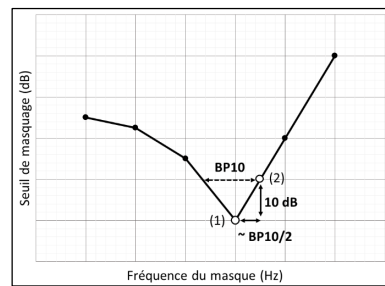


Figure 1 : Courbe d'accord psychoacoustique. Les cercles blancs représentent les points de mesure que nous considérons pour obtenir un Q10.

2.2 Sujets

Trois sujets normoentendants ont participé à cette première expérience. Ils étaient âgés de 29, 32, 36 et 44 ans et avaient un seuil audiométrique moyen inférieur à 20 dB SPL sur les fréquences 500, 1000 et 2000 Hz.

2.3 Matériel

Les sujets, ont été testés dans une pièce insonorisée en utilisant un casque audiométrique TDH 39 de la marque Telephonics. Les stimuli ont été générés par un ordinateur portable standard en utilisant un script codé sous MATLAB. Une carte son externe M-Track MKII, de la marque M-Audio, a été utilisée pour la conversion numérique analogique. Les niveaux de stimulation ont été calibrés par un audiomètre clinique Madsen Orbiter 922.

2.4 Stimuli

- On teste 3 fréquences de référence : $fr_{1,2,3} = 500 \text{ Hz}, 1000 \text{ Hz}$ et 2000 Hz . Le niveau de stimulation était $Nr = 20 \text{ dB SL}$ (Sensation Level).
- On utilise un son pur comme masque, $fm = fr + \Delta f$, avec Δf compris entre $0,01fr$ et $0,8fr$ ($\Delta f = 0$ dans le cas « auto-masquage »). Pour la mesure (2), le niveau de stimulation pour le masque (Nm) correspond au seuil « d'auto-masquage » (1) augmenté de 10dB.
- On génère le masque pendant 110ms puis on génère la référence pendant 20ms avec un délai entre les deux sons de 10ms. Le masque et la référence sont fenêtrés par des rampes \cos^2 de 2ms (figure 2).

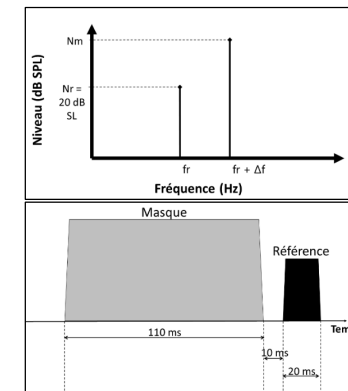


Figure 2 : Paradigme de masquage. La figure de gauche schématise le masque et la référence dans le domaine fréquentiel, la figure de droite dans le domaine temporel.

2.5 Procédure

- La mesure s'effectue en 3 étapes :
 - On mesure les seuils d'audition pour les fréquences de références (0).
 - On mesure les seuils « d'auto-masquage » (1).
 - On détermine le Q10 (2).

Pour la mesure des seuils d'audition (étape 0), on utilise une procédure adaptative. On présente au sujet la fréquence de référence et il doit indiquer s'il l'a perçue ou non. Le niveau sonore de départ est 50 dB SPL. On diminue le niveau de 5dB après que le sujet a indiqué avoir perçu la référence deux fois consécutives. Le niveau augmente de 5dB à chaque fois que le sujet indique ne pas avoir perçu le son. Le test s'arrête après 12 renversements et le score est calculé en faisant la moyenne des 8 derniers renversements. Un renversement est comptabilisé à chaque fois qu'on passe d'une « phase montante » à une « phase descendante » et inversement.

Pour l'étape « d'auto-masquage » (1) et la recherche du Q10 (2), on utilise une procédure adaptative à choix forcé sur 3 intervalles (Levitt, 1971) :

- Dans une séquence, on présente 3 cas au sujet : 2 cas où le masque est seul et un cas où le masque est accompagné de la référence. La position de la référence dans la séquence est déterminée aléatoirement (figure 3).
- On demande alors au sujet d'identifier dans la séquence le cas où le masque est précédé de la référence, c'est-à-dire le cas où il y a 2 sons.

Le masquage « s'accroît » (mesure « auto-masquage » : niveau sonore du masque augmente de 4dB ; mesure Q10 : Δf diminue de 0,03) après que le sujet a identifié correctement le son de référence deux fois consécutives. Il « s'amoindrit » après une seule erreur (mesure « auto-masquage » : niveau sonore du masque diminue de 2 dB ; mesure Q10 : Δf augmente de 0,02). Le test s'arrête après 12 renversements et le score est calculé en faisant la moyenne des 8 derniers renversements.

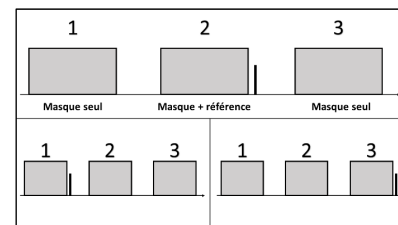


Figure 3 : Séquences différentes qui sont présentées aux sujets. La référence est placée aléatoirement en position 1, 2 ou 3.

3 Résultats

Les résultats obtenus lors de notre expérience sont résumés dans le tableau 1. Pour chaque sujet, une session de mesure a duré une heure environ.

A 500 Hz on a un Q10 moyen de 2,9 ; à 1000 Hz de 12,0 et à 2000 Hz de 20,1. Pour les trois sujets, le Q10 augmente avec la fréquence de référence.

	Fréquence de référence (Hz)					
	500		1000		2000	
	m	σ	m	σ	m	σ
Seuils d'audition (dB SPL)						
Sujet 1	6,1	3,4	1,4	3,3	9,3	3,2
Sujet 2	6,0	3,3	-1,9	3,9	2,5	2,5
Sujet 3	15,5	3,6	13,8	3,2	19,6	4,4
Seuils d'auto-masquage (dB SPL)						
Sujet 1	58,2	3,2	50,4	2,9	67,4	2,1
Sujet 2	66,4	2,0	63,7	3,3	68,2	1,4
Sujet 3	50,6	4,0	44,0	3,6	41,2	2,5
Q10						
Sujet 1	3,1	1,9	5,1	3,0	9,0	4,4
Sujet 2	2,8	0,3	6,8	2,9	13,3	5,7
Sujet 3	2,9	0,4	24,2	13,9	37,9	16,0

Tableau 1 : Moyennes et écart types de chaque session de mesure. Le score est calculé en faisant la moyenne des 8 derniers renversements.

4 Discussion et conclusions

Ce papier propose une méthode accélérée d'estimation du Q10 pour les fréquences de références 500, 1000 et 2000 Hz. Afin de réduire le temps de passation, des compromis ont été faits notamment sur la précision du test. Le but principal de ce travail était de faire une première évaluation du protocole et de vérifier sa faisabilité avec quelques volontaires normoentendants. Pour l'instant seulement trois sujets ont été impliqués. On est ici dans une phase de mise au point de la technique. *Valeur des Q10.*

Afin de nuancer et d'apporter un éclairage sur les chiffres obtenus, nous avons d'abord souhaité comparer nos résultats avec ceux de la littérature.

Par exemple, l'article de référence de Moore et al. montre, avec deux sujets, les Q10 suivants : à 500Hz 7 et 6 ; à 1000 Hz 11 et 12 ; à 2000 Hz 24 et 13. Dans cette expérience ils utilisent un masque de 300ms et une référence à 10 dB SL de 34 ms avec un délai nul entre les deux (Moore, 1978). Les Q10 décrits sont proches de nos résultats mais ils ont été obtenus dans des conditions différentes.

L'article de Langner et al nous a servi de référence pour choisir les paramètres de stimulation car les chercheurs ont testé à la fois des patients implantés cochléaires et des sujets normoentendants. Nous avons choisi d'utiliser les mêmes paramètres en matière de durée de masque, de délai ainsi que de durée et de niveau sonore pour la référence. Ils obtiennent avec onze sujets des Q10, à 2000Hz, compris entre 5.5 et 11.5 (Langner and Jürgens, 2016).

Cependant les résultats montrent une variabilité intersujets qui est à noter. Cet élément restera à préciser car notre évaluation du Q10 découle de la mesure du seuil d'automasquage elle-même découlant de la mesure du seuil d'audition. Le résultat final peut être modifié par une variation venant de l'une des deux étapes précédentes. Si un des seuils, est surestimé ou sous-estimé, les résultats intersujets ne sont plus comparables.

Les paramètres de stimulation que nous avons choisis peuvent être discutés. En effet, lorsqu'on augmente le niveau sonore de la référence on augmente aussi la sélectivité de la courbe d'accord. Cet effet n'est pas linéaire (Nelson, 1991). Notre choix de prendre une référence à 20dB SL facilite la passation du test car le son est plus facilement détecté mais il place les résultats dans la zone de non-linéarité. Plus le niveau sonore de la référence est élevé plus le niveau du masque doit être élevé lui aussi. Or nous sommes limités par le matériel mais aussi par les capacités auditives des sujets. Même si la référence se trouve dans la zone de confort du sujet, le niveau de masquage nécessaire peut lui se trouver dans la zone d'inconfort. Ici 20dB SL semble un bon compromis entre difficulté et faisabilité.

Malgré ce compromis, le test reste difficile car il cherche les limites de l'audition du sujet. Si la personne testée perd sa concentration, les résultats s'en trouvent modifiés. Un test difficile comme celui-ci peut rapidement décourager le sujet, particulièrement s'il est mal entendant et porteur d'un implant cochléaire. Pour la suite de ce travail, des essais sont donc à effectuer afin de vérifier que cet examen est adapté aux capacités des personnes implantées cochléaires.

Durée du test.

Une personne malentendante a d'autant plus de chance d'être découragée si le test est long. C'est pour cela que nous avons souhaité réduire au maximum la durée de l'expérience. Dans le cas présent, une session dure environ une heure avec un temps de pause entre les étapes. Une session comprend, la mesure des seuils d'audition, la détermination des seuils « d'auto-masquage » et l'obtention des trois Q10. En utilisant la méthode classique, nous avons estimé que la détermination d'une seule courbe d'accord psychoacoustique et donc d'un seul Q10 durait une heure. La procédure que nous préconisons divise le temps de passation par trois.

La rapidité de notre procédure modifie cependant sa précision. L'approximation de symétrie de la courbe d'accord est à considérer avec prudence. On sait que les sons plus graves que la référence ont un pouvoir masquant supérieur aux sons plus aigus chez le normoentendant (Moore, 2012) et que les différentes surdités modifient de façon inégales la forme des courbes d'accords. De plus, dans notre procédure nous utilisons exclusivement un masque aigu, ce qui est aussi à prendre en compte dans l'estimation du Q10.

Rôle du Q10.

Les effets particuliers de notre procédure sur le Q10 et la variabilité interindividuelle observée sont à considérer. Dans la suite de notre travail avec les patients implantés cochléaires cette valeur ne sera pas comparée à une « valeur seuil » et elle ne servira pas pour le diagnostic. En effet, chaque sujet sera son propre contrôle et l'estimation du Q10 servira à observer la corrélation avec la compréhension de la parole dans le bruit. On comparera aussi notre Q10 avec une valeur d'interaction mesurée par électrophysiologie afin de vérifier la cohérence de notre hypothèse.

L'hypothèse que nous souhaitons tester est la suivante : les mesures psychoacoustiques (Q10) et électrophysiologiques permettent de caractériser les patients en fonction du degré d'interaction interélectrodes et ces mesures devraient être corrélées à leur capacité de compréhension de la parole dans le bruit.

Etat de la recherche.

Cette étude pilote est encourageante. Nous avons pu confirmer la faisabilité du protocole et identifier les points de discussion. Le projet complet a reçu un avis favorable du comité de protection des personnes (CPP). Nous commençons donc à recruter des sujets implantés cochléaires et des sujets normoentendants pour l'ensemble de l'expérience. Elle comprendra les mesures électrophysiologiques, les estimations de Q10 et l'évaluation de la compréhension dans le bruit pour chaque participant.

L'interaction interélectrodes est toujours un sujet discuté dans le domaine de l'implant cochléaire, et la littérature y fait régulièrement référence. Les outils que nous utilisons pour évaluer et quantifier son influence, peuvent permettre d'adapter les résultats au réglage afin d'optimiser l'implant aux différentes situations de la vie courante.

Remerciements

Les auteurs remercient les personnes et les structures qui leur permettent de réaliser ce travail : les sujets qui ont participé aux expériences pilotes, le personnel du Centre de Réglage des Implants Cochléaires (CRIC) de Lyon, Monsieur Charles-Alexandre Joly pour ses conseils avisés et la société Oticon Medical, Monsieur Dan Gnansia et Monsieur Pierre Stahl pour le support apporté à l'ensemble du projet.

Bibliographie

- Berger-Vachon, C., Collet, L., Djedou, B., Morgon, A., 1992. Model for understanding the influence of some parameters in cochlear implantation. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 101, 42–45.
- Bierer, J.A., Litvak, L., 2016. Reducing Channel Interaction Through Cochlear Implant Programming May Improve Speech Perception: Current Focusing and Channel Deactivation. *Trends Hear* 20. <https://doi.org/10.1177/2331216516653389>
- Chouard, C.-H., 2010. Histoire de l'implant cochléaire. *Annales d'oto-laryngologie et de chirurgie cervico-faciale* 127, 288–296.
- Clark, G., 2006. *Cochlear Implants: Fundamentals and Applications*. Springer Science & Business Media, New York.
- Crew, J.D., Galvin, J.J., Fu, Q.-J., 2012. Channel interaction limits melodic pitch perception in simulated cochlear implants. *J. Acoust. Soc. Am.* 132, EL429–435. <https://doi.org/10.1121/1.4758770>
- Cucis, P.A., Berger-Vachon, C., Seldran, F., Truy, E., Gallego, S., 2018. Impact du nombre de canaux pour la stimulation de l'implant cochléaire, in: *Handicap 2018*. Paris, France, pp. 65–70.
- Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Truy, E., Gallego, S., 2017. Implant Cochléaire : Codage et interaction de voisinage entre les électrodes, in: *JCJC'2017 : Conférence pour jeunes chercheurs*. Paris, France, pp. 87–96.
- Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Truy, E., Thai-Van, H., Millioz, F., Gallego, S., 2016. Influence de la stratégie de codage de l'implant cochléaire sur la reconnaissance de syllabes en milieu bruité en fonction de l'encrassement du microphone. *Cahiers de l'audition* 29, 34–39.

- Egger, K., Majdak, P., Laback, B., 2016. Channel Interaction and Current Level Affect Across-Electrode Integration of Interaural Time Differences in Bilateral Cochlear-Implant Listeners. *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* 17, 55–67. <https://doi.org/10.1007/s10162-015-0542-8>
- Guevara, N., Hoen, M., Truy, E., Gallego, S., 2016. A Cochlear Implant Performance Prognostic Test Based on Electrical Field Interactions Evaluated by eABR (Electrical Auditory Brainstem Responses). *PLOS ONE* 11, e0155008. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0155008>
- Kirby, V.M., Nelson, D.A., Soli, S.D., Fortune, T.W., 1987. Channel interactions measured by forward-masked “place” tuning curves with multichannel electrical stimulation. *The Journal of the Acoustical Society of America* 82, S72–S72. <https://doi.org/10.1121/1.2024956>
- Langner, F., Jürgens, T., 2016. Forward-Masked Frequency Selectivity Improvements in Simulated and Actual Cochlear Implant Users Using a Preprocessing Algorithm. *Trends Hear* 20. <https://doi.org/10.1177/2331216516659632>
- Levitt, H., 1971. Transformed up-down methods in psychoacoustics. *J. Acoust. Soc. Am.* 49, Suppl 2:467+.
- Moore, B.C., 1978. Psychophysical tuning curves measured in simultaneous and forward masking. *J. Acoust. Soc. Am.* 63, 524–532.
- Moore, B.C.J., 2012. *An Introduction to the Psychology of Hearing*. Brill.
- Nelson, D.A., 1991. High-level psychophysical tuning curves: forward masking in normal-hearing and hearing-impaired listeners. *J. Speech Hear Res* 34, 1233–1249.
- Stelmachowicz, P.G., Jesteadt, W., Gorga, M.P., Mott, J., 1985. Speech perception ability and psychophysical tuning curves in hearing-impaired listeners. *J. Acoust. Soc. Am.* 77, 620–627.
- Tang, Q., Benítez, R., Zeng, F.-G., 2011. Spatial Channel Interactions in Cochlear Implants. *J. Neural Eng* 8, 046029. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/8/4/046029>

Design of Game Scenario Applicable to the Assessment of motor function based on MFM

Adriana Gomes L. de Souza¹, Martin Brunotte¹, Dominique Vincent-Genod², Carole Vuillerot², Guillaume Thomann¹.

¹ University, Grenoble Alpes, CNRS, Grenoble INP, G-SCOP, 38000 Grenoble, France
² Service de Rééducation pédiatrique, L'Escale, Hospices Civils de Lyon, Lyon, France
adriana.gomes-lisboade-souza@grenoble-inp.fr

Abstract

Serious games are developed for specific applications and have been widely researched for applications in motor rehabilitation for instigating the interest and motivation of patients. Patients with neuromuscular diseases have to frequently verify their motor losses thanks to functional assessments. In the case of children, motivation and engagement are very important factors to achieve accurate tasks performance. This work is part of a larger study aimed at introducing low cost technology to help physiotherapists evaluating patients based on the MFM scale. Two game scenarios were created following the characteristics of an evaluation with the MFM scale.

1 Introduction

Functional assessment protocols are often used to evaluate the functional losses of patients with neurological impairment (Bérard et al. 2006; Aamodt et al, 2006). This is the case of the MFM – Motor Function Measurement scale – which was developed to objectively assess and monitor the motor capacities of patients with Neuromuscular Diseases (NMD) (Vuillerot, C. et al 2013). It has 32 tasks (items) with precise instructions considering initial position, range of motion, resistance, joint position, transition from one position to another, completion of task, and time of accomplishment. Each item is rated on a 4-points scale with a generic score that ranges from zero (cannot stay in the starting position) to 3 (performs the task completely, with controlled movements, in the appropriate time). Neuromuscular Diseases is a comprehensive term for a wide range of genetic and acquired diseases that cause abnormalities in the neuromuscular junction, progressively causing muscle strength reduction (Swash and Schwartz, 2013).

With advances in medical research, diagnosis and care of NMD patients have also evolved, improving the longevity and quality of life of these patients. In the case of functional evaluations, the

introduction of motion tracking technologies allows the recording of patient movements during an assessment, which may assist doctors and physiotherapists in their diagnosis.

In addition, these technologies are sometimes coupled with the creation of games. When developed for rehabilitation purposes, computer games have proved to be quite effective, encouraging and motivating patients to perform the tasks. Virtual games allow the reproduction of innumerable playful environments, guaranteeing the commitment, involvement and learning of the patient.

Patients with NMD are frequently submitted to motor assessments. In the case of children, the understanding of test instructions, as well as their motivation and commitment to perform them, are very important. It gives the particularity of the MFM protocol. This work is a part of a larger study dedicated to the definition and use of low-cost technology employed to assist physiotherapists during the functional assessment of children with NMD. It aimed to develop a game scenario that could be applied to the MFM context to improve patient motivation and involvement and to monitor its usability and functionality throughout its implementation phase.

2 Related Literature

The use of health applications and game-based training software is becoming more and more common. In this context, the games begin to be employed with the purpose of rehabilitating, diagnosing, educating or promoting well-being. But commercial games are not always appropriate for therapy because of their lack of specific functionality and adaptations to patients' conditions (Lange, Flynn and Rizzo, 2009).

Serious games are software/hardware developed through the principles of interactive game design, with the purpose of transmitting educational content or training to the user. Some studies define serious games as a complementary tool for rehabilitation of upper limbs (Hocine et al, 2015), activities of daily living (Vallejo et al., 2017), neuropsychological assessments (Valladares, 2016) and trainings with elderly (Sauvé et al, 2015) and neurological patients (Jonsdottir et al. 2018.), with promising results in the improvement of patients' conditions. These studies highlight a greater motivation to perform the exercises and therefore a better adherence to the treatment.

The use of Serious games in the health treatment process has the advantage of creating a playful and interactive environment, adaptable to the users' abilities and interests. According to Carabeo et al. (2014) and Paraskevopoulos et al. (2014), in addition to the involvement, therapy games need to offer functionalities for patients and therapists: adequacy to patients' abilities and needs, performance of pertinent tasks, feedback system and facilities to guide the therapist about the evolution of patients. In addition, the use of game therapies allows the introduction of a variety of devices such as 3D cameras, consoles, Tablets, I-phones that can track and record the human movement and facilitate the kinematic analysis for doctors and therapists (Tannous et al., 2016).

For the creation of Serious Games, it is essential to consider the cognitive and motor abilities of the target patients. The theme of the game should be appropriate to the age and interests of the user. With regard to language, Savazzi et al. (2018) suggests that the language be clear and based on understandable concepts for the intended users. The characteristics of the disease should be a guiding factor for the development of in-game exercises, as this will define which and how skills will be addressed within the game. According to Paraskevopoulos et al. (2014), the narrative of the game is a basic element that must be prioritized, since it will have an influence on the participant's involvement. The author also emphasizes the need to use context with family activities based on sports, hobbies or other daily activities. Another important point is the automatic calibration of the execution, the level of challenge and the reward, to meet the level of skill and experience of the player.

3 Methodology

The development of a serious game scenario for an evaluation scale follows a different design flow from the one used for training and rehabilitation purposes. In the case of MFM, the evaluation method, the rigor, the organization of the tasks and the tools used during the evaluation are the characteristic factors that must define the game (Bérard, C. et al., 2006). Others important points are (1) the suitability of the game to the physical conditions of the patient, in respect to the sequence of tasks that can or cannot be performed and (2) the feedback offered to the patient in case of partial accomplishment of the tasks. In certain situations, the dynamics of the game impose the presence of the physiotherapist: introduction of new tool(s) in the game, assistance in some positions or help to the patient if necessary.

In the MFM scale, some tasks impose positions that can hardly be detected by a 3D camera. The technology deployed in the game maybe a limiting factor to the creation of the game based on an evaluation protocol. The variety of technologies used has to follow the logic of the assessment and doesn't add more complexity to the therapist.

In this context, a game interaction model was defined. It uses all the characteristics of the motor evaluation within the MFM scale. For the implementation of the game scenario, the following steps were proposed: the development paradigm, the interaction mechanism, the feedback and the adaptability.

3.1 Development Paradigm

For the implementation of a serious game applied to the MFM evaluation scale, 3 factors were considered: (1) the evaluation methodology, (2) the tools used and (3) the limitations.

In the MFM evaluation methodology, which has to remain intact, we should consider the type of scale: MFM 32 (32 items, for patients more than 7 years old) or MFM 20 (20 items, intended for children under 7 years old) which will influence the language and the theme of the game. In the MFM scale, the sequence of the items obeys the logical order of execution related to the evolution of the patient's position (figure 1).

The tools used within the MFM protocol are objects intrinsic to the scale, so that any game should introduce those tools. The specificity of each task, which includes the initial position of the patient, the restrictions, the tool used and the patients' action, should be explicitly part of the context of the game.

The clinical conditions of the patient may limit the execution of certain items of the MFM. It influences both the flow of the game and the feedback given during the execution of the test. The limitations imposed by the use of technology have impacts on the type of interaction of the game (Figure 1).

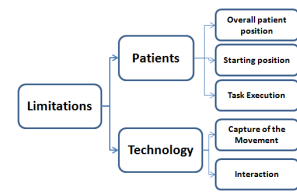


Figure 1: Limitations to consider

3.2 Interaction Mechanism

In our study, a 3D camera (Kinect Sensor) is used as interaction input for 14 of the 32 items proposed by MFM 32. The Vision Based Interfaces (VBI) is used to detect and analyze human movements. It allows the creation of an immersive environment and the monitoring of the user who interacts with the system thanks to his own actions.

A tablet is proposed as the interaction input of 3 of the 18 remaining items. It will replace the 3 tools used in the standard evaluation: a CD linked to an A4 paper sheet, the Quotation Sheet and the manual containing figures for the execution of items 19 and 22. Figure 3 suggests a methodological trail of game design for MFM considering the interaction technologies applied to this research.

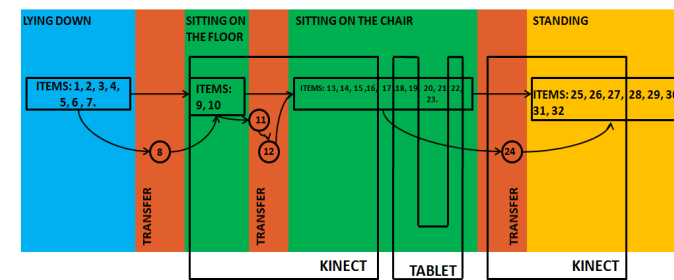


Figure 2: Methodological Itinerary

The diagram (Figure 2) is separated by 3 main criteria, associating the overall position of the patient: lying down - blue, sitting - green and standing - orange. Among the global positions are the transfer positions, in red, considered difficult and therefore optional from the point of view of scripting. There is still item separation due to Tablet availability or Kinect support. The windows between the two technologies used are managed by the physiotherapist.

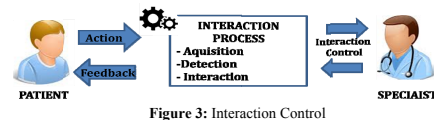
Important remarks should be made to items 4 and 14, which require the therapist's intervention, therefore, to create a second character that can enter and exit the script. For patients who cannot stand, the game must be finalized in item 23, also disregarding items 11 and 12.

3.3 Feedback

For the MFM, the game must answer to the actions of the user depending on the type of evaluation achieved, through two types of feedback: visual and audio. We emphasized the clarity of the instructions and the motivation employed, regardless of the type of result achieved. In items where there is no contact with the interface through an interaction device, feedback will come from the physiotherapist who coordinates the assessment.

3.4 Adaptability

The evaluation sessions should be adapted to the characteristics of the patients' clinical situation. The physiotherapist who has access to the patient's evolutionary history should have access to a set of pre-determined models of different levels in the game, regarding the abilities and the evolution of the user (Figure 3). Different options may be possible for different users during the game.



4 Result

"The Fugitive" scenario was initially developed. It discusses a prisoner captured by extraterrestrial and who must flee through a spaceship. The scenario was reviewed by five physiotherapists specialized at the MFM. After modifications, an evaluation was performed to verify the validity of the MFM tests. The most pertinent requirements are described in Table 1.

	Comments
Theme	- Adaptable to each age group and sex - Do not promote feelings such as anger or suffering - Association of context already experienced by patients
Language	- Clear and precise vocabulary
Narrative	- Fluid
Adaptability	- Level of motor impairment of each patient within each test and for the three global positions
Feedback	- Motivator, regardless of analysis outcome
Use	- An increase was observed in the evaluation: an increase in evaluation time and a requirement for prior knowledge of the scenario

Table 1: Physiotherapist comments

A second game scenario was developed with the theme "The Castaway". Like "The Fugitive", it follows a chronological sequence of facts with small goals to be achieved by the patients that will lead to a higher goal at the end of the game: to communicate by radio with the nearest vessel to be rescued.

In this new versions, adaptations were made regarding ambulatory and non ambulatory patients and for three of the four possible quotation levels of each test. For wheelchair users, the end of the story has to occur in item 23, in addition to skipping transfer items 8, 11 and 12. The items 24 to 32 allow to evaluate patient in stand up position.

Different flows were also planned within each test adapted to the patient's clinical status (Figure5).

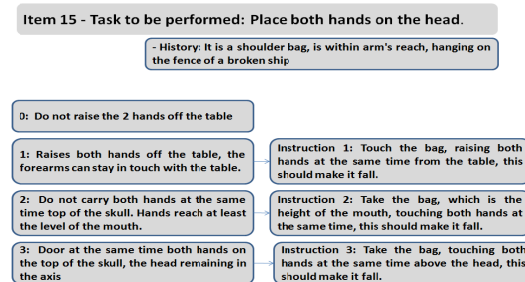


Figure 5: Example of flow for item 15 of the MFM

5 Final Considerations

This work aimed at the development of a game scenario adaptable to the MFM motor function scale. At this stage of development, the creation of a scenario served to confront and understand the many constraints linked to the creation of a Serious game within the context of MFM. First conclusion from physiotherapists provided a justification for continuing the development of a playful environment. Developers have to be focused on the understanding of the instructions with the constraints of the MFM characteristics which has to be conserved. The next step of the work is to implement visually the animations for the theme The Castaway that will be applied along with Kinect sensor and Tablet.

Reference

Aamodt, G., et al. Dimensionality and scalability of the Motor Assessment Scale (MAS). *Disability and rehabilitation*, 28(16).

Bérard, C., et al (2006). La mesure de fonction motrice, outil d'évaluation clinique des maladies neuromusculaires. Étude de validation. *Revue Neurologique*, 162(4), 485-493.

Carabeo, C. G. G. et al. (2014). Stroke patient rehabilitation: A pilot study of an android-based game. *Simulation & Gaming*, 45(2), 151-166.

Hocine, N., Gouaich, A., Cerri, S. A., Mottet, D., Froger, J., &Laffont, I. (2015). Adaptation in serious games for upper-limb rehabilitation: an approach to improve training outcomes. *User Modeling and User-Adapted Interaction*, 25(1), 65-98.

Jonsdottir, J., et al. (2018). Serious games for arm rehabilitation of persons with multiple sclerosis. A randomized controlled pilot study. *Multiple sclerosis and related disorders*, 19, 25-29.

Lange, B., Flynn, S., & Rizzo, A. (2009). Initial usability assessment of off-the-shelf video game consoles for clinical game-based motor rehabilitation. *Physical Therapy Reviews*, 14(5), 355-363.

Paraskevopoulos, I. T. et al. (2014). Design guidelines for developing customised serious games for Parkinson's Disease rehabilitation using bespoke game sensors. *Entertainment Computing*, 5(4), 413-424.

Sauvé, Louise et al. (2015). Validation of the educational game for seniors: "Live Well, Live Healthy!". *Procedia-Social and Behavioral Sciences*, 176, 674-682.

Savazzi, F., et al. (2018). Design and implementation of a Serious Game on neurorehabilitation: Data on modifications of functionalities along implementation releases. *Data in brief*, 20, 864-869.

Swash, M., & Schwartz, M. S. (2013). *Neuromuscular diseases: a practical approach to diagnosis and management*. Springer Science & Business Media.

Valladares-Rodríguez, S., et al.(2016). Trends on the application of serious games to neuropsychological evaluation: a scoping review. *Journal of biomedical informatics*, 64, 296-319.

Vallejo, V., et al. (2017). Evaluation of a new serious game based multitasking assessment tool for cognition and activities of daily living: Comparison with a real cooking task. *Computers in human behavior*, 70, 500-506.

Vuillerot, C., et al. (2013). Development and validation of a motor function classification in patients with neuromuscular disease: the NM-Score. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 56(9-10), 673-686.

Tannous, H., et al. (2016). Feasibility study of a serious game based on Kinect system for functional rehabilitation of the lower limbs. *European Research in Telemedicine / La Recherche Européenne en Télémedecine*, 5(3), 97-104.

In Search of a Quantifiable Shoulder Rehabilitation Measure : Evaluating Movement Kinematics Using an Orthotic Exoskeleton - Case Study

Yeser Meziani^{1,2}, Amine Hadj Abdelkader¹, Yann Morère², Guy Bourhis², Meryem Karaouène³, and Mohammed Benmansour^{1,3}

¹ Laboratoire d'Automatique de Tlemcen LAT
Université Aboubekr Belkaid, Tlemcen, Algérie

² Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des systèmes LCOMS
Université de Lorraine, France

³ CHU Tlemcen, Algérie
{yeser.meziani, amine.hadj}@univ-tlemcen.dz
{yann.morere, guy.bourhis}@univ-lorraine.fr

Abstract

Standardizing motor learning measures for patients during rehabilitation is of utmost importance. It influences not only design and development of rehabilitation aids but also can assist in conjuring a consensus between researchers on protocols, assessments and results' significance. Using exoskeleton devices as an assessment tool is a promising prospect, since these platforms are richly equipped with sensors tracking the movement execution during training. Kinematic study of the movement recordings has been conducted and we present a case study with 2 patients. We analyze speed profiles as a performance indicator and path-ratio as an accuracy measure for both patients. The statistics suggest that the speed would constitute an indicative parameter of rehabilitation while accuracy can be established through measures of the path-ratio.

1 Introduction

Conducting research on rehabilitation presents a number of challenges, one of which is standardizing and quantifying measures of rehabilitation. These standards can play a key role in tools conception, testing and validation [10][4].

The current methods employed at physical rehabilitation centers, relies heavily on the subjective evaluation of the patient's recovery. This is conducted by means of different evaluation standards [12]. Nevertheless, these outcomes are not practically quantifiable and raise concerns about reliability [6].

As more exoskeleton devices are produced and adopted into the rehabilitation centers around the world [7][8], leveraging logging data to conclude quantifiable parameters defining the rehabilitation stage is increasingly the subject of many studies [5][3][9].

Following the kinematic studies conducted by [3], we use Armeo[®] Spring exoskeleton raw data to compute kinematic variables. The study of these variables should assist in determining the parameters in correlation with the rehabilitation stage and to identify those indicative of the motor learning causing the recovery progress.

Salvatore M. Anzalone et Gérard Uzan (Eds) : « *Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies* », Actes du Colloque JCJC'2019, pp. 33-38. © IFRATH, Université Paris 8, Saint-Denis, 2019.

2 Methodology

2.1 Equipment

The orthotic exoskeleton used in this study is Armeo[®] Spring showed in Figure 1b. It is a 6 degrees of freedom exoskeleton robot equipped with joint angles and grip sensors. Sensory readings permit the tracking of the user's movements during exercises.

The accompanying software presents the users with a set of virtual reality based serious games engaging his attention with constant stimulus and assisting movement initiation [1].

2.2 Sample population

The study is conducted on data from an Armeo[®] Spring device integrated within the therapeutic exercises conducted at the rehabilitation center at the CHU of Tlemcen, Algeria.

The logged data represents a total population of 43 patients. We subdivided the subjects between two classes based on their recovery stage evaluated subjectively by the occupational therapist. Subjects with recovery exceeding the minimum threshold for conducting Activities of Daily Living (ADL), they are noted; ADL Recovered class. The non ADL class comprises the rest of the population: the newly admitted or withdrawing patients.

In the first instance we begin with a preliminary study randomly selecting two subjects from the pool of patients who satisfy our inclusion criteria:

1. One subject from each of the classes; ADL Recovered and non ADL.
2. The subject has horizontal exercise data.
3. The subject has successfully completed at least 120 elementary trajectories as defined in Section 2.4.

Table 1 describes the sample's demographics data.

Subject	Class	Gender	Age	Target arm	Pathology
BF	ADL Recovered	Female	45	Right	Post-stroke
MR	Non ADL	Male	24	Right	Post-traumatic Hemiparesis

Table 1: Sample population description

2.3 Task definition

A series of virtual reality based serious games is presented on a screen to each subject. He/she is supposed to interact with these games through the orthosis which controls the cursor or hand in the virtual environment of the game as illustrated in Figure 1a.

We focus on horizontal catch exercises where the patient catches targets by moving a cursor on the horizontal plane. The movement is conducted by activating the shoulder external rotation.

The occupational therapist (OT) ensures that the patient is facing an increasingly challenging number of exercises by setting the difficulty level of the games starting with the easiest.



Figure 1: a) An example task: buying apples where subjects catch an apple and release it into their cart. b) The Armeo[®] Spring exoskeleton for upper limb rehabilitation. Pictures from Hocoma, Switzerland.

2.4 Data collection

The resulting logged data from the exoskeleton contains raw recordings of sensor inputs and exercises events and is stored in CSV format. The sampling rate of the raw data is 64Hz. We employed custom python scripts to calculate a new data-set described in Table 2.

We consider the exercise as a succession of elementary trajectories (ET) defined as the trajectory of the end point of the exoskeleton i.e: the hand grip makes to move the cursor from the last catch position to the next catch position. The catch position happens while the cursor is placed on the object's position. We calculate the movement kinematic variables for each trajectory and store it in the data-set for further analysis. The speed referred to as v_x , was calculated as the mean of instant speed vectors' norms along the ET.

Column	Description
codename	code name to match to the patients data
ID	of the exercise session
dx	integral distance traveled along the x coordinate
dy	integral distance traveled along the y coordinate
d	integral distance traveled
time	time to object catch
vx	x component of the speed vector
vy	y component of the speed vector
v	movement speed
pathSum	the integral distance travelled between 2 objects
idealPath	the straight distance between two catches
pathRatio	the quotient of distance travelled and the ideal path
ticks	ET counter incremented after each catch
result	boolean of the catch result

Table 2: Description of the columns of the constructed dataset

3 Results and Discussions

The aim of our case study is to compare the variations of different parameters for both classes, ADLRecovered and nonADL and to establish hypotheses and inform the setup of our future

research experimentation. Significance level is set to $\alpha = .05$ for the statistical tests reported in this section.

An independent sample two-tail t-test shows that the speed is significantly higher for ADL Recovered subject BF with an average value 11.215 cm/s ($SD = 5.35 \text{ cm/s}$) compared to 7.479 cm/s ($SD = 3.39 \text{ cm/s}$) for non ADL subject MR, $t(119)=6.46$, $p < .001$.

The increased speed results in the higher value of the mean for the ADL recovered and illustrates the higher standard deviation for the same subject compared to non ADL subject as illustrated in Figure 2.

In terms of accuracy, we study the variation of the path-ratio which defines the efficiency of the path conducted by the subject to reach the next target catch position.

The path-ratio median for the ADL Recovered user BF was 0.144 ($IQR = 1.1775$) compared to 0.3645 ($IQR = 1.265$) for the non ADL user MR with a statistically significant Mann whitney u test, $U=4949.5$, $p < .001$. The non ADL user MR starts with high path-ratios > 1.7 and decreases consistently throughout the training duration as shown in Figure 3b and consistently keeps a similar profile to Figure 3a.

Results in Figure 4 shows that the speed variable is the most promising discriminating factor compared to distance statistics which has close values between classes and high standard deviations.

Although the study is observational, the finding calls to investigate very closely the effects of the increased difficulty of the tasks on the results. This result can be linked to subjects acquiring and sustaining the motor skills and cognitive flexibility to react to the stimulus i.e: the exoskeleton training in our study.

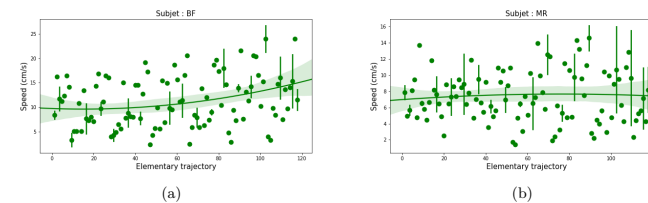


Figure 2: Speed evolution for the first 120 elementary trajectories represented by a 2^{nd} order polynomial regression and 95% confidence intervals. Scatter plots of means and standard deviations calculated for bins of size 100. Figure a: for subject BF of the ADL Recovered class. Figure b: for subject MR of the non ADL class

A paired t-test analysis of mean difference on a sample of 10 ET at the beginning and end of training for both users was conducted to evaluate the significance in changes in speed after treatment. For ADL Recovered user BF, the increase in speed from 11.52 cm/s ($SD=3.8 \text{ cm/s}$) to 13.6 cm/s ($SD=5.5 \text{ cm/s}$) was not statistically significant, $t(9)=.983$, $p = .35$. For non ADL user MR the decreased speed from 7.42 cm/s ($SD=2.71$) to 5.84 cm/s ($SD=3.06 \text{ cm/s}$) was statistically insignificant, $t(9) = -1.222$, $p = .252$. A longer training period would be necessary to derive pertinent results about the treatment effect on patients.

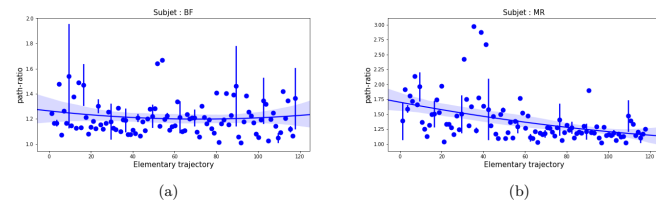


Figure 3: Path-ratio evolution over the first 120 elementary trajectories with 2nd order polynomial regression with 95% confidence intervals. The scatter plot of the mean and standard deviation of the path-ratio calculated for 100 point sized bins along the x axis. Figure a: for subject BF of the ADL Recovered class. Figure b: for subject MR of the non ADL class

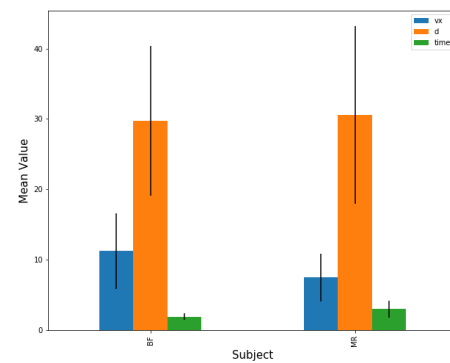


Figure 4: Means and standard deviation for kinematic variables: speed, distance and time for both users. The ADL recovered tends to have higher speed and shorter completion times. The distances traveled mean values are close with slightly sparser values for the non ADL user with relatively higher standard deviations for both values.

4 Conclusions

The heterogeneity in the sample population as well as the setup of the study do not permit causal conclusions, thus we can only hypothesize that the ADL Recovered might show increased performances through the increase in execution speed. The accuracy of the movements can be

measured utilizing the path-ratio. A controlled random trial needs to be conducted to further investigate these observations.

The path-ratio although indicative of good recovery presented a decreasing slope. Thus suggesting the utility of a finer measure to study the quality of the movement over longer treatment times. The literature proposes different measures to study smoothness as a parameter for rehabilitation [2][11] which might present a viable candidate for future studies.

Acknowledgement

The authors would like to thank the Campus France PHC-Tassili Program for supporting this research project.

References

- [1] Armeo spring website. <https://www.hocoma.com/solutions/armeo-spring/?variation=ArmeoSpring#product>. last viewed March, 2019.
- [2] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon, A. Roby-Brami, and E. Burdet. On the analysis of movement smoothness. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12:1–11, 2015.
- [3] C. J. Bosecker, L. Dipietro, B. Volpe, and H. I. Krebs. Kinematic robot-based evaluation scales and clinical counterparts to measure upper limb motor performance in patients with chronic stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*, 24 1:62–9, 2010.
- [4] H. M. Herr. Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6:21 – 21, 2009.
- [5] H. Kim, L. Miller, I. Fedulow, M. Simkins, G. M. Abrams, N. N. Byl, and J. B. Rosen. Kinematic data analysis for post-stroke patients following bilateral versus unilateral rehabilitation with an upper limb wearable robotic system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21:153–164, 2013.
- [6] J. Lexell and D. Y. Downham. How to assess the reliability of measurements in rehabilitation. *American journal of physical medicine rehabilitation*, 84 9:719–23, 2005.
- [7] H. S. Lo and S. Q. Xie. Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: state of the art and future prospects. *Medical engineering physics*, 34 3:261–8, 2012.
- [8] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy, and S. Leonhardt. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. In *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2012.
- [9] N. Nordin, S. Q. Xie, and B. C. Wiinsche. Assessment of movement quality in robot-assisted upper limb rehabilitation after stroke: a review. In *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014.
- [10] J. Perry, J. Rosen, and S. Burns. Upper-limb powered exoskeleton design. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 12:408–417, 2007.
- [11] B. Rohrer, S. E. Fasoli, H. I. Krebs, R. Hughes, B. T. Volpe, W. R. Frontera, J. S. Stein, and N. Hogan. Movement smoothness changes during stroke recovery. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 22 18:8297–304, 2002.
- [12] K. L. Salter, J. W. Jutai, R. W. Teasell, N. C. Foley, J. Bitensky, and M. Bayley. Issues for selection of outcome measures in stroke rehabilitation: Icf participation. *Disability and rehabilitation*, 27 9:507–28, 2005.

L'ordinateur peut-il endosser un rôle réadaptatif pour des personnes âgées devenant déficientes visuelles ?

Corentin VOISEUX¹ et Jean-Philippe MENGUAL²

¹Directeur Général de HYPRA, chercheur en sciences humaines, auteur d'un mémoire de recherche de fin d'études à HEC Paris, corédacteur de l'article

²Président de HYPRA, corédacteur de l'article

Résumé

Alors que l'ordinateur se présente comme un défi pour de nombreux seniors, il peut devenir une véritable source d'autonomie pour ceux atteints d'une déficience visuelle. Deux cas d'étude récents nous ont toutefois permis d'émettre l'hypothèse que ce potentiel reste sujet au moment où l'ordinateur est introduit et à l'intensité de l'accompagnement humain qui y est associée. Par contre, il ne semble pas lié à l'âge et à l'entourage de la personne.

Introduction

Hypra est une entreprise de l'économie sociale et solidaire créée en 2015 pour mettre fin à la fracture numérique secondaire et à la dramatisation du handicap visuel via de la formation, de l'accompagnement et un ordinateur inclusif. Fracture qui s'exprime par le faible taux d'équipement en aides techniques des personnes déficientes visuelles, d'où une impression que le handicap implique le renoncement à une grande part de son autonomie.

Renoncement qui semble corroboré par de nombreux professionnels de la réadaptation (ergothérapeutes, orthoptistes, instructeurs en locomotion ou en informatique) pour qui plus la personne connaît une perte de vue à un âge avancé, moins elle peut utilement recourir à l'ordinateur pour compenser la perte d'autonomie résultant de son handicap. De ce point de vue, cet outil comporterait trop de complexité pour aider la personne à s'affranchir de ses angoisses et il ne ferait qu'en rajouter.

Salvatore M. Anzalone et Gérard Uzan (Eds) : « *Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies* », Actes du Colloque JCJC'2019, pp. 39-45. © IFRATH, Université Paris 8, Saint-Denis, 2019.

Mais notre pratique nous a fait observer des réalités plus nuancées mais non moins paradoxales. Nous avons ainsi bâti un PC à accès universel : ordinateur accessible aux mal et non voyants, fourni avec 10 heures de formation et quatre heures d'assistance, et respectant les habitudes ergonomiques des personnes sur un PC pour n'exclure aucun utilisateur même voyant. Il a été introduit auprès de deux patients de plus de 60 ans dont la vision s'est dégradée depuis deux ans. Leur objectif : continuer à communiquer par mail pour recevoir de l'information, naviguer sur Internet pour accomplir des démarches administratives, lire leur courrier papier de manière autonome. L'un d'eux, homme marié de 68 ans, ayant été accompagné par une structure de réadaptation, n'a pas été en mesure d'adopter l'ordinateur comme aide technique dans le prolongement de ce qu'il utilisait. L'autre, femme âgée de 76 ans, isolée et non prise en charge par des professionnels de la réadaptation, a tout au contraire retrouvé dans l'ordinateur adapté une « *puissance d'agir* » [B. SPINOZA].

Or, si l'on s'essaie à un travail de sémantique, la « *puissance d'agir* » semble bien la finalité même de la réadaptation. Cette démarche nous a conduits à proposer que l'action réadaptative soit une approche orientée vers l'acceptation de la perte de facultés et la restauration simultanée de la puissance d'agir par le développement d'autres facultés. Une telle action rechercherait, dans ce modèle, le développement de facultés nouvelles afin que le patient retrouve des usages antérieurs voire nouveaux. Car comme le souligne Christian Corbé, Chef de Service Ophtalmologie, Directeur de l'Institut National des Invalides, Paris, « *les patients ne se plaignent pas de ne plus voir, ils se plaignent de ne plus lire, de ne plus se déplacer, etc.* »

Les observations évoquées supra nous permettent donc de proposer que l'ordinateur soit, dans la démarche réadaptative, un élément essentiel en tant qu'il permet à chacun de maintenir sa participation sociale. Il permet non seulement de continuer à lire et écrire, mais surtout de rester acteur de sa vie citoyenne, administrative, financière et sociale.

Mais dans quelles conditions l'adaptation d'un ordinateur dans cette logique peut-elle réussir ? À la lumière des deux patients présentés supra, il nous est apparu que selon la manière et le moment où l'aménagement d'un ordinateur et sa place même sont introduits, l'utilisateur final sera capable d'en tirer plus ou moins tout le potentiel, indépendamment de son âge et de son cadre de proximité.

L'introduction d'un ordinateur à accès universel dans la vie d'une personne suppose une réflexion sur sa signification et sa perception par la personne. Or, si l'accompagnement humain nous semble une donnée déterminante dans ce processus, il semble que cette introduction devienne impossible si elle intervient trop tard.

1 L'institution d'un ordinateur comme aide technique résulte d'un va-et-viens complexe avec l'acceptation du handicap

Comme le montre Pascal PLANTARD, rien n'est neutre dans la technologie. Qu'elle soit vue comme un stigmate du handicap ou un levier, elle fait sens pour une personne. Il s'en suit que la réflexion sur le sujet implique l'établissement du va-et-vient entre les représentations de la technologie et la perception de soi par la personne.

1.1 L'ordinateur, stigmate ou vecteur de puissance d'agir ?

Pascal PLANTARD [Plantard P., 2014] a identifié combien l'ordinateur pouvait être institutionnalisé par une personne et vecteur d'une dimension symbolique forte. Dans les années 90, maîtriser cet outil pouvait devenir une fierté pour les personnes. Aujourd'hui, s'équiper ou ne pas s'équiper devient un marqueur social, voire identitaire, signifiant en soi une appartenance à une classe sociale et à un territoire.

Or, si on suit l'approche de Serge EBERSOLD [Ebersold, 2010] qui analyse le handicap au regard d'une fonction sociale que la société attend de l'individu et que la personne peut ou ne peut pas faire, l'ordinateur laisse entrevoir à une personne âgée perdant la vue la possibilité de conserver sa participation sociale. D'abord parce qu'il permet de continuer à gérer sa vie privée en toute confidentialité et en toute autonomie (gestion de comptes, gestion d'assurance maladie, retraite, etc). Ensuite parce qu'il est une fenêtre sur le monde de laquelle l'individu peut activement renforcer son appartenance à la société, préparer une rencontre, un déplacement, accéder à l'espace public numérique. Avec un ordinateur, une personne déficiente visuelle peut s'informer pleinement, exercer son esprit critique et exprimer son avis en toute connaissance de cause, mais aussi communiquer, et poursuivre par exemple son engagement associatif ou son investissement dans sa commune ou au-delà.

Cet épanouissement a des conséquences sur son état psychique et cognitif. Si une personne entrevoit la possibilité de conserver toute sa place dans la société, elle sera d'autant plus désireuse de pouvoir produire du contenu soigné, classer des informations, stimulant ainsi sa mémoire. C'est ce que permet l'informatique dite cognitive [Voiseux, 2010].

En même temps, cet apport n'est possible que si les conditions anthropologiques d'une institution positive de l'ordinateur sont réunies. Ainsi, les « *seniors* » et qui refusent généralement cette appellation, refuseront un outil qui les enferme dans une catégorie d'âge et dans une représentation sociologique du vieillissement. La demande d'inclusion reste le maître mot ainsi que le révèle l'étude CALYXIS sur « *les usages et attentes des sociétaires seniors* »¹. Un ordinateur sera d'autant plus refusé qu'il incarne le stigmate de l'âge qui est le même refus que l'on retrouve chez les personnes en situation de handicap. Ce refus de stigmate est documenté à propos d'autres solutions comme celle développée par la société Simplistay [Rivière ; Bruguière, 2010].

De même, de manière plus micro, l'institution de l'ordinateur doit s'analyser au regard des changements créés dans l'équilibre d'un foyer. L'ordinateur peut impacter aussi la considération des personnes mêmes, les rapports de pouvoir équilibrant le ménage, et donc les rapports de forces au sein d'un foyer. Comme le résume Romola Sabourin [Sabourin, 2010], la relation d'aide, si elle ne se mue pas en logique d'entraide², dégénère bien souvent en relation de pouvoir. Corentin VOISEUX [op. Cit.] remarque ainsi, au sein d'un couple dont le mari est devenu aphasique et où la femme était son principal relais, que celle-ci vit mal l'émancipation de son mari, lequel se trouve face à une forme nouvelle de pouvoir qu'il a du mal à appréhender.

Ainsi, l'institution de l'ordinateur peut tout aussi bien avoir un impact positif qu'être vue comme un stigmate supplémentaire d'une situation de handicap. C'est ce qui est à l'origine de la relation complexe entre l'acceptation du handicap et de l'aménagement de l'ordinateur proprement dit.

1.2 L'ordinateur entretient un rapport réciproque avec l'acceptation du handicap

Utiliser un ordinateur en situation de basse vision signifie d'adopter un nouveau système de représentations. Encore faut-il que le patient accepte d'adopter cette nouvelle modalité d'accès par retour vocal ou par diminution de vision globale. Restant un marqueur fort du handicap, cette approche implique également que le handicap soit suffisamment accepté.

C'est ce qu'a identifié Véronique LESPINET-NAJIB [Lespinet Najib, 2010] qui appelle à une synthèse de plusieurs modèles: celui de l'acceptabilité de Dillon et Morris (1999) et celui UTAUT [Unified Theory of Acceptance and Use of Technology] [Venkatesh et al., 2003]. Elle observe en effet

¹ Etude des usages et attentes des sociétaires seniors (60-75 ans) MACIF, en matière d'actions et de supports de prévention, ciblés AcVC et habitat, 17.03.2016, document non signé et non publié.

² Souligné par l'auteur

que « *il s'avère complexe de définir simplement les concepts d'usage, d'utilisabilité et d'acceptabilité et de mettre en évidence les relations et les périmètres de ces 3 dimensions.* » En tout cas, l'état de l'art nous permet de penser que l'acceptation de l'ordinateur, pour une personne âgée perdant la vue, ou de son aménagement, est conditionnée notamment par son acceptation du handicap, lequel le sera d'autant mieux que la personne comprendra les apports de l'ordinateur pour compenser son handicap.

Nos observations croisées ont semblé montrer de manière nette cette relation. Alors que le patient en couple de 68 ans ne tolère pas de réapprendre une manière d'utiliser l'ordinateur à partir d'un clavier et d'un retour vocal, la personne de 76 ans, quoique ne s'estimant pas à la hauteur, a fini par retrouver des repères et utiliser son outil. Alors que l'un plaçait son épouse entre lui et l'ordinateur, rendant toute démarche pédagogique caduque, la patiente isolée a accepté de s'en remettre à l'accompagnant, et pu ainsi redevenir actrice de son usage informatique.

C'est alors que se pose la question des conditions d'acceptation du handicap, qui est probablement la condition préalable à l'institution de l'ordinateur comme compensation possible et aide à la dédramatisation de la situation. Dans tous les cas, l'ordinateur ne se suffit probablement pas pour réussir ce processus, voire son apport est modéré s'il intervient dans un contexte globalement défavorable. L'enjeu devient alors de déterminer quels facteurs permettent de créer un effet boule de neige positif et non une spirale négative entre la survenance du handicap et le positionnement de l'ordinateur comme outil d'aide à la compensation dudit handicap.

2 La démarche réadaptative semble devoir intervenir le plus en amont possible

Si on poursuit l'idée observée auprès de notre patient selon laquelle l'acceptation du handicap induit celle des outils d'aide à la réadaptation de l'individu, il semble bien que l'introduction d'un facteur humain soit déterminante pour aborder le handicap et ses compensations. Encore faut-il qu'il intervienne suffisamment tôt et qu'il insuffle une dynamique.

2.1 Le viatique de l'accompagnement humain est capital

Serge EBERSOLD nous permet de mieux comprendre le processus d'acceptation ou de non acceptation du handicap. Il rappelle tout d'abord que « *la reconnaissance sociale est associée à la somme des reconnaissances individuelles qu'expérimentent les individus au contact des institutions, des lieux publics, des autres individus.* » [Ebersold, 2005]

Le premier élément important est donc l'attitude des professionnels rencontrés tout au long du processus. Et c'est là souvent un des premiers problèmes. L'annonce, surtout lorsqu'elle est gérée par le milieu médical, est généralement source d'un grand désarroi. Serge EBERSOLD, dans son ouvrage dédié au sujet [Ebersold, 2007], cite cet exemple : « On peut citer à ce sujet les propos de cette femme lorsqu'elle affirme : « *On s'attendait de toute façon à ce qu'elle ait un problème visuel, même en étant préparés, ce n'est pas ce qu'on attendait. Même moi, en ayant dit : "Elle est aveugle", j'avoue que je m'attendais quand même pas à ce qu'on me dise ça de façon si crue [...] parce que c'était dit de façon méchante, sans aucune psychologie* ».

Ce même milieu n'oriente pas toujours vers les structures adéquates, comme le fait observer l'association Faire Ça Voir dans un documentaire consacré à la basse vision³. Sans parler du fait que

³<https://www.youtube.com/watch?v=AePBTCTIojE>

les structures d'aide à la réadaptation [SAVS, SAMSAH] ne sont souvent pas accessibles pour les personnes âgées du fait du cadre légal de prise en charge qui distingue le handicap avant 60 ans et la dépendance au-delà [Voiseux, 2016].

Or, en-dehors de ces cadres, le patient âgé se trouve souvent confronté à l'obligation de recourir à son entourage familial. Admettons que la personne se tourne vers sa mutuelle ou son assurance. Elle trouvera ainsi, par exemple, par l'intermédiaire de Groupama de « précieux conseils »⁴ qui consistent à se tourner vers les petits-enfants pour le choix d'équipement qui ont une « vision pertinente de vos besoins et donc du matériel adapté. Ils maîtrisent également les bons plans pour acheter malin ». Ce site invite donc à faire un saut de génération pour se tourner vers celle des « digital natives ».

Il s'agit d'une fausse bonne idée. Les petits-enfants vont se montrer enthousiastes pour introduire des technologies à domicile qui bénéficieront à leur propre usage. En revanche, rien n'indique qu'ils se montreront d'un conseil adéquat, qu'ils seront aussi enthousiastes pour former et informer et pour gérer le support à distance de la personne. Rien n'indique qu'ils sauront nécessairement se décentrer de leur propre rapport à l'outil numérique, et leurs usages générationnels, ainsi que des « effets de mode »⁵. Rien n'indique non plus qu'ils disposeront de la connaissance suffisante pour assurer une accessibilité du système à l'épreuve des premières fragilités constatées chez leur aînés, ni qu'ils se montreront capables ni envious de maintenir les outils en présence.

La tentative que nous avons explorée avec la patiente isolée a consisté à tabler sur le principe de la « pair-émulation »⁶ autant de fois que possible. Celle-ci permet, en faisant intervenir une personne en situation de fragilité vers une autre personne en situation de fragilité concernée au premier chef par l'usage du numérique, d'empêcher toute possibilité de « mise à distance » ou « d'isolement volontaire » par la personne sur le fondement que son handicap ou sa fragilité ne pourraient pas être compris. Puisque le formateur connaît intimement la situation de handicap et les usages technologiques dont la personne va prendre possession, cela a pour effet d'amplifier la logique d'empowerment conçu ici comme un transfert de capital humain.

Au final, ces observations nous permettent d'avancer l'hypothèse que, sans accompagnement humain adapté, l'ordinateur peut amplifier le stigmatisme du handicap au lieu de le gommer, et sans travail accompagné sur le handicap, l'ordinateur est moins facilement vu dans son rôle « d'empowerment ». Par ailleurs, si la prise en charge intervient trop tard, il semble beaucoup moins facile, voire tout bonnement impossible, de réussir cette dynamique.

2.2 L'accompagnement sera d'autant plus efficace qu'il sera préventif

Le vieillissement devrait en effet exiger la mise en place d'un cadre de santé et non pas seulement d'un cadre de soin [Cecchini-Tenerini ; 2012]. Dans ce modèle, le système de santé devrait inclure des actions pour ralentir le processus de perte d'autonomie.

Cela implique donc de mettre en place des actions le plus en amont. Elles sont rendues difficiles, selon l'auteur, par la multiplicité des ruptures qui jalonnent un parcours de soins, alors même que le modèle proposé permettrait de gérer des évolutions physiologiques plutôt que des pathologies dans un cadre global d'accompagnement.

⁴<https://www.groupama.fr/conseils/seniors/l'informatique-et-les-seniors-quelques-precieux-conseils>

⁵Hypra a recensé un cas où une personne âgée atteinte de déficience visuelle était équipée d'un ordinateur avec Windows 10 et d'un iPad Pro, qui sont des solutions conçues pour leur effet d'innovation et non pensées pour des primo-accédants au numérique.

⁶L'expression « Pairémulation » est la traduction du terme anglophone « Peer Counseling » adoptée par les participants aux Premières Journées Nationales pour la Vie Autonome organisée par le Groupement Français des Personnes Handicapées, en novembre 1994, à Paris.

L'autre difficulté, selon Serge EBERSOLD [op. Cit] est l'attitude des professionnels de la réadaptation ou du secteur médical. Or, il nous rappelle le rôle clé des professionnels lorsque le handicap s'installe. « Les professionnels, quant à eux, incarnent bien souvent le degré de solidarité de la société à l'égard des élèves présentant une déficience et de leurs familles. Ils constituent à leurs yeux de véritables ressources identitaires leur signifiant le degré d'estime sociale dans lequel elles sont tenus et, ce faisant, la possibilité qui peut être la leur de se penser autrement que sous l'angle de la déficience, à savoir comme des êtres appréciés dans leurs qualités et leurs capacités spécifiques. » C'est la raison pour laquelle comme l'indique l'auteur, raisonner uniquement en termes de capacités revient à réduire une personne à une réalité dont elle est actrice, alors même que les capacités dépendent tout autant de la personne que de son environnement. Il semble dès lors important, pour les professionnels de la réadaptation, de moins raisonner par capacités évaluées que par expérimentations lors de la préconisation d'aides techniques, l'évaluation des capacités étant tangible et difficile.

Dès lors, nous proposons qu'un travail sur la survenance du handicap et sa compensation puisse s'expérimenter autour de l'ordinateur et qu'il s'entame au moment du diagnostic d'une pathologie visuelle. Ce faisant, le patient percevrait immédiatement combien il peut maintenir sa « puissance d'agir » via un matériel adapté, sans devoir combler un vide entre l'apparition irréversible de son handicap et son « rebond ». Ce continuum est sans doute une véritable clé de voûte de la réadaptation.

Conclusion

Pour que l'ordinateur joue son rôle d'aide à la restauration de la « puissance d'agir » et n'ait pas un effet procyclique sur le mécanisme de perte d'autonomie, il semble donc indispensable qu'il soit introduit par et avec un accompagnement humain, tant pour la phase d'institution que pour celle d'appropriation. Mais cet accompagnement pourrait avoir des effets limités voir nuls s'il intervient trop tard dans le processus d'installation du handicap visuel, aussi paraît-il souhaitable qu'il intervienne dès le diagnostic de la pathologie visuelle. Cette démarche de santé, et non de soin, place la personne dans une approche préventive et, conçu ainsi, l'ordinateur pourrait alors jouer pleinement son rôle de dédramatisation du handicap et de prévention de la perte d'autonomie. Ces pistes méritent d'être confirmées à plus grande échelle en lien notamment avec la gériatrie.

Bibliographie

Auvertlot D., Hamelin J., Lejeune E., Loyer J-L., Rivière L., Schaff C., (2011), *Le fossé numérique en France*, rapport du Centre d'Analyse Stratégique, Paris, La Documentation Française.

Cecchini-Tenerini R. (2012), *De la prévention à l'accompagnement de la personne vieillissante. Quelle légitimité pour les mutuelles et plus spécifiquement pour la MGEN?*, in *Gérontologie et Société*, vol. 35 / HS n° 1, p. 229-240. DOI : 10.3917/g.s.hs01.0229. URL : <https://www.cairn.info/revue-gerontologie-et-societe1-2012-5-page-229.htm>

Ebersold S., (2005), *L'inclusion : du modèle médical au modèle managérial ?* in *Re liance* 2005/2 (n° 16), pages 43 à 50.

Ebersold S. (2007), *Parents et professionnels face au dévoilement du handicap*, in *dires et regards*, Toulouse.

Lespinet-Najib V. (2013), *De la neuropsychologie cognitive à la cognitive : vers une recherche trans-disciplinaire*, Psychologie, Université de Bordeaux.

Plantard, P. (2014), *Anthropologie des usages numériques*, thèse de doctorat, université de Nantes

Rivière C-A, Bruguère A., (2010), *Bien vieillir grâce au numérique*, FYP Éditions, 159 p. extrait de <https://rfsic.revues.org/1294>

Robert, P-Y, Bodaghi, B., Corbe, C., Dupeyron, G., Gérin-Roig, F., Lebail B., Sahel J-A, (2017), *Rapport Déficiences Visuelles de la Société Française d'Ophtalmologie*, Paris, Elsevier Masson.

Sabourin, R., (2010), *Les cinq sens dans la vie relationnelle*, Éditions Le Souffle d'or, Paris.

Voiseux, C. (2017), *Le Système à Accès Universel comme levier de réadaptation et de prévention au service de la puissance d'agir des personnes en situation de vulnérabilité*, Mémoire de Recherche HEC Paris, accessible sur hypra.fr

Un comparateur phonétique dissymétrique pour la correction orthographique à destination des dyslexiques

Johana Bodard

CHArt-THIM (EA 4004), Université Paris 8, Saint-Denis, France
johana.bodard@etud.univ-paris8.fr

Résumé

La correction orthographique de textes écrits par des personnes dyslexiques-dysorthographiques (dys) constitue un défi. En effet, les spécificités des fautes produites, le nombre important de fautes par mots et la variabilité intra-individuelle mettent en échec les correcteurs orthographiques classiques. Cet article présente une méthode pour la correction orthographique chez les dys. Cette méthode se fonde sur une comparaison des mots saisis à ceux d'un dictionnaire après les avoir préalablement convertis en phonétique. La conversion en phonétique des mots saisis diffère de celle des mots du dictionnaire par l'intégration des confusions phonétiques fréquentes chez les dys. En prospective, l'impact positif sur la récupération des mots pousse à l'approfondissement et au complément par des méthodes prenant en compte les mots autour du mot saisi.

1 Introduction

La dyslexie et la dysorthographie sont des troubles cognitifs qui entraînent des difficultés importantes en lecture et en écriture. Ces deux troubles sont quasiment constamment associés [9]. Les difficultés apparaissent dans l'enfance lors des premiers apprentissages et persistent à l'âge adulte. En France, la prévalence est estimée entre 6 % et 8 % [3].

L'une des principales difficultés des personnes dyslexiques-dysorthographiques (dys) réside dans l'orthographe. Les personnes dys rencontrent notamment des difficultés dans l'orthographe des mots irréguliers ou nouveaux et dans l'application des règles permettant de convertir les graphèmes (les plus petites unités distinctives de la chaîne écrite) en phonèmes (les plus petites unités distinctives de la chaîne orale) et inversement. En effet, un phonème peut être retranscrit par plusieurs graphèmes (par exemple, en français, le phonème /o/ peut être retranscrit par les graphèmes *o*, *au*, *eau*, *op*, etc.), et un graphème peut correspondre à plusieurs phonèmes (le graphème *ch* peut se prononcer /ʃ/ dans *cheval* ou /k/ dans *psychologie*).

1.1 Nature des fautes commises

On peut identifier certaines fautes récurrentes à travers les situations d'écriture par des personnes dys :

- confusion entre phonèmes proches : « il faudra » (il faudra)
- omission des lettres muettes : « boneur » (bonheur), « soiré » (soirée)
- écriture fortement phonétisée : « des baignés » (des beignets), « je fesé » (je faisais)
- mauvaise segmentation des mots : « jevideo » (jeux vidéo), « la plus part » (la plupart)
- ajout, suppression, inversion ou substitution de lettres : « un entretien » (un entretien), « il prnd » (il prend), « setp » (sept), « bousse » (douce)
- non respect des accords en genre, nombre, et de conjugaison : « une personne sportif » (une personne sportive), « ils chantais » (ils chantaient)
- apostrophe manquante ou en trop : « à laide » (à l'aide), « l'argement » (largement)

Salvatore M. Anzalone et Gérard Uzan (Eds) : « *Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies* », Actes du Colloque JCJC'2019, pp. 47–53. © IFRATH, Université Paris 8, Saint-Denis, 2019.

À la suite de contacts avec un réseau d'orthophonistes, nous avons pu disposer de corpus de textes rédigés par des personnes dys (collégiens, lycéens ou adultes), présélectionnés par les orthophonistes pour la variabilité dans la nature des fautes. Chaque texte correspond à un seul individu. Sur la base des 34 premiers textes (1484 mots), nous avons constaté que plus de la moitié des mots erronés contiennent plus de deux fautes et qu'un mot sur trois en moyenne est erroné. On constate en outre une forte variabilité intra-individuelle : un même mot va être écrit différemment d'une phrase à l'autre, d'un moment à l'autre [3] [13].

1.2 Les correcteurs orthographiques

Les correcteurs orthographiques font partie des outils technologiques recommandés aux personnes dys pour compenser leurs difficultés. Cependant, ces correcteurs ne sont pas adaptés à un usage spécifique par des personnes souffrant de troubles dys [2]. En effet, les algorithmes utilisés par les logiciels de correction classique sont développés avec l'hypothèse que :

- la source ne témoigne pas d'une intention de non-respect de l'orthographe, de la grammaire et de la syntaxe ;
- les fautes portent soit sur un nombre peu élevé de caractères par mot (fautes de frappe, oublis, erreurs d'OCR, hésitations telles qu'application d'une simple ou double consonne, etc.), soit sur l'accord en genre et en nombre ou la conjugaison.

Ils sont donc facilement mis en échec par les erreurs spécifiques des dys (écriture phonétique, erreurs de segmentation, nombre important d'erreurs par mots, etc.). Ils ignorent les mots erronés comme des mots inconnus ou génèrent des propositions erronées qui ne correspondent pas à ce que la personne souhaitait écrire [14]. Pour la personne dys, la tâche de correction devient alors rapidement fastidieuse, voire impossible. Des algorithmes spécifiques doivent donc être développés et expérimentés.

Nous présentons ici une première approche pour la correction orthographique dans un contexte de dyslexie-dysorthographie. Cette approche se fonde sur une comparaison des mots saisis à ceux d'un dictionnaire après les avoir préalablement convertis en phonétique. Nous proposons de prendre en compte, dans la phase de conversion en phonétique des mots saisis, les erreurs de conversion graphèmes-phonèmes et d'approximation phonétique les plus couramment produites par les dys (confusions entre paires de consonnes ou de voyelles dont la prononciation est proche).

2 Correction orthographique de mots isolés

Nous nous intéressons ici uniquement à la correction orthographique de mots isolés, c'est-à-dire sans prise en compte du contexte. La correction de mots isolés est en effet une première étape permettant d'obtenir pour un mot erroné une liste de corrections potentielles qui pourront par la suite être départagées à l'aide du contexte du mot (mots précédents, mots suivants, phrase contenant le mot à corriger).

2.1 Utilisation de mesures de similarité

L'approche la plus simple consiste à comparer chaque mot du texte saisi à ceux d'un dictionnaire et à utiliser une mesure de similarité pour calculer un indice de ressemblance entre un mot inconnu et les mots du dictionnaire. Les mots du dictionnaire qui sont les plus proches du mot inconnu sont les corrections potentielles. Levenshtein [12] propose un algorithme qui

permet de calculer la distance entre deux chaînes de caractère en comptant le nombre d'opérations nécessaires pour passer d'une chaîne à une autre (les opérations possibles étant l'ajout, la suppression ou le remplacement d'un caractère par un autre). Damerau propose un algorithme similaire en ajoutant l'opération de transposition de deux caractères adjacents aux opérations d'édition possibles [7]. Pour limiter le nombre de corrections potentielles, sont généralement conservés uniquement les mots à une distance de 1 du mot erroné (maximum 2 pour les mots longs). Par exemple, le correcteur orthographique Ispell propose uniquement les mots qui sont à une distance de Damerau-Levenshtein de 1 du mot erroné [11]. Parmi de nombreux algorithmes d'approche informatique ou linguistique, cet algorithme est très utilisé par les correcteurs orthographiques courants qui supposent que le nombre d'erreurs par mots est faible voire le plus souvent unique.

Dans le cas de la dyslexie-dysorthographe, les mots erronés sont parfois très éloignés de leur forme correcte et une simple application de ces algorithmes s'avère inefficace. Par exemple, dans le cas de *faisais* incorrectement orthographié *fesé*, l'application de la distance de Levenshtein avec une distance maximum de 1 renvoie les suggestions suivantes : *pesé*, *fusé*, *fessé*. La distance de Levenshtein avec la forme correcte *faisais* est égale à 5, alors que phonétiquement les deux formes sont très proches. Cela suggère que pour corriger ce type de fautes, très fréquentes chez les dys, il faut utiliser une approche qui passe par une transcription phonétique des mots saisis.

2.2 Transcription phonétique

La transcription phonétique est une technique permettant de convertir un mot ou un texte en une version phonétique plus ou moins approximative selon l'approche utilisée.

Techniques fondées sur la similarité phonétique

Ces techniques permettent d'indexer des mots en fonction de leur prononciation. Le but est que deux mots à la prononciation identique ou proche soit encodés avec le même index même si leur orthographe diffère. Russel et Odell sont les premiers à proposer une telle technique avec l'algorithme phonétique Soundex pour indexer des noms propres en fonction de leur prononciation en anglais américain [17]. Par la suite, d'autres algorithmes reposant sur le même principe sont développés tels que Metaphone [15], qui prend en compte davantage de particularités de la prononciation anglaise et permet un encodage plus précis que Soundex, et Double Metaphone [16], une version de Metaphone qui introduit certaines spécificités d'autres langues que l'anglais comme le français.

Ces algorithmes phonétiques sont utilisés pour la recherche tolérante aux erreurs dans des bases de données ou pour la correction orthographique. Par exemple, le correcteur orthographique Aspell utilise une version modifiée de Double Metaphone [1].

Cependant, ces méthodes sont par nature approximatives. En particulier, les voyelles à l'intérieur des mots sont souvent simplement ignorées. Ces algorithmes commencent à être pertinents avec des mots suffisamment longs (5 consonnes ou plus). Ainsi, si *fesé* et *faisais* ont bien le même code Double Metaphone (*FS*), c'est aussi le cas de *fuseau*, *fausse*, *voisée*, etc.

Techniques fondées sur une transcription graphèmes-phonèmes

À l'opposé des algorithmes phonétiques présentés ci-dessus, les techniques de transcription graphèmes-phonèmes permettent de convertir un texte en phonétique en étant le plus proche de la prononciation réelle. Elles sont utilisées pour obtenir des représentations phonémiques de textes, exploitables dans des applications de synthèse vocale ou de reconnaissance de la parole.

Elles utilisent généralement une approche fondée sur un ensemble de règles de conversion de graphèmes en phonèmes [8] [4]. Ces règles ne prennent pas en compte les confusions phonémiques fréquentes chez les personnes dys et ne peuvent donc être utilisées telles quelles dans le cadre de la correction orthographique pour les personnes dys.

Sitbon propose de combiner l'utilisation du correcteur orthographique Aspell à celle du phonétiseur LIA_PHON [4] pour réécrire des phrases saisies par des enfants dys dans un moteur de recherche [18]. Dans un premier temps, la phrase est corrigée par Aspell pour obtenir des suggestions de correction, puis ces suggestions sont phonétisées avec LIA_PHON.

Nous avons adopté une approche différente qui intègre, dès la phase de transcription graphèmes-phonèmes, les confusions phonémiques fréquentes chez les dys. Nous augmentons ainsi le nombre de mots candidats en conservant les mots dont la forme phonétique n'est qu'approximativement celle du mot saisi.

3 Description du comparateur phonétique dissymétrique

Nous proposons une méthode pour corriger des textes rédigés par des personnes dys en français. Cette méthode opère sur des mots isolés, sans prise en compte du contexte. Un module compare chaque mot écrit aux mots d'un dictionnaire en les ayant préalablement transformés en phonétique et en prenant en compte, côté texte saisi, les particularités des fautes des dys. Cette méthode permet d'obtenir pour un mot erroné une liste de corrections potentielles. Un schéma du dispositif est présenté à la figure 1.

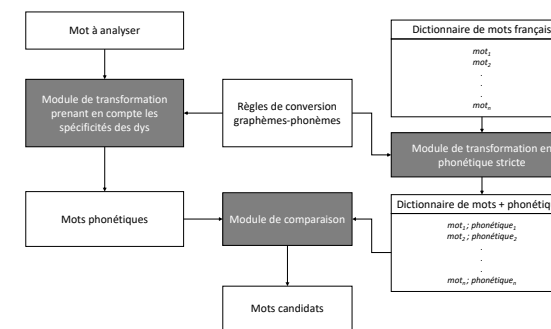


FIGURE 1 – Schéma du dispositif

3.1 Modules de transformation en phonétique

La première étape consiste à transformer les mots du dictionnaire et les mots du texte saisi en phonétique. Cette transformation est obtenue à l'aide d'algorithmes de transcription graphème-phonème exploitant un ensemble de règles. Ces algorithmes sont issus d'une application de

synthèse vocale pour aveugles. Les règles ont été simplifiées ou modifiées pour s'ajuster à notre problématique. Notamment, les marques de prosodie (rythme, accent tonique, etc.), qui ne sont pas utiles dans le contexte de la correction orthographique, ont été supprimées.

Règles de conversion graphèmes-phonèmes

Chaque règle permet de convertir un graphème en phonème en fonction du contexte (caractères précédents et suivants). Les règles ont le format suivant :

```
CAR_PREC [ CAR_ANALYSES ] CAR_SUIV = PHON
— CAR_PREC : caractères de contexte précédents
— CAR_ANALYSES : caractères analysés (graphème)
— CAR_SUIV : caractères de contexte suivants
— PHON : transcription phonétique des caractères analysés (phonème)
```

Par exemple, la règle $f[ai]s\# = /o/$ signifie que le graphème *ai* précédé de la lettre *f* et suivi de la lettre *s* et d'une voyelle correspond au phonème $/o/$ (*eu* dans *peu*).

Pour encoder les phonèmes, nous utilisons une version de l'alphabet phonétique ARPABET [10] que nous avons adaptée pour le français. ARPABET utilise une représentation des phonèmes sur un ou deux caractères. Dans la version que nous utilisons, les consonnes sont codés avec un seul caractère, les voyelles avec deux caractères. Pour les voyelles, cela permet de représenter leur proximité phonétique sur le trapèze vocalique. Ainsi, les voyelles $/i/$ (dans *pris*) et $/e/$ (dans *pré*), qui diffèrent uniquement par leur degré d'ouverture ($/i/$ est plus fermé que $/e/$), correspondent respectivement à *IY* et *IH*. De plus, nous ne conservons que 11 voyelles sur les 13 à 16 recensés dans le système vocalique français selon les auteurs [5] [6] : par exemple, les voyelles $/a/$ et $/ɑ/$ (respectivement dans *patte* et *pâte*), dont l'opposition tend à disparaître, ne constituent qu'une seule et même voyelle.

La plupart des règles n'ont qu'une transcription phonétique possible. Si deux règles entrent en contradiction, elles sont toutes les deux exploitées, ce qui crée un processus d'ouverture aux mots candidats.

Pour chaque graphème, il existe potentiellement plusieurs règles qui sont hiérarchisées des plus spécialisées au plus générales. Pour les mots saisis uniquement, viennent s'ajouter les règles prenant en compte les fréquentes confusions entre phonèmes proches (par ex. : les paires de consonnes $/b/$ et $/p/$, $/v/$ et $/f/$).

Module de transformation des mots du dictionnaire

La phase de transformation des mots du dictionnaire en phonétique respectent les règles phonétiques propres au français. Le module balaie les règles ordonnées jusqu'à la première applicable. Chaque mot du dictionnaire possèdent une, au maximum deux transcriptions phonétiques possibles (pour les homographes hétérophones comme *couvent* « *Les poules du couvent*. »).

Module de transformation des mots saisis

Pour les mots saisis par la personne dyslexique, le module de transformation prend en compte l'ensemble des règles qui s'appliquent et retourne donc une liste de mots phonétiques possibles, en ne conservant que ceux qui sont plausibles. Par exemple, pour *fesé* les phonétiques possibles sont :

- fUHziH correspondant aux mots *faisait*, *faisais*, *faisaient*
- fEHsiH correspondant aux mots *fessée*, *fessées*, *fessait*, etc.
- vEHsiH correspondant aux mots *vessait*, *vessais*, *vessaient*, etc.

3.2 Module de comparaison

Nous appliquons la distance de Damerau-Levenshtein entre les mots phonétiques résultants de la transformation phonétique des mots saisis et ceux du dictionnaire. La distance maximum choisie est de 1. Nous retenons non seulement tous les mots homonymiques mais également les mots dont la différence est de seulement 1 formant (par exemple $/o/$ dans *tôt* et $/u/$ dans *tout*).

4 Conclusion et travaux futurs

Nous avons présenté une méthode de comparaison fondée sur la phonétique et la modélisation des erreurs les plus fréquentes pour obtenir une liste de candidats potentiels à des mots erronés écrits par des dys. L'association d'une transcription phonétique prenant en compte les confusions grapho-phonémiques fréquentes des dys et d'une mesure de similarité permet d'obtenir de meilleures suggestions de corrections pour certaines des fautes des personnes dys. Cet algorithme a été testé sur quelques corpus et permet dès à présent de récupérer des mots que les correcteurs classiques ne trouvent pas (par exemple : « fesé » (faisais), « ésituron » (hésiterons), « osi » (aussi)).

Un travail approfondi d'amélioration est en cours grâce à la mise en place d'une distinction mots courts/mots longs et par le développement, également en cours, d'un module d'analyse contextuelle, celui-ci tenant compte d'un environnement potentiellement erroné du mot analysé. Ces travaux seront évalués sur l'ensemble des corpus à notre disposition et les résultats comparés avec les méthodes classiques de correction orthographique.

Références

- [1] K. Atkinson. GNU Aspell. <http://aspell.net/>.
- [2] V. Bacqué. L'usage de l'informatique par les élèves dyslexiques : un outil de compensation à l'épreuve de l'inclusion scolaire. *Terminal. Technologie de l'information, culture & société*, (116), Oct. 2015.
- [3] P. Barrouillet, C. Billard, M. D. Agostini, J.-F. Démonet, M. Fayol, J.-E. Gombert, M. Habib, M.-T. L. Normand, F. Ramus, L. Sprenger-Charolles, and S. Valdois. Dyslexie, dysorthographe, dyscalculie : bilan des données scientifiques. page 863, 2007.
- [4] F. Béchet. LIA_phon : un système complet de phonétisation de textes. *Traitement Automatique des Langues*, 42(1) :47–67, 2001.
- [5] F. Carton. *Introduction à la phonétique du français*. Dunod edition, 1974.
- [6] N. Catach. *L'orthographe française*. Nathan edition, 1986.
- [7] F. J. Damerau. A technique for computer detection and correction of spelling errors. *Communications of the ACM*, 7(3) :171–176, Jan. 1964.
- [8] M. Divay and A. J. Vitale. Algorithms for Grapheme-phoneme Translation for English and French : Applications for Database Searches and Speech Synthesis. *Comput. Linguist.*, 23(4) :495–523, Dec. 1997.
- [9] M. Habib. Bases neurologiques des troubles spécifiques d'apprentissage. *Réadaptation*, (486) :16–28, 2002.
- [10] A. Klautau. ARPABET and the TIMIT alphabet, 2001.

- [11] G. Kuenning. International Ispell. <https://www.cs.hmc.edu/~geoff/ispell.html>.
- [12] V. I. Levenshtein. Binary codes capable of correcting deletions, insertions, and reversals. *Soviet physics doklady*, 10(8) :707–710, Feb. 1966.
- [13] A. Mazur-Palandre. La dyslexie à l'âge adulte : la persistance des difficultés orthographiques. *SHS Web of Conferences*, 46 :10003, 2018.
- [14] J. Pedler. Computer spellcheckers and dyslexics—a performance survey. *British Journal of Educational Technology*, 32(1) :23–37, 2001.
- [15] L. Philips. Hanging on the Metaphone. *Computer Language*, 7(12 (December)), 1990.
- [16] L. Philips. The Double Metaphone Search Algorithm. *C/C++ Users J.*, 18(6) :38–43, June 2000.
- [17] R. Russel. INDEX (Soundex Patent), 1918.
- [18] L. Sitbon, P. Bellot, and P. Blache. Eléments pour adapter les systèmes de recherche d'information aux dyslexiques. *Traitement Automatique des Langues*, 48(2) :123–147, 2008.

Etude préliminaire d'un test de mesure de la capacité d'une personne à franchir un passage sans perception visuelle

Aya Dernayka, Michel-Ange Amorim, Roger Leroux, Aziz Zogaghi et René Farcy

Université Paris sud, Paris, France.
aya.dernayka@u-psud.fr, michel-ange.amorim@u-psud.fr,
roger.leroux@u-psud.fr, aziz.zogaghi@u-psud.fr, rene.farcy@u-psud.fr

Résumé

Nous présentons une étude préliminaire d'un test destiné à mesurer la capacité d'une personne déficiente visuelle à se positionner dans un passage. Nous définissons une configuration de trajets normalisée dans un couloir de 1,6 m de large et 25 mètres de long pouvant contenir 4 passages de 0,8 m de large plus ou moins décalés à droite ou à gauche espacés aléatoirement de 2,5 à 5 mètres. Nous présentons au sujet dans un ordre aléatoire 3 trajets d'allure différente, parmi plusieurs milliers de combinaisons possibles. Plus la probabilité de passage au hasard sans toucher est faible, plus le nombre de points attribués dans le score est élevé. Nous avons réalisé le test avec 10 voyants sous bandeau se protégeant avec les mains et obtenu un score moyen de 15,7/60 avec un écart type de 5,5/60. Le sujet n'ayant pas de moyens d'anticiper l'obstacle, le score est considéré comme étant celui du hasard. Ces 10 voyants ont eu ensuite un entraînement sous bandeau de 15 minutes avec une canne électronique Tom Pouce III et on refait un test avec l'appareil. Le score moyen avec le Tom Pouce III a été 39,2/60 avec un écart type de 6,4/60. Nous discutons les scores obtenus en fonction de la vitesse de la personne et de la largeur de ses épaules, paramètres pouvant influencer le résultat. Ces premiers éléments sont encourageants et nous allons continuer à travailler la pertinence de ce test notamment en configuration de test retest avant de le proposer à des non-voyants pour voir si le test peut mesurer des capacités non visuelles à se positionner dans les passages ou l'effet d'aides au déplacement.

1. Introduction

Au cours des années il y a eu beaucoup de produits de suppléance sensorielle proposés pour les personnes déficientes visuelles basés sur des principes très diversifiés : cannes blanches électroniques, lunettes, casques, rétines artificielles, applications smartphone etc. D'autre part il y a eu peu de tests disponibles pour faire des mesures quantitatives des possibilités offertes par ces dispositifs.

A propos du dispositif « EyeCane » les auteurs [1] proposent un couloir qui change de forme pour réaliser des trajets successifs différents en y plaçant jusqu'à 3 obstacles. Les conditions de déformation des trajets et la répartition des obstacles n'est pas définie avec précision ce qui rend l'expérimentation non reproductible par une autre équipe.

Dans l'étude « Traditional Measures of Mobility Performance and Retinitis Pigmentosa », des sujets atteints de rétinopathie pigmentaire ont réalisé des tests dans des conditions normales et atténuées de lumière pour mesurer l'incidence de la luminosité sur la marche, la rapidité et l'évitement d'obstacle [2]. Leur test était divisé en deux parties : couloir droit avec obstacles et couloir avec décrochements sans obstacles menant à un ascenseur. Les deux parcours doivent être faits avec une luminosité normale et une luminosité réduite. Ces deux parcours sont liées à une structure matérielle fixe, non reproductible par une autre équipe, et qui ne laisse pas place à des tests répétés car le sujet peut se souvenir de la structure des décrochements du couloir au second passage.

Pour les rétines artificielles [3] [4] [5] les tests de mobilité consistent en des suivis de lignes blanches éclairées sur fond noir de dimensions définies. Ces tests sont mieux normalisés et reproductibles, mais n'ont pas de correspondances avec des situations de la vie courante.

Il s'agit ici de proposer une méthode de mesure normalisée et facilement reproductible par différentes équipes permettant de mesurer l'aptitude d'une personne à se centrer dans un passage de porte. Franchir une porte est une action fonctionnelle de base de la mobilité. Le test doit pouvoir être refait de nombreuses fois par le sujet sans qu'il puisse, par effet mémoire ou par une quelconque stratégie, anticiper la distribution des passages de portes. Nous chercherons à qualifier le test d'un point de vue statistique afin de déterminer les changements significatifs de performances ne pouvant être dus au hasard.

2. Matériel et méthode

Nous partons d'un couloir de largeur standard de 1,6 mètre et 25 mètres de long. Les passages sont de 80 cm de large et délimités par 6 poteaux gonflables de 10cm de diamètre espacés de 3,3cm soutenus par un pied en plastique (cf. figure 1a). Au premier plan de la figure 1a on voit une configuration avec 3 poteaux à droite et 3 poteaux à gauche, le passage étant au centre, cette configuration est notée 3-3. Au second plan on voit qu'il y a 0 poteau à gauche et 6 poteaux à droite, configuration notée 0-6. Les configurations possibles sont au nombre de 7 : 0-6 (tous les poteaux sont à droite); 1-5 (un poteau à gauche et 5 à droite); 2-4 (deux poteaux à gauche et quatre à droite); 3-3 (trois poteaux à gauche et trois à droite); 4-2 (quatre poteaux à gauche et deux à droite); 5-1 (cinq poteaux à gauche et un à droite); 6-0 (six poteaux à gauche). Nous définissons 4 passages de 80 cm de large espacés aléatoirement entre 2,5 mètres et 5 mètres. La personne part du centre du couloir. En faisant l'hypothèse que la personne fait 60 cm de large, la probabilité que la personne passe dans un passage de 80 cm de large dans un couloir de 1,6m de large est $(80-60)/(160-60)$ soit une chance sur 5. La probabilité que la personne touche un poteau avec l'épaule en passant est calculée selon le même principe et est d'une chance sur 2. Nous avons défini le barème suivant : chaque fois que la personne passe dans un passage sans toucher

les poteaux elle aura 5 points. Si elle touche avec l'épaule ou la canne un obstacle, on regardera à ce moment la position de l'axe de son corps, si il est dans le passage elle aura 2 points et zéro sinon.

Il y a plusieurs configurations de trajets possibles. Si tous les passages s'enchaînent en étant plus ou moins en ligne droite on parlera de configuration « quasi droite ». Si la position des passages passe constamment de droite à gauche et de gauche à droite, la configuration est appelée « zigzag ». La configuration « mixte » est intermédiaire entre les deux précédentes.

Pour éviter que le sujet développe une stratégie soit de ligne droite, soit de zigzag etc., 3 trajets de configurations différentes sont proposés successivement aux participants dans un ordre aléatoire. Il y a plus d'une dizaine de trajets possibles pour chaque configuration, donc au total, il y a plusieurs milliers de combinaisons possibles pour la succession des 3 trajets.

On peut obtenir 20 points au maximum à chaque trajet en franchissant les 4 passages de porte sans toucher ni frôler. Le total maximum est de 60 points pour les 3 trajets.

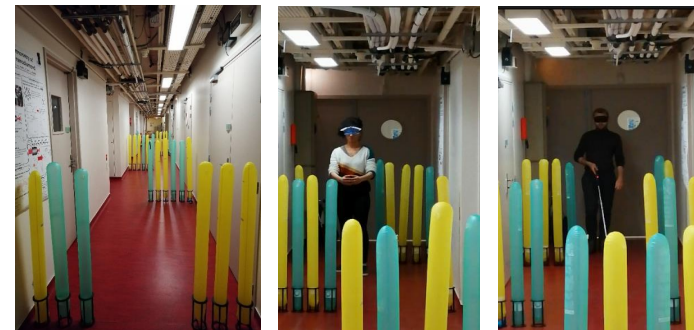


Figure 1a: passage 3-3 au premier plan puis 0-6 puis 6-0 puis 1-5

Figure 1b: test avec protection des mains

Figure 1c: test avec canne et Tom Pouce III

Nous avons fait pour 10 sujets voyants yeux bandés un test en se protégeant mains devant comme sur la figure 1b et un second test en utilisant le Tom Pouce III, une canne électronique destinée à éviter les obstacles (figure 1c) [6]. Les participants ont eu 10 minutes de pratique préalable à l'utilisation du Tom Pouce III avec 3 passages d'entraînement. Le but ici est de tester dans un premier temps le comportement statistique du test avec des sujets naïfs n'ayant pas de stratégie développée en l'absence de vision. Les passages sont enregistrés par vidéos, et dépouillés à l'aide des enregistrements, pris de face et en hauteur afin d'avoir une bonne vision des contacts entre les épaules et les poteaux.

Les consignes du test sont : traverser un couloir encombré de poteaux et trouver les passages. Le premier test se fait avec les mains jointes devant. Le corps doit avancer en bloc sans rotation du bassin sinon les poteaux vont être touchés inutilement. Le second test se fait avec les mêmes consignes à l'aide d'une canne équipée du Tom Pouce III. Les sujets sont prévenus à l'avance qu'ils seront filmés et chronométrés après avoir signé un papier limitant l'accès aux vidéos aux examinateurs de l'étude.

3. Résultats et analyse

Les résultats sont transcrits dans le Tableau 1, ci-dessous:

	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5	Sujet 6	Sujet 7	Sujet 8	Sujet 9	Sujet 10	Moyenne (cart type)
Largeur sujet	52	62	58	52	48	57	51	54	51	53	53,8 (4,1)
Score du test avec protection des mains	13	5	17	17	12	18	22	12	17	24	15,7 (5,5)
Temps du test avec protection des mains	52	165	45	78	49	68	100	42	53	71	72,3 (37,1)
Score du test avec canne Tom Pouce III	40	31	35	45	31	36	40	42	30	42	39,2 (6,4)
Temps du test avec canne Tom Pouce III	36	159	44	81	66	121	31	69	42	59	81,2 (35,0)
Facteur correctif de la largeur des épaules	0,77	1,09	0,93	0,77	0,70	0,90	0,75	0,82	0,75	0,79	0,81 (0,1)
Score corrigé avec protection des mains	10,03	5,44	15,76	13,11	8,40	16,12	16,54	9,78	12,78	19,02	12,70 (4,3)
Score corrigé avec canne Tom Pouce III	30,86	33,76	32,45	34,71	35,70	32,34	30,07	34,25	22,55	33,29	31,99 (3,7)

Tableau 1: Résultats des 10 sujets

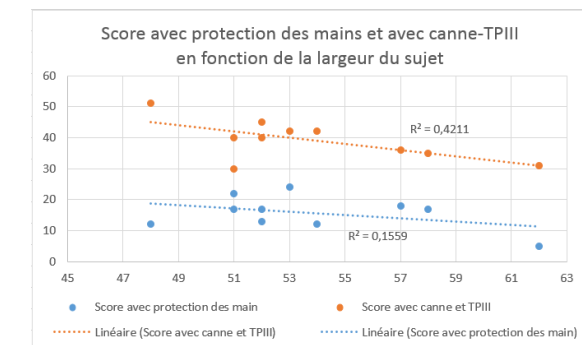


Figure 2: Régression linéaire des scores aux deux tests en fonction de la largeur du sujet

En relevant les scores en fonction de la largeur des épaules (cf. Figure 2), on observe une relation linéaire entre le score au test avec la canne TP3 et la largeur des épaules ($R^2 = 0,42$). Ceci est dû au fait que plus une personne est large d'épaule plus la probabilité est grande de toucher les bords du passage avec la canne et que le centrage est plus compliqué, ce qui est moins le cas en se protégeant avec les mains ($R^2 = 0,16$).

Nous avons donc corrigé les scores individuellement pour chaque sujet en tenant compte de leur largeur réelle au lieu d'être supposée égale à 60cm. La probabilité de passage devient : $(80 - \text{largeur du sujet}) / (160 - \text{largeur du sujet})$. On calcule ainsi le facteur correctif qui réduit le nombre de points des personnes de faible largeur ayant plus de chances de passer sans toucher.

La moyenne des scores corrigés montrent un score significativement supérieur (test t de Student pour séries appariées) au test avec Tom Pouce III ($M=31,99$) par rapport au test avec protection des mains ($M=12,70$), $t(9)=9,84$, $p<0,0001$. Par contre, le temps de trajet n'est pas modifié de manière significative entre les deux conditions, $t(9)=1,45$, $p=0,18$.

Les résultats n'ont pas montré de corrélation entre les temps de déplacement (c'est-à-dire la vitesse du sujet) et les scores.

Le test étant constitué de 3 trajets de structures différentes : zigzag, mixte, quasi droit, nous avons regardé si une structure de trajet se distinguait des autres au niveau des scores. Les résultats sont transcrits dans le tableau 2.

	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5	Sujet 6	Sujet 7	Sujet 8	Sujet 9	Sujet 10	Moyenne	Ecart type
Trajet zigzag avec protection des mains	7	0	5	7	0	7	7	2	5	10	5	3,16
Trajet mixte avec protection des mains	6	0	7	2	7	4	5	5	2	5	4,3	2,19
Trajet quasi droit avec protection des mains	0	2	5	2	5	7	10	5	10	9	5,5	3,32
Trajet zigzag avec canne et TP3	9	11	9	17	14	8	6	17	11	14	11,6	3,58
Trajet mixte avec canne et TP3	14	11	12	17	17	11	14	11	8	14	12,9	2,70
Trajet quasi droit avec canne et TP3	17	9	14	11	20	17	20	14	11	14	14,7	3,58

Tableau 2: scores des différentes structures de trajet

Nous constatons pour les trois structures de trajet : zigzag, mixte, quasi-droit, aussi bien avec la protection des mains qu'avec le Tom Pouce III, que les différences des moyennes sont très inférieures aux écarts types. En pratique on peut les considérer de difficulté équivalente pour des sujets voyants naïfs.

4. Discussion

Notre objectif a été de voir si ce test était suffisamment sensible pour observer l'influence d'une aide technique au déplacement. Même pour des sujets naïfs peu entraînés on a trouvé un effet clair (test Student significatif) de l'aide technique. Nous avons montré l'intérêt de corriger les scores en fonction de la largeur des épaules afin de pouvoir comparer les résultats de deux personnes de différente corpulence. L'étape suivante sera de quantifier en situation de test-retest les changements minimaux détectables dans les mêmes conditions, puis de reprendre les mesures avec 10 sujets non- voyants. Un second axe de travail est de voir si on peut avoir des mesures équivalentes en utilisant un couloir de largeur différente. En effet trouver des règles d'adaptation aux largeurs effectives des couloirs disponibles permettrait d'avoir un outil facilement utilisable. Le coût total pour créer l'ensemble du matériel amovible est inférieur à 300 euros.

Références

1. Maidenbaum Shachar, H. S.-R.-T. (2014). The "EyeCane", a new electronic travel aid for the blind: Technology, behavior & swift learning. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 32(6), 813-824.
2. Geruschat D. R., T. K. (Jul 1998). Traditional measures of mobility performance and retinitis pigmentosa. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry*, 75(7), 525-537.
3. Ikeda Yasuhio, N. S.-H. (Mar 2019). Night-vision aid using see-through display for patients with retinitis pigmentosa. *Japanese Journal of Ophthalmology*, 63(2), 181-185.
4. Luo Yvonne Hsu-Lin, d. C. (Jan 2016). The Argus® II Retinal Prosthesis System. *Progress in Retinal and Eye Research*, 50, 89-107.
5. Ten-Year Follow-up of a Blind Patient Chronically Implanted with Epiretinal Prosthesis Argus I. *Ophthalmology*, 122(12), 2545-2552.e1.
6. J. Villanueva, R. F. (January 2012). Optical Device Indicating a Safe Free Path to Blind People. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 61(1), 170-177.

Scripturalité des langues des signes. Point de vue du locuteur

Claire Danet^{1,2}

¹ Université de Technologie de Compiègne
² École Supérieure d'Art et de Design d'Amiens
claire.danet@gmail.com

Résumé

Dans le cadre d'une recherche sur la création scripturale des langues des signes (LS), cet article expose l'engagement dans une approche phénoménologique en deuxième personne qui prend en considération le point de vue des locuteurs sourds. Ceci afin de faire émerger de nouvelles connaissances sur la LS, et plus particulièrement sur sa gestuelle.

1 Écriture et langue des signes

À l'heure du numérique, les pratiques de l'écriture évoluent et ont été déplacées : la dissociation de la surface de l'écrit (le clavier) et celle de la lecture (l'écran) découple par la même occasion l'acte d'écrire (le tracé) de sa forme graphique (la trace écrite).

Cela questionne la construction même des individus : écrire en tapant simplement au clavier ne sollicite plus de la même façon la main et les fonctions psychomotrices qui participent aux apprentissages linguistiques (Roll et al., 2004) et qui structurent en profondeur l'expérience cognitive (Velay et al., 2004). Mais l'histoire des écritures nous montre que les caractères typographiques de nos écrans héritent de nos écritures manuscrites, d'une gestuelle, d'une relation au corps qui nous a permis de les dessiner. Ce qui pose un enjeu en terme de conception des écritures : pouvons-nous ignorer l'étape gestuelle ?

Les langues des signes offrent des circonstances propices à ces interrogations qui pourtant n'ont pas trouvé à ce jour de système d'écriture¹ à même de rendre compte de leur spatialité et leur multidimensionnalité.

¹ Il existe en réalité des formes graphiques que constituent les lexiques et dictionnaires mettant en rapport un signe et un ou plusieurs mots (écrits) d'une langue vocale, et des formes d'écritures spécifiques à la LS, mais qui ne sont pas ou très peu appropriées et utilisées par les locuteurs sourds, qui très majoritairement ignorent jusqu'à leur existence (Boutet et Garcia 2006).

Même si nous ne prenons pas parti pour ou contre le bien-fondé d'une écriture des LS, que nous ne remettons aucunement en cause le caractère indispensable de l'accès des sourds à l'écrit national, nous pouvons néanmoins pointer des éléments qui tendent vers l'écrit des LS.

Dans une culture où l'écrit prime, la communauté sourde rencontre des difficultés dans l'apprentissage de l'écrit national et la langue des signes peine à être traitée à égalité avec la langue nationale utilisée à l'école (Gillot, 1998) (Courtin, 2002). Le manque d'écriture des LS touche à la fois à la reconnaissance de la LS dans chaque pays et au rôle que tient l'écriture pour les sourds.

Nous constatons néanmoins, à minima en France, que la question d'écriture des LS se pose avec la loi du 11 février 2005 : « Une éducation en LSF comme langue première des enfants sourds ne peut faire l'économie ni d'une réflexion sur ce qui peut tenir lieu d'écrit pour les locuteurs de cette langue ni sur les besoins et la possibilité d'écrire la LSF ». Nous pouvons également observer l'existence de diverses tentatives et modalités « d'écrire » en LSF par les sourds eux-mêmes¹. Ces tentatives prennent forme dans les situations telles que celles de l'enseignement en LS² ou celles du partage d'œuvres artistique (poésie, chantsigne, pièce de théâtre, etc.). Enfin, certains soulignent qu'une écriture serait une voie d'entrée supplémentaire des entendants dans le monde des sourds et de la LS (Bianchini, 2014).

Mais alors, si une écriture des langues des signes est envisagée, quelle forme prendrait-elle ? Comment peut-on dire qu'une forme d'écriture est plus adaptée qu'une autre pour transcrire une langue donnée ?

2 Analogie gestuelle

Les systèmes existants de notation des langues des signes observés (Mimographie, système de Stokoe, HamNoSys, Si5s et SignWriting³) montrent qu'il est intéressant de reconsidérer les langues des signes dans une sémiographie alliant les tendances phonographiques (système économique et fonctionnel) et logographiques (représentation graphique synthétique et évocatrice), conservant les rapports sémiotiques intrinsèquement offerts par les différents référentiels spatiaux et corporels.

Aussi, l'importance croissante qu'ont le mouvement et sa dynamique auprès des modèles phonologiques (Brentari, 1998) (Miller, 2000) nous conforte dans l'hypothèse selon laquelle le geste peut être pertinent et peut être investi dans la création d'une écriture des langues signées.

La particularité des LS est qu'elles partagent les mêmes modalités gestuo-visuelle que l'écriture. Ces deux moyens d'expression utilisent des gestes pour inscrire des formes et la vue pour les percevoir. Révélant ainsi le double lien entre la langue et sa potentielle écriture.

L'intention est de réinvestir les rapports gestuels et visuels de ces langues par le principe analogique. Celui-ci peut s'établir au niveau moteur étant donné que les signes des LS actualisent le sens dans leurs tracés gestuels (Millet, 2004). L'analogie motrice s'envisage alors entre les gestes signés et les tracés gestuels de graphèmes qui réactualisent ainsi le sens pour le locuteur/scripteur.

L'analogie peut également se faire au niveau visuel, à travers une trace écrite évocatrice (logographique) en figeant et stylisant les moments clés de l'effectuation du signe. Le couplage écriture-lecture se ferait autant avec le tracé producteur qu'avec la trace résultante de ce tracé sur le support.

¹ Quelques exemples : la « Signographie » de N. Haouam-Bourgeois, la « Shématisation » de P. Guiteny ou la « LS-vidéo » de J.-L. Brugelle.

² Selon les sourds, majoritairement enseignants, une formalisation de la langue permettrait d'en clarifier sa définition et contribuerait à optimiser l'accès des enfants sourds au français écrit (Boutet & Garcia, 2006).

³ Mimographie (Bébian, 1825), système de Stokoe (Stokoe, 1960), HamNoSys (Prillwitz & Gehörlöser, 1989), Si5s (Augustus, 2013), SignWriting (Sutton)

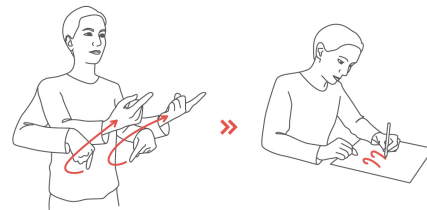


Figure 1 : Principe d'analogies motrice et visuelle. À gauche : le signe [ALLER] en LSF

L'objectif est donc de préserver une signification profonde pour le locuteur de LS qui écrit dans sa langue. Cela revient à envisager une écriture qui aurait toutes les qualités d'une écriture (fonctionnalité, scripturalité, lisibilité) et qui aurait en plus une filiation avec l'activité du langage oral, gestuel et corporel.

Ainsi, pour œuvrer à la conception d'une telle écriture, le principe est de concevoir des expériences, de proposer aux locuteurs sourds d'éprouver leur langue, leur gestualité, dans une dimension graphique, et ainsi faire émerger des traces écrites.

Dans cette visée, il est nécessaire d'orienter la conception d'un dispositif technique d'expérience, en déterminant les traits formels, sémantiques et fonctionnels des gestes communicatifs utilisés en LS qui méritent de figurer dans un système d'écriture dédié. Il s'agit alors d'élaborer un observatoire qui permet d'accéder à la gestuelle de la LS.

3 Approche phénoménologique de l'action vécue

Cela nous amène à interroger et explorer avec les locuteurs sourds leur intériorité gestuelle, la dynamique du geste, les raisons du déploiement des signes jusqu'aux ressentis sensoriels et corporels, où geste et sens semblent se rejoindre. Ainsi nous pouvons comprendre ce qui fait sens dans le geste, quelles sont les saillances intrinsèques pour le locuteur pour en identifier les patterns gestuels pertinents entre gestes (tracés) et formes (traces).

Pour que la personne se mette à l'écoute de ce qu'elle ressent, il faut l'aider à monter en conscience l'inconscient de ce qu'elle fait et ce qu'elle ressent lorsqu'elle produit tel ou tel signe pour en faire la description. En effet, même si les gestes des LS paraissent visibles et simples à décrire, ce sont des actes quasi automatiques, ancrés au plus profond de l'apprentissage et de la proprioception (Leplat, 2005) (Fusellier-Souza, 2004), qui leur confère une opacité pour les signeurs. De la même manière, nous ne nous souvenons pas de comment nous prononçons les mots de notre flux de parole.

C'est pourquoi nous avons mis en œuvre une méthodologie qui 1) suit une approche phénoménologique (Husserl, 1950) en constituant un protocole fonctionnel de recueil de données du point de vue « en deuxième personne » (Depraz, 2014) pour accompagner le travail de réflexion des locuteurs sur leur gestuelle dans le cadre d'entretiens, et 2) une analyse de ces données et un dialogue avec une analyse « en troisième personne » établie à l'aide d'études linguistiques (Malaia & Wilbur, 2012) (Strickland, Geraci, Chemla, Schlenker, Kelepir, & Pfau, 2015) et kinésiologiques (Boutet, 2018).

Le travail de recherche s'est concentré sur une petite partie de l'activité en prenant appui sur des recherches menées sur l'aspect lexical téléique en LS (sus-citées). L'aspect des verbes touche directement le mouvement et sa qualité et cela représente un bon démonstrateur d'une dynamique gestuelle porteuse de sens. Sa réalisation extériorise en partie le procès et rend visible la structure de son déroulement temporel interne : nous voyons ou non une délimitation, des bornes en début et/ou fin de geste et cela implique une trajectoire spatiale.

L'observatoire s'articule alors autour « d'entretien d'explicitation » (EdE) (Vermersch, 2014) pour accompagner les locuteurs sourds à accéder aux micros étapes, micros actions élémentaires implicites de leur conscience pré-réflexive relative aux gestes, en position de parole incarnée (Je spécifique) ; tout en gardant un enregistrement vidéo de l'activité de référence (énoncés comprenant le verbe [ALLER]) et des entretiens pour leur analyse et l'analyse en 3^e personne.

En vue d'effectuer les entretiens en langue des signes, nous avons défini un dispositif d'expérience (locuteurs, matériel, protocole d'entretien) et repris les techniques de verbalisation de l'EdE pour les adapter aussi bien à la modalité d'expression visuo-gestuelle (postures, dynamique de guidage) qu'à la langue (interprétation du vocabulaire et de leurs effets perlocutoires).

4 Analyse et résultats

L'étude regroupe 16 entretiens sur 8 locuteurs, avec deux entretiens chacun. Le premier entretien pour se familiariser avec l'EdE amenant à l'introspection et le second pour faire l'expérience. Les seconds entretiens constituent le corpus à analyser.

La méthode d'analyse est inspirée des méthodes d'annotation des corpus vidéo en LS et des méthodes d'analyses de données des techniques d'entretien. Elle passe successivement par trois étapes d'annotation et d'analyse pour objectiver le subjectif et faire ressortir les éléments signifiants du signe [ALLER].

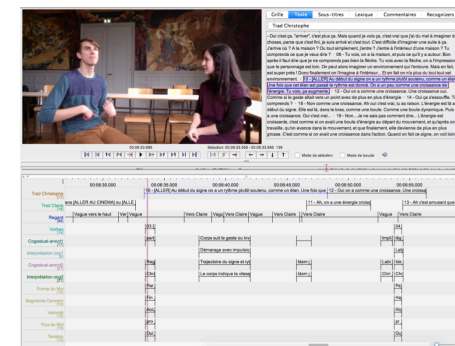


Figure 2 : Annotations d'un extrait vidéo (entretien d'explicitation en langue des signes) sous le logiciel ELAN

Ainsi, le déroulé du signe se caractérise par une mobilisation du corps, un amorçage du geste qui n'avait pas été pris en compte jusqu'alors par la segmentation classique (ouvre l'empan de la segmentation du signe). La mise en évidence du rôle de la phase d'amorçage est un élément important à la compréhension de la LS, qui participe à son expressivité.

Il permet de penser la conception d'un dispositif technique de capture des gestes, de pointer certaines caractéristiques, et de faire le passage entre le geste 3D et sa représentation graphique en 2D. L'engagement corporel, la vélocité, le flux et la tension musculaire sont les critères de captation qui se sont imposés. Les expériences avec le dispositif technique devraient donner à la personne le moyen de mobiliser son corps, de faire varier la dynamique du geste et son rendu graphique, et ainsi, opérer un changement dans sa relation entre langue, écriture et lecture.

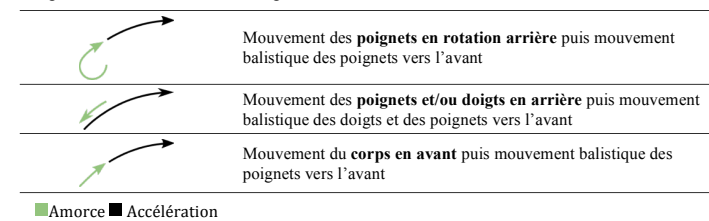


Table 1 : Variations de Dynamique de début du signe [ALLER]

Par ailleurs, les informations recueillies d'après ces entretiens peuvent profiter aux linguistes des LS pour l'annotation des LS, mais également au sein d'un programme informatique, que ce soit pour la reconnaissance ou la génération automatique de LS (traitement automatique des langues).

5 Perspectives et valorisation

Sur le plan conceptuel, considérant notre méthodologie de recherche par cycle (expérience concrète, entretiens, conceptualisation, conception), notre démarche est à poursuivre à la fois pour voir si les critères que nous avons recueillis sont transférables à d'autres signes et pour répéter l'opération sur d'autres paramètres du mouvement.

Sur le plan méthodologique, la méthode d'EdE adaptée en LS et la méthode d'annotation de ces entretiens en vue de leur analyse contribuent à une recherche qui place au centre les utilisateurs, dans une construction pour l'autre et avec l'autre.

Ces techniques adaptées ouvrent la voie à toutes recherches qui traitent des LS, telles qu'en linguistique, dans la découverte de la culture sourde ou dans la recherche d'expérience utilisateur.

Plus généralement, elles peuvent être employées à tout ce qui mobilise le recueil d'information à l'aide d'entretiens tels que dans l'enseignement, la connaissance de métiers (e.g. Validation des Acquis d'Expérience), l'analyse ergonomique de l'activité, les enquêtes, etc.

Elles peuvent évidemment faire l'objet d'enseignement auprès des personnes sourdes afin de les inclure pleinement aux expérimentations.

Finalement, donner la parole et intégrer la communauté sourde dans la recherche est à mon sens nécessaire, surtout dans le processus de création de leur propre système d'écriture.

Références

- Augustus, R. A. (2013). *Introduction to st5s*. Récupéré sur <https://www.youtube.com/watch?v=vxrNAldCr3s>
- Bébian, A. (1825). *Mimographie, ou Essai d'écriture mimique propre à régulariser le langage des sourds-muets*. (L. Colas, Éd.)
- Bianchini, C. S. (2014). *Analyse métalinguistique de l'émergence d'un système d'écriture des langues des signes : SignWriting et son application à la langue des signes italienne (LIS)*. Paris 8.
- Boutet, D. (2018). *Pour une approche kinésiologique de la gestualité. Synthèse*. Université de Rouen-Normandie.
- Boutet, D., & Garcia, B. (2006). *Finalités et enjeux linguistiques d'une formalisation graphique de la Langue des Signes Française (LSF)*. Récupéré sur Glottopol. Revue de sociolinguistique en ligne: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00608474/>
- Brentari, D. (1998). *A prosodic model of sign language phonology*. (M. Press, Éd.)
- Courtin, C. (2002). Le développement de la conceptualisation chez l'enfant sourd. *La nouvelle revue de l'ALS*, 17, 19-33.
- Fusellier-Souza, I. (2004). *Sémiogénèse des langues des signes - Étude de langues des signes émergentes (LS ÉMG) pratiquées par des sourds brésiliens*. (P. 8, Éd.)
- Gillot, D. (1998). *Rapport dit Gillot (la commission des affaires culturelles, familiales et sociales No. 1148)*. Paris : Assemblée Nationale de la République française.
- Husserl, E. (1950). *Idées directrices pour une phénoménologie* (Vol. 1). Gallimard.
- Leplat, J. (2005). Les automatismes dans l'activité : pour une réhabilitation et un bon usage. *Activités*, 2, 2-2.
- Malaia, E., & Wilbur, R. B. (2012). Kinematic signatures of telic and atelic events in ASL predicates. *Language and Speech*, 55, 407-421.
- Miller, C. R. (2000). *La phonologie dynamique du mouvement en langue des signes québécoise*. Les Editions Fides.
- Millet, A. (2004). La langue des signes française (LSF) : une langue iconique et spatiale méconnue. *Recherche et pratiques pédagogiques en langues de spécialité. Cahiers de l'Apliu*, XXIII N° 2, 31-44.
- Prillwitz, S., & Gehörloser, H. Z. (1989). *HamNoSys: Version 2.0; Hamburg Notation System for Sign Languages: An Introductory Guide*. Signum-Verlag.
- Roll, J.-P., Albert, F., Ribot-Ciscar, E., & Bergenheim, M. (2004). La main écrit sur le papier et... sur le cerveau. Dans A. Piolat, *Écriture: approches en sciences cognitives* (éd. Langues et écritures). Université de Provence.
- Stockoe, W. C. (1960). Sign language structure (Studies in Linguistics). *Occasional paper*, 8.
- Strickland, B., Geraci, C., Chemla, E., Schlenker, P., Kelepir, M., & Pfau, R. (2015). Event representations constrain the structure of language: Sign language as a window into universally accessible linguistic biases. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 112 (19), 5968-5973.
- Sutton, V. (s.d.). Récupéré sur SignWriting For Sign Languages: <http://www.signwriting.org/>
- Velay, J.-L., Longcamp, M., & Zerbato-Poudou, M.-T. (2004). Le stylo et le clavier. Notre mode d'écriture influence-t-il notre perception de l'écrit ? Dans A. Piolat, *Écriture: approches en sciences cognitives*. Université de Provence.
- Vermersch, P. (2014). *L'entretien d'explicitation* (éd. Première publication : 1994). ESF éditeur.

Index des auteurs

A

Amorim, Michel-Ange 55
Archambault, Dominique 7
Arnaldi, Bruno 13

B

Babel, Marie 13
Benmansour, Mohammed 33
Berger-Vachon, Christian 19
Bodard, Johana 47
Bourhis, Guy 33
Brunotte, Martin 27

C

Chassan, Clémence 7
Cras, Olivier 7
Cucis, Pierre-Antoine 19

D

Danet, Claire 61

Dernayka, Aya 55
Devigne, Louise 13

F

Farcy, René 55
Fraudet, Bastien 13

G

Gaffary, Yoren 13
Gallego, Stéphane 19
Gomes L. de Souza, Adriana 27
Gouranton, Valérie 13
Grzeskowiak, Fabien 13
Guégan, Sylvain 13

H

Hadj-Abdelkader, Amine 33
Hermann, Ruben 19

K

Karaouzène, Meryem 33

L

Le Breton, Ronan 13
Leblong, Emilie 13
Leroux, Roger 55

M

Mengual, Jean-Philippe 39
Meziani, Yesser 33
Morère, Yann 33

N

Nouviale, Florian 13

P

Pasteau, François 13

S

Sévène, Marc 7

T

Thaï-Van, Hung 19
Thomann, Guillaume 27
Tigra, Wafa 1
Truy, Eric 19

V

Vailland, Guillaume 13
Vincent-Genod, Dominique 27
Voiseux, Corentin 39
Vuillerot, Carole 27

Z

Zogaghi, Aziz 55

**Institut Fédératif de Recherche
sur les Aides Techniques
pour les personnes Handicapées**

Association loi 1901
N° de parution : 20080045, JO 11 nov. 2008
Id. WALDEC : W931006165
SIRET : 519 490 130 00019, Code APE 9499Z
IBAN FR76 4255 9000 6141 0200 1298 517

<http://ifrath.fr>