

Isis Truck
Karine Gros
Jaime Lopez-Krahe (Eds.)

Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies

Colloque "Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs"
Université Paris 8-Vincennes-Saint-Denis, 11 juin 2015
Actes



UNIVERSITÉ
PARIS8



THALES

**Isis Truck
Karine Gros
Jaime Lopez-Krahe (Eds.)**

Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies

Colloque "Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs"
Université Paris 8, Saint-Denis, 11 Juin 2015
Actes

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



Editeurs

Isis Truck
Laboratoire CHArt-EA4004, équipe THIM
Université Paris 8
2, rue de la liberté — 93526 Saint-Denis
isis.truck@univ-paris8.fr

Karine Gros
Laboratoire LIS, Lettres, Idées, Savoirs – EA 4395
Université Paris-Est Créteil
61, avenue du Général de Gaulle — 94010 Créteil
karine.gros@u-pec.fr

Jaime Lopez-Krahe
Laboratoire CHArt – EA4004, équipe THIM
Université Paris 8
2, rue de la liberté — 93526 Saint-Denis
jaime.lopez-krahe@univ-paris8.fr

Mise en page

Maquette : Isis Truck
Couverture : Vincent Bricout
Camera-ready par les auteurs

Impression

QUICKPRINT
115, rue Tronchet
69006 Lyon

Gestion des soumissions

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

ISBN 978-2-9536899-5-2
Dépôt légal Juin 2015
© IFRATH

<http://ifrath.fr>

Préface

Nous sommes heureux de vous présenter les actes du troisième colloque Jeunes Chercheuses, Jeunes Chercheurs (JCJC'2015) *Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies*, organisé par l'IFRATH en collaboration avec l'Université Paris 8 (l'équipe THIM du laboratoire CHArt - EA4004) et l'Université Paris-Est Créteil, qui s'est tenu le 11 juin 2015 à l'Université Paris 8 (à Saint-Denis).

L'Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour les personnes Handicapées (IFRATH) a pour but de promouvoir l'apport des solutions technologiques pour l'aide aux personnes en situation de handicap, ceci 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'Assistances aux personnes handicapées. L'édition 2014, *Les technologies d'assistance : de la compensation à l'autonomie* a réuni plus d'une centaine de personnes.

Lors du colloque JCJC 2015, le prix de thèse de l'IFRATH 2014 doté de 3000€ a été remis aux deux gagnants *ex aequo* : Anke Brock et Julien Veytizou.

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 important lieu d'échanges scientifiques pour les étudiants et jeunes chercheurs dans le champ des Aides Techniques, ces objectifs sont de :

- permettre aux jeunes chercheurs de présenter l'état de leur 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", le professeur Christian Berger-Vachon, de l'Université Lyon 1, qui travaille depuis de longues années sur le domaine de l'assistance aux personnes à besoins spécifiques, en particulier sur le *handicap auditif*. Il présente une étude sur la réhabilitation auditive et sur les implants cochléaires ;

- un conférencier invité “junior”, le docteur Frédéric Bousefsaf de l’Université de Lorraine, prix du meilleur article dans la conférence Handicap 2014, qui travaille sur les *phobies sociales et les troubles de stress post-traumatique*. Il présente ses travaux sur la mesure de signaux physiologiques et l’estimation du niveau de stress en utilisant des technologies sans contact.

Nous remercions chaleureusement Thales pour son soutien financier ainsi que l’Université Paris 8 qui accueille la manifestation en ses murs.

Isis Truck, *co-présidente du Comité d’organisation*
Karine Gros, *co-présidente du Comité d’organisation*
Jaime Lopez-Krahe, *Président du Comité scientifique*



Procès verbal du jury du Prix de Thèse IFRATH 2014

Le prix à la meilleure thèse: « Sur l'avancement des recherches en sciences et technologies se rapportant aux différents handicaps physiques, sensoriels et cognitifs, pour encourager et promouvoir la recherche dans ce domaine et récompenser les meilleurs travaux doctoraux sur ces sujets. » d'un montant de 3000 euros, est accordé par un jury convoqué par l'**IFRATH** (Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour personnes handicapées) au sein de son Conseil d'Administration.

Les membres qui ont participé au jury sont : Christian BERGER-VACHON (Université Lyon 1), Guy BOURHIS (Université de Lorraine), François CABESTAING (Université Lille 1), Etienne COLLE (Université d'Evry), Pierre GAUCHER (Université de Tours), Karine GROS (U-PEC), Jaime LOPEZ KRAHE (Université Paris 8, Président du jury), Antonio PINTI (Université de Valenciennes), Mohamed SLIMANE (Université de Tours), Guillaume THOMANN (INP, Grenoble), Karim Sehaba (LIRIS/CNRS).

Après un processus de sélection et conformément au règlement, le jury a décidé de partager le prix en deux premiers prix de 1 500 euros chacun décernés à :

Anke M. BROCK

Pour sa thèse intitulée :

« Interactive Maps for Visually Impaired People: Design, Usability and Spatial Cognition »

Thèse soutenue le 27 novembre 2013 à l'Université Paul Sabatier de Toulouse III pour l'obtention du doctorat en Informatique et Télécommunications sous la direction de Christophe Jouffrais (CNRS/IRIT) et Philippe Truillet (Univ. Toulouse-3/IRIT).

Et à

Julien VEYTIZOU

Pour sa thèse intitulée :

« Caractérisation des spécificités motrices d'utilisateurs en situation de handicap. Application à la conception de systèmes personnalisables pour la pratique musicale ».

Thèse soutenue le 9 décembre 2014 à l'Université de Grenoble pour l'obtention du doctorat en Génie Industriel, sous la direction de François Villeneuve (G-SCOP de Grenoble) et Co-encadré par Guillaume Thomann.

Fait à Paris le 17 avril 2015

Jaime Lopez Krahe
Président de l'IFRATH



www.ifrath.fr

Thèmes du colloque

Les thèmes abordés par JCJC 2015 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 sociétale
- 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

Jaime Lopez-Krahe	CHArt-THIM, Université Paris 8
Dominique Archambault	CHArt-THIM, Université Paris 8
Christian Berger-Vachon	Université Claude Bernard-Lyon 1
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
Christophe Jouffrais	IRIT-CNRS, Toulouse
Antonio Pinti	LAMIH, Université de Valenciennes
Alain Pruski	LASC, Université Paul Verlaine-Metz
Mohamed Slimane	Laboratoire d'informatique, Université de Tours
Guillaume Thomann	G-SCOP, Grenoble INP
Isis Truck	CHArt-THIM, Université Paris 8
Gérard Uzan	CHArt-THIM, Université Paris 8
Julien Veytizou	G-SCOP, Grenoble INP

Comité d'Organisation

Johana Bodard	CHArt-THIM, Université Paris 8
Marie Carpio	CHArt-THIM, Université Paris 8
Yong Chen	CHArt-THIM, Université Paris 8
Valeria Destin	CHArt-THIM, Université Paris 8
Karine Gros (co-présidente)	Laboratoire LIS, Université Paris-Est Créteil
Zehira Haddad	CHArt-THIM, Université Paris 8
Pierre-Charles Hanse	CHArt-THIM, Université Paris 8
Hélène Hernandez	IFE, Université Paris-Est Créteil
Souhail Jebali	CHArt-THIM, Université Paris 8
Elie Kahale	CHArt-THIM, Université Paris 8
Jaime Lopez-Krahe	CHArt-THIM, Université Paris 8
Rafael Masdeu de Pedro	CHArt-THIM, Université Paris 8
Phonevaly Soulivong	CHArt-THIM, Université Paris 8
Isis Truck (co-présidente)	CHArt-THIM, Université Paris 8
Gérard Uzan	CHArt-THIM, Université Paris 8
Mohammed Zbakh	CHArt-THIM, Université Paris 8

Relecteurs additionnels

Vincent Grosjean INRS (Institut national de recherche et de sécurité)
Antonio Serpa IRIT-CNRS, Toulouse

Table des Matières

Handicap Auditif : La solution numérique	1
<i>Christian Berger-Vachon</i>	
Mesure de signaux physiologiques et estimation du niveau de stress en utilisant des technologies sans contact : résumé des travaux issus de la recherche doctorale et postdoctorale	9
<i>Frédéric Bousefsaf</i>	
Conception d'interfaces multimodales pour personnes handicapées hospitalisées	15
<i>Souhail Jebali et Godefroy Clair</i>	
Etude pilote pour l'utilisation de la Kinect V2 pour l'évaluation motrice des maladies neuromusculaires. Cas de la MFM.	23
<i>Justine Coton, Julien Veytizou, Jonathan Martinat, Kevin Barra, Guillaume Thomann et François Villeneuve</i>	
Apport dans la reconnaissance des symboles pour l'accès haptique aux images	31
<i>Yong Chen et Zehira Haddad</i>	
Design and evaluation of interactive audio-tactile maps for visually impaired people	41
<i>Anke Brock</i>	
Système informatique d'évaluation de l'adéquation d'un logement à un futur occupant handicapé	47
<i>Yahya Bouzoubaa, Christian Minich, Anass Nagih et Alain Pruski</i>	

Conception de systèmes personnalisables aux capacités motrices pour la pratique musicale	55
<i>Julien Veytizou</i>	
A global lifestyle assessment : Psychometric properties of the General Lifestyle Questionnaire.....	63
<i>Irene Lopez-Fontana, Carole Castanier, Alexandra Perrot et Christine Le Scanff</i>	
Correction vocalisée et mise en accessibilité de documents numérisés : l'exemple du projet "Correct"	73
<i>Laurie Jacob, Yong Chen et Gérard Uzan</i>	
Index des auteurs	81

Pires, G.; Araujo, R.; Nunes, U.; de Almeida, A.T., "RobChair-a powered wheelchair using a behaviour-based navigation

Handicap Auditif : La solution numérique

Christian Berger-Vachon

Université Lyon 1, 43 bd du 11 Novembre, 69 622 Villeurbanne-Cedex, France
Centre de Recherche en Neurosciences de Lyon, équipe DYCOG, INSERM U 1028
95 bvd Pinel, 69 675 Bron-Cedex, France
christian.berger-vachon@univ-lyon1.fr

Résumé

Le vieillissement de la population est à l'origine d'une demande très forte pour la correction de la surdité. Corriger une surdité nécessite une adaptation des appareils à la surdité et elle prend en compte l'état cérébral du patient. Cette approche est polydisciplinaire entre les sciences de la santé et les techniques de l'ingénieur ; il faut donc considérer les deux.

La parole et l'audition appartiennent au domaine de la santé. Les appareils de correction, les aides auditives classiques et l'implant cochléaire font appel à la technologie.

Ces aspects sont développés dans le texte qui est présenté.

Mots clés : Aspect économique, phonation, audition, aides auditives, implant cochléaire.

Dans le cadre d'un exposé sur la correction du handicap auditif on peut se poser un certain nombre de questions qui sont présentées ci-dessous.

1 Considérations épidémiologiques

Le marché de la surdité est une industrie qui se développe beaucoup avec le vieillissement de la population.

En France (65 millions d'habitants) le besoin est estimé à 450 000 aides classiques par an et à 800-1000 implants par an. On estime qu'il y a plus de 15 millions d'habitants de plus de 60 ans et 2.5 millions de personnes de plus de 80 ans... et ces nombres augmentent.

Un enfant sur 1000 naît sourd et à un an, un autre enfant est devenu sourd. En considérant qu'il y a 750 000 naissances par an, on voit immédiatement le besoin, même sans attendre le vieillissement.

Si on considère le coût, on peut dire, grosso modo, qu'il faut compter 1000 € pour une aide auditive, soit 2000 € pour les deux oreilles. Un implant coûte environ 22.5 k€, (15 k€ pour la partie implantée et 7.5 k€ pour la partie externe (hors négociations commerciales)).

La partie externe est à changer tous les 5 ans. En ce qui concerne les enfants, la Sécurité Sociale a fait ses comptes ; le coût global de l'implant (appareil, hospitalisation, chirurgie, orthophonie, réglages) est de 70 k€ environ. Un enfant non appareillé aura besoin d'aides multiples (notamment l'éducation spécialisée) et ensuite il aura du mal à trouver un emploi ; ce handicap le suivra toute sa vie. Le coût de l'implantation est alors nettement inférieur.

2 Rappels physiologiques

2.1 Phonation

On a longtemps considéré que l'oreille était adaptée à la parole ; actuellement on en est beaucoup moins sûr. Néanmoins, il semble difficile de séparer l'audition de la voix.

Le système phonatoire a longtemps été considéré comme étant une association de résonateurs, avec principalement le larynx, la bouche, les lèvres et les cavités nasales. Le tout est commandé par le niveau cérébral.

Ensuite cette entité a été modélisée et les différentes cavités sont devenues des filtres numériques puis des tuyaux de calibre variable qui répondent à la théorie des guides d'ondes.

Le tout est excité par des pseudo-vibrations des cordes vocales qui mettent en paquets le flux d'air venant des poumons (fondamental de la voix). L'excitation peut aussi venir de tourbillons d'air produits par des constrictions sur le trajet de l'air. La modélisation a représenté ceci soit par des suites d'impulsions soit par des sources de bruit.

A partir des résonances (formants de la voix) on a représenté les voyelles à l'aide du triangle de Delattre ; les consonnes s'appuient plus sur la dynamique de changement des configurations.

Le bruit parasite le signal et son élimination est au centre de beaucoup de travaux qui sont effectués actuellement.

2.2 Oreille

Elle est chargée de recueillir l'onde sonore. Cette onde est captée par le pavillon de l'oreille (rôle directionnel) puis elle est préfiltrée par le conduit auditif externe (renforcement de la bande de la parole).

L'oreille moyenne, outre son rôle dans la transmission, assure un filtrage passe-haut, une protection mécanique de l'oreille (réflexe stapédien) et une adaptation d'impédance entre l'air et les liquides de l'oreille interne.

L'oreille interne (le labyrinthe formé du vestibule et du limaçon) assure la transduction entre les vibrations aériennes et le stimulus électro-chimique qui sera véhiculé vers le cerveau ; elle joue aussi un rôle dans l'équilibration.

En plus de son rôle de transduction elle assure un filtrage du signal. L'organe de Corti tient une place clé dans ce système. Les cellules ciliées externes (environ 3500 par oreille à la naissance) réalisent la transduction acoustico-électrique. A côté, le système efferent (environ 11500 cellules ciliées par oreille) joue un rôle protecteur et il renforce la sélection fréquentielle.

Le tout est transmis au cerveau, « qui se débrouillera avec », par les voies auditives qui sont une cascade de neurones, avec 5 relais depuis le nerf auditif jusqu'au cortex auditif primaire. On considère maintenant que cette transmission n'est pas seulement passive et que les nombreux échanges qui sont observés entre les deux côtés participent à l'audition.

Au niveau cérébral, le traitement de la parole (et des sons) par le cerveau est ensuite « une autre affaire » et il est très dépendant de l'individu (vécu, mémoire, sensations personnelles...) ; c'est le domaine de la neurologie.

3 Technologie et handicap

La réhabilitation auditive s'appuie sur la technologie et la France est quasi-absente dans ce domaine, ce qui oblige à s'adresser au marché extérieur. Les aides auditives (souvent improprement appelées « prothèses ») viennent des USA, du Danemark, de Suisse, des Pays Bas, d'Allemagne et elles constituent « le gros des appareils de correction auditive ». Les implants cochléaires sont fabriqués aux USA, en Autriche, en Australie et en France (Vallauris). Les consortiums d'aides auditives tendent à prendre le contrôle des implants. C'est ainsi que Phonak (Suisse) a « absorbé » l'australien Cochlear et que Oticon (Danemark) a pris le contrôle du français Neurélec.

En pratique, les aides auditives et les implants obéissent aux mêmes principes d'analyse de la parole ; il y a un étage de plus (reconstruction du signal) dans l'aide auditive.

3.1 Analyse de la parole

Elle est maintenant totalement numérique... depuis le microphone jusqu'à l'écouteur. On travaille sur des fenêtres d'analyse qui représentent « l'épaisseur du présent ». Dans le cas de l'implant, on s'arrête à la décomposition spectrale. Le numérique a été une révolution dans le domaine et il permet d'adapter finement la correction auditive.

Le signal est d'abord décomposé en raies spectrales à l'aide d'une transformation temps-fréquence. La méthode de Fourier (short term FFT) est toujours très employée. D'autres transformations ont été testées, notamment les ondelettes ou la transformation de Wigner, mais elles n'ont pas fait la preuve de leur supériorité. La méthode de Hilbert est aussi utilisée pour la reconstruction de l'enveloppe du signal.

Le tout est soumis à la règle de Shannon de l'échantillonnage pour éviter les recouvrements de fréquences.

3.2 Aide auditive

Le principe est simple, « il suffit d'amplifier le signal ». Bien sûr cette amplification devra respecter un certain nombre de règles liées à la surdité du patient et à la physiologie de l'audition.

L'amplification sera tout d'abord sélective, c'est-à-dire qu'elle concernera les fréquences sur lesquelles l'oreille est déficitaire.

On retrouve les accessoires classiques :

- microphone,
- filtrage sélectif (adapté à la parole) à l'entrée,
- potentiomètre réglant la puissance,
- amplification,
- un bouchon (embout) ferme l'oreille pour éviter l'effet Larsen,
- un écouteur de sortie,

Et il faut aussi une source d'énergie pour que toute cette électronique fonctionne.

Avec la numérisation, il faudra ajouter des convertisseurs analogique-numérique et vice versa. Lors de la reconstruction du signal, après avoir corrigé les raies spectrales, on n'oubliera pas la phase. Le tout est effectué par un micro-ordinateur (la puce) ce qui permet d'ajouter des traitements divers sur le signal, notamment des réducteurs de bruit.

L'amplification sera sélective et elle sera réglée par l'audioprothésiste pour s'adapter au patient.
Des systèmes anti-vent limitent le sifflement du microphone lié au passage de l'air.

Mais la surdité ne se limite pas à une perte simple de la sensibilité en amplitude. Les signaux de faible intensité ne sont pas perçus ; par contre, ceux de forte intensité sont reçus normalement. L'amplification doit donc être adaptée à la fréquence et à l'amplitude initiale du signal (compression du signal) et on réduit la dynamique.

De plus, le sujet malentendant éprouve des difficultés pour discriminer les fréquences. Comme on l'a compris, l'amplification est gérée numériquement dans un microprocesseur. On introduit alors des algorithmes de type « chapeau-mexicain » (dérivateur numérique) pour favoriser les fréquences les plus émergentes (stratégie « winner takes all »).

3.3 Implant cochléaire

A priori, son principe « est plus simple » que pour l'aide auditive puisque le signal acoustique n'est pas reconstitué. Une fois que le signal a été décomposé, puis amplifié, il est distribué directement sur la cochlée.

Des machines intermédiaires ont d'ailleurs été imaginées, telles que le système Sivo (Sine voice) qui reconstitue et transmet le fondamental de la voix ainsi que des informations basses et hautes fréquences sur un mode électrique directe.

La partie extérieure ressemble à celle de l'aide auditive classique dans la mesure où elle décompose le signal analogique en raies spectrales qui seront traitées.

En pratique, il y a d'autres différences entre l'implant et l'aide numérique classique. Le signal acoustique est reçu et traité. Ensuite, il module en amplitude une porteuse (comme dans un système TSF standard).

La porteuse est reçue de l'autre côté de la peau ; le signal est démodulé et transmis à des électrodes réparties le long de la cochlée. Ensuite le signal est véhiculé vers le cerveau par les voies auditives. Il sera important de bien positionner le module externe « DSP » (Digital Speech Processor) et des systèmes de guidage magnétiques sont employés.

La partie extérieure concentre les étapes classiques du traitement du signal. Les raies spectrales sont amplifiées en fonction des capacités du patient. Elles sont ensuite regroupées, selon le nombre d'électrodes à servir et elles modulent la porteuse qui franchira la barrière cutanée.

Il faudra rajouter deux étapes :

- la pré-emphase classique de l'oreille moyenne (filtrage passe-haut),
- la conversion logarithmique correspondant à la réponse des cellules ciliées.

Les implants mono-électrodes de « l'époque historique des débuts de l'implant » (années 60, 70) sont maintenant remplacés par des systèmes pluri-électrodes (introduisant « la couleur du son »).

La partie interne (implant proprement dit) est introduite chirurgicalement. Cette partie implantée démodule le signal et distribue les impulsions « au bon endroit » (« si tant est qu'on le connaisse ») sur la cochlée, grâce à une logique « adressage + contenu » qui varie selon les constructeurs.

Les stratégies de codage varient selon les constructeurs et tout peut s'envisager « puisque le cerveau se débrouillera ». L'ensemble des électrodes est réparti sur un porte-électrodes, glissé dans la cochlée.

6 C. Berger-Vachon

Les stratégies suivantes ont été testées :

- CIS (continuous interleaved samples),
- Speak (spectral peaks),
- Phase lock,
- SAS (sine analog stimulation),
- PPS (paired pulsatile samples),
- PIS (paired interleaved samples).

Finalement on peut dire que deux philosophies sont présentes :

- toutes les électrodes stimulent (stratégie CIS),
- seules les électrodes les plus énergétiques sont retenues (stratégie « n of m »).

Sur le plan électrique il faut, pour le courant, un point d'entrée et un point de sortie. Plusieurs méthodes sont employées :

- Monopolaire : une électrode stimule et le retour du courant est assuré par une ou plusieurs électrodes de masse. Cette méthode est peu sélective.
- Commun Ground : une électrode stimule (elle est active et toutes les autres assurent le retour du courant),
- Bi-polaire : une électrode stimule et le retour est assuré par un électrode plus ou moins proche de l'électrode active.

Pour la stimulation, on n'oubliera pas d'équilibrer les phases, car si une composante continue est présente, elle électrolysera l'endolymphe, ce qui n'est pas le souhaitable.

4 Aspect médical

La technologie de l'implant est attractive et elle est ce sujet est devenu une science à part entière. La réduction du bruit est aussi importante car tous les systèmes fonctionnent bien dans le silence, mais dans le bruit c'est « beaucoup moins glorieux » (une question subsidiaire reste posée : c'est quoi le bruit ?).

Le signal électrique doit être interprété au cerveau ; il est souvent comparé « à une langue étrangère » ce qui nous rapproche des sciences sociales et des possibilités d'acquisition des sujets, donc de la plasticité cérébrale. Aussi, l'aspect science et santé ne doit pas être oublié.

Un bon résultat implique :

- un bon diagnostic et une bonne définition de l'indication (choix de la technique),
- la prise en charge par une équipe expérimentée pluridisciplinaire comprenant le chirurgien, le médecin ORL, l'orthophoniste, l'audioprothésiste régleur, le technicien, l'encadrement familial (les aidants) car un individu seul a peu de chance d'avoir de bons résultats.
- une équipe de recherche, qui maintiendra un esprit critique, est aussi très souhaitée.

Donc, ce domaine à l'intersection sciences et santé a tout son sens et il doit être abordé dans de bonnes conditions.

5 Conclusion

- l'aide auditive et l'implant ont la même finalité,
- le vieillissement de la population augmente le nombre de personnes concernées par la surdité (et donc le marché),
- la France est très dépendante de l'étranger dans ce domaine,
- l'implant cochléaire est un sujet très porteur, mais ce n'est pas lui qui représente le gros des corrections,

L'approche doit être multifactorielle avec une forte imbrication « sciences de l'ingénieur et santé ».

Mesure de signaux physiologiques et estimation du niveau de stress en utilisant des technologies sans contact : résumé des travaux issus de la recherche doctorale et postdoctorale

Frédéric Bousefsaf

Université de Lorraine, Metz, France.
frederic.bousefsaf@univ-lorraine.fr

Résumé

Cet article présente une courte synthèse des travaux de recherche que j'ai pu développer le long des quatre dernières années. Les thématiques scientifiques de ce travail transigent autour de l'e-santé, de la télémédecine et de l'informatique affective, avec pour application particulière la reconnaissance du niveau de stress de la personne basée sur les modifications de sa physiologie. Etant ATER depuis septembre 2014, je poursuis actuellement ces travaux au sein de l'université de Lorraine.

1 Introduction

Le sujet des travaux de recherche présentés dans la thèse de doctorat que j'ai soutenue en novembre (Bousefsaf, 2014) concerne la conception et le développement de méthodes de traitement du signal et des images permettant de mesurer des signaux physiologiques d'une personne située à distance du capteur. Les différents procédés proposés dans ce travail sont rattachés au génie biomédical et cherchent à répondre à des besoins particuliers du domaine de l'e-santé, de la télémédecine (télédiagnostic) et de l'informatique affective. Les mesures sans contact de paramètres physiologiques sont utilisables dans de nombreux champs d'application, allant des services d'urgence jusqu'à l'automobile en passant par les sciences du sport, où le rythme cardiaque est surveillé pendant un effort physique intense. Dans le cadre des thérapies basées sur la réalité virtuelle, il est particulièrement intéressant de reconnaître et quantifier l'état émotionnel et le niveau de stress du patient. Les émotions sont la boucle de retour qui permet de réguler l'intensité de l'environnement virtuel (Kukolja et al., 2009). Ces scènes virtuelles sont utilisées pour traiter les personnes atteintes de phobies et de troubles anxieux ou post-traumatiques liés au stress (Rizzo et al., 2009). Certains signaux physiologiques, comme le rythme et la variabilité cardiaque sont reconnus pour être des paramètres fiables dans le domaine de la reconnaissance des émotions (Jerritta et al., 2011).

L'acquisition des signaux physiologiques est traditionnellement réalisée par le biais de capteurs en contact reliés par des fils à un ordinateur ou à une plateforme d'acquisition. Ces capteurs présentent des limites dans certains champs applicatifs où la pose et le contrôle de leur bon fonctionnement nécessitent la présence d'un spécialiste à proximité du patient. Les capteurs peuvent gêner l'utilisateur lors du déroulement d'une activité, comme par exemple en situation de réhabilitation motrice ou pendant l'utilisation de serious games. Ils peuvent aussi devenir un frein si le patient les considère comme intrusifs pour son intimité.

Les caméras numériques et les webcams sont utilisées pour mesurer l'activité cardiaque sur des visages humains afin d'en extraire les rythmes cardiaque et respiratoire (Kranjec et al., 2014). Le principe, basé sur la PhotoPléthysmoGraphie (PPG) consiste à observer les variations de lumière sur la peau du visage pour en extraire le flux sanguin et ainsi délivrer une image de l'activité cardiaque. D'importantes contraintes de mesure comme le mouvement et les fluctuations de lumière détériorent la mesure des paramètres physiologiques. Une majeure partie du travail consiste à proposer et mettre en place des techniques de traitement du signal et des images permettant de filtrer les artefacts afin de rendre le système robuste face aux perturbations engendrées par l'environnement ou l'utilisateur.

2 Résumé des travaux

Les travaux de recherche se déclinent selon deux axes scientifiques distincts : l'objectif premier de la thèse consistait à concevoir une méthode permettant de mesurer avec précision différents signaux physiologiques (figure 1) via une webcam en vue de surveiller des paramètres physiologiques et vitaux à distance (Bousefsaf et al., 2013). Il est actuellement possible de mesurer la fréquence cardiaque moyenne et instantanée, la variabilité de la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire, l'état de vasomotricité des vaisseaux sanguins, la saturation pulsée en oxygène (Tarassenko et al., 2014) et le *Pulse Transit Time* (Shao et al., 2014) : la différence de temps que met l'onde cardiaque à parcourir différents trajets (entre la peau du visage et la peau de la main par exemple).

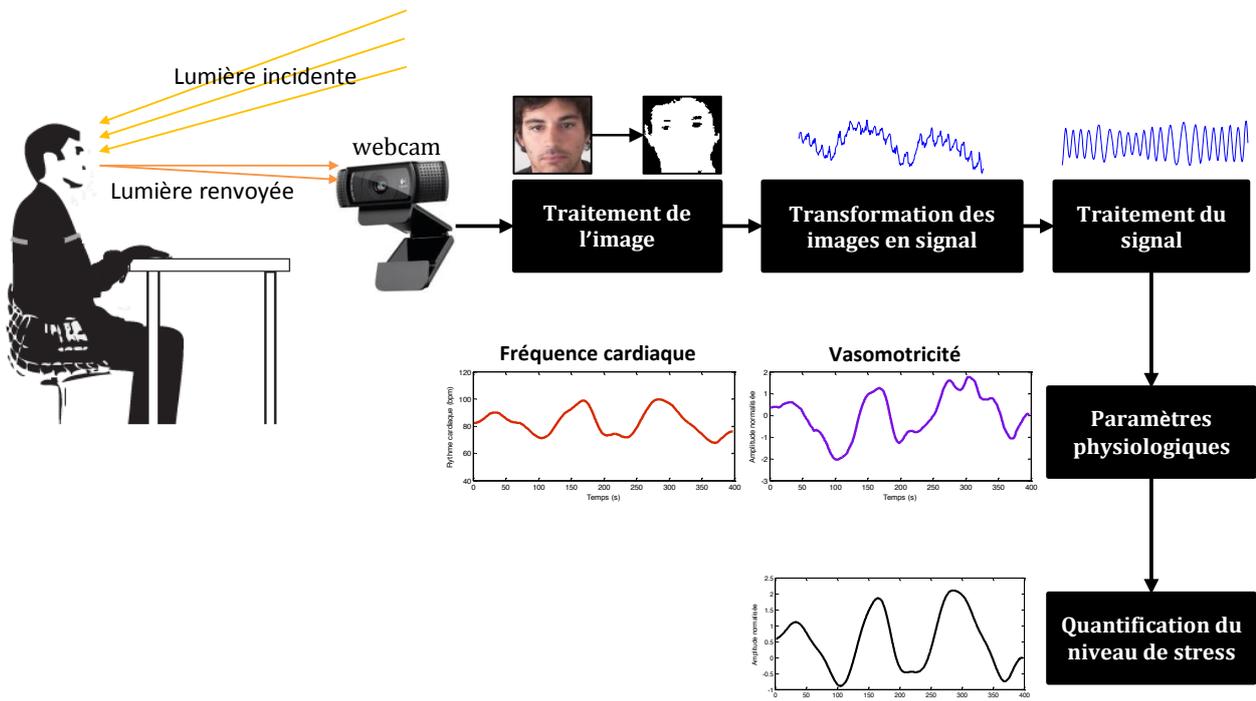


Figure 1: Vue générale des travaux de recherche développés pendant le doctorat.

L'approche développée est basée sur le calcul des signaux photopléthysmographiques obtenus sur des visages humains et enregistrés par une webcam (figure 1). Ces derniers sont ensuite analysés par une transformée en ondelettes continue afin d'en extraire différents paramètres physiologiques. Des opérations de traitement du signal et des images ont été développées pour améliorer la robustesse du système en le rendant moins sensible aux mouvements et aux fluctuations de l'éclairage. La fréquence respiratoire est estimée à partir de la variabilité cardiaque par le phénomène d'arythmie sinusale respiratoire, la variation naturelle de la fréquence cardiaque entraînée par la respiration. Les phénomènes de vasoconstriction et vasodilatation qui modifient les amplitudes du signal PPG sont directement détectés sur le signal filtré. Les performances du système ont été évaluées à partir d'un ensemble de capteurs et sondes de référence en contact sur 12 individus en bonne santé qui ont participé aux expériences. Les résultats montrent que les mesures dérivées de la webcam et des capteurs en contact sont en étroite concordance.

Le second axe de recherche présenté dans la thèse de doctorat consiste à proposer une méthode innovante permettant d'estimer des niveaux de stress (Bousefsaf et al., 2014) à partir des données physiologiques quantifiées par la caméra. Ce travail s'inscrit dans les domaines scientifiques de l'informatique affective, de la psychophysiologie et des sciences comportementales. Les amplitudes du signal PPG et la variabilité de la fréquence cardiaque reflètent l'état du système nerveux autonome et ont été utilisées pour calculer une courbe de stress. L'activité électrodermale (transpiration) a concurremment été mesurée par un capteur en contact pour évaluer la méthode. Une application a spécifiquement été développée en laboratoire pour successivement induire du stress [figure 2 (a)] et relaxer les participants [figure 2 (b)]. Les résultats indiquent que les mesures calculées à partir des données de la webcam [courbes en pointillés sur la figure 2 (c)] sont en étroite corrélation avec l'activité électrodermale [courbes en trait plein sur la figure 2 (c)].

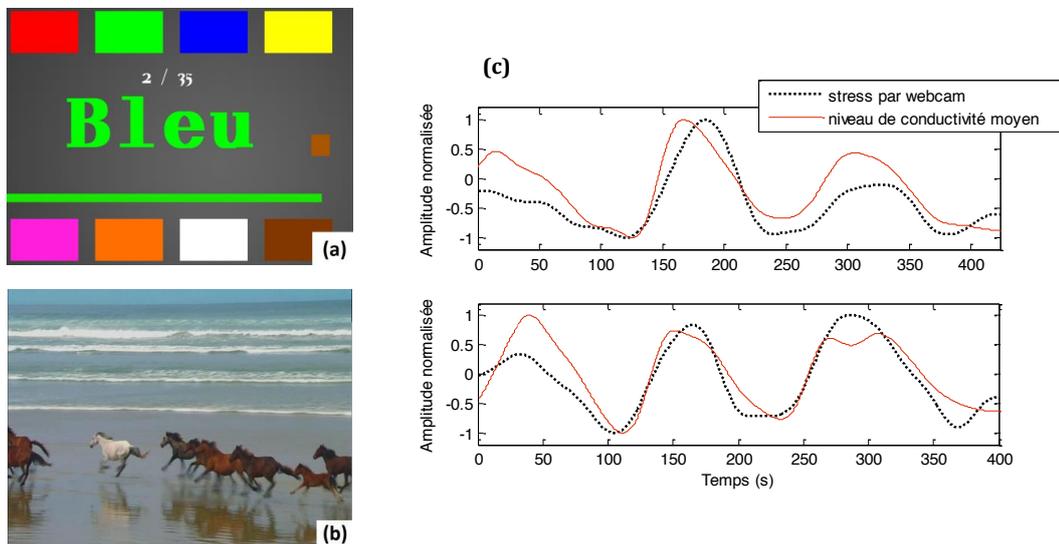


Figure 2: Reconnaissance du stress basée sur une combinaison de paramètres physiologiques quantifiés par la caméra. (a) Mini-jeu interactif permettant d'induire du stress : l'utilisateur doit cliquer avec la souris sur la case correspondant à la couleur du mot affiché au centre de l'écran. (b) Exemple d'une vidéo sur la nature sauvage permettant de favoriser la relaxation. (c) Exemple de résultats pour deux participants différents.

3 Conclusion

L'objectif de ces travaux de recherche consistait à concevoir une méthode permettant de mesurer avec précision différents signaux physiologiques via une webcam. L'utilisation de cette technologie permet de proposer un ensemble matériel et logiciel à très bas cout. Les caméras du marché les plus répandues valent en moyenne entre 15 et 60 €. L'omniprésence des webcams et leur intégration dans un grand nombre de dispositifs informatiques (comme les smartphones ou les ordinateurs portables) rendent les applications indépendantes du matériel : une application informatique sur ordinateur, tablette ou tout autre dispositif équipé d'une webcam suffit à utiliser les logiciels que nous avons développés. Une personne peut par exemple rester à son domicile et discuter avec un médecin par le biais d'une tablette tactile qui transfère simultanément les informations de santé importantes. Le médecin peut ainsi construire un diagnostic médical fiable qui repose sur des mesures objectives. La tablette ou l'outil informatique utilisé par le médecin permet en même temps de consulter et mettre à jour le dossier médical du patient. La méthode présentée dans ces travaux permet de mesurer un ensemble de données physiologiques et estimer l'état de stress d'une personne à l'aide d'une webcam, fournissant ainsi une bonne alternative aux dispositifs conventionnels en contact.

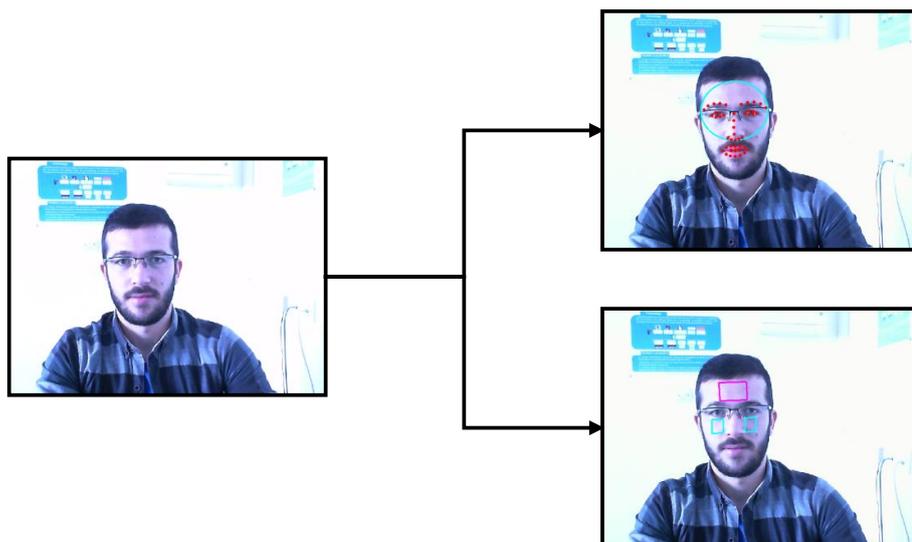


Figure 3: Des détecteurs plus évolués sont utilisables pour analyser des zones plus précises du visage.

4 Perspectives et travaux futurs

Je poursuis actuellement ces travaux en collaboration avec un étudiant en stage de fin d'année de Master, toujours au laboratoire LCOMS de l'université de Lorraine. Nous cherchons à concevoir une méthode robuste permettant d'extraire l'information cardiaque sur certaines parties localisées du visage (Fig. 3) en utilisant des détecteurs récents qui délivrent des informations précises (position des yeux, des sourcils, du nez et de la bouche). L'objectif est de rendre la méthode robuste en situation naturelle, notamment lorsque l'utilisateur discute ou lorsqu'il bouge la tête de manière plus saccadée.

Concernant les activités de recherche liées à l'estimation du niveau de stress, des algorithmes d'apprentissage automatique (séparateurs à vaste marge) ont été couplés à la méthode développée lors de ma thèse pour proposer une classification et un étiquetage concret du niveau de stress. Dans le milieu automobile, cet indicateur pourrait renseigner sur l'état de tension ou de frustration du conducteur. Les vidéos du visage peuvent simultanément être analysées pour déceler des états de fatigue. La frustration peut tout aussi bien se mesurer lorsque l'utilisateur commande une interface mal adaptée en matière d'ergonomie. Enfin, ce travail est tout à fait transposable à des fins de prévention du stress au travail. La principale composante novatrice de la thèse réside dans le fait qu'aucun contact n'est nécessaire pour mesurer les variations de la physiologie engendrée par un stress. L'ensemble des méthodes et algorithmes que nous avons développés seront par la suite portés sur des systèmes d'exploitation mobiles pour smartphones et tablettes tactiles.

References

- Bousefsaf, F. (2014). Mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique : extraction de paramètres physiologiques et application à l'estimation du stress. Université de Lorraine, Metz, France.
- Bousefsaf, F., Maaoui, C., Pruski, A. (2014). Remote detection of mental workload changes using cardiac parameters assessed with a low-cost webcam. *Comput. Biol. Med.* 53, 154–163.
- Bousefsaf, F., Maaoui, C., Pruski, A. (2013). Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate. *Biomed. Signal Process. Control* 8, 568–574.
- Jerritta, S., Murugappan, M., Nagarajan, R., Wan, K. (2011). Physiological signals based human emotion Recognition: a review. *IEEE 7th Int. Colloquium Sign. Proc. and its Applic.*, pp. 410–415.
- Kranjec, J., Beguš, S., Geršak, G., Drnovšek, J. (2014). Non-contact heart rate and heart rate variability measurements: A review. *Biomed. Signal Process. Control* 13, 102–112.
- Kukulja, D., Popović, S., Dropuljić et al. (2009). Real-Time Emotional State Estimator for Adaptive Virtual Reality Stimulation, in: *Foundations of Augmented Cognition. Neuroergonomics and Operational Neuroscience*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, pp. 175–184.
- Rizzo, A.A., Difede, J., Rothbaum, B.O., et al. (2009). VR PTSD exposure therapy results with active duty OIF/OEF combatants. *Stud. Health Technol. Inform.* 142, 277–282.
- Shao, D., Yang, Y., Liu, C., Tsow, F., Yu, H., Tao, N. (2014). Noncontact Monitoring Breathing Pattern, Exhalation Flow Rate and Pulse Transit Time. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 61, 2760–2767.
- Tarassenko, L., Villarroel, M., Guazzi, et al. (2014). Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models. *Physiol. Meas.* 35, 807–831.

Conception d'interfaces multimodales pour personnes handicapées hospitalisées

Souhail Jebali¹ et Godefroy Clair¹

¹Laboratoire THIM-CHArt – EA4004, Université Paris 8
souhailjebalii@gmail.com, godefroy.clair@gmail.com

Abstract

In order to improve the interactions of disabled people in hospital, we are proposing a reproducible project using concept of human computer interaction and home automation tools to create a low cost system of interaction between the patient and his environment (the electrical and electronical devices in his room, the hospital staff, the family, etc.) The architecture (a star network) and the main concept of this project are explained and the interest and the feasibility are discussed.

1 Introduction

Notre laboratoire intitulé *Technologie, Handicap, Interface et Multimodalités*, cherche depuis toujours à montrer comment la variété des supports d'interface est une chance pour combattre l'exclusion des personnes handicapées de l'utilisation de l'informatique et des possibilités toujours plus importantes que ce domaine fournit. Les populations touchées par des handicaps (temporaires ou définitifs) sont particulièrement nombreuses dans les hôpitaux. Pourtant, il n'est pas exagéré de dire que la prise en compte de ces handicaps dans la conception des lieux de vie des patients est l'exception plus que la règle. Certes, l'accessibilité aux établissements médicaux est aujourd'hui grandement facilitée mais cette accessibilité si l'on peut dire, s'arrête là où le patient passe généralement la plus grande partie de son temps... le lit. Le simple accès aux différents objets environnants comme la communication avec le personnel ou sa famille devient une tâche impossible pour une personne subissant un handicap, notamment un handicap moteur.

Notre projet s'attèle à proposer des solutions à ce problème en fournissant un réseau de communication avec des objets et des personnes à partir du lit d'une chambre d'hôpital par le biais d'une interface s'appuyant sur des nouveaux supports (par exemple, la **détection du mouvement oculaire** ou *eye tracking*) disponibles à des prix de plus en plus abordables. Ainsi, notre objectif dans ce projet est de proposer un prototype accompagné de recommandations permettant au patient alité de contrôler ou communiquer avec son environnement, par le biais d'une interface multimodale. L'expérience a été conçue avec pour objectif d'être reproductible à un coût faible.

2 Etat de l'art

Depuis des dizaines années, l'idée d'équiper les chambres des hôpitaux avec des installations et matériels adaptés a fait l'objet de nombreuses recherches en France [1] comme ailleurs [2].

Par exemple, une expérience a été menée il y a déjà 30 ans à l'hôpital Cochin sur l'aménagement d'une chambre d'hôpital pour handicapé avec un système électronique à commande vocale [1]. Mais le système était très coûteux (200 000 Francs) et est resté à l'état de prototype. Plus récemment, en 1998, une équipe de chercheurs a proposé un premier travail sur une « chambre intelligente » au CHU de Grenoble [5]. Le système

Isis Truck, Karine Gros et Jaime Lopez-Krahe (Eds) : *"Handicap, Vieillesse, Indépendance, Insertion, Technologies"*, Actes du Colloque JCJC'2015, pp. 15–22. © IFRATH, Université Paris 8, Saint-Denis, 2015.

cherchait à détecter les chutes des patients (personnes âgées) et les maladies en utilisant 4 fonctions principales : la perception de l'état du patient et de l'environnement grâce à des capteurs, un raisonnement à partir des événements perçus et les éléments cliniques du patient, des actions par le biais de déclenchement d'alarmes et de messages envoyés au personnel médical, et une adaptation aux profils des patients, aux caractéristiques des capteurs, etc.

Les travaux sur la commande vocale, et donc, sur la reconnaissance automatique de la parole sont également utilisés depuis longtemps pour aider les personnes handicapées et ont donné d'assez bons résultats [8]. Cependant, les ergonomes pointent du doigt le fait que la fiabilité de la reconnaissance est fondamentale, tout autant que les facteurs humains [9].

D'autres expériences ont été menées comme la mise au point d'un robot mobile pour des prestations de soins dédié aux personnes âgées et aux handicapés [3]. Le système prévoit une interface multimodale et un bras commandable par cette interface. Dans d'autres cas, on trouve des travaux sur des fauteuils roulants pour handicapés moteurs, permettant l'évitement d'obstacles [4].

Les technologies assistives, quant à elles, concernent le plus souvent des solutions pour permettre le maintien à domicile avec une meilleure mobilité et communication [6], ou bien pour offrir une assistance robotisée pour pallier les pénuries d'infirmiers(ères) dans des situations bien précises comme le cas des patients cardiaques [7], ou encore pour aider le malade à communiquer via un ordinateur. Par exemple, une équipe canadienne a récemment étudié un système offrant un accès à un « ordinateur de chevet » pour tétraplégiques. L'idée était de faire participer le malade à diverses activités comme l'éducation, les loisirs, etc. et de mesurer l'indépendance acquise qu'il percevait [10]. Une autre équipe a proposé une interface homme-machine par contrôle du geste pour aider les personnes âgées et les handicapés. Le principe est le suivant : la personne pointe du doigt l'objet (une télévision, une radio, une lampe, etc.) qu'elle souhaite commander et, par certains mouvements, l'objet pointé est commandé automatiquement [14].

Par ailleurs, les travaux de recherche centrés sur les technologies au service des handicaps sont assez nombreux. Pour chaque handicap, de nouveaux modes de communication ont été testés (direction de la tête [16], synthèse et reconnaissance vocales ou même interface cerveau-machine [15], pour permettre l'utilisation de ces innovations, il a fallu aussi réfléchir aux interactions : l'utilisation de pictogrammes [13], de mode de représentation et de dialogue spécifique pour les aveugles [11], les sourds [12], ont aussi fait l'objet de plusieurs articles...

En résumé, les solutions existantes qui se rapprochent de notre problématique sont plutôt des solutions de type domotique pour les habitations, et plus rarement des solutions dédiées aux centres de soin comme les hôpitaux.

De plus, elles sont en général très coûteuses. Les boîtiers, les systèmes de commande occasionnent beaucoup de frais, d'autant plus qu'un aménagement *ad hoc* nécessite un travail long et onéreux par des installateurs professionnels.

De plus, malgré les nombreux articles que l'on peut lire dans des journaux spécialisés comme *Studies in Health Technology and Informatics (IOS Press)* ou *Technology and Health Care*, on n'a pas encore véritablement mêlé les travaux relatifs aux interfaces multimodales pour handicapés et les soins en hôpitaux, en privilégiant la simplicité.

3 Projet de recherche et contexte

Les unités de rééducation neurologique du service de médecine et réadaptation des Hôpitaux de Saint-Maurice (Val-de-Marne) accueillent chaque année environ 150 patients adultes à l'issue d'un événement neurologique grave. Les pathologies causales sont principalement : les accidents vasculaires cérébraux pour 50 %, les pathologies neuro-dégénératives telles que sclérose en plaques et maladies de parkinson pour 20 %, blessés médullaires pour 20 %, les traumatisés crâniens et d'autres pour 10 %.

Les conséquences de ces pathologies sont multiples, déficit locomoteur, troubles du langage et déficits cognitifs. L'accueil de ces patients nécessite une prise en charge globale à laquelle l'ensemble des soignants contribue. Ces patients sont confrontés quotidiennement à leurs limitations d'activité. Dans ce contexte, la domotique adaptée au handicap est une solution innovante permettant de réduire en partie la dépendance.

En effet, deux phénomènes récents peuvent être combinés pour adapter la domotique au contexte hospitalier :

- L'apparition et la démocratisation des outils d'interfaçage multimodal (détection du mouvement des yeux, synthèse et reconnaissance vocale, reconnaissance gestuelle, etc.)
- L'apparition de solutions proposées aux particuliers et aux entreprises pour mettre en réseau différents appareils électriques, électroniques et des systèmes informatiques, réseau piloté par une « centrale de commande » (Linux MCE, DomController, ...) qui permet, après paramétrage, de donner aux usagers un contrôle sur ou via ces appareils.

Ainsi, en proposant une interface intuitive et multimodale basée sur les nouvelles techniques d'IHM, il est possible d'interagir avec la centrale de commande et ainsi de fournir à des patients atteints par différents handicaps des moyens de communiquer avec les personnes et les objets environnants en limitant pratiquement entièrement l'assistance humaine. De plus, il est envisageable que ce type d'équipement puisse, couplé à des interfaces dédiées, jouer un rôle dans l'auto-rééducation.

Mais, à ce jour, nous n'avons trouvé aucun outil domotique développé pour répondre à ce type de problématique. La difficulté principale est de proposer un ensemble de concepts et de normes pour permettre l'utilisation des nouveaux outils d'interfaçage par des personnes handicapées alors qu'ils ne leur sont généralement pas destinés. En bref, il faut tout réadapter.

L'intérêt est pourtant grand puisque une large population hospitalisée pourrait ainsi bénéficier d'une assistance poussée pour une grande part de leur tâche quotidienne. Ce serait par exemple le cas des patients AVC présentant des déficiences locomotrices et cognitives qui nécessitent une prise en charge spécialisée. Aujourd'hui, les structures d'accueil pour ces patients, au premier rang desquelles figurent les services de soins de suites et réadaptations (appelés habituellement les SSR) neurologiques, leur permettent de recouvrer une certaine autonomie. L'accès aux soins de rééducation, les adaptations et compensations dont ils peuvent bénéficier sur place leur assurent les moyens de progresser afin de faciliter ultérieurement leur retour au domicile et à la vie sociale.

Mais, jusqu'à récemment, les adaptations proposées aux patients étaient avant tout techniques : couverts de cuisines adaptés ou encore aides à la manutention.

Dans le cadre de ce projet, nous avons la possibilité de faire interagir le patient avec son environnement au moyen de contacteurs adaptés par leur taille, leur forme, leur positionnement ou au moyen d'une téléthèse pour ce qui est de la domotique.

Parallèlement, il existe de nombreux outils de réadaptation électroniques capables d'offrir des services essentiels tel que la synthèse vocale, la création de codes de communication picturaux, mais aussi des outils de rééducation tels que les jeux ayant pour objectif la rééducation locomotrice, cognitive ou combinée.

En associant la facilité d'accès à l'environnement offerte par la domotique au moyen d'une téléthèse multifonctions, et les outils électroniques de rééducation-réadaptation nous offrons aux patients l'opportunité de développer leurs aptitudes à gérer leur environnement – et donc d'être indépendant – tout en mettant en pratique les progrès réalisés avec les thérapeutes en rééducation.

L'utilisation d'une téléthèse moderne de type « tablette programmable » permet d'intégrer dans l'univers quotidien du patient des outils évolutifs à la fois utiles pour gérer l'environnement (lumière, volets roulants, appel d'urgence, téléphone, télévision, etc.), pratiques pour communiquer ou interagir avec une interface informatique (navigation internet, communication écrite ou auditive, etc.), voire ludiques car les patients pourront aussi accéder à des jeux dédiés à leurs déficits. Les programmes d'auto-rééducation seront en permanence accessibles aux patients, selon le paramétrage préalable adapté aux déficiences, à la fatigabilité et à l'évolution.

Cette téléthèse intégrera un certain nombre de périphériques et de logiciels permettant de mettre en œuvre des interactions multimodales (détection du mouvement de l'œil, de la voix, etc.) encore à définir.

Cet outil permettra une implication croissante des patients dans leur parcours de soin. C'est un gain d'autonomie et un facteur de renforcement positif de l'image de soi que ces patients ont perdu avec l'acquisition du handicap. Plus encore, cela constitue un facteur primordial d'adhésion aux soins et s'inscrit directement dans le projet d'aménagement du domicile et de mise en place des aides techniques indispensables au retour à domicile de ces patients.

Le bénéfice direct est attendu pour les patients des SSR neurologiques. Mais, l'ensemble de la filière de soins en sera améliorée. En favorisant le maintien à domicile nous contribuons à diminuer les risques d'hospitalisations itératives. Nous soulagerons ainsi les services d'accueil des urgences et aiderons à fluidifier l'ensemble des parcours de soins jusqu'aux services spécialisés.

Il est essentiel que l'autonomie acquise avec les rééducateurs puisse s'inscrire dans le quotidien des patients jusque dans leur chambre. Et, s'il est nécessaire d'adapter l'environnement aux déficiences de ces patients, il est tout aussi indispensable de faire évoluer cet environnement avec les progrès réalisés et leur permettre de devenir acteurs de cette progression dans leur quotidien.

4 Description du projet

Nous décrivons d'abord le projet général puis nous expliquons la mise en œuvre des premières étapes et notamment le prototype actuellement en cours de conception.

Description générale

L'objet du projet est d'utiliser les techniques domotiques d'usage répandu et de coût abordable et les concepts mis à jour par la recherche en Interface Homme Machine orientée accessibilité afin de proposer une solution simple et reproductible d'équipements pour des chambres d'hôpitaux permettant au patient même handicapé de communiquer avec leur environnement. Nous proposons de désigner cet objet d'étude comme la « clinotique », contraction de « clinique » et « informatique ». Concrètement, nous permettrons à des personnes en situation de handicap et hospitalisées de communiquer avec le personnel de l'établissement, l'entourage et de contrôler les objets environnants (téléviseur, boîtier numérique, radiateurs, éclairages, etc.).

Nous proposons de livrer à la fin de ce projet un prototype reproductible accompagné d'un ensemble de normes et recommandations décrivant l'interface et sa mise en œuvre. Le prototype sera composé d'un ensemble d'équipements mis en réseau et intégrés dans une chambre d'hôpital. Ce réseau sera contrôlé par le patient par le biais d'une téléthèse, ce qui lui permettra de communiquer avec des objets environnants, le personnel de l'hôpital, etc. Le réseau sera un réseau de type LAN (*local area network*) en étoile géré par un serveur intégrant un « central de commande ». Ce type de réseau est aujourd'hui très facile à implémenter grâce aux nombreuses solutions "libres" de droit développées sous la plupart des systèmes d'exploitation. Nous détaillons le fonctionnement du réseau ci-dessous.

Le prototype permettra le contrôle de nombreux appareils électriques (éclairage, stores, literie électrique, etc.) ou « électroniques grand public » (téléviseur, téléphone, volets automatiques, etc.) et intégrera des moyens de connexion avec des réseaux extérieurs (internet, réseau d'appel des aides-soignants, réseau téléphonique, etc.)

Structure architecturale et logicielle du projet

Afin de connecter l'interface utilisateur avec d'une part les différents appareils (téléviseur, stores...) que le patient pourra contrôler et, d'autre part, les réseaux externes avec lequel il pourra interagir (réseau de l'hôpital,

wifi, réseau téléphonique...), le plus simple est de mettre en oeuvre un réseau de type LAN. Tous les appareils pourront communiquer entre eux selon un protocole unique.

Nous avons choisi de nous appuyer sur des architectures de type "service web". Les différents appareils communiquent ainsi par le port 80. L'intérêt habituel de ce type d'architecture est d'éviter le blocage par des "firewalls" lorsque deux machines appartenant à des réseaux différents cherchent à communiquer. Mais dans notre cas, cela n'est pas - du moins pour le moment - un problème puisque le réseau auquel sont rattachés les différents appareils est unique. L'autre intérêt de ce type d'architecture distribuée est la possibilité d'utiliser l'un des protocoles les plus répandus, http (et sa version sécurisée - https) pour faire communiquer entre elles des applications installées sur des machines de toutes sortes (ordinateur, microcontrôleur, produit de l'électronique grand public disposant d'une connexion ethernet), quelque soit la plateforme et le langage de programmation de l'application.

Il est ainsi possible de faire communiquer un programme écrit en C++ utilisant un eye-tracker qui ne peut être développé que sous Windows avec un "microcontrôleur" Arduino connecté au réseau par le biais d'un "shield" (noms des modules pouvant être connecté à un Arduino) ethernet. Ce microcontrôleur pouvant être par ailleurs programmé pour contrôler un appareil électrique ou électronique comme un téléviseur. Un simple émetteur infra-rouge connecté à une des "pattes" de l'Arduino permet cela.

Par ailleurs, un autre avantage des architectures web-services est l'existence d'une offre pléthorique de logiciels libres "mûrs" et pratiquement prêts à l'emploi permettant de transformer n'importe quel ordinateur sous la majorité des systèmes d'exploitation en serveur et ainsi d'intégrer n'importe quelle application (quel que soit le langage de programmation utilisé pour la développer) dans notre réseau. Par exemple, le logiciel libre Apache 2 de l'Apache Software Foundation est un serveur HTTP qui peut être installé sur la plupart des systèmes d'exploitation (notamment Linux, Windows, Mac OS...) et permet en quelques minutes de faire d'un simple ordinateur avec une carte réseau un serveur et un client de réseau et donc de lui permettre d'émettre et d'"écouter" par le port 80 de l'adresse IP qui lui est fourni par le routeur du réseau auquel il est connecté. La configuration d'un tel logiciel est aujourd'hui grandement simplifiée par l'utilisation de fichier de configuration très simple à adapter à ses besoins.

En ce qui concerne les appareils électriques et électroniques, la plupart ne peuvent être connectés au réseau de cette manière. Mais, les produits du secteur de l'Electronique Grand Public offrent de plus en plus souvent la possibilité d'être connecté à un réseau et leur fabricant offrent des moyens de communiquer via des bibliothèques d'interface (les "API") compatibles avec des architectures de type "service web". Ainsi les téléviseurs de marque Samsung récents sont compatibles avec la bibliothèque d'interface Samsung Web API.

Enfin, pour les appareils ne bénéficiant pas de tels services, il reste la possibilité de les connecter à un réseau par le biais de microcontrôleur. La démocratisation de ces derniers notamment grâce aux circuits imprimés en licence libre "Arduino" permet de trouver des logiciels là encore libres et prêt-à-l'emploi permettant de se connecter à un réseau. La bibliothèque serveur http développée par Tom Igoe peut parfaitement remplir ce rôle. Un microcontrôleur permet par ailleurs de prendre le contrôle d'un objet électronique de manière simple. Il permet par exemple de contrôler un émetteur infrarouge qui peut, une fois paramétré, faire fonctionner un téléviseur à la manière d'une télécommande.

Du point de vue matériel, pour gérer les paquets http que s'envoient les différentes machines du réseau, un simple routeur gérant une liste d'adresses "statiques" suffit. La plupart des routeurs offrent des moyens de configurer simplement des tables d'adresses statiques permettant de créer le réseau. Le routeur reçoit les paquets d'information et les envoie au destinataire qui est à l'écoute sur son port 80. Afin de centraliser les requêtes (qui peuvent s'adresser à plusieurs appareils) et d'éviter à chaque machine de connaître la topologie du réseau, tous les paquets passent en fait par une machine sous Linux qui les traite, gère la persistance des données et distribue les informations entre les différents appareils intéressés par l'information.

Cette machine peut être un simple "PC" sous une des nombreuses versions de Linux. Certaines distributions (comme Linux SE qui est dédié à la domotique) sont particulièrement bien adaptées pour cela.

Pour finir, le protocole et la forme des messages que s'envoieront les machines connectées est encore à définir mais nous nous orientons vers des fichiers de type JSON (format de données textuelles *JavaScript Object Notation*).

Premier prototype (intégrant le « eye tracking »)

Pour le moment, nous ne disposons pas de tous les appareils nécessaires pour constituer notre prototype final. Afin de montrer la faisabilité et l'intérêt du projet mais aussi de tester des interfaces liées à cet élément essentiel du dispositif qu'est la détection du mouvement oculaire, nous réalisons actuellement un premier réseau sur la base suivante :

- un détecteur de mouvement oculaire Tobii eyeX de chez Tobii Technology.
- un PC disposant de Windows 7 (avec au moins un processeur core i5 ou équivalent, 8 Go de RAM, un port USB 3.0) sur lequel sera installée notre application (en C++) intégrant la détection du mouvement oculaire capable d'envoyer des messages sur le réseau (via le logiciel middleware Curl) lors de la survenue d'événements provoqués par des actions de l'utilisateur.
- un PC avec un système d'exploitation de type Linux et le « serveur » Apache 2 qui reçoit les informations et s'occupe de mettre en œuvre les différentes tâches demandées par l'utilisateur. Il en conserve une trace et vérifie leur bonne application. Il joue le rôle de la « centrale de commande » qui sera plus tard délégué à un dispositif prêt à l'emploi (Linux MCE, DomController, ...). Une autre application sera chargée de ces tâches.
- des équipements électriques de la vie quotidienne (une lampe, un téléviseur, ...), ainsi que du matériel électronique bon marché (des microcontrôleurs « Arduino » avec leurs « shields » qui permettent d'avoir un certain contrôle sur des appareils électriques et de communiquer avec différents réseaux – Wifi, Ethernet, NFC, bluetooth...) qui permettent contrôler les dispositifs ne disposant pas d'une possibilité de contrôle à distance par le biais d'une « API ».

L'idée du prototype est de fournir une première implémentation à destination des handicapés moteurs permettant d'implémenter et de tester les concepts IHM et d'ergonomie nécessaires pour permettre à une personne handicapée de communiquer via et avec le réseau.

5 Concepts IHM mis en œuvre

Les concepts généraux

Une des difficultés dans notre projet est d'intégrer l'accessibilité dans des appareils qui ne sont au départ pas développés pour cela. Il existe bien des bibliothèques de développement conçues pour créer des applications compatibles avec le matériel utilisé mais celles-ci ne peuvent être rendues accessibles sans ajout et modification.

Une part importante de l'accessibilité a trait avec la multi-modalité des interfaces. En effet, il faut pouvoir parer aux incapacités de la personne à utiliser les organes ou les facultés nécessaires à l'utilisation d'un support d'interface spécifique. Mais, l'intégration de différents modes d'interaction demande généralement une réflexion sur l'utilisation de ces supports. Par exemple, si un handicapé moteur veut utiliser un détecteur de mouvement oculaire pour interagir avec un ordinateur ou un réseau, il est nécessaire de penser les interfaces spécifiquement. L'interface proposée doit être ergonomique, intuitive et facile à manipuler. Elle doit prendre en compte les aptitudes de l'utilisateur et leurs contraintes (la navigation graphique ne sera pas la même que pour quelqu'un disposant de ses mains pour déplacer une souris, taper sur un clavier ou toucher un écran tactile).

Parmi les premiers critères qui doivent être pris en compte pour l'ergonomie et l'accessibilité, il y a la police d'écriture et les couleurs des interfaces de l'application. Il faut ainsi choisir des couleurs, un type et une taille de police qui offriront à l'utilisateur une bonne qualité de visibilité et un niveau de contraste entre l'arrière-plan et les couleurs utilisées pour bien distinguer le contenu des interfaces des interfaces. Les fonctionnalités de cette interface seront représentées sous forme de pictogrammes, ces derniers doivent être intuitifs et facile à comprendre.

Un concept clé : le pictogramme

Un pictogramme est une représentation graphique schématique, stylisée qui sert à représenter un concept ou une procédure. Il permet de s'orienter dans un ensemble structuré d'objets élémentaires (par exemple des pages internet ou des fichiers) en minimisant l'information transmise tout en cherchant à éviter l'ambiguïté. Son origine est très ancienne puisqu'on en retrouve des traces dans l'art rupestre (dessins peints) mais son utilisation s'est grandement développée dans l'ère moderne notamment avec l'essor de l'informatique et, plus récemment encore avec l'arrivée des « Smartphones » et des écrans tactiles.

Dans notre projet, où nous proposons une solution de communication pour des personnes privées de langage oral, l'utilisation de pictogrammes est un moyen courant de communication. Ils offrent à la fois une communication simple et fiable sans d'éventuelles ambiguïtés entre les personnes incluses dans la conversation (conversation directe ou à distance via le réseau) notamment le personnel de l'hôpital et le patient. Ces pictogrammes seront intégrés dans l'interface et serviront à l'utilisateur à choisir les procédures qu'il veut activer dans un temps et un effort réduits.

Les pictogrammes semblent particulièrement appropriés lorsque le support d'interface intègre la détection du mouvement oculaire puisqu'ils permettent de palier à l'obligation de proposer à l'utilisateur des choix *simples* (comme on le fait avec un questionnaire à choix multiples) par la réduction du temps entre la prise d'information et l'action de l'utilisateur à pratiquement rien. En effet, le même organe (l'œil) est utilisé dans ce cas pour les deux fonctions.

6 Conclusions et perspectives

Il n'est pas rare que des projets de recherche aient du mal à se concrétiser. Le coût fait partie des facteurs importants rendant difficile l'utilisation des mêmes outils que ceux à la disposition d'un laboratoire de recherche ; d'autres facteurs comme l'évolution des outils rentrent également en compte. Dans ce projet, nous nous sommes fixés comme objectif à long terme la reproductibilité, c'est-à-dire, la capacité pour d'autres à reproduire les expériences et les prototypes que nous proposons. Nous ajoutons que nous cherchons la reproductibilité à des coûts raisonnables. Même si la reproductibilité ne signifie pas que le projet soit effectivement reproduit, encore moins appliqué, cela doit nous mettre dans de bonnes dispositions pour aborder le problème de passage de la recherche à l'application ou, au moins, d'avoir une meilleure compréhension des tenants et des aboutissants.

Concernant la multimodalité, nous comptons aussi intégrer d'autres interfaces à destination des personnes handicapées visuelles, auditives, en utilisant la reconnaissance vocale, la détection du souffle, etc. Ces outils seront intégrés en suivant la même stratégie que la détection du mouvement oculaire, notamment dans la recherche de dispositifs *open source* à coût réduit. Des expérimentations sur personnes hospitalisées nous permettront d'affiner le degré d'efficacité de notre système.

Références

- [1] Vaisman (A.), "Une chambre électronique à l'hôpital Cochin", pp 38-39, *Revue de l'Infirmière*, n° 20, 1984/12, Paris.
- [2] Welling et al., "Hospital bed communication and control device", Application number US 10/436,809, 2004, Brevets.
- [3] Fiorini, P., Ali, K.; Seraji, H., "Health care robotics: a progress report," *Robotics and Automation*, 1997. Proceedings. 1997 IEEE International Conference on , vol.2, no., pp.1271,1276 vol.2, 20-25 Apr 1997 .
- [4] Pires, G.; Araujo, R.; Nunes, U.; de Almeida, A.T., "RobChair-a powered wheelchair using a behaviour-based navigation" *Advanced Motion Control*, 1998. AMC'98-Coimbra, 5th International Workshop, pp. 536-541, 1998
- [5] Rialle V, Lauvernay NA et al., "smart room for hospitalised elderly people: essay of modelling and first steps of an experiment", pp 343-57, *Technol Health Care*, 1999.
- [6] Ragot, N.; Bouzbouz, F.; Khemmar, R.; Ertaud, J.-Y.; Kokosy, A.-M.; Labbani-Igbida, O.; Sajous, P.; Niyonsaba, E.; Reguer, D.; Huosheng Hu; McDonald-Maier, K.; Sirlantzis, K.; Howells, G.; Pepper, M.; Sakel, M., "Enhancing the Autonomy of Disabled Persons: Assistive Technologies Directed by User Feedback," *Emerging Security Technologies (EST)*, 2013 Fourth International Conference on , vol., no., pp.71,74, 9-11 Sept. 2013.
- [7] Kyong Il Kang; Freedman, S.; Mataric, M.J.; Cunningham, M.J.; Lopez, B., "A hands-off physical therapy assistance robot for cardiac patients," *Rehabilitation Robotics*, ICORR 2005. 9th International Conference on , vol., no., pp.337,340, 28 June-1 July 2005.
- [8] J. Leggett et G. Williams (1984). An empirical investigation of voice as an input modality for computer programming. *International Journal of Man-Machine Studies* 21: 493-520.
- [9] J.M. Noyes, R. Haigh, A.F. Starr, "Automatic speech recognition for disabled people Original Research Article", *Applied Ergonomics*, PP 293-298, Issue 4, December 1989.
- [10] Stefanie Blain et al., "Bedside computer access for an individual with severe and multiple disabilities: A case study", PP 359-369, 2010.
- [11] J. Lopez Krahe (2007). The technology in the integration of the blind people, an historical approach. Novatica/Upgrade *The European Journal for the informatics professional*, n°186 Madrid, mars-avril 2007. pp.4-7 Upgrade, vol 8, n°2, pp 5, 9
- [12] H. Daassi-Gnaba, M. Zbakh, J. Lopez Krahe, (2010). □Combinaison de reconnaissance de la parole, reconnaissance des émotions et tête parlante codeuse en LPC pour les personnes sourdes et malentendantes. *Revue STH (Sciences et Technologies pour le Handicap)*, Vol 3, pp. 239-253, Hermès Lavoisier.
- [13] M. Zbakh, I. Lopez Fontana, K. Ahnache, A. Mortera, J. Lopez Krahe (2010). Pictokids: un logiciel de communication pictographique avec sortie textuelle ou vocale, HANDICAP 2010, Paris, juin 2010, pp 155-160.
- [14] Z. Zenn Bien, Jun-Hyeong Do et al. , " User-friendly interaction/interface control of intelligent home for movement-disabled people", 2003 working paper (<http://citeseerx.ist.psu.edu>)
- [15] Marie-Hélène Bekaert, Claudine Botte-Lecocq, François Cabestaing, Alain Rakotomamonjy. Les interfaces Cerveau-Machine pour la palliation du handicap moteur sévère. *Sciences et Technologies pour le Handicap*, Hermès, 2009, 3 (1), pp.95-121.
- [16] Pereira, César Augusto Martins et al. "Development and Evaluation of a Head-Controlled Human-Computer Interface with Mouse-Like Functions for Physically Disabled Users." *Clinics (Sao Paulo, Brazil)* 64.10 (2009): 975–981.PMC. Web. 23 Apr. 2015.

Etude pilote pour l'utilisation de la Kinect V2 pour l'évaluation motrice des maladies neuromusculaires. Cas de la MFM.

Justine Coton¹, Julien Veytizou¹, Jonathan Martinat¹, Kevin Barra¹,
Guillaume Thomann¹, François Villeneuve¹

¹Univ. Grenoble Alpes, Lab. G-SCOP, F-38000 Grenoble, France

Justine.coton@grenoble-inp.fr, Julien.veytizou@grenoble-inp.fr

Résumé

Cet article propose d'évaluer la possibilité d'utiliser un capteur de mouvement grand public pour aider les kinésithérapeutes dans l'évaluation des capacités motrices. L'outil proposé utilise le capteur Kinect pour enregistrer les mouvements du patient et les analyses à l'aide de logique floue suivant les critères du protocole médical MFM. Dans cette étude pilote, il a été testé sur 3 patients.

1 Introduction

L'autonomie peut représenter la capacité d'un individu à participer à des situations de vies quotidiennes. Une déficience des facultés motrices des membres supérieurs et/ou inférieurs peut affecter cette autonomie avec de significatives répercussions sur la vie des personnes. A ce stade, le chemin du médical est souvent nécessaire pour retrouver cette autonomie. Les thérapeutes vont identifier les particularités de la déficience afin de proposer un programme thérapeutique adapté au besoin du patient. Les troubles moteurs touchent plus de 8 millions de français[1]. Les soins destinés à identifier et évaluer ces déficiences représentent une lourde charge d'argent et de temps pour l'état et le secteur de la santé. Les thérapeutes deviennent de plus en plus demandeurs d'outils permettant d'aider et de faciliter l'évaluation de l'ampleur des troubles de leurs patients.

Il est possible d'évaluer les capacités motrices par l'observation à l'aide d'échelle de cotation. Elles consistent en une série de mouvements et/ou d'activités à faire réaliser au patient. Cette série de tâches est, en général, accompagnée d'une liste de consignes : position de départ autorisée, mouvements interdits, accessoires autorisés etc. et d'une échelle de cotation permettant de scorer la performance du patient au cours de l'exercice. Ces échelles sont multiples. Celles pour l'évaluation motrice peuvent être destinées à évaluer la capacité de manière globale ou pour des maladies et/ou tranches d'âges spécifiques [2]. L'étude présentée dans ce papier s'intéresse à l'évaluation des maladies neuromusculaires. Plus particulièrement, elle se concentre sur l'échelle reconnue de la MFM (Mesure de Fonctions Motrices) [3]. Il s'agit d'une échelle composée de 32 exercices (20 pour les enfants) cotés de 0 à 3. Ces exercices permettent de qualifier les fonctions motrices élémentaires du patient et sont répartis en 3 catégories permettant de qualifier les motricités distales, proximales et la capacité de transfert de position du patient.

Cette méthode est couramment utilisée de par sa simplicité (peu de matériel ou technique à instaurer), son côté économe (peu d'accessoire), et surtout sa rapidité (facile à mettre en place, ~1h et résultats calculable en ~1h). Même avec tous les avantages offerts par cette méthode, il reste quelques inconvénients. Il existe un manque de précision dans la capitalisation de données sur le long terme car

il s'agit d'une observation à l'œil nu. Il est donc difficile d'évaluer et de conserver des valeurs précises sur le déroulement de l'exercice. De plus, l'évaluation étant faite par un humain, elle génère un manque de reproductibilité dans la mesure. Finalement la partie de traitement des résultats, bien que capitale et protocolaire, peut s'avérer fastidieuse pour le thérapeute.

A ce stade il est important de développer de nouveaux outils conservant les avantages d'une évaluation avec échelle : peu cher, peu encombrant, rapide à installer et à utiliser. Mais en y ajoutant une meilleure reproductibilité dans la mesure et en facilitant le traitement et la conservation de données précises. Cet article propose d'explorer les outils disponibles et d'appliquer un premier concept d'évaluation motrice automatique.

2 Etat de l'art

Les analyses de mouvements actuelles, que ce soit pour l'évaluation ou la rééducation, sont généralement réalisées à l'œil nu par les médecins et les kinésithérapeutes. Il existe de nombreux capteurs ou systèmes (robotiques ou optiques)[4] permettant ces analyses mais ces derniers sont souvent chers, complexes, difficile et long à mettre en place ou encombrants. L'arrivée de capteurs de mouvement low-cost, léger et simple comme la Kinect a dynamisé le développement de l'e-médecine[5]. De nombreuses études visent à automatiser l'analyse des mouvements en rééducation (rééducation). Peu d'études traitent de l'analyse automatique des fonctions motrices (évaluation) qui peut être radicalement différente de l'analyse en rééducation. En effet la rééducation repose sur une posture ou un mouvement de référence à accomplir, là où la fonction motrice peut être réalisée par un ensemble de mouvements pouvant être très variés certains permettant une même cotation et d'autre non.

Les caméras et autres systèmes de captures de mouvements se sont démocratisés depuis quelques années. Par exemple, les webcams se sont généralisées depuis longtemps. Sony avait d'abord développé l'Eyetoy en 2003 puis le PlayStation Move en 2010. Nintendo a grandement participé à l'acceptation de ce type de technologie suite à la réussite commerciale de la Wii avec sa Wiimote en 2006. La Kinect [6], produit de Microsoft, commercialisée depuis 2008, est un capteur de profondeur basé sur une technologie infra-rouge. Microsoft y associe une technique de traitement d'image [7] permettant de reconnaître une silhouette et de la traduire en un ensemble de points localisé dans un espace 3D. L'objectif final est d'obtenir un squelette numérique. Ceci fait de la Kinect le capteur de mouvement grand public possédant la meilleure précision et la meilleure compréhension du déplacement cinématique humain, privilégié pour des applications médicales [5].

De plus, depuis 2014, une nouvelle version de la Kinect est disponible, la Kinect V2. La Kinect V1 verra sa production arrêtée en 2015. Cette nouvelle version possède de meilleures caractéristiques : la caméra couleur (RGB) devient une caméra HD (640* 480 pixel à 30Hz => 1080 pixel à 30 Hz) et la caméra infra-rouge voit sa résolution augmentée (320*240 pixel => 512*424 pixel). L'angle de vue a également augmenté (43,5°=>60° verticalement et 57,5°=>70° horizontalement). Que ce soit pour la Kinect V1 ou V2, il existe un effet de distorsion spatial [8] faisant que le système sera plus précis pour des humains détectés au centre du champ de vision de la caméra, n'étant ni trop près ni trop loin (~2,5m). La précision du système n'a pas forcément changé de manière notable. La dispersion du système générerait sur la Kinect V1 une erreur aléatoire de 1cm lorsque la détection se faisait à 2,5 m de la Kinect [9]. Mais cette erreur aléatoire s'avère augmentée de manière plus lisse en profondeur pour la Kinect V2 [10]. L'erreur générée sur le placement des points du squelette numérique s'avère difficile à quantifier. Des tentatives de corrélations avec des systèmes de mesures médicales ont été effectuées, notamment avec le capteur de mouvement avec marqueurs VICON. L'erreur générée entre un point du squelette Kinect et la référence VICON est d'environ 10 cm [11] pour la Kinect V1, erreur qui n'a pas diminué de manière significative avec la Kinect V2 [12].

Une fois la détection de l'humain réalisée, il est nécessaire d'interpréter ces mouvements à l'aide d'algorithmes de reconnaissance. Diverses techniques ont été utilisées pour analyser les mouvements [13]. Cette reconnaissance peut être statique ou dynamique. Les techniques les plus appropriées seront également différentes suivant la précision ou la partie du corps à évaluer : le corps, la main, le visage [13]. Finalement il est également possible de catégoriser ces techniques par leurs procédés. Dans le cadre de l'analyse de mouvement à partir d'un squelette numérique [14], nous pouvons trouver les procédés utilisant la correspondance de modèles (matching) tels que le Dynamic Time Warping (DTW) [15] et les approches connexionnistes comme les Hidden Markov Model (HMM) [13] ou les procédés purement algorithmiques tels que la Logique Floue (FL)[16]. Les approches utilisant des modèles demandent un grand nombre d'échantillons, surtout pour les approches connexionnistes pour entraîner le modèle. De plus, c'est un processus assez long dans son traitement. Les approches algorithmiques permettent d'obtenir des résultats en très peu de temps avec un nombre limité de données. De plus, les techniques comme la FL permettent de modéliser l'expertise d'un praticien et l'imprécision nécessaire dans l'évaluation des déficiences motrices [17][18].

L'outil pour l'évaluation motrice ayant besoin d'être simple, compact et peu coûteux, la Kinect V2 semble le plus approprié des capteurs. La rapidité nécessaire pour le traitement des résultats indique que la FL pourrait fournir un bon algorithme pour l'analyse des résultats. La présente étude consiste à vérifier s'il est possible d'utiliser ces deux éléments pour enregistrer et coter un patient automatiquement suivant le protocole de mesure MFM.

3 Méthode

La création d'un logiciel de mesure approprié a été nécessaire pour mener l'étude pilote de cet outil d'évaluation. Le module d'analyse de ce logiciel a été fixé par un protocole expérimental, décomposé en 3 étapes. Puis le logiciel a été évalué à l'aide de 3 patients.

3.1 L'outil KiMe (Kinect Medical Measurement)

Un logiciel de mesure, développé sous VS2010, a été mis en place.

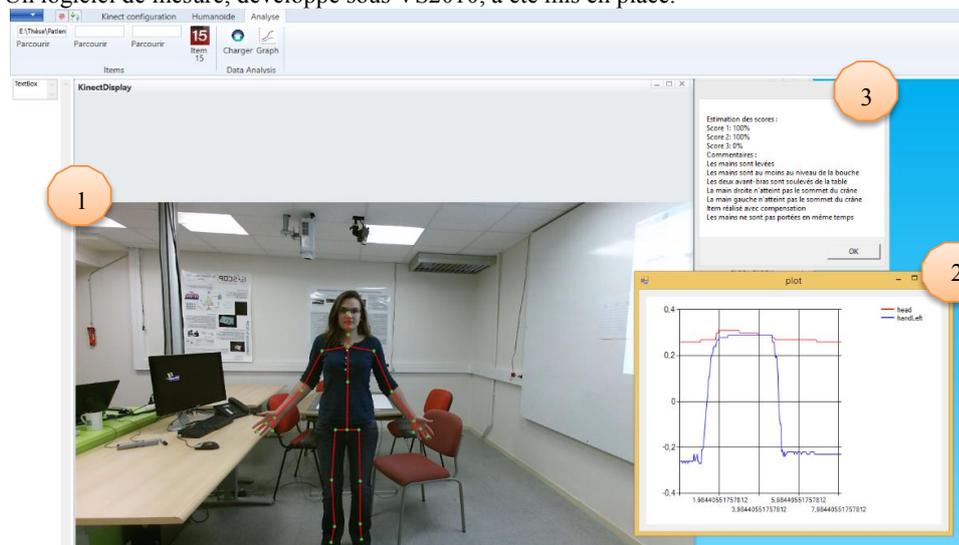


Figure 1: Interface logiciel

Il est composé d'une interface principale pour manipuler les divers modules et observer les informations perçues (cf. Figure 1), ainsi que d'un module de capture de mouvement et d'un autre module d'analyse. Le module de mesure permet d'afficher en temps réel les informations issues de la Kinect V2 (cf. 1 Figure 1) et d'enregistrer les informations du squelette numérique. Le module d'analyse permet, à posteriori, d'évaluer (cf. 2 Figure 1) et de coter (cf. 3 Figure 1) les informations enregistrées.

3.2 Procédure expérimentale

Pour s'assurer que la procédure et la cotation mises en place soient pertinentes, chacune des étapes se doit d'être réalisée en coopération avec un expert médical ici un praticien référent de la MFM. La première étape consiste à identifier les items de la MFM susceptibles d'être détectés par la Kinect. La sélection est basée principalement sur la faisabilité du système KiMe à mesurer la position de départ et la tâche à exécuter de ces items. Nous présenterons les résultats obtenus à partir de l'item 15. Le but de cet item pour le patient est de mettre les mains en même temps sur la tête sans bouger ni le tronc, ni la tête. Puis nous avons déterminé avec le praticien les stratégies d'algorithmes à implémenter au système KiMe et plus particulièrement au module d'analyse pour coter les activités motrices des sujets sur l'item 15 de la MFM. Enfin, des expérimentations ont été réalisées avec trois sujets et en présence du praticien pour déterminer les éventuelles corrélations entre un «*score praticien*» et un «*score KiMe*».

3.3 Analyse des données

Pour l'item 15 et pour chaque sujet, le praticien expliquait les tâches à réaliser. D'après la MFM, toutes les informations orales, démonstrations ou mouvements décrits par le praticien sont autorisés pour expliquer au mieux la tâche demandée. Après cette explication, le sujet exécute la tâche de l'item 15. Pendant cette activité, le praticien observait l'ensemble des mouvements et marquait le score de l'item. En même temps, le système KiMe enregistrait, dans une base de données, les données brutes du squelette numérique de la Kinect V2 relatives aux mouvements du sujet. Pour des raisons d'organisation et de temps, le score KiMe a été généré à posteriori au laboratoire à partir des mesures sauvegardées dans la base de données. Une fonction spécifique de calcul a été programmée pour chaque stratégie de cotation en suivant un principe de logique floue (cf. Figure 2). Les données d'entrées (positions et/ou orientations des points du squelette, notées E_i sur la Figure 2) sont floutées à chaque instant «*t*» à l'aide de fonctions trapézoïdales d'appartenances aux composantes MFM (notées F_i sur la Figure 2). La Figure 3 montre un exemple de fonction d'appartenance F_i . A la sortie du «*fuzzificateur*», les pourcentages d'appartenances aux composantes, notés $F_i(E_i)$ sur la Figure 2, servent de données d'entrées au moteur d'inférence qui parcourt toutes les règles (R_i sur la Figure 2) nécessaires pour les cotations. Pour chaque cotation, les sorties sont définies comme étant le maximum du pourcentage de validation durant l'exercice («*défuzzification*»).

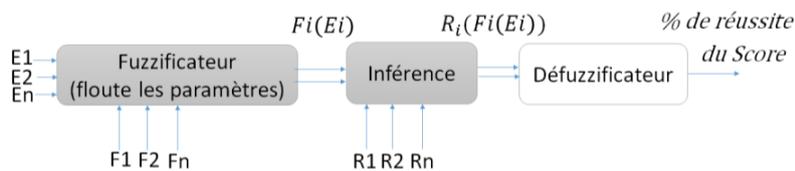


Figure 2: Structure de la Logique floue (E = entrée, F = fonction d'appartenance, R = règle d'inférence)

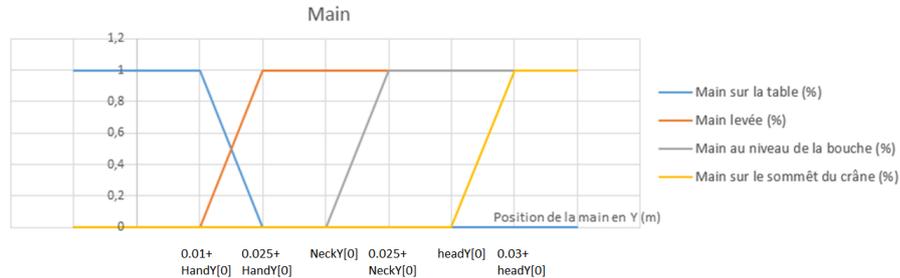


Figure 3: Exemple de fonction d'appartenance

L'utilisation de fonction d'appartenance permet également de renvoyer automatiquement des qualificatifs linguistiques sur l'évaluation de la performance. Ainsi en plus du pourcentage de réussite de chaque score, le logiciel renvoie un petit paragraphe décrivant les critères clés ayant permis cette évaluation.

3.4 Résultats

Pour les 3 patients, les «scores KiMe²» et «score praticien» ont été corrélés. Pour le patient n°1, une cotation de 2 a été notée par le praticien car le patient n'avait réussi à monter les mains qu'au niveau de la bouche. Le score KiMe fut de 2 avec un pourcentage de validation de 100%. Le logiciel indique également dans ces commentaires que le critère discriminant était la position des mains qui ont atteint la bouche mais pas le sommet de la tête.

Pour les patient n°2 et 3, une cotation de 3 pour chacun a été notée par le praticien car le patient n°2 avait parfaitement réussi l'exercice. Le patient n°3 avait également validé tous les critères de manière moins aisée. Le score KiMe fut également de 3 pour les 2 patients avec, respectivement, un pourcentage de validation de 90% et 70%. Le logiciel indique une validation inférieure à 100% car le calcul des composantes ($F_i(E_i)$ sur la Figure 2) indique que la tâche accomplie appartient à la composante « compensation » avec pour chaque patient respectivement, 10% et 30% d'appartenance. Ces valeurs montrent que les points des squelettes enregistrés suggèrent un désaxement maximum du tronc ou de la tête de respectivement 1 et 3 cm, ce qui n'est pas critique pour la validation du score 3.

4 Discussions et conclusion

L'étude a pour but d'évaluer le potentiel de la Kinect V2 et de la logique floue à faciliter l'évaluation motrice avec la MFM. Les premiers résultats obtenus semblent confirmer la pertinence de l'outil KiMe dans ce contexte. Les mouvements ont tous été détectés et les algorithmes de cotations ont le potentiel d'interpréter correctement les activités du patient. Toutefois, cette étude préliminaire présente plusieurs limites. L'échantillon utilisé tout comme les situations de mesure ne sont pas représentatifs. Il existe une grande diversité de mouvements et de physiologies possibles au sein d'une même pathologie neuromusculaire pour réaliser un item. Il faut donc s'assurer que tous les mouvements sont interprétables de la même manière. De plus, l'identification des items indique que chacun d'entre eux ne sont pas forcément transposables tel quel. Certaines positions comme être couché sur le sol (Item 1 par exemple) ou accroupi sur le sol (Item 9 par exemple) ne sont pas ou difficilement identifiables. D'autres items demandent une précision de mesure difficilement atteignable avec la Kinect V2.

Les travaux futurs viseront à fiabiliser et valider l’outil KiMe dans l’évaluation du protocole MFM sur un plus grand nombre de patient et avec d’autres items.

Références

- [1] F. Saint-Pierre, “Test d’évaluation et de catégorisation des déficiences, incapacités et désavantages sociaux,” *Haute Autorité de Santé*, pp. 1–35, 2007.
- [2] J. Péliissier, F. Pellas, C. Benaïm, and C. Fattal, “Principales échelles d’évaluation chez l’adulte en MPR (deuxième édition),” *Cofemer (Collège français des enseignants universitaires de médecine physique et de réadaptation)*, 2009. [Online]. Available: http://www.cofemer.fr/article.php?id_article=715. [Accessed: 10-Apr-2015].
- [3] C. Bérard, C. Vuillerot, F. Girardot, D. Hamroun, and C. Payan, “La Mesure de Fonction Motrice , une échelle validée pour les MNM,” *Les Cah. Myol.*, vol. 2, pp. 26–34, 2010.
- [4] H. Zhou and H. Hu, “A Survey - Human Movement Tracking and Stroke Rehabilitation,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 3, no. 1, pp. 1–18, 2008.
- [5] H. M. Hondori and M. Khademi, “A Review on Technical and Clinical Impact of Microsoft Kinect on Physical Therapy and Rehabilitation,” *Journal of Medical Engineering*, vol. 2014. Hindawi Publishing Corporation, 2014.
- [6] Microsoft, “Kinect for Windows features,” 2014. [Online]. Available: <http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/meetkinect/features.com>. [Accessed: 22-Dec-2014].
- [7] J. Shotton, A. Fitzgibbon, M. Cook, T. Sharp, M. Finocchio, R. Moore, A. Kipman, and A. Blake, “Real-time human pose recognition in parts from single depth images,” in *Machine Learning for Computer Vision*, IEEE, Ed. Berlin Heidelberg: Springer, 2013, pp. 119–135.
- [8] T. Dutta, “Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace,” *Appl. Ergon.*, vol. 43, no. 4, pp. 645–649, 2012.
- [9] K. Khoshelham and S. O. Elberink, “Accuracy and resolution of kinect depth data for indoor mapping applications,” *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 1437–1454, 2012.
- [10] T. Breuer, C. Bodensteiner, and M. Arens, “Low-cost Commodity Depth Sensor Comparison and Accuracy Analysis,” in *Spie*, 2014, vol. 9250, pp. 1–10.
- [11] B. Bonnechère, B. Jansen, P. Salvia, H. Bouzahouene, L. Omelina, F. Moiseev, V. Sholukha, J. Cornelis, M. Rooze, and S. Van Sint Jan, “Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: Comparison with standard stereophotogrammetry,” *Gait Posture*, vol. 39, pp. 593–598, 2014.
- [12] X. Xu and R. W. McGorry, “The validity of the first and second generation Microsoft Kinect™ for identifying joint center locations during static postures,” *Appl. Ergon.*, vol. 49, pp. 47–54, 2015.
- [13] S. Mitra and T. Acharya, “Gesture Recognition : A Survey,” *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. - Part C Appl. Rev.*, vol. 37, no. 3, pp. 311–324, 2007.

- [14] R. Lun and W. Zhao, "A survey of applications and human motion recognition with Microsoft Kinect," *Int. J. Pattern Recognit. Artif. Intell.*, 2015.
- [15] C.-J. Su, C.-Y. Chiang, and J.-Y. Huang, "Kinect-enabled home-based rehabilitation system using Dynamic Time Warping and fuzzy logic," *Appl. Soft Comput.*, vol. 22, pp. 652–666, 2014.
- [16] L. Zadeh, "Fuzzy algorithms," *Inf. Control*, vol. 12, no. 2, pp. 94–102, 1968.
- [17] F. Chevie and F. Guély, "La logique floue," in *Les Cahiers Techniques Schneider*, Collection., vol. 191, Groupe Schneider, Ed. 1998.
- [18] L. Zadeh, "The role of fuzzy logic in the management of uncertainty in expert systems," *Fuzzy sets Syst.*, vol. 11, no. 1, pp. 197–198, 1983.

Apport dans la reconnaissance des symboles pour l'accès haptique aux images^{*}

Yong CHEN, Zehira HADDAD

Laboratoire THIM (EA4004 CHArt), Université Paris 8

2 Rue de la Liberté, Saint Denis, France

yong.chen09@etud.univ-paris8.fr, zehira.haddad-
bousseksou@univ-paris8.fr

Résumé. Ce travail rentre dans le cadre de la recherche pour faciliter l'accès haptique aux images. Le but est de transformer automatiquement les informations visuelles d'une image en informations en relief accessibles pour les personnes aveugles. Pour ce faire, nous nous limitons à certains types d'images pédagogiques comme les images cartographiques (les cartes), géométriques ou schématiques (astronomiques). Ces images contiennent des légendes avec des symboles descriptifs qui se trouvent à l'intérieur de l'image et que nous proposons d'abord de modéliser puis de les rendre accessibles. Les flèches sont un exemple de symboles qu'on peut trouver dans ce type d'images et qui doivent être transcrites de manière accessible pour faciliter l'interprétation sémantique. Ce type de symboles est généralement de taille très petite. Cet article présente le travail qui consiste à reconnaître automatiquement ces symboles, les détecter, les rendre accessibles et indiquer leur contenu sémantique en adaptant la taille et en montrant leur polarité.

Mot clés. Accessibilité des images pour personnes aveugles, points d'intérêts, appariement des images, détection des flèches, corrélation des images.

1 Introduction

La préparation des documents pour les rendre accessible aux personnes aveugles a pu s'automatiser avec l'utilisation d'applications informatiques basées sur la reconnaissance des formes. En particulier, l'utilisation d'OCR associés à des interfaces adaptées à l'utilisateur: braille ou voix de synthèse, donne des résultats assez corrects. Cependant la préparation des documents graphiques en relief (cartes géographiques, schémas, images géométriques, ...etc.) pose des problèmes plus complexes. De ce fait, la préparation de ces documents est effectuée manuellement de manière assez coûteuse. De plus, cette problématique est importante dans un contexte d'inclusion scolaire, mais aussi pour faciliter à terme un accès autonome aux

^{*} Ce travail a bénéficié d'une aide à la recherche du projet PICRI CARTASAM n°13020599.

documents numériques. Dans le cadre de la transcription tactile des images cartographiques, géométriques ou schématiques, nous avons noté la présence de certains symboles qui véhiculent des informations sémantiques importantes. L'objectif de ce travail est de montrer les possibilités, mais aussi les limites d'un traitement automatique qui permet la mise en forme et la transmission de ces informations par voie tactile sous forme d'images en relief adaptées. Nous montrerons un exemple concret, il s'agit des flèches qui se trouvent dans les images astronomiques comme dans la figure 1. Ici, les flèches indiquent la direction du mouvement des planètes et la direction des rayons du soleil qui sont effectivement une information importante pour avoir une bonne compréhension de l'image. Donc, le but de ce travail est de trouver une méthode pour détecter ces symboles, les comprendre, les rendre accessibles en les agrandissant. En effet, la taille de ces symboles étant initialement trop petite pour pouvoir bien transmettre l'information tactile, leur agrandissement apporterait une meilleure compréhension tactile.

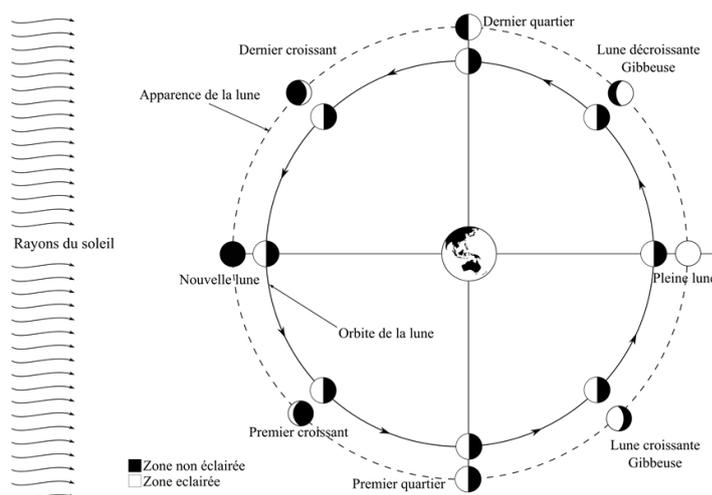


Figure1: Image pédagogique des phases de la lune (observez les petites flèches)

Dans ce travail, deux méthodes de détection ont été proposées et appliquées:

- a) méthode basée sur les points d'intérêts
- b) méthode basée sur la corrélation

2. Détection des flèches via les points intérêts

Un point d'intérêt est un point de l'image qui se distingue de son voisinage spatial local par sa luminosité. Ça représente par exemple: les coins, les jonctions en T, les points de changement de courbure, etc.

Il existe de nombreuses méthodes pour la détection des points d'intérêts. Celles-ci peuvent être classées en trois familles:

- a) Approches fondées sur les contours,
- b) Approches fondées sur les intensités,
- c) Approches à base de modèles.

Les approches de la deuxième famille sont les plus utilisées. Parmi les détecteurs des points d'intérêts les plus populaires de cette deuxième famille d'approches, on trouve le détecteur de Moravec [1], le détecteur d'Harris et de Stephens [2], le détecteur de SUSAN (Smallest Univalued Segment Assimilating Nucleus) [3] et le détecteur SIFT (Scale-invariant feature transform) [4]. Les études réalisées par Y. Chen [5] sur la comparaison des performances des détecteurs précédemment cités ont montré qu'en conciliant les trois critères correspondants à la robustesse, la rapidité et la facilité d'implémentation, le détecteur d'Harris s'avère le plus approprié. De ce fait, nous avons choisi ce détecteur pour tester la première méthode de détection des flèches.

Après la détection des points d'intérêt, nous réalisons une mise en correspondance entre l'image de template et l'image originale en utilisant le descripteur SURF (Speeded Up Robust Features) [6] [7].

3 Détection des flèches via la corrélation

La corrélation est une mesure qui calcule le degré de ressemblance entre deux ensembles de données (sont corrélés) [5]. Une fenêtre de corrélation doit être déterminée dans un premier temps. Dans notre cas, nous utilisons comme fenêtre de corrélation une image de template. Comme il y a différents types de flèches, nous utilisons une petite base de données d'images de templates auxquelles on applique différentes rotations. Chaque fenêtre de template utilisée va parcourir l'image originale. En chaque point de l'image originale, on aura un score de corrélation. Une fois toutes les images templates parcourues, le point qui donne le plus grand score, sera considéré alors comme la position qui correspond à la ressemblance maximum entre l'image de template utilisée et l'image originale. Etant donné qu'on peut avoir plusieurs flèches à détecter dans une image, nous avons fixé un seuil pour le score de corrélation. Ce seuil a été fixé manuellement. Cependant, dans le cadre de travaux futurs, nous envisageons de réfléchir sur une méthode automatique qui fixe ce seuil.

En ce qui concerne la taille des flèches, nous ne traitons que les flèches de petite taille que nous avons dans notre base de données. En effet, si la taille des flèches est plus grande que ce que nous avons dans notre base de données, nous supposons qu'ils sont assez grands pour être compréhensibles tactilement.

Les mesures de corrélation utilisées sont souvent les corrélations croisées. Dans cette famille, il existe plusieurs membres: Corrélation Croisée (CC), Corrélation croisée normalisée (NCC), Corrélation croisée centrée et normalisée à moyenne 0 (ZNCC).

Le tableau 1 donne les invariances de ces mesures. L'analyse de ce tableau montre que la mesure ZNCC possède plus d'invariance que les autres.

Les études comparatives réalisées par Ashwanden et Guggenbühl [8] ont prouvé que la ZNCC est la mesure la plus robuste aux changements linéaires de luminosité et au bruit. Dans le travail de E. Pissaloux et Y.Chen [9], il a été montré également que la mesure ZNCC est une mesure très efficace pour une détection des points. De ce fait, nous avons opté pour l'utilisation de la mesure ZNCC pour notre travail.

		CC	NCC	ZNCC
Invariance de type gain+biais	$M(af1 + b, cf2 + d) = M(f1, f2)$	Non	Non	Oui
	$M(af1 + b, af2 + b) = M(f1, f2)$	Non	Non	Oui
Invariance de type biais	$M(f1 + a, f2+b) = M(f1, f2)$	Non	Non	Oui
	$M(f1 + a, f2+a) = M(f1, f2)$	Non	Non	Oui
Invariance de type gain	$M(af1, bf2) = M(f1, f2)$	Non	Oui	Oui
	$M(af1, af2) = M(f1, f2)$	Non	Oui	Oui

Tableau 1 Comparaison des invariances de certaines mesures de corrélation [5]

4 Analyse des résultats

4.1 Détection des flèches via les points intérêts

Nous appliquons les deux méthodes proposées avec une même image de template choisie (Figure 2). Nous appliquons d'abord la méthode des points d'intérêt qui est basée sur le détecteur Harris et le descripteur SURF sur l'image originale (Figure 1) et de template (Figure 2).

Dans le but de s'assurer que la méthode implémentée est bien correcte et fonctionnelle, nous avons également utilisé une image de template de vérification qui comporte plus d'éléments et qui fait partie de l'image originale (Figure 3). Les résultats de la détection sont donnés dans les figures suivantes:



Figure 2: Images de template flèche

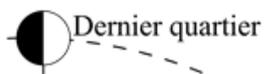


Figure3:Image de template de vérification.

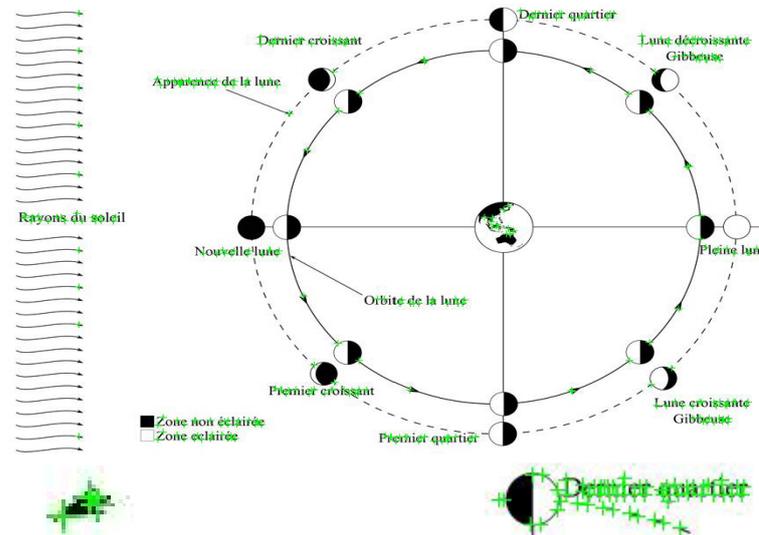


Figure 4: Les points d'intérêts trouvés sur les images originales et celles des templates.

Les figures 5 et 6 montrent que la méthode a trouvé la position de l'image de template de vérification, mais n'a pas trouvé la position de la flèche. C'est parce que la flèche a une taille très petite. En effet, la figure 4 montre bien que le détecteur n'a trouvé que très peu de points (3 points), ce qui n'est pas suffisant pour localiser sa position.

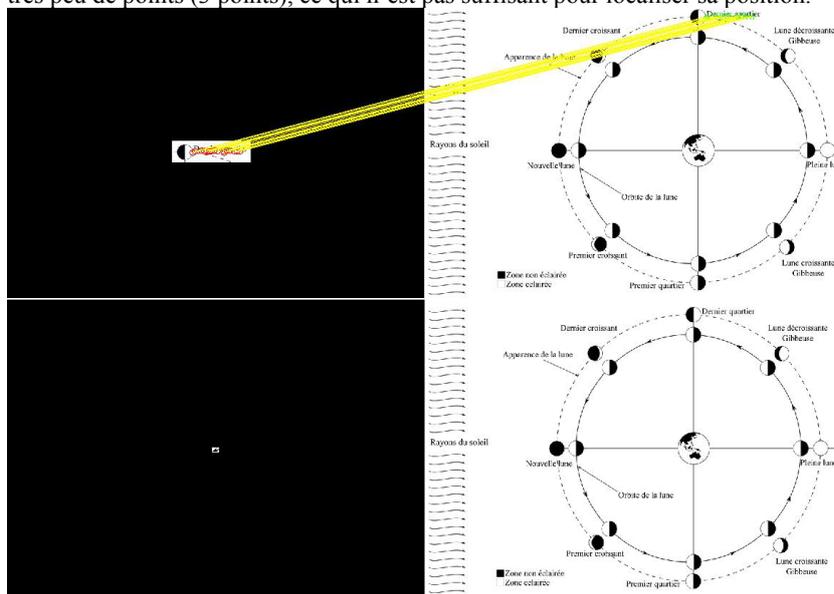


Figure 5 Exemple 2 résultat de la détection

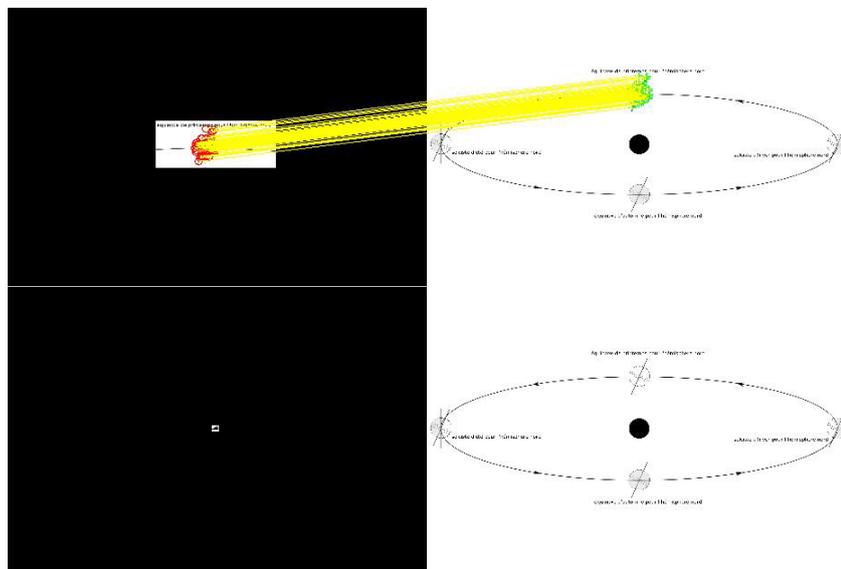


Figure 6 Exemple 2 résultat de la détection

4.2 Détection des flèches via la corrélation

Nous appliquons dans ce qui suit la méthode de corrélation. Pour cette méthode, nous utilisons différentes images de templates de flèches (différents types de flèches) et différentes directions. Sur chaque image de template, une série de rotation qui est comprise dans l'intervalle $[0,360^\circ]$ avec un pas de 5° a été appliquée. Les positions des flèches correspondent aux valeurs maximums de corrélation correspondant aux différentes orientations et aux différents types de flèches (templates). Les résultats de détection sont montrés dans les figures 7 et 8. Ils montrent bien que la méthode de corrélation a réussi à trouver la position des flèches dans l'image originale. Une fois les flèches bien détectées, nous agrandissons leur taille (pour les rendre plus détectables tactilement).

5 Production des images tactiles

Les images tactiles sont obtenues via les trois étapes suivantes :

- Détection de texte dans l'image, sa reconnaissance via un logiciel OCR et sa transcription automatique en Braille.
- Détection des différentes zones de couleurs dans l'image et leur remplacement par une texture qui va être imprimée en relief.
- Impression via un four thermo-relief.

Les figures 9 et 10 représentent les images tactiles finales qui correspondent respectivement aux images des figures 7 et 8.

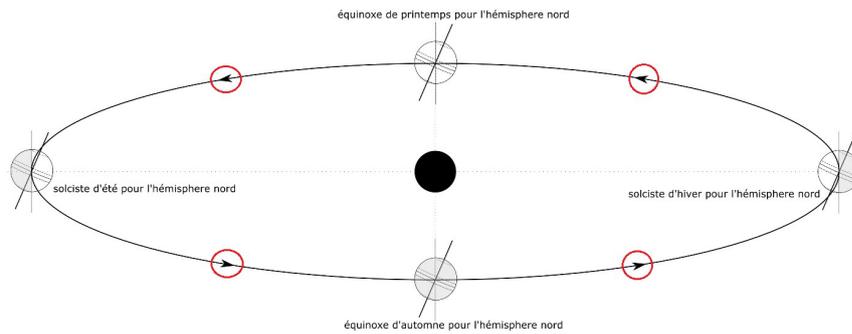


Figure 7 Exemple 1 de la détection des flèches avec la corrélation.

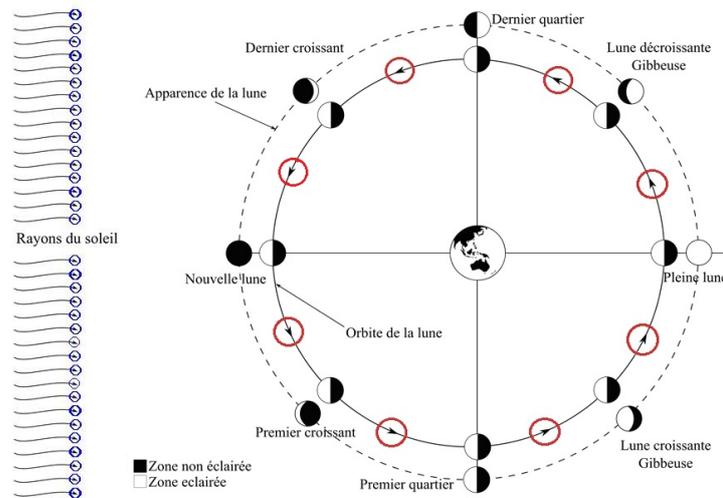


Figure 8 Exemple 2 de la détection des flèches avec la corrélation.

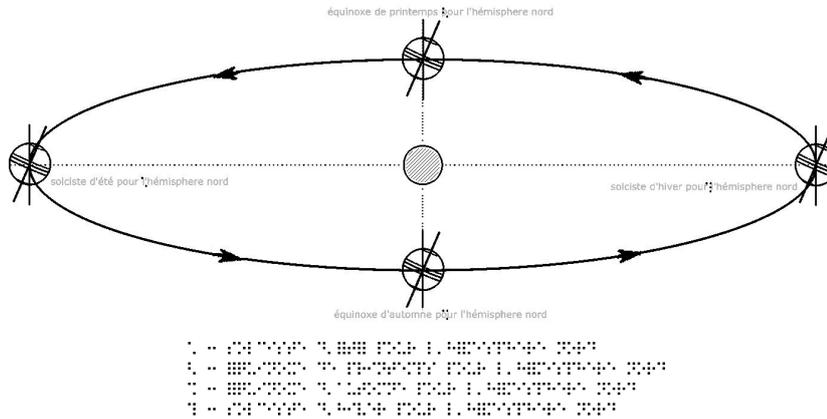


Figure 9 Exemple 1 d'une image tactile contenant des flèches accessibles.

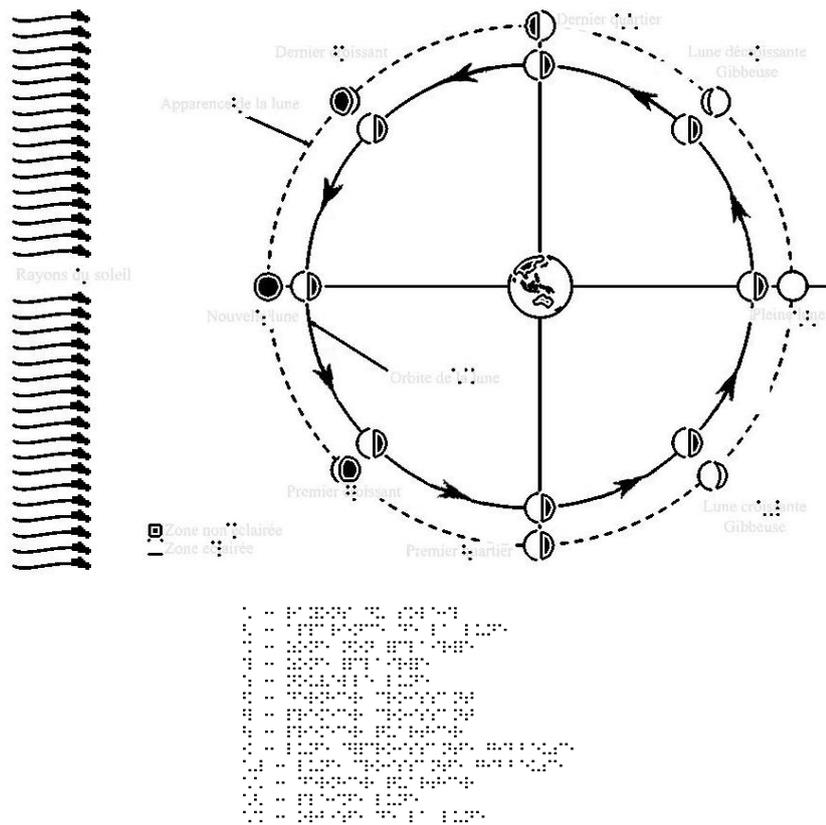


Figure 10 Exemple 2 d'une image tactile contenant des flèches accessibles.

6 Conclusion

Le travail effectué montre qu'étant donné la petite taille des symboles à détecter, une méthode basée sur les points d'intérêt ne donne pas de bons résultats pour la reconnaissance de ces symboles. Toutefois, la méthode proposée qui est basée sur la corrélation et qui utilise une base de données prédéfinie de symboles, est une méthode qui résout bien la problématique posée. Vu la variation de directions que peuvent avoir les symboles, nous avons appliqué aux templates, différentes orientations afin de balayer toutes les directions possibles. Notons également que le choix du seuil de corrélation est un paramètre très important qui influe sur la précision de la méthode. Comme perspectives, nous proposons de travailler sur le développement d'une méthode automatique pour la détermination du seuil de corrélation, ce qui va nous permettre une bonne détection de ces symboles.

Références

1. Moravec, H.: Obstacle Avoidance and Navigation in the Real World by a Seeing Robot Rover. PhD, Carnegie-Mellon University (CMU), Robotics Institute, 1980
2. Chris Harris, Mike Stephens: A Combined Corner and Edge Detector. Proceedings of The Fourth Alvey Vision Conference (Manchester, UK), pp. 147-151, 1988.
3. Smith, S. M., Brady, J., M.: SUSAN—A New Approach to Low Level Image Processing. Int. J. of Computer Vision 23(1), 45-78 (1997).
4. Lowe, D. G.: Distinctive image features from scale-invariant keypoints. Int. J. of Computer Vision, 60, 2 (2004), pp. 91-110.
5. Y.Chen : Une nouvelle mise en correspondance des image-Via la fusion de donnée visuelles et inertielles. Edition Universitaires Européennes, 2014, ISBN-978-3-8417-3670-3
6. Herbert Bay, Tinne Tuytelaars et Luc Van Gool: SURF: Speeded Up Robust Features. 9th European Conference on Computer Vision, Graz, Autriche, 2006.
7. Herbert Bay, Andreas Ess, Tinne Tuytelaars et Luc Van Gool: SURF: Speeded Up Robust Features. Computer Vision and Image Understanding, vol. 110, no 3, 2008, p. 346-359
8. Aschwanden, P., Guggenbül, W.: Experimental Results from a Comparative Study on Correlation type Registration algorithms. Proc. ISPRS Workshop, 1992 , pp. 268-282
9. E. Pissaloux. , Y. Chen and R. Velazquez: Image Matching Optimization Via Vision And Inertial Data Fusion: Application To Navigation Of The Visually Impaired. International Journal of Image and Graphics Vol. 10, No. 3 (2010) 1 - 14.

Design and evaluation of interactive audio-tactile maps for visually impaired people

Anke Brock^{1*}

¹Inria Bordeaux, France
anke.brock@inria.fr

Abstract

In order to overcome challenges related to orientation and mobility, visually impaired people need to know their environment. Tactile relief maps are generally used for exploring geographic information, but they retain significant limitations. Recent technological progress allows the development of interactive maps which overcome these limitations. We designed an accessible interactive map prototype composed by a multi-touch screen with tactile map overlay and speech output. It provided auditory information when tapping on map elements. We have demonstrated in an experiment that our prototype was more effective and satisfactory for visually impaired users than a simple raised-line map. We also explored and tested different types of advanced non-visual interaction (gestural, tangible and wearable) for exploring the map. Finally, we present how this work has been conducted using a participatory design process.

1 Introduction

Visually impaired people face important challenges related to orientation and mobility. Indeed, 56% of visually impaired people in France declared having problems concerning mobility and orientation (C2RP, 2005). These problems often mean that visually impaired people travel less, which influences their personal and professional life and can lead to exclusion from society (Passini & Proulx, 1988). Therefore this issue presents a social challenge as well as an important research area. Accessible geographic maps are helpful for acquiring knowledge of an urban environment. Traditionally, raised-line paper maps with braille text have been used. These maps have proved to be efficient for the acquisition of spatial knowledge by visually impaired people. Yet, these maps possess significant limitations (Tatham, 1991). For instance, due to the specificities of the tactile sense only a limited amount of information can be represented on the map. Also, it is difficult to represent specific information such as distances. Furthermore, only a small percentage of the visually impaired population can read braille.

Recent technological advances have enabled the design of interactive maps with the aim to overcome these limitations. Indeed, interactive maps have the potential to provide a broad spectrum of the population with spatial knowledge, irrespective of age, impairment, skill level, or other factors (Oviatt, 1997). To this regard, they might be an interesting means for providing visually impaired people with access to geospatial information. The literature reveals that numerous research projects have been devoted to the design of interactive maps for visually impaired people since 1988 (Brock, Oriola, Truillet, Jouffrais, & Picard, 2013). The design of these maps varied in different aspects, including content (city maps, country maps, weather maps, etc.), devices (touchscreen, haptic devices, mouse and keyboard) and interaction techniques (auditory, tactile).

* Created the first draft of this document

2 Design and evaluation of an audio-tactile map prototype

The current paper presents the research that has been conducted during this PhD thesis on designing and evaluating interactive audio-tactile maps for visually impaired people (Brock, 2013a).

2.1 Design of an audio-tactile map prototype

We developed an accessible interactive map prototype based on the observations from the literature and our own studies on observing visually impaired users during mobility and orientation (see 4). The interactive map prototype was composed of a raised-line map overlay placed over a multi-touch screen (see Figure 1), a computer connected to the screen and audio output through loudspeakers. Users could explore the raised-line map on top of the screen with both hands, i.e. ten fingers, exactly the same way that they would explore a tactile paper map. They could obtain the names of streets and buildings by double-tapping on the map elements. The development of this map prototype consisted in four steps: 1) drawing and printing the raised-line paper map, 2) choice of multi-touch technology, 3) designing and implementing non-visual interaction methods and 4) developing the software architecture. We have presented this prototype in (Brock, Truillet, Oriola, Picard, & Jouffrais, 2012).

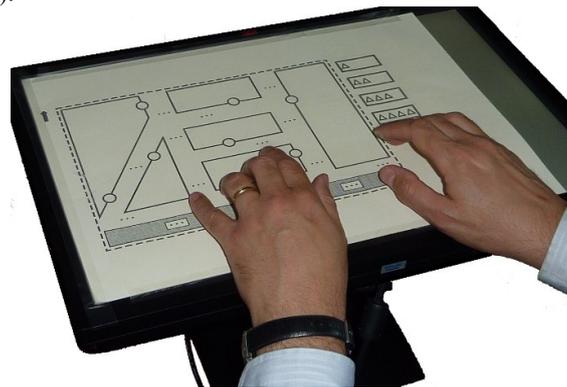


Figure 1: Interactive audio-tactile map prototype

2.2 Evaluating the usability of the audio-tactile map

Prior to this project, the usability of accessible interactive maps had never been compared to the usability of raised-line maps with braille text. Therefore, it has been unknown whether interactive maps were worse or better solutions than traditional embossed maps. To overcome this lack of knowledge, we conducted a systematic user study based on experimental psychology, comparing these two different map types for visually impaired people. Both maps were tested by 24 blind participants. The study showed that interactive maps had a higher efficiency and user satisfaction as classical tactile-Braille map. Improvement in spatial learning depended on users' expertise and characteristics as well as the type of spatial knowledge (landmark, route, survey) that had to be acquired. We presented the results of this study in (Brock, Truillet, Oriola, Picard, & Jouffrais, 2015).

3 Advanced non-visual interaction with geographic maps

The non-visual interaction techniques evaluated in the previously described study were quite simple (double tap to acquire verbal information about names of streets and buildings). With the advancement of new technologies it is possible to design more advanced interaction techniques. Concretely we were interested in how gestural and tangible interaction could be used for interaction with accessible maps and whether smartwatches could be integrated into accessible maps.

3.1 Non-visual gestural interaction for geographic maps

Touch displays possess a poor accessibility for visually impaired people due to the fact that they do not provide any cutaneous feedback or information about the placement of interactive elements. One possibility to make them more accessible without sight is through gestural interaction. Yet, there are still few studies on using gestural interaction for visually impaired people. We suggest that gestural interaction is especially interesting for accessing geographic maps, as it would provide the possibility to enrich them. First, gestures would enable the possibility to access important information, such as distances, directions, or itineraries. Second, it would be possible to present more complex information than names. Concretely, we showed how gestural interaction techniques can be used in interactive maps for visually impaired people for accessing more-detailed information about points of interest and determining distances between these points (Brock, Truillet, Oriola, & Jouffrais, 2014).

3.2 Non-visual tangible interaction for geographic maps

Tangible interaction investigates interaction with the digital world through the use of physical artifacts (Ullmer & Ishii, 2000). Although tangible interaction has raised a lot of interest in the HCI community, it is still very rarely used in the context of accessible interaction. We have worked on the design of non-visual tangible interaction for geographic maps (Brock, Ducasse, Dubois, & Jouffrais, 2014).

3.3 Non-visual interaction with smartwatches for geographic maps

Only few projects have studied the interaction with wearable technology without sight (see for example Ye, Malu, Oh, & Findlater, 2014), and especially there is a lack of knowledge concerning the use of smartwatches by blind people. Concretely, we combined use of a smartwatch with a large multi-touch table. We proposed a two-step non-visual interaction technique to speed up exploration of a large geographic map without sight. The first step (Quick-Glance) allows quickly acquiring a global but sparse mental representation of the map by using mid-air gestures. In a second step (In-Depth), users can select a point of interest (POI) to which the hand is guided (Bardot, Brock, Serrano, & Jouffrais, 2014).

4 Designing with and for visually impaired users

It is an important principle in Human-Computer Interaction to include users throughout the whole design cycle in order to assure that the developed technologies meet the users' needs. This can be done through the use of participatory design or codesign methods (Sanders, 2002). When designing for people with special needs it is especially important to include them into the design process. First, a designer or researcher without impairments cannot imagine how technology needs to be designed for special needs. Second, not considering user needs in the design of assistive technology results in a high abandoning rate (Phillips & Zhao, 1993).

Our research with visually impaired people has been based on using participatory design methods for all design phases: analysis, ideation, prototyping and evaluation (Brock, 2013b). Through a close collaboration with the Institute of the Young Blind in Toulouse (CESDV-IJA) we have been able to meet many visually impaired people as well as locomotion trainers and teachers. As most design methods largely make use of the visual sense (for instance sharing of ideas during a brainstorming session by writing them on a whiteboard), we have been forced to adapt existing methods accordingly when working with blind people (Brock et al., 2010).

References

- Bardot, S., Brock, A., Serrano, M., & Jouffrais, C. (2014). Quick-glance and in-depth exploration of a tabletop map for visually impaired people. In *Proc. of IHM '14* (pp. 165–170). New York, New York, USA: ACM Press.
- Brock, A. M. (2013a). *Interactive Maps for Visually Impaired People: Design, Usability and Spatial Cognition*. Université Toulouse 3 Paul Sabatier. Retrieved from <http://bit.ly/ThesisBrock2014>
- Brock, A. M. (2013b). Touch the map!: designing interactive maps for visually impaired people. *ACM SIGACCESS Accessibility and Computing*, (105), 9–14.
- Brock, A. M., Ducasse, J., Dubois, E., & Jouffrais, C. (2014). Interactions tangibles pour déficients visuels. *IHM'14*
- Brock, A. M., Oriola, B., Truillet, P., Jouffrais, C., & Picard, D. (2013). Map design for visually impaired people: past, present, and future research. *MEI*, 36(Handicap et Communication).
- Brock, A. M., Truillet, P., Oriola, B., & Jouffrais, C. (2014). Making gestural interaction accessible to visually impaired people. In *EuroHaptics, LNCS 8619*, 41-48.
- Brock, A. M., Truillet, P., Oriola, B., Picard, D., & Jouffrais, C. (2012). Design and User Satisfaction of Interactive Maps for Visually Impaired People. In K. Miesenberger, A. Karshmer, P. Penaz, & W. Zagler (Eds.), *ICCHP 2012. LNCS, vol. 7383* (pp. 544–551). Linz, Austria: Springer.
- Brock, A. M., Truillet, P., Oriola, B., Picard, D., & Jouffrais, C. (2015). Interactivity Improves Usability of Geographic Maps for Visually Impaired People. *Human-Computer Interaction*, 30, 156–194.
- Brock, A. M., Vinot, J.-L., Oriola, B., Kammoun, S., Truillet, P., & Jouffrais, C. (2010). Méthodes et outils de conception participative avec des utilisateurs non-voyants. In *Proc. of IHM'10* (pp. 65 – 72). Luxembourg, NY, USA: ACM Press.
- C2RP. (2005). *Déficience Visuelle - Etudes et Résultats*. Lille, France.
- Oviatt, S. (1997). Multitmodal Interactive Maps: Designing for Human Performance. *Human-Computer Interaction*, 12(1-2), 93–129.

- Passini, R., & Proulx, G. (1988). Wayfinding without vision: An experiment with congenitally, totally blind people. *Environment And Behavior*, 20(2), 227–252.
- Phillips, B., & Zhao, H. (1993). Predictors of assistive technology abandonment. *Assistive Technology : The Official Journal of RESNA*, 5(1), 36–45.
- Sanders, E. B. (2002). From user-centered to participatory design approaches. In J. Frascara (Ed.), *Design and the Social Sciences Making connections* (pp. 1–8). Taylor and Francis.
- Tatham, A. F. (1991). The design of tactile maps: theoretical and practical considerations. In K. Rybaczak & M. Blakemore (Eds.), *Proceedings of international cartographic association: mapping the nations* (pp. 157–166). London, UK: ICA.
- Ullmer, B., & Ishii, H. (2000). Emerging frameworks for tangible user interfaces. *IBM Systems Journal*, 39(3.4), 915–931.
- Ye, H., Malu, M., Oh, U., & Findlater, L. (2014). Current and future mobile and wearable device use by people with visual impairments. In *Proc. of CHI '14* (pp. 3123–3132). New York, New York, USA: ACM Press.

Systeme informatique d'évaluation de l'adéquation d'un logement à un futur occupant handicapé

Yahya Bouzoubaa, Christian Minich, Anass Nagih, Alain Pruski

Laboratoire LCOMS

Université Lorraine, Metz, France.

{yahya.bouzoubaa, christian.minich, anass.nagih, alain.pruski}@
univ-lorraine.fr

Résumé

Cette étude a pour objectif la conception d'un logiciel de réaménagement d'un logement ou d'un bâtiment dont les futurs usagers seront parfois handicapés. Le nombre des réaménagements est si élevé que ce logiciel est conçu comme un outil d'aide à la décision, capable de traiter un très grand nombre de solutions, de les évaluer et d'en extraire la meilleure, au sens d'un objectif à optimiser. L'approche développée exige de mener à bien deux tâches : l'évaluation et la modification. Dans cette présentation, on s'intéresse à la méthode d'évaluation, qui consiste à vérifier avec quel niveau de satisfaction une solution - pour nous un aménagement du logement - satisfait aux exigences du cahier de charges.

1 Introduction

Ces travaux visent à concevoir un logiciel pour accompagner intelligemment les experts dans le réaménagement d'un lieu de vie, en tenant compte de l'architecture du lieu, des besoins et souhaits de ses occupants, en particulier quand ces derniers ont un handicap (lié à un accident, à la maladie ou à l'âge). Dans ce qui suit, nous ne parlerons que de logements et d'occupant mais l'étude concerne aussi les bâtiments, comme les hôpitaux, et leurs usagers.

Dans les objectifs actuels, cette évaluation concerne l'adéquation de la disposition et le dimensionnement des pièces aux possibilités physiques du futur occupant ainsi qu'à ses souhaits ; il ne concerne pas la disposition ou l'adaptation du mobilier.

Pourquoi un outil d'aide à la décision ? Les architectes, ergothérapeutes, thérapeutes et ergonomes sont capables de mener à bien ce genre de tâche. Cependant, il est probable qu'étant limités dans le nombre d'agencements qu'ils ont le temps d'envisager, ils n'atteignent pas l'agencement optimal. Nous avons l'espoir qu'un outil d'aide à la décision, capable d'explorer de manière pertinente un très grand espace de solutions (une solution est un arrangement du logement) parviendra à trouver des solutions meilleures que celles imaginées initialement par les concepteurs humains (Medjdoub et Yannou 1996). A titre d'exemple, on peut citer le domaine de la conception de pièces mécaniques, dans lequel les pièces sont désormais, de manière systématique, soumises à des logiciels d'optimisation semblables à celui que nous souhaitons développer. Les pièces ainsi optimisées, bien que conservant les mêmes propriétés mécaniques, sont parfois de 20 % plus légères.

À l’instar du projet HM2PH (Leloup 2004) (Puret 2007) nos travaux s’appuient sur deux modules (Figure 1) : 1) l’acquisition du plan du logement, des besoins et des souhaits de l’occupant ; et 2) l’optimisation, qui consiste à boucler sur l’évaluation et la modification du logement jusqu’à satisfaction ou échec.

Dans ce qui suit, nous allons présenter l’état d’avancement de ces modules en nous focalisant sur l’acquisition du logement et l’évaluation du degré d’adaptation d’un plan.

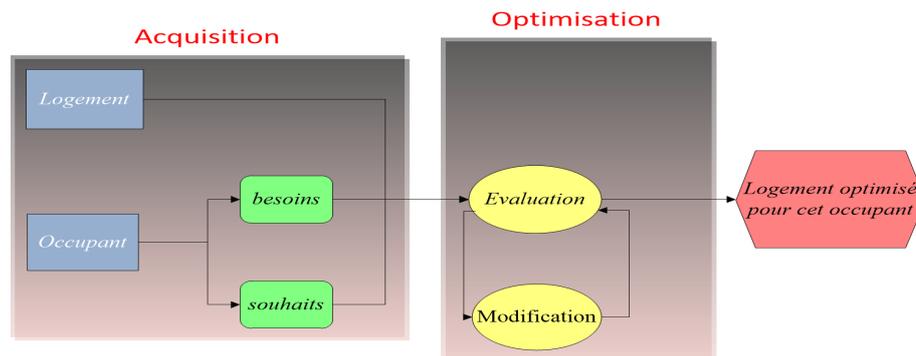


Figure 1: Schéma général de l’étude

2 Acquisition

Le module d’acquisition procure au logiciel les données dont il a besoin. Ces données sont de trois types :

- le logement à évaluer : on indique au logiciel, pour chaque plateau qui constitue le logement, les positions et épaisseurs des murs, le fait qu’ils sont déplaçables ou pas, les positions des ouvertures, les noms des pièces et les dispositifs de changement de plateau (escalier, ascenseur, plan incliné ...). Toutes ces informations sont indispensables ; par exemple, la position des portes – et celle des pièces – ont un impact sur la longueur des itinéraires dans le logement ; le fait qu’un mur soit porteur ou pas a une incidence différente sur le coût de son déplacement;
- les besoins de l’occupant : la situation physique du futur occupant a un impact fort sur la manière dont le logement doit être aménagé. Par exemple, si la personne se déplace très difficilement, il est souhaitable de raccourcir certains itinéraires récurrents. Le but de cette étape est donc de se procurer une description aussi précise que possible des contraintes imposées par l’état de santé de la personne;
- les souhaits de l’occupant : nous souhaitons offrir à l’occupant la possibilité d’exprimer des demandes comme : « je veux que ma chambre soit à côté des toilettes », « je souhaite que ma chambre soit aussi éloignée que possible du salon », « le salon doit être orienté à l’ouest », « le salon doit faire au moins 16 m² ». Ces souhaits présentent un caractère moins impératif que les contraintes imposées par le handicap : à supposer qu’un souhait et un besoin mènent à des aménagements contradictoires, c’est le besoin qui l’emportera.

Les *données du logement* sont tirées d’un fichier dont la syntaxe est proche d’une syntaxe XML. Nous ne travaillons pas sur la construction automatisée de ce fichier, qui constitue un domaine de

recherche à lui tout seul (scan 3D, lecture automatisée de plans papier ...). Globalement, un logement y est décrit comme un ensemble de plateaux (pour le cas où il serait sur plusieurs niveaux). Un plateau (contour extérieur) a une altitude, c'est un polygone et il est composé d'un ensemble de pièces qui sont à leur tour des polygones. Un polygone peut donc être un contour extérieur ou une pièce de la maison et il est composé d'un ensemble de murs. Un mur peut contenir une ou plusieurs ouvertures, il est partagé par deux pièces, il a une position et une épaisseur. Nous verrons plus bas que cette description du logement, quoique nécessaire pour certains traitements, est aussi traduite sous une autre forme, un graphe, pour faciliter la réalisation d'autres traitements.

L'acquisition des besoins se fera grâce à un outil interactif constitué de cases à cocher, de listes déroulantes et de zones de saisie. Les cases à cocher permettront par exemple de sélectionner les outils utilisés pour le déplacement (fauteuil, fauteuil électrique, déambulateur, canne, rien ...); les listes déroulantes auront un usage semblable mais seront plutôt utilisées quand une seule sélection sera autorisée, par exemple le nombre maximum de marches toléré sur un déplacement; les zones de saisie serviront à fournir des valeurs comme la longueur maximale d'un déplacement à pied. Nous avons accordé un soin particulier à cette phase de l'acquisition car la manière d'adapter un habitat varie considérablement avec l'âge, le sexe, l'état de santé et la possibilité ou non de bénéficier d'une assistance humaine... Une personne atteinte d'un handicap peut développer d'autres handicaps (évolution de la maladie par exemple), ce qui réduit conséquemment les compensations qu'il peut y avoir et entraîne donc une perte d'autonomie plus importante. L'objectif donc est de proposer un outil de diagnostic capable de dresser d'une manière claire et la plus précise possible le profil de l'habitant et donc ses besoins actuels et futurs. Dans ce sens, quelques bases de données existent (Leloup 2004) (Hacavie s.d.) (Handicap s.d.) permettant d'analyser les déficiences et les capacités de l'habitant et aident les professionnels à choisir au mieux les équipements nécessaires pour une meilleure autonomie; des guides d'accessibilité (DGALN/DHUP s.d.) (FNATH 2011) rassemblant la législation existante aussi, servant de support incontournable pour les architectes lors de la conception d'un lieu de vie ou d'un ERP*. Néanmoins, il n'existe pas de base de connaissances recensant les contraintes amenées par tous les types de handicap et capable de les traduire en des combinaisons d'opérations qu'un logiciel serait en mesure d'exploiter lors de l'évaluation ou du réaménagement du logement (nous revenons sur ce point plus bas).

Les souhaits du futur occupant seront obtenus comme les besoins, en sélectionnant dans des listes la nature du souhait (orientation d'une pièce, éloignement/rapprochement de deux pièces ...) puis en fournissant les informations annexes (pièce(s) concernée(s), valeur de l'aire ...).

3 Transformation des données

Les informations qui décrivent le logement sont directement utilisables par un programme informatique. Ce n'est pas le cas des besoins et des souhaits du futur occupant, qui sont exprimés dans un langage de trop haut niveau sémantique pour être compris du module d'évaluation du logement. Il faut donc les convertir.

Exemple : « Je souhaite éloigner la chambre du salon autant que possible »

Ceci équivaut à faire tendre le ratio DCS / D_{max} vers 1 où DCS est la distance Chambre /

Salon et D_{max} est le diamètre du logement (la distance la plus grande entre deux pièces).

Exprimé ainsi, le souhait du futur occupant peut être pris en compte par un logiciel.

* ERP : est l'abréviation d'Établissement Recevant du Public

Dans l'état actuel de la spécification du logiciel, cette conversion est préprogrammée : pour chaque besoin / souhait exprimé par le futur occupant, une formulation exploitable informatiquement est prévue. Ce n'est cependant pas une organisation satisfaisante car elle n'est pas extensible : l'ajout d'un type de souhait / besoin exige de nouveaux développements informatiques. Dans une deuxième phase, nous améliorerons cette conversion en utilisant des bases de connaissances qui pourront être étendues par des non-informaticiens. Ces bases feront le lien entre des besoins / souhaits et les contraintes qui les traduisent mais, quand un nouveau type de besoin ou de souhait devra être intégré, un langage intermédiaire, non spécialisé, permettra de l'exprimer comme une combinaison d'expressions de bas niveau (pour peu que les expressions de bas niveau prédéfinies soient en nombre suffisant).

On constate que nombre de besoins et de souhaits impliquent de calculer des itinéraires dans le logement, voire des plus courts itinéraires. Par exemple, vérifier que toute pièce peut être atteinte depuis toute autre pièce (ce qui semble a priori inutile mais se révèle indispensable une fois que les modifications du logement ont commencé) consiste à vérifier qu'il existe un itinéraire entre toute paire de pièces ; garantir qu'il y a moins de 10 mètres de la chambre aux toilettes exige de calculer le plus court chemin entre ces deux pièces. La description du logement présentée plus haut ne se prête pas bien à ces recherches, à l'inverse d'une structure de données très utilisée en informatique, le graphe, qui s'y prête très bien. C'est pourquoi deux autres modèles du logement sont construits à partir du premier : un graphe de visibilité et un graphe d'adjacence.

Un graphe de visibilité : ce graphe, ainsi nommé car initialement utilisé en robotique mobile, permet de recenser les déplacements possibles dans le logement pour un cercle de rayon R donné, ce cercle approchant par exemple un être humain ou un fauteuil. Chaque sommet du graphe correspond à un changement de direction dans un itinéraire potentiel et chaque arête correspond à un déplacement rectiligne valide entre deux sommets. Valide signifie d'abord que le segment considéré n'est jamais à une distance inférieure à R d'un mur ; par exemple, dans la figure 2 (droite) on ne peut pas entrer dans la pièce centrale par les deux portes du haut car le rayon ($0,48\text{ m}$) est supérieur à la moitié de la taille de la porte ; à gauche le rayon est de $0,3\text{ m}$ donc toutes les portes peuvent être franchies.

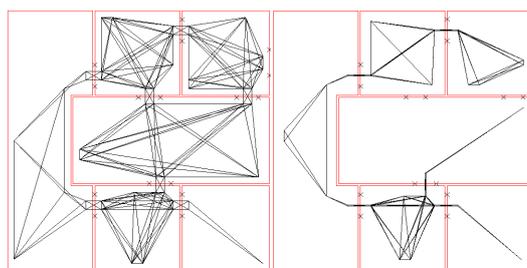


Figure 2: Exemple de graphes de visibilité d'un même logement pour deux personnes différentes

Mais la validité intègre aussi d'autres contraintes ; par exemple, si le déplacement implique de franchir une ou plusieurs marches et si la personne se déplace en fauteuil, le déplacement ne sera pas possible et donc l'arête n'apparaîtra pas dans le graphe. Ce sont aussi des arêtes qui indiquent comment changer de niveau : à chaque escalier, plan incliné et ascenseur est associé un arc reliant des nœuds appartenant aux deux pièces reliées.

Un graphe d'adjacence : il permet de représenter les ouvertures entre les différentes pièces. Chaque sommet du graphe correspond à une pièce du logement et chaque arête représente une communication entre deux pièces. Une problématique de base utilisant ce graphe consiste à savoir si

tous les points d'un logement sont accessibles depuis n'importe quel autre point. En termes de graphes, cela revient à vérifier s'il existe un chemin entre toutes paires de sommets, autrement dit, le graphe est-il connexe. La réponse à cette question permettra d'éliminer des configurations aberrantes produites par le générateur des plans.

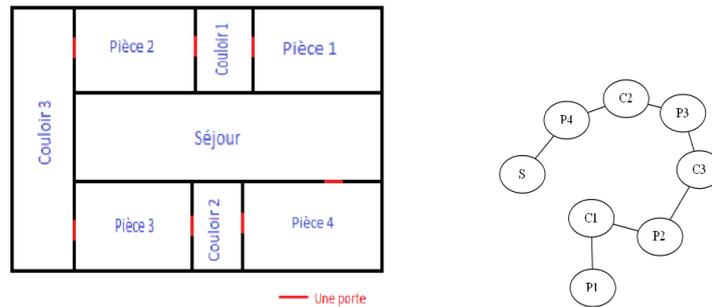


Figure 3: Exemple d'un logement et de son graphe d'adjacence

4 Évaluation d'un logement

Toute optimisation informatique exige de mener à bien deux tâches (figure ci-dessous) : l'évaluation et la modification. Dans cet article, nous nous focalisons sur la partie évaluation du fait que la modification n'a pas été étudiée encore.

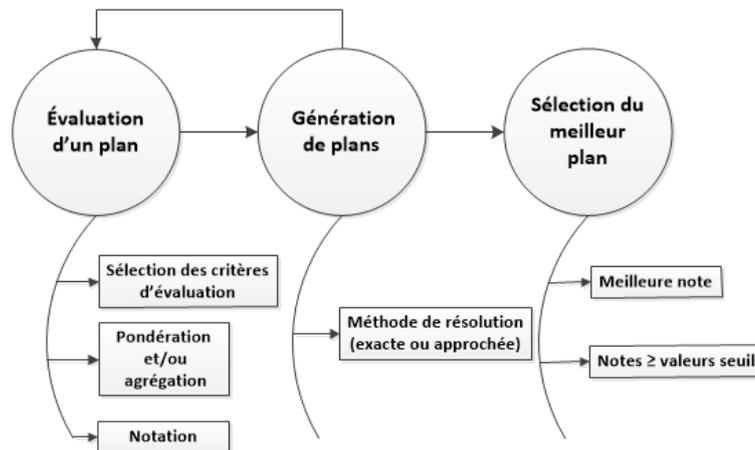


Figure 4: Schéma générale d'optimisation

L'évaluation consiste à vérifier avec quel niveau de satisfaction une solution – pour nous un aménagement du logement – satisfait aux exigences du cahier des charges (la fusion des besoins et des souhaits de l'occupant). Lors de l'acquisition des besoins et souhaits de l'occupant, une liste de critères d'évaluation est dressée. S'agissant de ces critères deux cas de figures se présentent, soit ces

derniers sont à respecter absolument, à défaut, le plan est à rejeter, soit ils sont gradués, dans ce sens il faut les mesurer, pondérer et combiner pour au final donner une note au plan.

Des exemples de critères déduits de l'état de santé du futur occupant et des souhaits qu'il a exprimés quant à l'aménagement du logement ont été donnés plus haut. Nous exposons ici deux autres critères d'évaluation et les algorithmes permettant de les évaluer : 1) la volonté d'éviter les pièces en enfilade et 2) la mesure du diamètre d'un logement.

La détection des enfilades :

- a. *Problématique* : on souhaite savoir s'il est nécessaire de traverser certaines pièces pour en atteindre d'autres. Exprimé de manière plus informatique, cela consiste à vérifier qu'il existe, entre chaque paire de pièces, au moins un itinéraire passant uniquement par les couloirs ou / des pièces dans lesquelles l'occupant tolère le passage. Les enfilades peuvent être soit discriminantes, ce qui implique le rejet du plan quand elles se présentent, soit pénalisantes ;
- b. *Méthode d'évaluation* : 1) transformer le plan en graphe d'adjacence ; 2) appliquer l'algorithme suivant. Cet algorithme part d'une pièce dans laquelle le passage est toléré et se propage dans les pièces voisines. Si certaines des pièces voisines sont des pièces de passage, on répète l'opération. Si l'algorithme s'arrête avant d'avoir atteint toutes les pièces, alors il existe au moins une enfilade. Si l'on envisage une évaluation binaire (ce qui est le cas dans la version actuelle), le résultat est de type tout ou rien. Sinon, on peut envisager de graduer la notation en fonction du nombre de pièces atteintes.

```

// p est le premier sommet tolérant le passage qui va être visité
p = PremierePieceDePassage ;
// On le marque
Marquer(p) ;
// On ajoute P à la liste des pièces tolérant un passage.
EP = {P} ;
// Tant que la liste des pièces qui tolèrent le passage n'est pas vide, on continue à tenter
d'explorer
Tant que EP ≠ ∅
    P = SortirUnSommet (EP) ;
    Pour tout voisin V de P faire
        Si V est non marqué alors
            Si v = passage alors EP = EP U {V}; FinSi
            Marquer (V) ;
        FinSi
    FinPour
FinTantque
// si le nombre des sommets marqués est différent du nombre des sommets du graphe alors
enfilade existe.
Enfilades = (nbMARque ≠ n)
// La complexité de cette algorithme est linéaire en le nombre de sommets et d'arrêtes.

```

Algorithme 1: Algorithme de détection des enfilades

La mesure du diamètre d'un logement :

- a. *Problématique* : recherche de la distance entre les deux pièces les plus éloignées du logement, du point de vue d'une personne qui se déplace et non pas à vol d'oiseau. Cette évaluation peut, par exemple, renseigner sur l'effort qu'il faut consentir sur une journée ou fournir un

indicateur de la compacité du logement : plus le rapport entre cette quantité et la distance à vol d'oiseau entre les deux mêmes points est proche de un, plus le logement est compact ;

- b. *Méthode d'évaluation* : 1) transformer le plan en graphe de visibilité ; 2) calculer le plus court chemin entre chaque paire de sommets; conserver le plus long chemin trouvé. La complexité de cet algorithme est cubique.

Une fois tous les critères évalués (ils sont bien sûrs bien plus nombreux que ne le suggère la brève liste ci-dessus), les notes obtenues sont agrégées en une note globale, qui indique combien la disposition courante du logement est adaptée à la personne dont la description a été fournie.

5 Conclusion et travaux futurs

Cet article présente l'état d'avancement d'un outil d'aide à la décision pour assister les experts dans le processus d'adaptation d'un lieu de vie aux besoins et souhaits de l'habitant. La spécification des modules d'acquisition et d'évaluation est faite et le développement est commencé : nous sommes en train de programmer quelques critères de bases nécessaires à l'évaluation d'un logement. Associés à un module de modification de la disposition du logement, ils formeront un réel outil d'adaptation d'un logement (resp. d'un bâtiment) à son futur occupant (resp. à ses futurs usagers).

Bibliographie

- DGALN / DHUP/MEEDDTL. www.accessibilite-batiment.fr.
DGALN/DHUP. www.accessibilite-batiment.fr.
FNATH. «Le GUIDE du REPRÉSENTANT des personnes HANDICAPÉES dans les COMMISSIONS d'ACCESSIBILITÉ.» FNATH, LE GROUPE LA POSTE, 2011.
Hacavie. www.handicat.com.
Handicap. www.aide-techniques.handicap.fr.
Leloup, Jérôme. «Le projet HM2PH, Habitat Modulaire et Mobile pour Personnes Handicapées, Spécifications d'un espace de vie adapté pour personne en déficit d'autonomie.» Thèse de doctorat, Université François-Rebelais, Tours, 2004.
Medjdoub, B, et Yannou, B. «A Functional Approach in Architectural CAD Softwares ARCHiPLAN.» *ICTCSE'96 : International Conference on Information Technology in Civil and Structural Engineering Design*. Glasgow, 1996. 14-16.
Puret, Arnaud. «Projet HM2PH, Génération automatique de plans et visite virtuelle d'habitats adaptés pour personnes handicapées.» Thèse de doctorat, Université François-Rabelais, Tours, 2007.

Conception de systèmes personnalisables aux capacités motrices pour la pratique musicale

Julien VEYTIZOU¹

¹ Université Grenoble Alpes, Laboratoire G-SCOP
julien.veytizou@grenoble-inp.fr

Abstract

Cet article présente les principaux résultats des travaux de recherche effectués autour du projet CARACTH et plus particulièrement autour d'un processus de conception original d'aides techniques. L'objectif de ce projet a été d'assister les concepteurs de produits dans la conception d'aides techniques. L'ensemble des développements méthodologiques et techniques a été appliqué dans un projet de conception de systèmes permettant aux personnes en situation de handicap moteur (PSHM) de jouer de la musique pendant un concert. Cette application a permis d'étudier la pertinence d'un nouveau processus de conception d'aides techniques à proposer des solutions de conception ajustées aux capacités motrices, et de vérifier l'intégration naturelle des solutions dans l'environnement de l'utilisateur. Ainsi, ce travail a contribué par des apports de recherche méthodologique (intégration des usages et des utilisateurs en situation de handicap dans le processus de conception), des apports technologiques (outils innovant pour la mesure des capacités motrices, aides techniques pour la pratique musicale) et des apports humains (proposition d'activités musicales « pour tous »).

1 Introduction

L'autonomie d'un individu peut représenter sa liberté à se servir d'un produit pour participer à des situations de vie quotidienne. Par exemple, il peut utiliser des instruments de musique, pour jouer de la musique et ainsi participer à des concerts. Cependant, une déficience des facultés motrices des membres supérieur et/ou inférieur peut affecter cette autonomie avec de significatives répercussions sur la vie de l'individu. A ce stade, l'autonomie peut alors être retrouvée par l'utilisation de dispositifs d'assistance comme les aides techniques. Pour les utilisateurs, ces technologies permettent de s'adapter aux produits existants (manipuler la souris de l'ordinateur avec un EyeTracker par exemple) ou ont un impact direct sur leur autonomie (la mobilité par les fauteuils roulants par exemple). Malgré cela, certains de ces produits sont abandonnés à cause de leur complexité d'utilisation. Les principales raisons d'abandons sont dues à une prise en compte minimale des personnes en situation de handicap, de leurs besoins, de leurs capacités dans les projets de conception. De plus, l'utilisation de ces dispositifs peut nécessiter une adaptation de l'environnement de la personne. De nombreuses barrières peuvent limiter la pratique musicale pour les personnes en situation de handicap moteur (PSHM). Le manque d'équipement personnel et de structures organisationnelles sont des freins à cette activité. La pratique de la musique demande une performance physique de la part du musicien parfois incompatible avec des PSHM. Cette pratique nécessite ainsi une performance importante du matériel d'adaptation, qui devient de plus en plus spécialisé en fonction de la typologie de handicap. Cette recherche d'amélioration des performances des aides techniques pour la pratique musicale sous-tend fortement les activités de recherches proposées dans ce papier. Ainsi, l'identification des capacités motrices des PSHM est un point crucial et une activité importante à intégrer dans les activités de conception d'aides techniques.

Les travaux de recherche présentés dans ce papier sont issus de la thèse de doctorat que j'ai soutenue en décembre (Veytizou, 2014) concernant la prise en compte des usages et des usagers en situation de handicap dans le processus de conception d'aides techniques. Le sujet de ce travail a permis ainsi d'améliorer l'autonomie des usagers en situation de handicap moteur et de répondre aux besoins du projet CARACTH. Ce projet a pour objectif d'assister les concepteurs de produits en proposant des outils et des méthodes permettant de caractériser les spécificités motrices d'un usager en situation de handicap moteur. Cette caractérisation permet de fournir des informations pertinentes pour personnaliser un produit aux capacités motrices de son utilisateur tout en améliorant son utilisabilité. Les différents procédés et développements proposés dans ce travail sont rattachés au domaine du génie industriel (méthode de conception) et cherchent à répondre aux besoins particuliers de l'association AE2M (Adaptation Ergonomique du Matériel Musical) de Grenoble. La vocation de cette association est de permettre la pratique d'un instrument de musique pour des PSHM (Coton et al., 2014).

Après cette introduction, ce papier présentera les points méthodologiques sur lesquels le processus de conception CARACTH s'est inspiré pour permettre l'enchaînement de la caractérisation des spécificités motrices vers la conception de systèmes personnalisables. Puis, ce processus sera décrit et sera illustré à travers une application de conception d'aides techniques pour la pratique musicale. Enfin, ce papier se terminera par une conclusion de ces travaux.

2 Méthodologie de conception : le processus CARACTH

Le processus de conception CARACTH est inspiré de trois approches méthodologiques de conception pour concevoir des aides techniques dans le contexte proposé :

la Conception Centrée Utilisateur, dont l'objectif principal est d'améliorer l'utilisabilité du produit comme facteur de qualité. Définie par sa norme ISO 9241-210 (ISO, 2010), la CCU propose des points techniques permettant une meilleure intégration des utilisateurs, de leurs besoins et de leurs exigences tout au long des activités de conception. La CCU a été appliquée dans plusieurs projets de conception dans le domaine du handicap (Ma et al., 2007) et a permis aux concepteurs de créer des concepts d'aides techniques en offrant un design adapté. D'autres auteurs proposent d'appliquer cette approche centrée utilisateur pour la conception d'instruments de musique. Ils proposent de combiner avec l'ingénierie de produit des méthodes comme l'analyse sensorielle, dans l'objectif d'optimiser le produit aux perceptions sensorielles et aux préférences des utilisateurs (Poirson et al., 2007).

La Conception Modulaire. Pour les produits en cours de conception dans le domaine des aides techniques, l'évolution des pathologies n'est pas toujours prise en compte. Elle implique parfois le changement de l'appareillage médical propre de l'enfant (parfois tout simplement du fait que les enfants grandissent). Déployer la méthode de conception modulaire dans un projet de conception permet de générer une gamme de produit. La conception modulaire propose de définir un produit en modules, avec des modules de bases et des modules spécifiques qui vont s'interconnecter pour répondre à de nouveaux besoins (Wallace and Blessing, 2007). L'application de la conception modulaire a montré de nombreux avantages dans la conception d'aides techniques. Elle a permis d'augmenter le nombre de combinaisons possibles, d'offrir plus de souplesses sur le produit et d'ajouter de l'adaptabilité au produit de base (Plos et al., 2012).

L'Ingénierie de Réadaptation. Un dernier point très important dans le contexte de ce travail de recherche proposé est de concevoir des produits en se basant sur les aptitudes de l'utilisateur. Plusieurs approches de conception ont été proposées permettant d'analyser les capacités motrices d'un utilisateur lorsqu'il effectue une tâche (Wobbrock et al., 2011) (Reswick, 1982). L'ingénierie de réadaptation a pour principe de développer des solutions de concepts sur mesure pour un utilisateur ou un petit nombre.

Cette approche cherche à quantifier, mesurer et suivre la performance humaine pour fournir de meilleures adaptations. Par l'application des sciences et de la technologie, l'ingénierie de réadaptation a permis d'améliorer les situations de vie des PSHM handicap (Reswick, 1982).

Un processus de conception adapté au contexte de la conception d'aides techniques pour PSHM a été proposé. Ce processus baptisé CARACTH est inspiré des approches méthodologiques présentées précédemment afin : d'insérer une étape de caractérisation des spécificités motrices des utilisateurs pour obtenir des informations sur les performances motrices d'un usager, d'insérer une étape pour la définition d'une architecture produit modulaire pour simplifier les phases d'itérations à l'intérieur du processus de conception, mais aussi pour ajouter de l'adaptabilité au produit de base. Le processus de conception CARACTH se décline en 5 étapes centrées sur l'utilisateur. Elles fournissent une approche pour les concepteurs facilitant l'enchaînement de la caractérisation des spécificités motrices vers la conception de systèmes personnalisables (Veytizou et al., 2012).

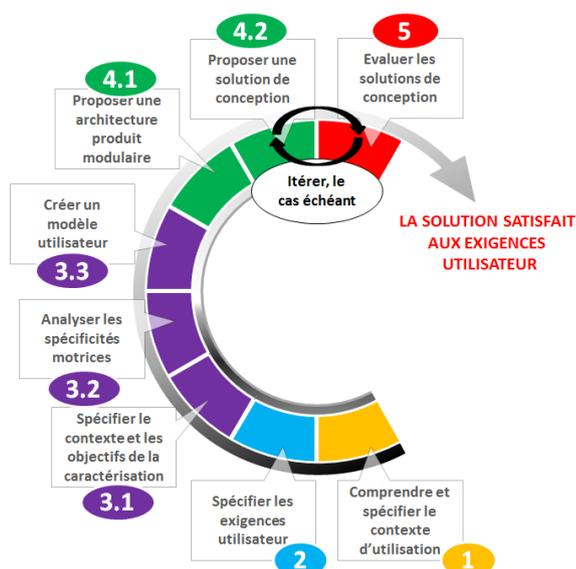


Figure 2: Le processus de conception CARACTH

3 Application du processus de conception CARACTH

Le projet RV-Lapalud est un projet de concert incluant des musiciens valides et des musiciens en situation de handicap pour lesquelles nous avons proposé des aides techniques en appliquant le processus de conception CARACTH. Notre implication dans ce projet a permis d'étudier la pertinence de notre processus sur les objets conçus, mais aussi d'évaluer l'utilisation des systèmes conçus en situation d'usage réel, tout en vérifiant leur intégration naturelle dans l'environnement de l'utilisateur. Après plusieurs séances liées à l'organisation du projet, l'apprentissage des systèmes et les répétitions, le projet s'est terminé par un concert dans la ville de Grenoble en avril 2014.

3.1 Spécification du contexte et des exigences

Dans le projet RV-Lapalud, un utilisateur en situation de handicap moteur manipulera le système à concevoir. Cet utilisateur présente une infirmité motrice cérébrale (IMC). Il est paraplégique (paralysie partielle des deux membres inférieurs), se déplace en fauteuil roulant électrique et est capable de bouger ses membres supérieurs avec plus ou moins d'amplitude et de précision. Il réalise ses tâches et ses activités généralement avec sa main gauche. Le projet de conception doit permettre à l'utilisateur de générer une action, en l'occurrence générer un son, à partir de ses possibilités gestuelles. Le système doit être personnalisable aux capacités motrices de son utilisateur mais aussi adapté aux objectifs musicaux. Le résultat sonore doit s'adapter à différents contextes d'expression musicale. Il devra être possible de jouer des sons synthétisés ou des sons provenant d'instruments de musique acoustiques. L'entourage de la PSHM qui utilisera le système à concevoir est aussi considéré comme utilisateur potentiel. Parmi eux, nous trouvons l'ensemble des acteurs participant au projet RV-Lapalud. Le système à concevoir doit permettre à son utilisateur de jouer de la musique avec un moindre effort, avec sa main gauche, dans un environnement confortable et sans risque. Il est opportun qu'il puisse s'adapter d'un environnement d'usage à un autre. Ainsi, dans notre cas d'étude, les différents environnements d'usage sont les séances de répétitions individuelles ou en groupe, et le (les) concert(s) sur scène. En raison d'un grand nombre de déplacement à prévoir durant l'ensemble du projet, le système musical à concevoir doit être facile à mettre en œuvre par les musiciens intervenant. L'efficacité du système sera jugée sur la qualité des sons produits et sur son adaptabilité à de nouvelles exigences musicales. Lors du concert, l'utilisateur en situation de handicap devra jouer 3 types d'instruments de musiques : de la batterie, du piano et le système musical à concevoir. Il convient que ce dernier s'intègre naturellement dans l'environnement individuel de l'utilisateur et qu'il permette un accès et un transfert d'un instrument de musique à un autre en toute facilité et en toute autonomie.

3.2 Caractérisation des spécificités motrices

L'objectif de la caractérisation dans le projet RV Lapalud a été d'identifier l'aire accessible et confortable avec la main gauche de l'utilisateur. Plusieurs outils ont été développés pour obtenir ce « modèle utilisateur » (Veytizou, 2014). **Le système KinectLAB** est un outil logiciel permettant d'obtenir un humanoïde représentatif des actions physiques d'un utilisateur. Il a été construit pour formater les données du squelette numérique de la Kinect de Microsoft. La Kinect présente des avantages considérables : sans marqueurs et proposant une collecte de données rapides (Clark et al., 2012). Ces caractéristiques permettent de réduire le temps requis pour l'installation de l'équipement et la récupération des données à analyser (Mündermann et al., 2006). Afin de rendre la caractérisation des spécificités motrices plus ludique pour l'utilisateur, **une activité de peinture virtuelle** a été développée. Le support de cette activité est une interface virtuelle bidimensionnelle. L'image de la caméra couleur de la Kinect est affichée sur cette interface pour que l'utilisateur visualise ses mouvements. Un curseur est positionné sur sa main gauche et se déplace en conséquence lorsque le corps bouge. L'utilisateur doit ensuite recouvrir la plus grande surface avec sa main gauche. Pendant ce temps, les positions de la main gauche de l'humanoïde du système KinectLAB sont sauvegardées dans des fichiers textes. **Un algorithme** a été développé pour obtenir « le modèle utilisateur ». Ce modèle a été généré par une méthode de densitogramme permettant de visualiser les déplacements du corps humain sur une interface utilisateur. La démarche pour générer ce modèle est : diviser le plan d'interface sous forme d'une grille bidimensionnelle (chaque cellule de la grille est appelée « section »), comptabiliser le nombre de passages d'une partie du corps pour chaque section et assigner une couleur pour chaque section en fonction du nombre de passages enregistré dans cette section. La Figure 4(a) représente le modèle utilisateur généré pour le projet RV-Lapalud. Nous constatons que l'utilisateur a utilisé surtout le quart supérieur gauche de l'interface pour exécuter sa tâche.

3.3 Proposer une architecture produit modulaire

Pour offrir plus de souplesse et pour répondre plus rapidement à de nouveaux besoins, il est opportun de définir une architecture produit modulaire. Elle ajoutera de la personnalisation au futur système en proposant un module de base agrémenté de modules spécifiques conçus à partir des spécificités motrices de l'utilisateur. Si un même produit est manipulé par un autre utilisateur présentant des capacités motrices différentes et donc un modèle utilisateur différent, seuls les modules spécifiques seront à reconcevoir, voire à régler ou auto-ajuster. Dans le projet RV-Lapalud, nous nous sommes inspirés des travaux issus des instruments de musique augmentés (Miranda and Wanderley, 2006). Ils sont constitués d'une architecture produit que nous avons fait évoluer en trois sous-systèmes (Veytizou, 2014) : **un système de détection** personnalisable aux capacités motrices de l'utilisateur par rapport à ce qu'il sait faire, **un système opératif** personnalisable aux résultats sonores, **un système de commande** personnalisable aux jeux musical. Il permet une réorganisation des possibilités gestuelles de l'utilisateur avec le résultat sonore attendu.

3.4 Proposition et évaluation de la solution de conception

Le système proposé est composé d'une Kinect pour détecter les actions physiques gestuelles (actions de contrôle) de l'utilisateur et pour les transformer en actions numériques (message de contrôle). Il intègre aussi une interface personnalisée aux capacités motrices de l'utilisateur générée à partir de son modèle utilisateur. Cette interface permet de renvoyer à l'utilisateur un feedback visuel de ses actions. Cette interface est virtuelle et bidimensionnelle. Une silhouette de l'utilisateur est affichée sur cette interface. Un curseur est positionné sur une partie de son corps et se déplace en conséquence lorsque le corps bouge. Des boutons virtuels sont affichés et un son synthétisé (issu d'un logiciel de musique) est joué si l'utilisateur déplace le curseur à l'intérieur de ces boutons. La position, la taille, la hauteur et le nombre de boutons virtuels sont définis à partir des mouvements confortables de l'utilisateur et du type d'action à réaliser. Sur cette interface personnalisable une image de fond a été ajoutée. Elle permet de personnaliser l'interface de l'utilisateur à l'ambiance et au texte de la musique jouée. Au regard du modèle utilisateur généré, il est possible de définir les zones sur-sollicitées des mouvements de l'utilisateur avec la main gauche. Après discussion avec l'utilisateur, les musiciens et les compositeurs, quatre zones ont été localisées (Figure 4(a)).

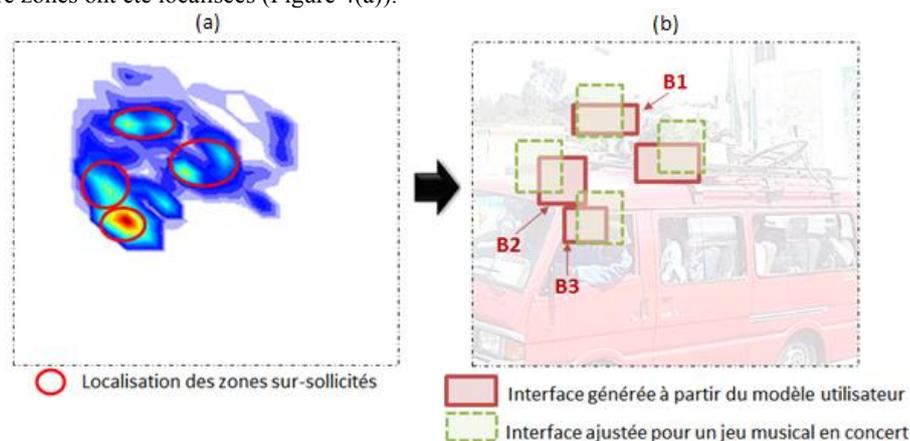


Figure 2: Le modèle utilisateur avec les zones sur-sollicitées (a), interface utilisateur générée et ajustée après évaluation (b)

Ces zones représentent l'emplacement des futurs boutons virtuels de l'interface personnalisable. Quatre sons différents pourront ainsi être joués. Les séances pour l'évaluation de la solution de conception ont été organisées avec l'utilisateur en situation de handicap et l'ensemble des acteurs qui auront recours au système musical lors des activités du concert. L'objectif de l'évaluation est de trouver le meilleur compromis entre les capacités motrices de l'utilisateur et les attentes sonores, mais aussi par exemple de définir l'emplacement du système sur scène. Deux séances d'apprentissages ont été nécessaires avec l'utilisateur pour qu'il s'entraîne à manipuler son interface sur les morceaux composés. L'évaluation centrée sur l'utilisateur a montré que l'interface générée à partir de son modèle lui a permis d'exécuter la tâche facilement et surtout sans effort. Par contre, elle n'était pas optimisée pour le jeu musical proposé pour le concert. Certains boutons virtuels n'étaient pas assez espacés. L'utilisateur allait du bouton B1 à B3 en activant involontairement le bouton B2 (voir Figure 4(b)). Une nouvelle interface a ainsi été réajustée pour résoudre ce fonctionnement non-souhaité.

4 Discussion et conclusion

Ce travail a permis de proposer un processus de conception adapté à la conception d'aides techniques pour les PSHM. Elle permet de lier la caractérisation des spécificités des usagers et la conception d'un produit. Des outils adaptés aux situations d'usages ont été intégrés pour assurer le succès des étapes de conception. Le système KinectLAB conçu permet une capture des données en temps-réel. Dans notre contexte, ce gain de temps est synonyme de grande qualité. Il est plus facile et plus rapide de proposer des solutions de conception aux utilisateurs tout en leur donnant la possibilité de réaliser une activité précise. Ce facteur est crucial pour réduire les temps de R&D. Grâce au système KinectLAB, le temps passé à la caractérisation des spécificités motrices et aux tests de l'interface avec l'utilisateur a représenté seulement 1h soit 1,4% du temps de travail passé sur ce projet de concert RV-Lapalud. Notre architecture produit modulaire a facilité l'enchaînement des nouvelles phases d'itérations de conception. Elle a permis un développement et une amélioration continue du produit par un affinement progressif des solutions de conception. En effet, nous avons pu valider indépendamment chaque élément de notre architecture produit modulaire, ce qui a facilité les paramétrages, l'implémentation des options de personnalisation et les évaluations des systèmes. Lors d'une mise à jour du produit, il ne sera pas nécessaire de re-concevoir le produit en entier. De plus, les exigences des utilisateurs sont très évolutives. En effet, les musiciens ne connaissent pas les techniques et les technologies pour la réalisation des systèmes adaptés. A chaque projet de conception, ils découvrent de nouvelles possibilités en permanence et sont de plus en plus demandeurs de nouveautés techniques et sonores. Notre architecture produit modulaire permet de répondre à ces exigences. Le projet RV-Lapalud a permis des échanges riches, dans une ambiance de travail alliant plaisirs et exigences. Les témoignages des acteurs participant à l'organisation de ce projet sont très motivants et démontrent que la création de *ces activités pour tous* favorise la participation et le partage de la musique.

L'objectif principal était de contribuer à l'établissement d'une démarche de conception de produits centrés sur les capacités motrices d'un utilisateur en situation de handicap. La proposition d'un processus et son application ont montré que la caractérisation des spécificités motrices permet d'obtenir des éléments essentiels sur les performances de l'utilisateur pour effectuer des mouvements dans son environnement. Ces informations ont été pertinentes pour proposer des systèmes personnalisables aux possibilités gestuelles de l'utilisateur et qui répondent à nos critères d'utilisabilité. Ainsi, ce travail a contribué par des apports de recherche méthodologique (intégration des usages et des usagers en situation de handicap dans le processus de conception), des apports technologiques (outils innovant pour la mesure des capacités motrices, aides techniques pour la pratique musicale) et des apports humains (proposition d'activités musicales « pour tous »).

5 Références

- Clark, R.A., Pua, Y.-H., Fortin, K., Ritchie, C., Webster, K.E., Denehy, L., Bryant, A.L., 2012. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait Posture* 36, 372–377.
- Coton, J., Pinto, M. de G., Veytizou, J., Thomann, G., 2014. Design for Disability: Integration of Human Factor for the Design of an Electro-mechanical Drum Stick System. *Procedia CIRP*, 24th CIRP Design Conference 21, 111–116.
- ISO, 2010. ISO 9241-210:2010. Ergonomie de l'interaction homme-système -- Partie 210: Conception centrée sur l'opérateur humain pour les systèmes interactifs. International Organization for Standardization.
- Ma, M.-Y., Wu, F.-G., Chang, R.-H., 2007. A new design approach of user-centered design on a personal assistive bathing device for hemiplegia. *Disabil. Rehabil.* 29, 1077–1089.
- Miranda, E.R., Wanderley, M.M., 2006. *New Digital Musical Instruments: Control and Interaction Beyond the Keyboard*. A-R Editions, Inc.
- Mündermann, L., Corazza, S., Andriacchi, T.P., 2006. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *J. NeuroEngineering Rehabil.* 3, 6.
- Plos, O., Buisine, S., Aoussat, A., Mantelet, F., Dumas, C., 2012. A Universalist strategy for the design of Assistive Technology. *Int. J. Ind. Ergon.* 42, 533–541.
- Poirson, E., Dépincé, P., Petiot, J.-F., 2007. User-centered Design by Genetic Algorithms: Application to Brass Musical Instrument Optimization. *Eng Appl Artif Intell* 20, 511–518.
- Reswick, J., 1982. What is rehabilitation engineering?, *Annual Review of Rehabilitation*. ed.
- Veytizou, J., 2014. Characterization of physical specificities of users with motor impairment (Thesis). Université de Grenoble Alpes.
- Veytizou, J., Magnier, C., Villeneuve, F., Thomann, G., 2012. Integrating the human factors characterization of disabled users in a design method. Application to an interface for playing acoustic music. *Assoc. Adv. Model. Simul. Tech. Enterp.* 73, 173.
- Wallace, K., Blessing, L.T.M., 2007. *Engineering Design: A Systematic Approach*. Springer Science & Business Media.
- Wobbrock, J.O., Kane, S.K., Gajos, K.Z., Harada, S., Froehlich, J., 2011. Ability-Based Design: Concept, Principles and Examples. *ACM Trans Access Comput* 3, 9:1–9:27.

A global lifestyle assessment: Psychometric properties of the General Lifestyle Questionnaire

Iréne Lopez-Fontana,^{1*} Carole Castanier^{1†}, Alexandra Perrot¹
and Christine Le Scuff^{1‡}

¹ University of Paris-Sud, Laboratory CIAMS

irene.lopez-fontana@u-psud.fr

Abstract

Objective: This article describes the development, reliability and validity of the General Lifestyle Questionnaire (GLQ).

Background: There is a growing body of literature that provides evidence of the essential role of diverse lifestyle behaviors on health. To our knowledge, there is no existing validated tool that simultaneously measures physical, social, individual and cognitive activities, as well as healthy behaviors including food habits, alcohol and tobacco consumption. The present study proposes a combined instrument to assess general lifestyle as a unique construct.

Method: The GLQ was administrated to 1043 participants from age 18 to 84 years. Reliability was assessed using Cronbach's alpha coefficient and Intra-Class Correlation coefficient. Convergent validity was measured according to the specific literature data.

Results: We demonstrated good internal consistency of the questionnaire (Cronbach's $\alpha = .72$), moderate to good reliability of scores by dimensions (Cronbach's $\alpha = .31$ to $.75$) and high temporal stability with the test-retest Interclass Correlation Coefficient (ICC = $.86$). Temporal stability was also confirmed in all the dimensions (ICC = $.72$ to $.87$). Several significant results were relevant with empirical data and demonstrated a substantial external validity of the instrument.

Conclusion: The GLQ is a valid and reliable measure of general lifestyle. As such, the GLQ may serve as a great value for research and clinical settings that are interested in the health prevention from young adults to old age.

Introduction

Lifestyle factors have been established as a significant moderator of physical and mental health along lifespan. Indeed, lifestyle factors have revealed to have the most impact on health (World Health Organization, 2009). Over the last couple of decades, there has been an increase in the awareness of the impact of various lifestyle factors may have in both general and medical populations (e.g., Homan & Norman, 2012). The literature consistently reflects that several diseases and chronic health conditions are in large proportion preventable by changing factors in one's lifestyle (Chomistek, Chiuve, Eliassen, Mukamal, Willett & Rimm, 2015; Dall, Storm, Semilla, Wintfeld, O'Grady & Narayan, 2015; Oikarinen, Engblom, Kääriäinen & Kyngäs, 2015). For example, 75 to 90% of type 2

* PhD Student

† Assistant professor

‡ Professor

diabetes cases, 65 to 80% of cardiovascular disease cases, and 20 to 30% of all cancers could be avoided if the population ate a healthier diet, did not smoke and increased physical activities practice (Bully, Sánchez, Zabaleta-del-Olmo, Pombo & Grandes, 2015). Lifestyle is also important for healthy aging both physically and mentally (e.g., Yaffe, Hoang, Byers, Barnes & Friedl, 2014; Kesse-Guyot, Andreeva, Lassale, Hercberg & Galan, 2014). All of these studies demonstrate the need to design appropriate ways of promoting healthy behaviors, but the question of how to do that, remains (Bully *et al.*, 2015).

Adaptation of diverse lifestyle changes appears to be an important consideration. For instance, Hertzog *et al.* (2009) affirm that all behaviors of an individual (participation in physical activity, cognitive, or social) have a positive impact on cognition, even at an advanced age. Other studies provide evidence that regular physical activity has a real impact on either mental or physical health (e.g., Steinmo, Hagger-Johnson & Shahab, 2014; Guallar-Castillón *et al.*, 2014; Vancampfort *et al.*, 2014). Cognitive activities have also consistently been associated with important benefits on mental health preservation, even in an advanced age (e.g. Salthouse, 2006; Soubelet, 2009; Small, Dixon, McArdle & Grimm, 2012). According to some studies, healthy aging may also be influenced by social activities (e.g., Seeman & Crimmins, 2001; Lovden, Ghisletta & Linderberger, 2005; Wang, Xu & Pei, 2012 for review). Compared to group-focused activities, activities performed individually have received little attention (Jopp & Hertzog, 2010). However, individual activities are an important part of general lifestyle and deserve to be included in lifestyle assessments to allow further research about their eventual impact. In addition to stimulating activities, healthy behaviors as eating a well-balanced diet, not smoking and drinking alcohol in moderation have demonstrated to be reliably engaged in numerous health diseases as cancers, osteoporosis, diabetes, or cardiovascular disease (Kim, Popkin, Siega-Riz, Haines & Arab, 2004; Godwin, Pike, Bethune, Kirby & Pike, 2013). All the above lifestyle factors should be taken into account in order to capture a complete overview of lifestyle. Adequate knowledge of person's lifestyle could support the creation of efficient interventions to change behaviors aimed at health maintenance. Therefore, using an appropriate assessment of lifestyle is necessary (Jopp & Hertzog, 2011).

Several lifestyle measures exist in the literature. Three categories of validated lifestyle tools can be identified. First, the majority of validated questionnaires have focused on specific activity types, particularly on physical activities and exercise (e.g., Baecke, Burema & Frijters, 1982; Kriska, 1997; Booth *et al.*, 2003) or intellectually demanding activities (e.g., Wilson, Barnes & Bennett, 2003; Wilson, Barnes, Krueger, Hoganson, Bienias & Bennett, 2005). A second category of questionnaires have been created in order to evaluate a specific lifestyle adaption for a defined population (e.g., Wright, Groisman-Perelstein, Wylie-Rosett, Vernon, Diamantis & Isasi, 2011 for pediatric weight management; Lawton, Moss, Fulcomer & Kleban, 1982 for older people; Godwin *et al.*, 2013 for cardiovascular patients). Rarely, have authors gone beyond specific activities or populations and created general lifestyle questionnaires (Wilson & Ciliska, 1984; Jopp & Hertzog, 2010). Wilson and Ciliska (1984) were aware of the importance of global lifestyle assessment on health promotion and created an inventory that encompasses the physical, emotional and social components of health believed to be relevant to morbidity, mortality and quality of life. This tool, named FANTASTIC, has been revised several times. Kason and Ylanko (1984) proposed the fifth version of the FANTASTIC lifestyle checklist. The survey includes 25 diverse items fluctuating from objective data (e.g. "Active exercise>30min/day") to subjective questions (e.g. "positive thinking" or "job satisfaction"). The FANTASTIC lifestyle assessment part 5 was administrated to 100 adults to test the psychometric properties of the tool. Nevertheless, the authors were unable to consistently confirm the validity of the FANTASTIC lifestyle checklist with the existing parameters in part 5 (Kason & Ylanko, 1984). Other authors have also tried to create a broad large lifestyle assessment. The Victoria Longitudinal Study (VLS) activity questionnaire was developed by Hultsch, Hammer and Small (1993) and adapted by Jopp and Hertzog (2010). These investigators extended the 70-item original version of the VLS by adding 12-items in order to assess a large panel of activities across the adult lifespan. The 82 items were divided in 11 subscales: physical activities, developmental activities, experiential activities, crafts, game playing, TV watching, technology use, travel, public social activities, private social

activities and religious activities. The frequency of each activity was determined by rating a 9-point Likert type scale. Numbers of items, subscales and Likert scale point must be considered to evaluate the length of the questionnaire. To verify the validity of this augmented scale, 267 and 218 individuals aged 18-82 and 19-81 years participated in the two studies. Jopp and Hertzog (2010) offered comprehensive activity scales that generated scores that have acceptable to good reliability and confirmed the validity of this instrument. Nevertheless, no information about healthy behaviors (including diet, tobacco and alcohol consumption) or recent evolution of lifestyle (e.g., smartphone use) was provided through this questionnaire. Moreover, the authors reported that the study was limited by small sample size (Jopp & Hertzog, 2010).

Despite several existing validated tools, several authors opted for combining different questionnaires or creating their own questions for the needs of the study (e.g. Sörman, Sundström, Rönnlund, Adolfsson & Nilsson, 2014; Kesse-Guyot et al., 2013; Robinson, Jameson, Syddall, Dennison, Cooper & Aihie, 2013). Using non-validated questionnaires involves important risks regarding to the scientific validity of the study. These choices lead to understand that investigators note such important limitations in the existing measures that they prefer to take the risk of using non-validated tools (Prohaska et al., 2006). There are different arguments justifying the creating of new questionnaires to assess lifestyle behaviors, despite existing validated tools: 1) Most of the existing instruments are designed for specific disease and disability so tools measuring both healthy and unhealthy populations have to be developed and validated (Lara et al. 2013). 2) Many lifestyle questionnaires focused only on narrow activities, and tools rarely offer the opportunity to clarify the nature of the overall lifestyle (Jopp & Hertzog, 2007). 3) The rare general lifestyle questionnaires are long and detailed. However, what is preferred in both clinical and research settings is a short and easy measurement (Godwin et al., 2013). 4) Over time, habits related to health and disease evolve, as does the time dedicated to each activity changes. For example, average time for playing games and computer use for leisure has augmented from 18 min in 2003 to 26 min in 2011 for all ages and increased to 52 min in 2013 for individuals ages 15 to 19 (Bureau of labor statistics, 2014). Evidently, increase of time use for new activities (e.g., games, networks use) would decrease the time use for other leisure activities (Kuo & Tang, 2014). New questionnaires are needed to account for shifting ways that people spend their time.

Based on the limitations of existing questionnaires, we developed a new global lifestyle assessment to meet the above mentioned needs. The GLQ was created in French for the needs of a French study. Some items were inspired from several existing tools (e.g., Bull, Maslin & Armstrong, 2009; Wilson et al., 2003) but an important part of the questions was created by the authors of the present questionnaire. The main aim of the present study was to validate the General Lifestyle Questionnaire, a tool that would be appropriate for a wide range of ages, from young adult to older adults. The GLQ samples a broad panel of lifestyle habits that includes physical, cognitive, social and individual activities, as well as healthy behaviors. The GLQ items also reflect recent trends in society's behaviors. It is easy-to-use, and is short, taking only 5 to 15 minutes to complete.

Method

Participants and data collection

For the validation of the General Lifestyle Questionnaire, individuals responded to an internet invitation to complete a questionnaire. The inclusion criteria were to have adequate French speaking ability and to be 18 years-old or older. Participation was voluntary and surveys took less than 15 minutes to complete. The survey included 46 questions on various activities and behaviors, as well as 12 demographic data correlates (age, gender, etc.). From 1,408 initial participants, only completed questionnaires were used to determine the reliability and validity of the instrument. Therefore, 1,043 individuals from various socioeconomic classes and educational levels were included in final data analysis. Seven hundred and seven were women (67.8%). Participants were principally from France

(96%), Canada (French area), New Caledonia and Belgium. Participants were between 18 and 84 years old with a mean age of 42, 43. To permit temporal stability testing, we asked all the participants if they would agree to contribute to the second administration. Three hundred and sixty-one surveys were returned. Time between test and retest ranged from 1 to 3 weeks.

General Lifestyle Questionnaire (GLQ) measures

The GLQ assesses a variety of behaviors and activities practiced in the last 12 months. Participants indicated the frequency of each activity or behavior on a 5-point Likert-type scale scoring 1 = Never, 2 = a few times in the last year, 3 = a few times per month, 4 = a few times per week, 5 = Every day or almost every day. Nine items use inverse scoring. The GLQ provides three useful scores. First, an item analysis provides information about specific activity engagement; Second, the average of scores by dimensions provides a score of frequency by dimension and can be used to determine the types of activities that should be increased to lead a healthier lifestyle; Lastly, the average of the total score will provide global healthy lifestyle estimation.

GLQ dimensions

Grouping the activities in types is particularly challenging due to the subjectivity of classification (Jopp & Hertzog, 2007). In order to provide reliable dimensions of the GLQ, the authors opted for an external classification (Sörman *et al.*, 2013). In total, 51 contributors (17 psychology experts, 17 Masters level psychology college students, and 17 other lay persons) were recruited to obtain a representative classification of the items into physical, cognitive, social or individual dimensions.

Physical activities included any bodily movements produced by skeletal muscles that result in energy expenditure (Caspersen, Powell & Christenson, 1985). The GLQ included physical activity fluctuation between leisure physical activities (e.g., bowling, fitness), competitive sports practices (e.g., tennis, gymnastics), as well as daily living energy consuming activities (e.g., climbing steps, vacuuming). Cognitive activities are exerted on representations or symbolic in nature content, aims to assimilate or understand and mobilize the resources of the mind, rationality or logic (Parent *et al.*, 2010). The GLQ included diverse activities that engage one or more brain function(s), such as attention, memory and reasoning (e.g., reading, playing an instrument, making creative activities). Social activities referred to the maintenance of social connections and participation in social activities (Bassuk, Glass & Berkman, 1999). The GLQ took into account usual social activities (e.g., spending time with friends, visiting family) as well as more recently developed social interactions types (e.g., conversing by SMS, skype, networks use). The individual activity dimension of the GLQ included activities that we practice individually, for relaxing or personal enrichment (e.g., listening to music, cooking for pleasure).

In addition of these activities, the fifth dimension of the GLQ measured “healthy behaviors”. With less challenging categorization, this dimension included behaviors that have the most support in the literature as significantly influent on health as food, alcohol and tobacco (Kim *et al.*, 2004). It provides information about diet habits (e.g. eating at least 5 portions of fruits or vegetables per day), alcohol consumption with a differentiation between drinking soft or hard alcohol (e.g. beer and wine or Whisky, vodka, etc.), and tobacco consumption including both cigarettes and tobacco in other forms (e.g. pipe, cigar, water pipe).

After analysis, the two following items were not consistently classified from statistical analysis: “I go to the theatre, to the opera or to see cultural shows” and “I play games with other people (cards, chess, etc.)”, we removed them from the questionnaire in order to respect a rigorous dimensional classification. The final GLQ included 44 items divided into five dimensions: physical (9 items), cognitive (8 items), social (10 items), individual (8 items) and healthy behaviors (9 items).

Statistical analysis

The psychometric properties of the instrument were assessed both internally (internal consistency reliability and test-retest reliability) and externally (convergent validity). Cronbach’s alpha coefficient was used to measure the internal consistency reliability of both global and dimensional scores

(Cronbach, 1951). The test-retest reliability was assessed by Intra-class Correlation Coefficient (ICC) between GLQ scores at test and retest, using analysis of variance (Shrout & Fleiss, 1979). Convergent validity was measured by scientist data comparison, such that several findings were identified from the literature and compared with the data obtained from the GLQ. Correlation and Anova were used to evaluate the relations between lifestyle and variables as gender, age, Body Mass Index (BMI), professional situation (e.g., technician, merchant, entrepreneur) and educational level.

Results

Items pertinence and completeness

Our first step was to verify items' pertinence according to statistical properties. We first verified extreme marginal distributions. The smallest variance was that 89.53% of the participants had daily written conversations (SMS, chat, emails) and 81.08% daily write on the computer. These scores are lower than 90% so we decided to keep them. We found no rarely endorsed items. To the question "Are there any activities not listed that you have practiced in the last 12 months?". Only 14 participants (1.34%) added particular activities that were not previously included as photography (twice), origami (once) or singing in a choir (three times).

GLQ's reliability

Overall, Cronbach's alpha coefficients were satisfactory. Global Cronbach's alpha score was good (.72) and scores by dimensions were generally good (.55 for healthy behaviors) to very good (.75 for physical activity). Individual and cognitive activities had lower internal consistency (.31 and .46 respectively), in part because they offer a large range of activities leading to an important diversity from an item to another. High test-retest reliability was found. Global questionnaire score was ICC = .86; 95% confidence interval, .83-.89; $p > .001$. Dimensions scores ranged from ICC = .72; 95% confidence interval, .66-.76; $p > .001$ (individual) to ICC = .87; 95% confidence interval, .84-.89; $p > .001$ (social).

GLQ's validity

The GLQ scores were consistent with findings in other studies of other lifestyle activities. We found the following significant relations in our sample. As was found in other studies, participation in physical activity declines with age ($r = -.28, p < .05$) (Södergren, 2013; Miles, 2007; Chao, Capri & Farmer, 2010; Slingerland et al., 2007). The Body Mass Index was negatively correlated with frequency of physical activity ($r = -.24, p < .05$) (Wright, 2010; Inoue, 2010). Frequency of participation in social activities was not significantly different between men and women ($F(1, 1041) = 0.19, n.s.$) (Koh, Jang, Paik, Kim & Lim, 2014). However, an item analysis established that women were more likely to participate to religious activities compared to men ($F(1, 1041) = 4.40, p < .05$) (Koh et al., 2014). Participation in cognitive activities was positively related to years of formal education ($r = .11, p < .05$) (Wilson, 2003). According to the results found in the health "behaviors dimension", daily smokers were more likely to report unhealthy dietary habits, maintaining a sedentary lifestyle and higher alcohol intake above the recommended limits compared to those who never smoked ($F(1, 1041) = 198.03, p < .001$) (Pisinger, Toft & Jørgensen, 2009). Students lifestyle can contribute to problems with improper nutrition and poor dietary behaviors ($F(1, 1041) = 34.63, p < .001$) (Chock, 2011). In opposition, people reaching retirement will have greater opportunity to engage in healthy behaviors ($F(1, 1041) = 32.73, p < .05$) (Södergren, Wang, Salmon, Ball, Crawford & McNaughton, 2014). The only category that could not be verified by the scientist literature data comparison was the individual dimension. Since this construct has not been studied extensively, there were no general hypotheses tested and confirmed. Otherwise, all the other dimensions demonstrated satisfactory convergent validity compared to the scientist literature findings.

Discussion

We developed a French instrument to assess general lifestyle as a unique construct, called the GLQ. The main objective was to create a comprehensive instrument that measures five dimensions proposed to be associated with better health outcomes.

We demonstrated that the GLQ has good reliability and construct validity. Overall, the GLQ had sufficient internal consistency reliability on both global and dimensional scores. Test-retest reliability was high for the global score and all the dimensional scores, showing very good to excellent temporal stability of the GLQ. The results obtained by the proposed questionnaire are overall consistent with the scientist literature for most of the dimensions, suggesting satisfactory global construct validity.

This study has several strengths. The GLQ assessed five areas of lifestyle behaviors: physical activity, social activity, cognitive activity, individual activity, and food and substance consumption. To our knowledge, this is the only validated survey for assessing these multiple measures simultaneously. The physical dimension of the GLQ included intensity as well as both daily activities and structured exercise training information, that seem to be relevant data for understanding the impact of physical activity on health (Lampinen *et al.*, 2000; Kim *et al.*, 2004). This tool also takes into account that lifestyle notably changed in the last decades (Kuo & Tang, 2014) and propose several items including for instance SMS writing, network use, and other “new” lifestyle habits. Moreover, the lack of a greater response by participants after the open-ended question “Are there any activities not listed that you have practiced in the last 12 months?” demonstrate that a wide variety of lifestyle activities is sampled and that the tool has a potentially wide-ranging application. Additionally, the GLQ is short (10-15 minutes assessment) and easy-to-use. The survey was administrated to a large sample that allowed us to establish the reliability and construct validity of the instrument. Participants’ characteristics included multiple ages, educational levels and professional settings. This provides evidence that the GLQ may be used to assess lifestyle behaviors in diverse populations from young adult to older adults. Lastly, the GLQ offers three levels of analysis: by items, dimensional or global analysis. This permits a high adaptability suitable for the needs of the clinician or investigator.

This global and multidimensional measure of lifestyle may be useful in further empirical work. However, some limitations should be addressed in future research. Firstly, the main goal of the tool was to offer a large panel of lifestyle behaviors respecting a reasonable length of the assessment. Thus, some items regroup different activities (e.g. the item about creative activities encompasses drawing, painting, sculpting, sewing or knitting). Thus, the questionnaire will provide information about the frequency of the practice of an activity (e.g. intense physical activity) but further questions might be asked if more details are needed (e.g. the exact intense physical activity is tennis or mountain?). Secondly, since the individual dimension has not been studied extensively, little verification of its construct could be offered in this study. Further investigation will be needed to confirm the interest of these items.

Lastly, the validity of the GLQ has been demonstrated within a large variety of participants. To verify its usability within clinical patients, it would be interesting to validate this tool within specific populations. Another perspective of this instrument would be to translate it in different languages. Indeed, the GLQ only exists in a French version. However, at our knowledge there is no existing validated questionnaire that measures general lifestyle in English, for example. A validated translation could increase the usability of this useful instrument for many clinicians and researchers that are interested in health prevention.

Conclusion

The GLQ is a reliable and valid measure for assessing global lifestyle behaviors. This instrument may be useful for clinicians and researchers who want to quantify lifestyle factors that are essential for health maintenance and prevention of disease.

References

- Baecke, J. A., Burema, J., & Frijters, J. E. (1982). A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *The American journal of clinical nutrition*, 36(5), 936-942.
- Bassuk, S. S., Glass, T. A., & Berkman, L. F. (1999). Social disengagement and incident cognitive decline in community-dwelling elderly persons. *Annals of internal medicine*, 131(3), 165-173.
- Booth, M. L., Ainsworth, B. E., Pratt, M., Ekelund, U., Yngve, A., Sallis, J. F., & Oja, P. (2003). International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 195(9131/03), 3508-1381.
- Bull, F. C., Maslin, T. S., & Armstrong, T. (2009). Global physical activity questionnaire (GPAQ): nine country reliability and validity study. *Journal of physical activity & health*, (6), 790-804.
- Bully, P., Sánchez, Á., Zabaleta-del-Olmo, E., Pombo, H., & Grandes, G. (In press). Evidence from interventions based on theoretical models for lifestyle modification (physical activity, diet, alcohol and tobacco use) in primary care settings: A systematic review. *Preventive medicine*.
- Bureau of labor Statistics, (2014). American time use survey-2003–2011 and 2013 results, retrieved on May 25, 2015. < <http://www.bls.gov/news.release/atus.nr0.htm>>.
- Caspersen, C. J., Powell, K. E., & Christenson, G. M. (1985). Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public health reports*, 100(2), 126.
- Chock, T. M. (2011). The influence of body mass index, sex, and race on college students' optimistic bias for lifestyle healthfulness. *Journal of nutrition education and behavior*, 43(5), 331-338.
- Chomistek, A. K., Chiuve, S. E., Eliassen, A. H., Mukamal, K. J., Willett, W. C., & Rimm, E. B. (2015). Healthy lifestyle in the primordial prevention of cardiovascular disease among young women. *Journal of the American College of Cardiology*, 65(1), 43-51.
- Cronbach, L. J. (1951). Coefficient alpha and the internal structure of tests. *Psychometrika*, 16(3), 297-334.
- Dall, T. M., Storm, M. V., Semilla, A. P., Wintfeld, N., O'Grady, M., & Narayan, K. V. (2014). Value of Lifestyle Intervention to Prevent Diabetes and Sequelae. *American journal of preventive medicine*, 48(3), 271–280
- Godwin, M., Pike, A., Bethune, C., Kirby, A., & Pike, A. (2013). Concurrent and Convergent Validity of the Simple Lifestyle Indicator Questionnaire. *ISRN family medicine*, 2013, 6.
- Guallar-Castillón, P., Bayán-Bravo, A., León-Muñoz, L. M., Balboa-Castillo, T., López-García, E., Gutiérrez-Fisac, J. L., & Rodríguez-Artalejo, F. (2014). The association of major patterns of physical activity, sedentary behavior and sleep with health-related quality of life: A cohort study. *Preventive medicine*, 67, 248-254.

Homan, G., Litt, J., & Norman, R. J. (2012). The FAST study: Fertility ASsessment and advice Targeting lifestyle choices and behaviours: a pilot study. *Human reproduction*, 176.

Hultsch, D. F., Hammer, M., & Small, B. J. (1993). Age differences in cognitive performance in later life: Relationships to self-reported health and activity life style. *Journal of Gerontology*, 48(1), 1-11.

Inoue, M., Toyokawa, S., Inoue, K., Suyama, Y., Miyano, Y., Suzuki, T., ... & Kobayashi, Y. (2010). Lifestyle, weight perception and change in body mass index of Japanese workers: MY Health Up Study. *Public health*, 124(9), 530-537.

Jopp, D., & Hertzog, C. (2007). Activities, self-referent memory beliefs, and cognitive performance: evidence for direct and mediated relations. *Psychology and Aging*, 22(4), 811.

Jopp, D. S., & Hertzog, C. (2010). Assessing adult leisure activities: an extension of a self-report activity questionnaire. *Psychological assessment*, 22(1), 108.

Kason, Y., & Ylanko, V. J. (1984). FANTASTIC lifestyle assessment: part 5 measuring lifestyle in family practice. *Canadian Family Physician*, 30, 2379.

Kesse-Guyot, E., Andreeva, V. A., Lassale, C., Hercberg, S., & Galan, P. (2014). Clustering of Midlife Lifestyle Behaviors and Subsequent Cognitive Function: A Longitudinal Study. *American journal of public health*, 104(11), 170-177.

Kim, S., Popkin, B. M., Siega-Riz, A. M., Haines, P. S., & Arab, L. (2004). A cross-national comparison of lifestyle between China and the United States, using a comprehensive cross-national measurement tool of the healthfulness of lifestyles: the Lifestyle Index. *Preventive medicine*, 38(2), 160-171.

Koh, E. S., Jang, S. N., Paik, N. J., Kim, K. W., & Lim, J. Y. (2014). Age and gender patterns in associations between lifestyle factors and physical performance in older Korean adults. *Archives of gerontology and geriatrics*, 59(2), 338-345.

Kriska, A. M., Knowler, W. C., LaPorte, R. E., Drash, A. L., Wing, R. R., Blair, S. N., ... & Kuller, L. H. (1990). Development of questionnaire to examine the relationship of physical activity and diabetes in Pima Indians. *Diabetes Care*, 13, 401-411.

Kriska, A. M. (1997). Modifiable Activity Questionnaire. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(S6), 73-78.

Kuo, T., & Tang, H. L. (2014). Relationships among personality traits, Facebook usages, and leisure activities—A case of Taiwanese college students. *Computers in Human Behavior*, 31, 13-19.

Lampinen, P., Heikkinen, R. L., & Ruoppila, I. (2000). Changes in intensity of physical exercise as predictors of depressive symptoms among older adults: an eight-year follow-up. *Preventive medicine*, 30(5), 371-380.

Lara, J., Godfrey, A., Evans, E., Heaven, B., Brown, L. J., Barron, E., ... & Mathers, J. C. (2013). Towards measurement of the Healthy Ageing Phenotype in lifestyle-based intervention studies. *Maturitas*, 76(2), 189-199.

Lawton, M. P., Moss, M., Fulcomer, M., & Kleban, M. H. (1982). A research and service oriented multilevel assessment instrument. *Journal of Gerontology*, 37(1), 91-99.

Lövdén, M., Ghisletta, P., & Lindenberger, U. (2005). Social participation attenuates decline in perceptual speed in old and very old age. *Psychology and aging, 20*(3), 423.

Oikarinen, A., Engblom, J., Kääriäinen, M., & Kyngäs, H. (In press). Risk factor-related lifestyle habits of hospital-admitted stroke patients—an exploratory study. *Journal of clinical nursing*.

Parent, F., Baulana, R., Coppieters, Y., Kahombo, G., d’Hoop, E., Lemenu, D., ... & De Ketele, J. M. (2010). Mieux gérer la cohérence pour renforcer les ressources humaines en santé: paradigmes et méthodes pour une intégration efficace des pratiques professionnelles et communautaires en formation. *Pédagogie médicale, 11*(2), 111-125.

Pisinger, C., Toft, U., & Jørgensen, T. (2009). Can lifestyle factors explain why body mass index and waist-to-hip ratio increase with increasing tobacco consumption? The Inter99 study. *Public health, 123*(2), 110-115.

Prohaska, T., Belansky, E., Belza, B., Buchner, D., Marshall, V., McTigue, K., ... & Wilcox, S. (2006). Physical activity, public health, and aging: critical issues and research priorities. *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences, 61*(5), S267-S273.

Robinson, S. M., Jameson, K. A., Syddall, H. E., Dennison, E. M., Cooper, C., & Aihie Sayer, A. (2013). Clustering of lifestyle risk factors and poor physical function in older adults: the Hertfordshire cohort study. *Journal of the American Geriatrics Society, 61*(10), 1684-1691.

Salthouse, T. A. (2006). Mental exercise and mental aging evaluating the validity of the “use it or lose it” hypothesis. *Perspectives on Psychological Science, 1*(1), 68-87.

Seeman, T. E., & Crimmins, E. (2001). Social environment effects on health and aging. *Annals of the New York Academy of Sciences, 954*(1), 88-117.

Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological bulletin, 86*(2), 420.

Small, B. J., Dixon, R. A., McArdle, J. J., & Grimm, K. J. (2012). Do changes in lifestyle engagement moderate cognitive decline in normal aging? Evidence from the Victoria Longitudinal Study. *Neuropsychology, 26*(2), 144.

Södergren, M. (2013). Lifestyle predictors of healthy ageing in men. *Maturitas, 75*(2), 113-117.

Södergren, M., Wang, W. C., Salmon, J., Ball, K., Crawford, D., & McNaughton, S. A. (2014). Predicting healthy lifestyle patterns among retirement age older adults in the WELL study: a latent class analysis of sex differences. *Maturitas, 77*(1), 41-46.

Sörman, D. E., Sundström, A., Rönnlund, M., Adolfsson, R., & Nilsson, L. G. (2014). Leisure activity in old age and risk of dementia: a 15-year prospective study. *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences, 69*(4), 493-501.

Soubelet, A. (2009). Le vieillissement cognitif et l’hypothèse de l’exercice mental révisée. *Psychologie française, 54*(4), 363-378.

- Steinmo, S., Hagger-Johnson, G., & Shahab, L. (2014). Bidirectional association between mental health and physical activity in older adults: Whitehall II prospective cohort study. *Preventive medicine, 66*, 74-79.
- Vancampfort, D., Probst, M., Adriaens, A., Pieters, G., De Hert, M., Stubbs, B., ... & Vanderlinden, J. (2014). Changes in physical activity, physical fitness, self-perception and quality of life following a 6-month physical activity counseling and cognitive behavioral therapy program in outpatients with binge eating disorder. *Psychiatry research, 219*(2), 361-366.
- Wang, H. X., Xu, W., & Pei, J. J. (2012). Leisure activities, cognition and dementia. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Molecular Basis of Disease, 1822*(3), 482-491.
- Wilson, D. M., & Ciliska, D. (1984). Lifestyle Assessment. *Canadian Family Physician, 30*, 1527.
- Wilson, R. S., Barnes, L. L., & Bennett, D. A. (2003). Assessment of lifetime participation in cognitively stimulating activities. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology, 25*(5), 634-642.
- Wilson, R. S., Barnes, L. L., Krueger, K. R., Hoganson, G., Bienias, J. L., & Bennett, D. A. (2005). Early and late life cognitive activity and cognitive systems in old age. *Journal of the International Neuropsychological Society, 11*(04), 400-407.
- World Health Organization (Ed.). (2009). *Global health risks: mortality and burden of disease attributable to selected major risks*. World Health Organization.
- Wright, N. D., Groisman-Perelstein, A. E., Wylie-Rosett, J., Vernon, N., Diamantis, P. M., & Isasi, C. R. (2011). A lifestyle assessment and intervention tool for pediatric weight management: the HABITS questionnaire. *Journal of human nutrition and dietetics, 24*(1), 96-100.
- Yaffe, K., Hoang, T. D., Byers, A. L., Barnes, D. E., & Friedl, K. E. (2014). Lifestyle and health-related risk factors and risk of cognitive aging among older veterans. *Alzheimer's & Dementia, 10*(3), S111-S121.

Correction vocalisée et mise en accessibilité de documents numérisés : l'exemple du projet « Correct »¹

Laurie JACOB, Young CHEN, Gérard UZAN

Laboratoire THIM, EA4004 ChArt, Université Paris 8

`laurie.jacob@free.fr`, `{young.chen, gerard.uzan}@univ-paris.fr`

Résumé

Le projet Ozalid/Correct est une plateforme de correction de documents numérisés proposée par la BnF à partir du fond Gallica. Cette plateforme consiste à offrir sur le Web un espace et des outils de correction, insérés dans un réseau partagé entre correcteurs. Nous présentons ici une synthèse des différents travaux effectués dans le cadre de ce projet portant sur l'accessibilité des documents numérisés, la spécification, la réalisation et l'évaluation d'une interface de correction accessible aux personnes aveugles ou malvoyantes (PAM).

1 Introduction

Dans le cadre du projet Ozalid/Correct de réseau collaboratif de correction de documents numérisés disponibles sur « Gallica » (BnF), a été effectué un travail particulier sur l'accessibilité du document numérisé et de ses corrections par des personnes aveugles ou malvoyantes (PAM).

Après une étude sur la correction collective dans « l'édition adaptée », des types de comportements (correcteurs simples, experts, animateurs etc.) et des pratiques collectives propres ont été identifiés. Issu de l'observation de ces correcteurs et de leurs activités de correction, nous avons élaboré, d'une part, un cahier des charges exhaustif, des règles de construction de contenus à caractère textuel et d'autre part, un traitement automatisé des cartes géographiques en vue de leur impression relief.

La plateforme « Correct » comporte deux niveaux d'interface enchâssés l'un dans l'autre dans un même écran : un niveau de réseau partagé et un niveau d'outil de correction proprement dit. Conçue dans une démarche de conception universelle multiplateforme², l'interface de correction pour aveugles et malvoyants a fait l'objet d'une évaluation par expérimentation en écologie contrôlée avec 30 sujets. Cette expérimentation a permis, bien sûr, d'améliorer le prototype mais également d'en déduire des règles nouvelles de conception pour la navigation et l'action en vocal que vous évoqueront.

2 Les profils de correcteurs

Pour construire des hypothèses concernant les comportements de correction, nous avons réalisé des entretiens auprès de 12 personnes correctrices (dont 9 ont des handicaps visuels) appartenant à des réseaux de correcteurs pour bibliothèque numériques à destination des personnes empêchées de lire. Ces entretiens étaient réalisés sur la base d'un guide, leur durée moyenne était d'environ 2h.

Parmi les résultats les plus saillants, nous avons pu extraire trois profils types :

¹ Ce travail a bénéficié du soutien du projet FUI OZALID labélisé par Cap Digital

² L'éditeur vocalisé est utilisable via le navigateur „Chrome“ qui possède sa propre synthèse vocale et ne nécessite en ce sens aucune équipement particulier pour les PAM.

- i) Le correcteur « simple » : il ne cherche pas à animer, il est prêt à travailler sur une correction, il veut contribuer à améliorer la qualité du document indépendamment de son contenu, même s'il peut exprimer des préférences par auteur, œuvre, domaine ou période. Il ne recherche pas à être obligatoirement en réseau mais y est ouvert. Il a développé des schémas d'actions orientées sur l'orthographe et la grammaire.
- ii) Le correcteur « expert » : lorsqu'il prend un ouvrage, il s'inscrit dans une correction exhaustive, il choisit son ouvrage par envie et souvent, il aime être un correcteur solitaire mais ouvert en tant qu'expert aux autres. Il a développé des schémas d'actions orientées sur la sémantique et prend parfois des « libertés ».
- iii) Le correcteur « animateur » : au début volontaire comme correcteur « simple », il aime surtout mettre en relation les autres et être source de proposition pour eux, arbitrer et rencontrer des autres correcteurs.

Collectivement, le choix des ouvrages numérisés, la rencontre humaine directe au-delà du strict réseau virtuel est recherchée par une majorité des membres du réseau. Un régulateur de réseau est absolument indispensable car le réseau peut aussi bien modérer qu'amplifier des confrontations de point de vue pouvant se transformer en conflits. Par ailleurs, nous n'avons pas rencontré de correcteurs « occasionnels » ou « très occasionnels ».

3 Les règles

A travers l'observation des pratiques des mêmes correcteurs, de l'usage de la synthèse vocale face à différents textes ou à leur structure et d'études antérieures sur la navigation et la lecture de documents par des personnes aveugles par synthèse vocale³, nous avons établi un ensemble le plus exhaustif possible de règles et de transformations du texte pour optimiser la lecture/énonciation en lecture ou correction.

Tableau 1: Un exemple de règle s'appliquant aux caractères

Caractères concernés	Règle	Justifications et remarques	Exemple	Automatisation M= manuelle P = partielle I= intégrale
Chiffres romains	Règle générale : Outre la numérotation des tomes et des parties (voir ci-dessus) ou en numéro de page pour une différenciation des divisions, les chiffres romains doivent être utilisés pour désigner les siècles et des personnages historiques (empereurs, impératrices, rois, reines, nobles, papes, ecclésiastiques, etc.).	Ce sont les pratiques en usage dans l'imprimerie ² .	"Charles 5 " sera écrit: "Charles V " "Pie 12 " sera écrit: "Pie XII "	I
	Règle 1 : Pour la vocalisation, le nombre en chiffres romains doit être écrit en toutes lettres, suivi de façon collée d'une virgule.	Lorsqu'un chiffre romain marque un personnage, on peut laisser le chiffre romain tel quel, comme cela est recommandé par les associations parce qu'il sera bien lu en lecture Braille. Mais les correcteurs qui utilisent les synthétiseurs vocaux préfèrent mettre en toutes lettres la valeur, suivie d'une virgule pour éviter qu'une liaison se fasse entre le nombre et le mot suivant.	"Charles X ami de longue date de..." sera lu comme: "Charles iks ami de longue date de..." ou "Charles diz ami de longue date de..." Tandis qu'avec la virgule et le chiffre écrit en toutes lettres "dix", la même phrase sera prononcée: "Charles diss , ami de longue date de..."	I

² : *Lexique des règles typographiques en usage à l'Imprimerie Nationale*. Paris : Imprimerie nationale, 2002. 196 p.

³ : Uzan, G., Michel G., Bastien, J.M.C. (2000). Les documents électroniques : quelles approches et quels outils pour leur consultation. *Actes de la journée thématique : Livre numérique, enjeux pour les personnes handicapées visuelles*. Cité des Sciences et de l'Industrie de la Villette, Paris, France.

Ces règles d'appliquent à différents niveaux (caractères alphanumériques et ponctuation, digrammes, trigrammes, mots, phrases, paragraphes, pages, couverture, etc.). Nous avons distingué des règles absolues ou conditionnées à un contexte, soit 117 règles et sous-règles génériques représentant 199 situations différenciées, dont un exemple est présenté en **Tableau 1**. Parmi ces 117 règles, 80% sont entièrement automatisables, 13% sont le partiellement et 7% ne le sont pas⁴.

Outre le texte, certaines images telles que les cartes de géographie, doivent être également transcrites et adaptées automatiquement pour être explorées en relief⁵. Nous avons développé un traitement algorithmique réalisant :

- i) L'identification, la segmentation et l'extraction des parties textuelles du fond de carte et de la légende,
- ii) L'exploitation de la légende pour la segmentation de certaines zones du fond de carte et de leur correspondance,
- iii) L'application d'un OCR (logiciel de reconnaissance optique de caractères) sur les zones textuelles,
- iv) L'application du respect des règles de mise en relief,

La problématique de la fidélité à l'image se retrouve également dans la conversion des formats de fichiers numériques selon que leur objectif est l'archivage-conservation (par exemple, le format Alto), l'affichage, visuel et éphémère (par exemple, le format XHTML), ou l'impression, visuelle et fixée (par exemple, le format PDF). Certains formats sont conçus pour conserver et gérer la relation entre le contenu textuel et sa présentation visuelle ou auditive (par exemple, le format DAISY⁶). La distinction entre présentation vocale et présentation visuelle ne consiste pas en une simple vocalisation du visuel mais dans une construction appropriée à chaque modalité perceptive (voir **Figure 1**).

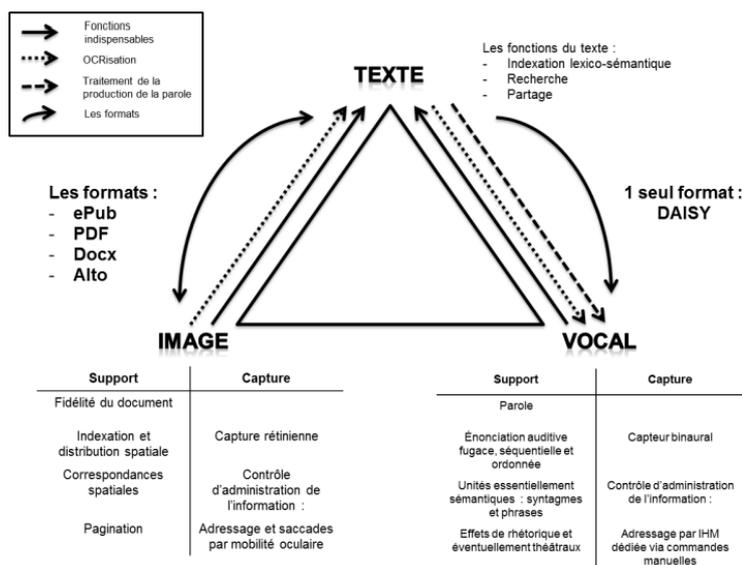


Figure 1: Vocal et visuel, deux modalités pour deux axes de structuration du document et d'Interface Homme-Machine de lecture

⁴ : Uzan, G., Chen, Y., Jacob, L. (2014). Règles à appliquer aux ouvrages numérisés pour leur accessibilité par des personnes déficientes visuelles. Laboratoire CHArt THIM, Université Paris 8, Saint-Denis. [Rapport interne]

⁵ : Bris, M. (2003). Recommandations pour la transcription de documents. Service des Documents Adaptés pour Déficients Visuels, CNEFEI Suresnes

⁶ : DAISYPedia dans DAISY Consortium. Repéré à : <http://www.daisy.org/daisypedia>

4 L'enrichissement

Pour nous, l'accessibilité, c'est l'utilisabilité des documents pour tous, y compris des PAM. L'accessibilité et l'enrichissement ont été ici fusionnés dans l'objectif pour ne pas se contenter d'une stricte accessibilité au sens normatif du terme, dans une échelle qui va de l'optimal au minimal nécessaire. A été privilégié plutôt l'accessibilité en termes de nouvelles fonctionnalités, de manipulations, de consultations, de corrections et l'enrichissement individuel ou collectif du document comme élément d'accroissement de l'accessibilité. Nous avons pu définir quatre niveaux d'accessibilité :

- i) L'accessibilité indispensable, portant sur l'objet singulier qu'est le document numérique ;
- ii) L'accessibilité renforcée, qui intègre l'utilisation et le partage par tous (on peut associer de l'assistance entre utilisateurs-lecteurs) ;
- iii) Le document nœud de réseau informatif ;
- iv) L'appropriation du document par le lecteur, qui implique que le document avatar d'un original, porte les marques de l'appropriation (transformations, annotations, ajouts, pointage vers d'autres documents...).

5 L'interface

La plateforme « Correct » est avant tout une plateforme de correction de documents numérisés, même si nous avons constaté que pour l'ensemble des utilisateurs que nous avons pu observer, elle devenait à travers son utilisation une plateforme de lecture, autant que de correction. En effet, lors de l'évaluation dont les principaux résultats seront présentés plus loin, la plupart des suggestions des utilisateurs portait davantage sur les fonctions de lecture plus que sur celles de correction (voir **Figure 2** et **Figure 3**).

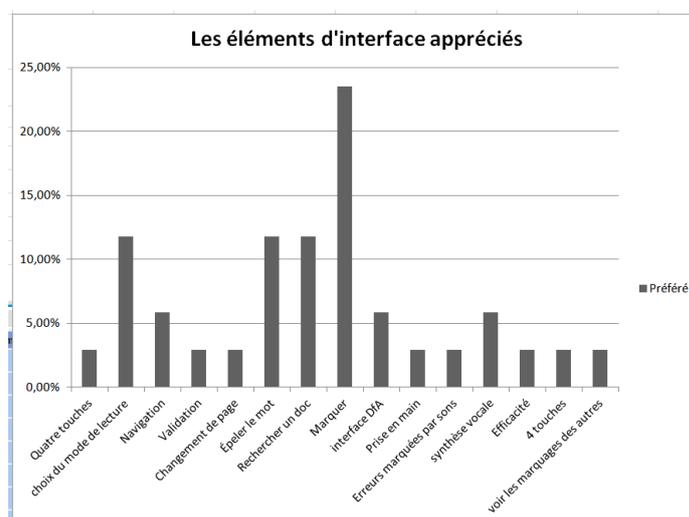


Figure 2 : Les éléments d'interface appréciés par les utilisateurs

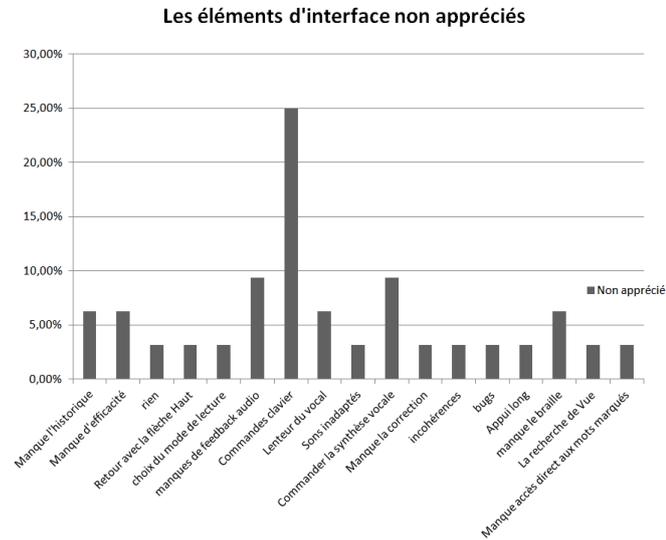
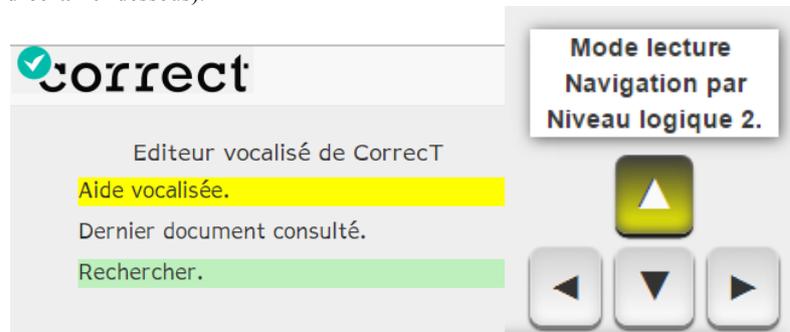


Figure 3 : Les éléments d'interface non appréciés par les utilisateurs

Le choix d'une interface vocalisée utilisable par le seul biais des quatre touches du clavier et reproductible sur un Smartphone en termes de touches ou de gestes a été retenu dans le projet. Cela permet en effet de piloter l'ensemble des commandes et de réaliser toutes les tâches d'intervention (détection, marquage des erreurs) avec une seule main laissée sur le pavé de ces touches (voir **captures d'écran** ci-dessous).



Nous avons laissé, bien sûr, la compatibilité avec les équipements habituels des personnes déficientes visuelles (par exemple, l'appui sur touche entrée correspond à une validation). Nous avons expérimenté différents niveaux de lecture (paragraphe, phrase, fragment/syntaxme, mots, caractère épelé), même si cela a légèrement accru la charge cognitive de l'utilisation (voir **Tableau 2**).

Tableau 2 : Tableau de spécification du rôle des touches comme actionneurs

	Flèche gauche	Flèche droite	Flèche basse	Flèche haute
Contenu textuel Appui court	Déplacement d'élément en élément vers le début de la page	Déplacement d'élément en élément vers la fin de la page	Epellation du mot courant	
Contenu textuel appui long			Ouvre un menu contextuel de choix de marquage	Ouvre un menu contextuel du mode de lecture
Liste appui court	Aller à l'item précédent dans une liste	Aller à l'item suivant dans la liste	Lire l'item où se situe le focus	
Liste appui long	Aller à la liste précédente	Valider son choix dans la liste	Valider son choix dans la liste	Aller à la liste racine

6 L'expérimentation

Une évaluation par expérimentation a été réalisée à la BnF avec 30 participants (22 déficients visuels, 2 malvoyants et 6 personnes sans handicap). La moyenne d'âge des PAM est de 39,7 ans (min : 28 ans ; max : 67 ans).

Après une tâche d'apprentissage, il s'agissait pour eux d'effectuer des tâches de sélection, d'accès à un document puis, à une de ses pages et de réaliser une série de marquages dans cette page. L'accès au document devait se faire selon deux modes : par navigation arborescente puis par recherche. Par la suite, chaque tâche était réalisée en double et contre balancée dans leur ordre de réalisation par chacun des sujets. Une grille d'observation, remplie par l'expérimentateur, ainsi que des traces enregistrées par la plateforme permettaient de collecter des données sur les erreurs, les hésitations, le recours à l'expérimentatrice et les temps mis à réaliser chaque tâche.

Concernant directement l'interface, les résultats présentés en **Figure 4** ont permis des modifications substantielles aboutissant à la simplification des commandes et une amélioration de la compatibilité humaine avec les utilisateurs (voir **Tableau 3**).

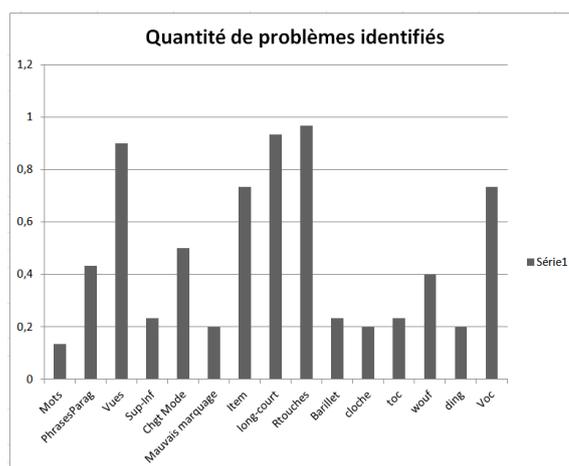
**Figure 4 : Nature et quantité des problèmes identifiés**

Tableau 3 : Tableau du spécification du rôle des touches comme actionneurs, avec amélioration par meilleure compatibilité humaine

	Flèche gauche	Flèche droite	Flèche basse	Flèche haute
Contenu textuel Appui court	Aller au mot précédent dans une liste	Aller au mot suivant dans une liste	Dire le mot courant et l'épeler	Revenir au début de la page
Contenu textuel appui long	Aller à la phrase précédente dans une liste	Aller à la phrase suivante dans une liste	Marquer ou enlever une marque, provoquer la correction du mot	
Liste appui court		Dire l'élément courant	Aller à l'item suivant dans une liste	Aller à l'item précédent dans une liste
Liste appui long	Aller à la liste racine	Valider son choix dans la liste	Valider son choix dans la liste	Aller à la liste précédente

7 Conclusion

Plus génériquement, la navigation dans un texte, qu'il soit propre ou altéré, a sémantiquement deux niveaux essentiels, la phrase et le mot, les autres niveaux (caractère, fragment-syntagme et paragraphe) étant appropriés à des tâches d'écriture ou de compréhension fine. Ainsi, les résultats soulignent la prééminence des niveaux « phrase » et « mot » comme, nous pourrions dire, « unités sémantiques de navigation ».

Bien que les écrans 16/9 et la présentation en onglets tente à exprimer l'idée de listes horizontales dans lesquelles la navigation suppose l'usage des flèches droite et gauche, en vocal, le mode de navigation horizontal n'est pas « affordant » (c'est-à-dire, naturel ou intuitif) pour les personnes : sans la vision, une liste reste mentalement verticale.

Alors qu'en visuel, la stabilité des icônes, des mots et des positions des objets à l'écran sont recherchées pour respecter une homogénéité, en vocal, les items d'une liste ne doivent de préférence, surtout pas débiter par les mêmes mots et doivent contenir des informations discriminantes qualitatives, non strictement ordinales. De plus, la sémiotique des « audicônes » (sauts, arrivée sur une page, changement de ligne, changement d'item dans une liste, butée de liste, etc.) doivent être particulièrement signifiantes en matérialisant leur objet. Enfin, lorsqu'une liste est longue, il sera utile de pouvoir naviguer par sauts et d'avoir la forme « barillet » plutôt que liste avec début et fin, avec la mention du passage du premier au dernier ou du dernier au premier item de la liste.

Ainsi, de la même façon qu'un document numérisé vocalisable, ne peut pas être qu'un simple document visuel vocalisé, une interface homme-machine (IHM) vocale ne peut pas être une simple IHM visuelle vocalisée. Ses interacteurs doivent être pensés avec les propriétés induites par l'usage du son, c'est-à-dire la fugacité, l'ordre imposé des informations transmises et la séquentialité.

Références

Bris, M. (2003). Recommandations pour la transcription de documents. Service des Documents Adaptés pour Déficients Visuels, CNEFEI Suresnes

DAISYPedia dans DAISY Consortium. Repéré à : <http://www.daisy.org/daisypedia>

Herman, T. et S. Oswald (2014), Rhétorique et cognition: perspectives théoriques et stratégies persuasives, Berne : Peter Lang.

Lexique des règles typographiques en usage à l'Imprimerie Nationale. Paris : Imprimerie nationale, 2002. 196 p.

Uzan, G., Michel G., Bastien, J.M.C. (2000). Les documents électroniques : quelles approches et quels outils pour leur consultation. *Actes de la journée thématique : Livre numérique, enjeux pour les personnes handicapées visuelles*, Cité des Sciences et de l'Industrie de la Villette, Paris, France.

Actes de la journée thématique : Livre numérique, enjeux pour les personnes handicapées visuelles (Cité des Sciences et de l'Industrie de la Villette, Paris, France, 4 février).

ISO/IEC TS 301351:2014 Technologies de l'information --Publications numériques -- EPUB3
Repéré à http://www.iso.org/iso/fr/home/store/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=53255

Index des auteurs

B

Barra, Kevin 23
Berger-Vachon, Christian 1
Bousefsaf, Frédéric 9
Bouzoubaa, Yahya 47
Brock, Anke 41

C

Castanier, Carole 63
Chen, Yong 31, 73
Clair, Godefroy 15
Coton, Justine 23

H

Haddad, Zehira 31

J

Jacob, Laurie 73
Jebali, Souhail 15

L

Le Scanff, Christine 63
Lopez-Fontana, Irene 63

M

Martinat, Jonathan 23
Minich, Christian 47

N

Nagih, Anass 47

P

Perrot, Alexandra 63
Pruski, Alain 47

T

Thomann, Guillaume 23

U

Gérard Uzan 73

V

Veytizou, Julien 23, 55
Villeneuve, François 23

**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>

ISBN 978-2-9536899-5-2



9 782953 689952



<http://ifrath.fr>