



HAL
open science

Réflexion sur une méthodologie intégrant l'analyse des spécificités motrices dans le processus de conception

Julien Veytizou, Guillaume Thomann, François Villeneuve

► **To cite this version:**

Julien Veytizou, Guillaume Thomann, François Villeneuve. Réflexion sur une méthodologie intégrant l'analyse des spécificités motrices dans le processus de conception. 13ème Colloque National AIP PRIMECA, Mar 2012, Le Mont-Dore, France. pp.1. hal-00990634

HAL Id: hal-00990634

<https://hal.science/hal-00990634>

Submitted on 13 May 2014

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

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

Réflexion sur une méthodologie intégrant l'analyse des spécificités motrices dans le processus de conception

Julien Veytizou, Guillaume Thomann, François Villeneuve

Laboratoire G-SCOP, 46 avenue Félix Viallet, 38031 Grenoble Cedex 1, France

Téléphone : 0456528932

E-mail : {julien.veytizou, guillaume.thomann, francois.villeneuve} @ grenoble-inp.fr

Résumé

La prise en compte des usagers et usages dans la conception des produits reste un aspect difficile à traiter, en particulier lorsque leur caractérisation est très spécifique (c'est le cas des personnes en situation de handicap). De nombreuses méthodologies de conception concernant l'intégration de l'utilisateur existent, par exemple la conception centrée utilisateur (User Centered Design ou UCD en anglais). L'application de ces méthodologies aboutit à des conceptions de produits sur mesure, mais elles n'ont pas comme objectif la caractérisation des activités motrices des acteurs concernés : les personnes en situation de handicap. Notre ambition est de caractériser et de modéliser les spécificités motrices de ces futurs utilisateurs au cours du processus de conception afin d'adapter les interfaces Homme/Machine à ces performances motrices. Dans cet article, nous proposons une adaptation du processus de conception UCD en y intégrant des outils du domaine paramédical, des modèles théoriques et des moyens technologiques utilisés pour l'analyse et la capture de mouvements. En conclusion et suite aux besoins identifiés de l'association AE2M (Association pour l'adaptation Ergonomique du Matériel Musical), nous présentons une application de notre démarche dans ce contexte. L'association AE2M conçoit et fabrique des interfaces facilitant l'accès à la pratique de la musique instrumentale pour des utilisateurs atteints de lourds handicaps moteurs.

Mots clés : conception, handicap, interaction Homme/Machine, capture de mouvements.

1. Introduction

Classiquement, les designers conçoivent des produits ou interfaces destinés à des utilisateurs valides, censés avoir des capacités motrices normales [1]. Les utilisateurs atypiques, comme les personnes en situation de handicap, restent en dehors de ces normes d'habiletés et de capacités, et sont obligés de s'adapter au mieux qu'ils peuvent aux systèmes existants, en utilisant des aides techniques. Malheureusement, ces technologies sont peu pratiques pour des personnes ayant une déficience temporaire et surtout, ne s'adaptent pas aux utilisateurs dont les capacités évoluent au fil du temps. Les données, précisées dans un rapport d'étude réalisé par l'INSEE [2][3], montrent un besoin important d'assistances à la manipulation (seulement 35,3% de satisfaction pour une manipulation à distance). Malgré cela, ces aides sont souvent abandonnées à cause de leur prix et de leur complexité d'utilisation. En amont à ces deux principales raisons d'abandon, la prise en compte minimale de l'utilisateur dans l'ensemble du processus de conception est remise en cause.

La conception universelle se définit par une conception de produits qui soient utilisables par tout individu sans égard à l'âge, aux capacités ou aux origines culturelles [4]. Dans cette

méthodologie, le rôle de l'utilisateur dans le processus de conception n'est précisé dans aucun de ses principes [5] répertoriés dans le Tableau 1.

Principes	Description
1. Utilisation équitable	La conception est utile et commercialisable auprès des personnes ayant différentes capacités.
2. Flexibilité d'utilisation	La conception peut être conciliée à une vaste gamme de préférences et de capacités individuelles.
3. Utilisation simple et intuitive	L'utilisation de la conception est facile à comprendre, indépendamment de l'expérience, des connaissances, des compétences linguistiques de l'utilisateur ou du niveau de concentration au moment de son utilisation.
4. Information perceptible	La conception communique efficacement à l'utilisateur l'information nécessaire, quelles que soient les conditions ambiantes ou les capacités sensorielles de la personne.
5. Tolérance à l'erreur	La conception minimise les dangers et les conséquences négatives de gestes accidentels ou involontaires.
6. Faible niveau d'effort physique	La conception permet une utilisation efficace et confortable, générant une fatigue minimale.
7. Dimensions et espace libre pour l'approche et l'utilisation	La conception prévoit une taille et un espace adéquats au moment de s'approcher, de saisir, de manipuler et d'utiliser, quelles que soient les contraintes de taille, de posture ou de mobilité de l'utilisateur.

Table 1. Les sept principes de la conception universelle

En contraste avec cette approche, nous soutenons que les Interfaces Homme-Machine sont personnalisées au mieux à un utilisateur individuel à partir de ses performances et non en fonction de principes ou de lois. Chaque individu possède ses propres habiletés, capacités et besoins. Il est donc nécessaire de suivre une méthodologie de conception plaçant l'utilisateur en tant qu'acteur à la réalisation de ces produits, encore plus lorsqu'il s'agit d'utilisateur en situation de handicap.

Impliquer et intégrer ces utilisateurs atypiques dans le processus de conception a été étudié à travers les concepts de conception participative [6][7], d'ergonomie [8][9] et de conception centrée utilisateur [10][11]. Une étude réalisée dans [12] a montré non seulement une grande mobilisation mais aussi une importante utilité de la conception centrée utilisateur dans la réalisation des aides techniques. Malgré cela, les concepteurs utilisent rarement, dans le processus de conception UCD, des outils complémentaires provenant d'autres domaines scientifiques.

Depuis 2007, l'association AE2M (*Adaptation Ergonomique du Matériel Musical*) [13] travaille à la conception et à la fabrication d'interface homme-machine pour donner accès à la musique instrumentale, à des personnes en situation de handicap. La mise à disposition de prototypes aux professionnels du paramédical et aux enseignants musiciens a permis la réalisation de nombreuses expérimentations in situ [14]. La connaissance approfondie des capacités physiques des utilisateurs a été identifiée comme étant un point crucial par les concepteurs. Ainsi, non seulement les spécificités motrices de l'utilisateur, mais aussi leurs évolutions dans le temps sont des paramètres centraux sur lesquels l'équipe de conception doit s'attarder.

Le projet AE2M nous a conduits à la question suivante : Comment intégrer des outils de caractérisation des spécificités motrices des utilisateurs handicapés dans un processus de conception ?

L'objectif de ce papier est de présenter une adaptation d'un processus de conception par une mise à disposition complémentaire aux concepteurs, d'une bibliothèque d'outils. Ces outils doivent

permettre de modéliser suffisamment précisément les spécificités motrices de l'utilisateur. Ainsi, nous nous inspirerons du modèle ISO 9241-210 (Fig.1) de la conception UCD pour tenter d'intégrer les capacités motrices de l'utilisateur handicapé dans le processus de conception. Notre proposition est basée sur deux approches :

- Une connaissance en amont de l'utilisateur par rapport à son handicap,
- Un état de l'art des modèles scientifiques et de moyens technologiques d'analyse des capacités motrices.

La revue de la littérature liée aux modèles scientifiques et moyens technologiques doit être effectuée en fonction des objectifs et des activités de conceptions. Notre but est d'adapter ou de concevoir les Interfaces Homme / Machine (IHM) en fonction des performances motrices de l'utilisateur en vue d'une pratique musicale instrumentale.

Dans la partie II, nous proposons une adaptation du processus de conception centrée utilisateur UCD (norme ISO 9241-210). Nous y définissons un protocole correspondant aux étapes à suivre afin de caractériser les spécificités motrices de l'utilisateur. Dans la troisième partie, nous présentons notre démarche à partir des besoins de l'association AE2M. Le but est d'utiliser notre bibliothèque d'outils afin de proposer une interaction Gestes/Musiques adaptée. Cet article s'achève par une conclusion des travaux préliminaires et des perspectives de recherche.

2. Une modification de la conception centrée utilisateur

Cette partie apporte une réflexion sur une adaptation de la conception centrée utilisateur en prêtant attention aux spécificités motrices des acteurs concernés : les personnes en situation de handicap. La caractérisation des spécificités motrices débute après avoir spécifié les exigences liées à l'utilisateur et à l'organisation (UCD-étape 2 Fig.1).



Figure 1. Modèle UCD tiré de la norme ISO 9241-210

Quatre étapes principales ont été retenues (numérotées de 2.1 à 2.4 sur la Figure 2). Elles correspondent à la méthode à suivre pour effectuer notre caractérisation. Tout d'abord, il est nécessaire de définir un dossier utilisateur pour l'identifier globalement à partir de ces capacités physiques. Ensuite, nous proposons de choisir l'outil le plus adapté à l'utilisateur en fonction de son dossier. Pour ce choix, notre proposition est de combiner des modèles théoriques et des moyens technologiques afin de créer une bibliothèque d'outils. La prochaine étape est l'analyse des spécificités motrices. Elle s'exécutera, en fonction des outils sélectionnés sur mesure dans notre bibliothèque, à travers des interfaces dynamiques et innovantes. Les résultats sont enregistrés pour les traiter dans la dernière étape. Ils permettront de définir un « modèle de l'utilisateur » de ces capacités motrices. Ce modèle fournira des informations utiles pour la suite du processus de conception centrée sur l'utilisateur : produire des solutions de concepts (UCD-étape 3).

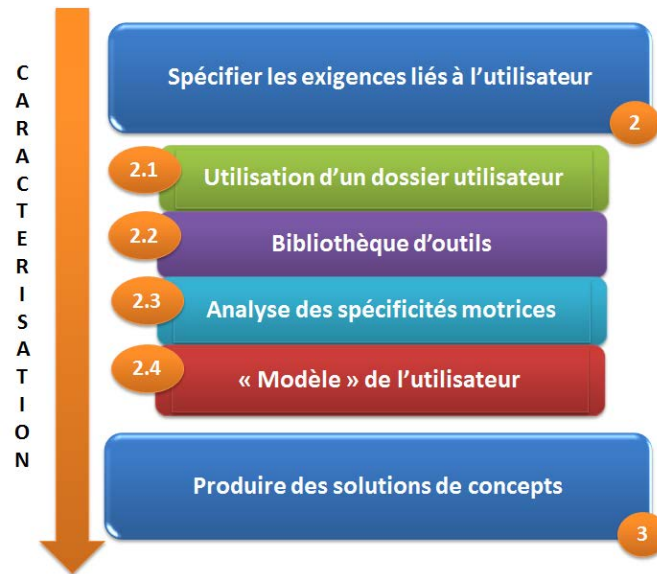


Figure 2. Proposition de quatre étapes intermédiaires

3. Application

Nous avons défini précédemment notre démarche pour caractériser les spécificités motrices. Nous l'appliquons à la conception d'IHM adaptées aux performances motrices des utilisateurs handicapés.

3.1 Créer un dossier utilisateur

Des échelles ont été développées pour évaluer d'une manière objective les performances motrices. Elles sont définies selon plusieurs critères : l'âge (nourrisson [15], personnes âgées [16]), la pathologie (IMC [17], atrophie musculaire [18]), le nombre de tâche à réaliser (32 items [19], 20 items [20]), l'objectif (détecter le retard de la motricité [21], mesure des fonctions des membres supérieurs [22]). Nous nous sommes basés sur ces critères pour proposer une méthodologie dans l'objectif de rédiger le dossier utilisateur (Figure 3). Il contiendra les résultats de l'utilisateur pour réaliser n tâches faisant appel à sa motricité. Les tâches seront sélectionnées en fonction de leur numéro i . Les mesures débutent à $i = 1$. L'utilisateur effectue une tâche $T(i)$ (Figure 3 étape 1). Elle est analysée $A(i)$ à partir d'une échelle comprise entre 0 et 3 (Figure 3 étape 2). Le score est relatif à l'accomplissement de la tâche :

- $A(i) = 0$, l'utilisateur ne réalise pas la tâche à effectuer
- $A(i) = 1$, l'utilisateur réalise la tâche avec une aide
- $A(i) = 2$, l'utilisateur réalise la tâche seul, sans précision ou après un certain temps
- $A(i) = 3$, l'utilisateur a correctement réalisé la tâche seul

Nous avons maintenant notre résultat $R(i)$ (Figure 3 étape 3) sous la forme d'une matrice de deux colonnes et n lignes (1).

$$R(i) = \begin{bmatrix} T(1) & A(1) \\ \ddots & \ddots \\ T(i) & A(i) \\ \ddots & \ddots \\ T(n) & A(n) \end{bmatrix} \quad (1)$$

Tant que les mesures ne sont pas terminées (Figure 3 étape 4), nous continuons jusqu'à obtenir l'intégralité des résultats pour la constitution du dossier utilisateur (Figure 3 étape 5).

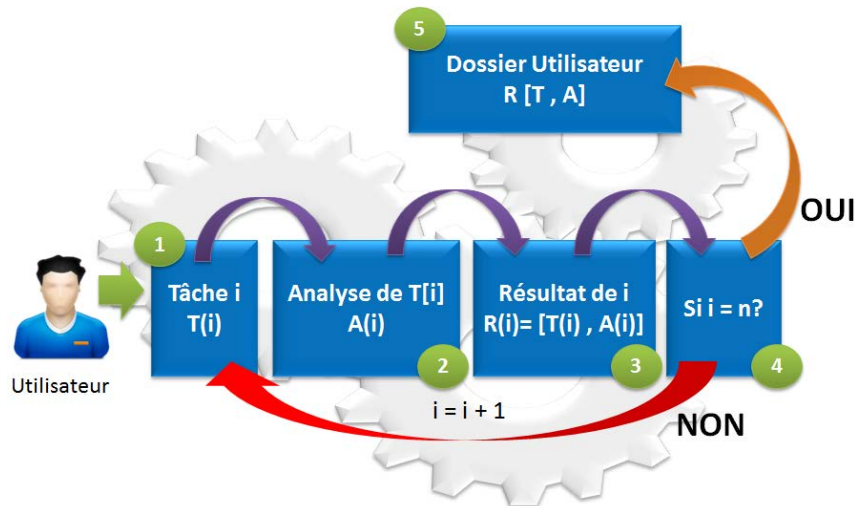


Figure 3. Proposition de protocole amenant à la rédaction du dossier utilisateur

3.2 Créer une bibliothèque d’outils

Comme son nom l’indique, un système Homme-Machine est composé de deux parties. L’Homme est un système portant des caractéristiques biologiques, psychologiques et sociales. La Machine est un système technologique. Il y a une interaction entre ces deux parties [23]. Nous définirons cette interaction en fonction d’un choix de technologies de capture de mouvements adaptés au mieux aux circonstances d’usage. Nous souhaitons analyser le comportement de l’utilisateur devant une interface et la dynamique de ses mouvements. Pour cela, nous avons généré notre bibliothèque d’outils de la façon suivante (Figure 4).

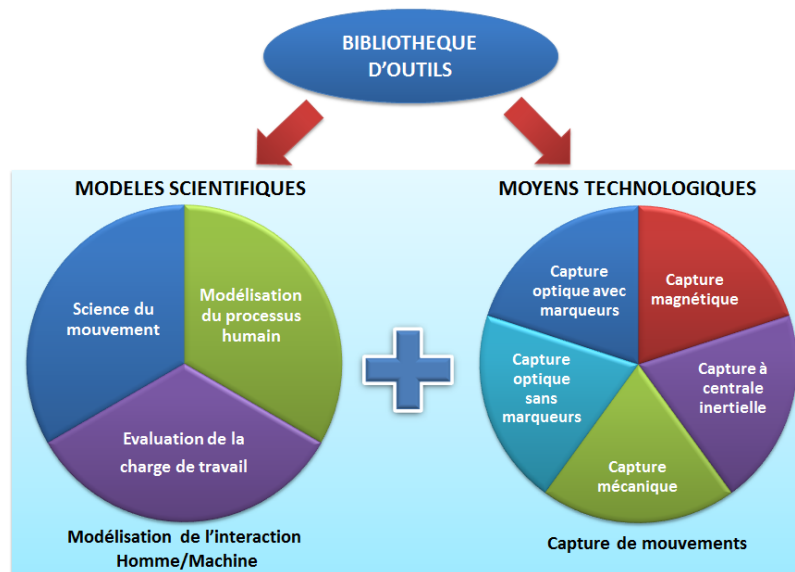


Figure 4. Constitution de la bibliothèque d’outils

Nous avons sélectionné des modèles scientifiques pour modéliser l’interaction Homme Machine et des moyens technologiques de capture de mouvement. Nous les avons choisis selon plusieurs critères :

- Non invasifs et le moins intrusifs possibles. Les mesures ne doivent pas créer de liaison dans l’organisme de l’utilisateur.
- La facilité d’utilisation et la rapidité de programmation. Les mesures doivent être faciles à exploiter.

3.2.1 Les modèles scientifiques

Nous nous intéressons dans cette partie aux outils scientifiques modélisant l'interaction Homme-Machine. La variabilité d'usages et d'usagers impose de caractériser le comportement moteur de l'utilisateur sur le système afin de l'optimiser en fonction de ses capacités. Nous voulons donc décrire, modéliser et prédire ses actions sur l'interface. Il existe deux grands modèles en IHM. Les modèles descriptifs décrivent le comportement d'une interface mais peu souvent celui d'un utilisateur face à cette dernière. Les modèles prédictifs représentent le comportement des systèmes sous forme de lois ou d'équations mathématiques pour rendre compte du temps de réalisation d'une tâche. Ils impliquent donc les performances de l'utilisateur. [24] propose une classification de ces modèles en fonction du continuum défini par MacKenzie [25].

Pour caractériser les spécificités motrices, les principes des sciences des mouvements peuvent compléter ces modèles scientifiques. Nous pouvons les diviser en deux catégories : la dynamique des mouvements (vitesse, accélération) et la neuroscience des mouvements [26]. Cette dernière analyse la transformation des signaux sensoriels aux commandes motrices à l'intérieur du système central nerveux (CNS : Central Nervous System en anglais). Elle est souvent utilisée pour optimiser les modèles de comportement [27] ou pour la conception de robot d'assistance [28].

Nous pouvons comparer des interfaces en analysant, après usage, la charge de travail de son utilisateur. La NASA a développé la méthode TLX [29] qui est aujourd'hui une des méthodes d'évaluation subjective de la charge mentale la plus employée en ergonomie [30]. C'est l'utilisateur qui détermine les résultats de cette méthode selon six critères : activité mentale, activité physique, contrainte temporelle, performance, frustration et effort.

3.2.2 Les moyens technologiques de capture de mouvements

D'après la littérature et les professionnels, il existe principalement quatre modes de capture du mouvement : les systèmes électromécanique [31][32], magnétique [33][34], à centrale inertielle [35][36] et optique [37][38].

Les systèmes électromécaniques sont des exosquelettes construits autour de l'élément à détecter et dont chaque articulation est munie d'un potentiomètre qui mesure l'orientation du membre en temps réel.

Les systèmes magnétiques fonctionnent de la manière suivante : un émetteur génère un champ magnétique modulé à basse fréquence. Pour définir le repère global, ses antennes sont placées orthogonalement par rapport au plan de mesure. Les récepteurs déterminent leurs positions et orientations par rapport à l'émetteur.

Par une combinaison technologique de type accéléromètre et gyroscope, les systèmes par centrale inertielle sont capables de calculer la vitesse, l'orientation et les forces de gravitation appliquées à l'objet et de les transmettre à un système distant. Leur fonction première est de délivrer une mesure d'orientation et non de position.

La capture optique est basée sur la prise de vue synchronisée d'une ou plusieurs caméras. Elle peut s'effectuer sans marqueurs (utilisation de méthodes utilisant principalement les algorithmes de traitement d'images) ou avec marqueurs (passifs ou actifs) sur le sujet ou sur l'objet à détecter.

4. Discussion

Nous avons appliqué notre démarche pour intégrer des outils de caractérisation des spécificités motrices.

Le dossier utilisateur est rédigé à partir d'échelles existantes pour analyser de manière objective les capacités motrices de personnes handicapées. Elles sont pour la plupart utilisées par des

médecins dans des centres hospitaliers ou dans les écoles spécialisées par des ergothérapeutes. Dans quelle mesure le concepteur peut utiliser ces méthodes dans une activité de conception ? Nous nous inspirerons des essais qui ont été effectués avec ces méthodes pour les adapter aux IHM pour la première étape (Figure 2 étape 2.1) de notre méthodologie de conception.

Pour la génération de la bibliothèque d'outils (Figure 2 étape 2.2), nous avons besoin de modèles scientifiques pour analyser les comportements des utilisateurs sur les IHM. Cet étude est utile afin d'enrichir nos connaissances sur les caractérisations des spécificités motrices des utilisateurs sur son comportement devant une interface. Pour les outils de capture de mouvements, le critère le plus important, en plus de la précision, est l'encombrement et le caractère non intrusif/invasif. Le matériel doit être facile à installer et ne doit pas « harnacher » l'utilisateur. La capture optique sans marqueurs répond à ces critères. Mais ce choix dépendra des caractéristiques propres de l'utilisateur.

Le choix du design de l'interface et du type d'activités pour analyser les spécificités motrices est très important (Figure 2 étape 2.3). En effet, ce sont les activités réalisées pendant les mesures qui détermineront la motivation de l'utilisateur et surtout la pertinence des données récupérées. Elles seront choisies en fonction des attentes des professionnels du paramédical et musical. Nous proposerons ainsi des activités ludiques, éducatives et pédagogiques qui permettront :

- Intellectuellement, de dynamiser le besoin d'apprendre et de développer la créativité musicale,
- Socialement, de développer l'autonomie,
- Sur un plan moteur, de l'obliger à réaliser des mouvements plus amples et d'améliorer sa motricité fine,
- Pour l'équipe pédagogique, de favoriser l'apprentissage et l'enseignement individuel.

Nous utiliserons la réalité virtuelle et la réalité augmentée car elles apportent des moyens de réhabilitation pour des personnes handicapées moteur [39][40], mais aussi une infinité de possibilités de conceptions d'interfaces visuelles possibles.

Le modèle de l'utilisateur (Figure 2 étape 2.4) permettra aux concepteurs de produire des solutions de concepts sur mesure, fonction de ses capacités motrices (Figure 2 étape 3). Il sera important de formaliser la mise en forme des données. Par exemple, si nous choisissons d'adapter l'interface à partir d'un modèle CAO, l'unité utilisée est le mètre. Par contre, si nous nous intéressons à l'adaptation des interfaces graphiques utilisateur, l'unité est le pixel.

5. Conclusion

L'objectif à remplir est non seulement de concevoir et de fabriquer des IHM sur mesure pour des utilisateurs en situation de handicap, mais surtout de connaître leurs caractéristiques au plus juste. Ainsi, notre apport spécifique par rapport aux méthodologies actuelles est de proposer en plus un modèle minimal formalisé de l'utilisateur.

Notre adaptation du processus de conception UCD intègre à la fois la connaissance globale de l'utilisateur par rapport à son handicap et la caractérisation de ses spécificités motrices. Nous avons intégré des outils provenant d'autres domaines de la conception de produits. Nous proposons des méthodes pour leur utilisation tout au long du processus de conception.

Les différentes perspectives et applications sont définies par rapport aux besoins de l'association AE2M et dans le cadre de ses activités. Ainsi, nous développons un outil de mesure à partir d'une capture optique sans marqueurs. Nous utilisons actuellement la Kinect de Microsoft qui permet de récupérer un squelette numérique en trois dimensions de son utilisateur. Nous caractériserons les mouvements de l'utilisateur afin d'adapter le matériel musical à ses capacités motrices.

Références

- [1] S. Keates, P. J. Clarkson, L.-A. Harrison, et P. Robinson, « Towards a practical inclusive design approach », in *Proceedings on the 2000 conference on Universal Usability*, New York, NY, USA, 2000, p. 45–52.
- [2] E. Colle, S. Delarue, et P. Hoppenot, « Conception d'une aide technique complexe et innovante : Application au projet ARPH », *Sciences et Technologies pour le Handicap*, vol. 1, p. 71-94, juill. 2007.
- [3] C. BROUARD, « Le handicap en chiffres ». CTNERHI Centre Technique National d'Etudes et de Recherches sur les Handicaps et les Inadaptations, 2004.
- [4] E. BRANGIER et J. ARCENILLA, *Concevoir un produit facile à utiliser. Adapter les technologies à l'homme*, Éditions d'Organisation. 2003.
- [5] M. F. Story, « Maximizing Usability: The Principles of Universal Design », *Assistive Technology*, vol. 10, p. 4-12, juin 1998.
- [6] C. Schlienger, S. Valès, et S. Chatty, « Une expérience de conception et de prototypage d'interfaces évoluées en milieu industriel », in *Proceedings of the 16th conference on Association Francophone d'Interaction Homme-Machine*, New York, NY, USA, 2004, p. 165–172.
- [7] C. C. H. Chan, A. W. K. Wong, T. M. C. Lee, et I. Chi, « Modified automatic teller machine prototype for older adults: A case study of participative approach to inclusive design », *Applied Ergonomics*, vol. 40, n°. 2, p. 151-160, mars 2009.
- [8] F. Guérin, *Comprendre le travail pour le transformer: la pratique de l'ergonomie*. ANACT, 2001.
- [9] G. E. Lancioni, N. N. Singh, M. F. O'Reilly, et D. Oliva, « Extending microswitch-based programs for people with multiple disabilities: use of words and choice opportunities », *Research in Developmental Disabilities*, vol. 24, n°. 2, p. 139-148, avr. 2003.
- [10] ISO - International Organization for Standardization, « ISO 9241-210:2010. Ergonomie de l'interaction homme-système -- Partie 210: Conception centrée sur l'opérateur humain pour les systèmes interactifs ».
- [11] M.-Y. Ma, F.-G. Wu, et R.-H. Chang, « A new design approach of user-centered design on a personal assistive bathing device for hemiplegia », *Disability and Rehabilitation*, vol. 29, n°. 14, p. 1077-1089, juill. 2007.
- [12] C. Magnier, G. Thomann, F. Villeneuve, et P. Zwolinski, « Investigation of methods for the design of assistive device : UCD and medical tools », in *Proceedings of IDMMME - Virtual Concept 2010*, Bordeaux, France, 2010.
- [13] « Projet AE2M (Adaptation Ergonomique du Matériel Musical) <http://projetae2m.free.fr/> ». .
- [14] G. Thomann, C. Magnier, E. Cornu, et F. Villeneuve, « Analyse de l'activité pour améliorer les pratiques des élèves ingénieurs en conception : application à l'adaptation ergonomique du matériel musical », in *12ème Colloque National AIP PRIMECA Produits, Procédés et Systèmes Industriels : intégration Réel-Virtuel*, Le Mont Dore : France, 2011.
- [15] I. C. van Haastert, L. S. de Vries, P. J. M. Helders, et M. J. Jongmans, « Early gross motor development of preterm infants according to the Alberta Infant Motor Scale », *The Journal of Pediatrics*, vol. 149, n°. 5, p. 617-622, nov. 2006.
- [16] S. Schepens, A. Goldberg, et M. Wallace, « The short version of the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale: Its validity, reliability, and relationship to balance impairment and falls in older adults », *Archives of Gerontology and Geriatrics*, vol. 51, n°. 1, p. 9-12, juillet.
- [17] F. Girardot et C. Bérard, « Apport de l'Évaluation Motrice Fonctionnelle Globale chez l'enfant infirme moteur cérébral », *Motricité Cérébrale : Réadaptation, Neurologie du Développement*, vol. 26, n°. 4, p. 139-146, déc. 2005.
- [18] L. Nelson, H. Owens, L. S. Hynan, S. T. Iannaccone, et AmSMART Group, « The gross motor function measure™ is a valid and sensitive outcome measure for spinal muscular atrophy », *Neuromuscular Disorders*, vol. 16, n°. 6, p. 374-380, juin 2006.

- [19] C. Bérard, C. Payan, J. Fermanian, et F. Girardot, « La mesure de fonction motrice, outil d'évaluation clinique des maladies neuromusculaires. Étude de validation », *Revue Neurologique*, vol. 162, n° 4, p. 485-493, avr. 2006.
- [20] C. De Lattre, C. Payan, et C. Berard, « Validation de l'échelle MFM-20 : une version réduite de la mesure de fonction motrice (MFM) pour les jeunes enfants porteurs d'une maladie neuromusculaire », *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 54, Supplement 1, n° 0, p. e192-e193, oct. 2011.
- [21] N. A. Stokes, J. L. Deitz, et T. K. Crowe, « The Peabody Developmental Fine Motor Scale: An interrater reliability study », *American Journal of Occupational Therapy; American Journal of Occupational Therapy*, vol. 44, n° 4, p. 334-340, 1990.
- [22] C. E. Lang, J. M. Wagner, A. W. Dromerick, et D. F. Edwards, « Measurement of Upper-Extremity Function Early After Stroke: Properties of the Action Research Arm Test », *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 87, n° 12, p. 1605-1610, déc. 2006.
- [23] G. Johannsen, « Man-machine system - Introduction and Background », in *Conf. on analysis, Design and Evolution of Man-Machine systems*, Baden-Baden, 1982, p. 13-15.
- [24] F. Vella, « Titre de thèse : Modèles psychophysiques d'atteintes de cibles pour les personnes souffrant de troubles neuromusculaires. Université Paul Sabatier - Toulouse III ». 18-déc-2008.
- [25] I. S. MacKenzie, « Motor Behaviour Models for Human-Computer Interaction », in *HCI models, theories, and frameworks: Toward a multidisciplinary science*, San Francisco, 2003, p. 27-54.
- [26] D. M. Wolpert et Z. Ghahramani, « Computational principles of movement neuroscience », *Nature Neuroscience*, vol. 3, p. 1212-1217, nov. 2000.
- [27] E. Todorov, « Optimality principles in sensorimotor control », *Nat Neurosci*, vol. 7, n° 9, p. 907-915, 2004.
- [28] D. Meary et G. Baud-Bovy, « Toward a robot-assisted assessment of the control processes of the motor system », in *EuroHaptics conference, 2009 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2009. Third Joint*, 2009, p. 368-373.
- [29] S. Hart et L. Stavenland, « Development of {NASA-TLX (Task Load Index): Results of empirical and theoretical research », in *Human Mental Workload*, Elsevier, 1988, p. 139-183.
- [30] INRS, « Evaluation subjective de la charge mentale : validation d'un logiciel d'exploitation des données de la NASA-TLX ». .
- [31] Gan Lu, Lik-Kwan Shark, G. Hall, et U. Zeshan, « Dynamic Hand Gesture Tracking and Recognition for Real-Time Immersive Virtual Object Manipulation », in *International Conference on CyberWorlds, 2009. CW '09*, 2009, p. 29-35.
- [32] J. L. Hernandez-Rebollar, N. Kyriakopoulos, et R. W. Lindeman, « The AcceleGlove: a whole-hand input device for virtual reality », in *ACM SIGGRAPH 2002 conference abstracts and applications*, New York, NY, USA, 2002, p. 259-259.
- [33] N. Hagemeister, N. Duval, L. Yahia, W. Krudwig, U. Witzel, et J. A. de Guise, « Computer-based method for the 3-D kinematic analysis of posterior cruciate ligament and postero-lateral corner lesions », *Knee, The*, vol. 9, n° 4, p. 301-308.
- [34] P. Ganapathy, S. H. Joshi, J. Yadegar, N. Kamat, et C. Caluser, « An intelligent and portable ambulatory medical toolkit for automatic detection and assessment of traumatic brain injuries », in *Wireless Health 2010*, New York, NY, USA, 2010, p. 24-33.
- [35] P. Jallon, S. Bonnet, M. Antonakios, et R. Guillemaud, « Detection system of motor epileptic seizures through motion analysis with 3D accelerometers », in *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009*, 2009, p. 2466-2469.
- [36] Yingzhu Li, L.-K. Shark, S. J. Hobbs, et J. Ingham, « Real-Time Immersive Table Tennis Game for Two Players with Motion Tracking », in *Information Visualisation (IV), 2010 14th International Conference*, 2010, p. 500-505.
- [37] VICON, « <http://www.vicon.com/products/bonita.html> ». 2012.

- [38] PTI, « <http://www.ptiphoenix.com/Products.php> ». 2012.
- [39] T. Kuhlen et C. Dohle, « Virtual reality for physically disabled people », *Computers in Biology and Medicine*, vol. 25, n°. 2, p. 205-211, mars 1995.
- [40] J. E. Deutsch, M. Borbely, J. Filler, K. Huhn, et P. Guarrera-Bowlby, « Use of a Low-Cost, Commercially Available Gaming Console (Wii) for Rehabilitation of an Adolescent With Cerebral Palsy », *Physical Therapy*, vol. 88, n°. 10, p. 1196 -1207, oct. 2008.