



**HAL**  
open science

# Modèles psychophysiques d'atteintes de cibles pour les personnes souffrant de troubles neuromusculaires

Frédéric Vella

► **To cite this version:**

Frédéric Vella. Modèles psychophysiques d'atteintes de cibles pour les personnes souffrant de troubles neuromusculaires. Interface homme-machine [cs.HC]. Université Paul Sabatier - Toulouse III, 2008. Français. NNT: . tel-00423539

**HAL Id: tel-00423539**

**<https://theses.hal.science/tel-00423539>**

Submitted on 11 Oct 2009

**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.



# THÈSE

En vue de l'obtention du

## DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par *l'Université Toulouse III - Paul Sabatier*  
Discipline ou spécialité : *Informatique*

---

Présentée et soutenue par *Frédéric Vella*  
Le 18 décembre 2008

**Titre :** *Modèles psychophysiques d'atteintes de cibles pour les personnes souffrant de troubles neuromusculaires*

---

### JURY

*Régine André-Obrecht, Co-directrice*  
*Nadine Vigouroux, Co-directrice*  
*Philippe Truillet, Encadrant*  
*Philippe Gorce, Rapporteur*  
*Franck Poirier, Rapporteur*  
*Isabelle Laffont, Examinatrice*

---

**Ecole doctorale :** *Mathématiques Informatique Télécommunications de Toulouse*

**Unité de recherche :** *UMR 5505*

**Directeur(s) de Thèse :** *Régine André-Obrecht, Nadine Vigouroux, Philippe Truillet*

**Rapporteurs :** *Philippe Gorce, Franck Poirier*

**Examinatrice :** *Isabelle Laffont*



## Remerciements

Au cours de cette thèse, j'ai eu la chance d'avoir été bien entouré, ainsi je remercie :

Nadine Vigouroux pour m'avoir fait connaître le monde de la recherche, participer à l'organisation des conférences. Son encadrement m'a permis d'apprendre à rédiger des articles et des appels d'offres. Ainsi que pour le soutien moral qu'elle m'a apporté dans les moments très critiques.

Philippe Truillet pour son encadrement qu'il m'a prodigué tout au long de cette thèse, pour tout le temps qu'il m'a consacré à relire et à corriger ce mémoire.

Régine André Obrecht pour avoir été ma directrice de thèse.

Les membres du jury : Philippe Gorce, Franck Poirier et Isabelle Laffont pour avoir lu, corrigé mon mémoire et pour la participation à la soutenance où grâce à leurs questions j'ai pu apprendre plus.

Jean-Léon Bouraoui que je considère comme mon frère pour avoir su trouver du temps pour corriger et relire mon mémoire. Aussi pour avoir su m'écouter dans les moments difficiles.

Les chauffeurs de la société « Central Taxi » de m'avoir transporté et plus particulièrement Smaïn Bekhtari de m'avoir sauvé la vie, sans quoi je n'aurais pas pu soutenir cette thèse.

Les personnes ayant participé à mes expérimentations ainsi que L'Association Française contre les Myopathies (AFM) et la Plateforme Nouvelles Technologies de Garches (PFNT) pour avoir contribué dans la recherche de participants.

Jean-Louis Antona pour avoir contribué à l'accompagnement et aux aménagements de l'université afin de réaliser mes études dans de bonnes conditions, et Hélène Faure pour m'avoir permis de me rattraper sur la partie rédactionnelle où j'ai eu beaucoup de problèmes.

Philippe Boissière, Mathieu Raynal, Laurent Magnien et Khaldoun Alfaraj pour les discussions scientifiques que nous avons eu autour de la saisie de texte.

Mes stagiaires : Agnès Collignon, Guillaume Lepicard, Nathalie Pouech et Zied Zouaoui pour m'avoir appris à devenir pédagogique et pour leur service.

Tous les membres de l'équipe et de l'IRIT pour m'avoir aidé dans mes déplacements et pour les gestes de la vie quotidienne.

Et à ma chère maman (Figure 40) qui m'a beaucoup aidé sur le plan moral et logistique sans quoi cette longue étape jusqu'à ce jour n'aurait pas eu lieu.



## Table des matières

Chapitre 1 : Positionnement et problématique .....	13
1. Introduction .....	15
1.1. Handicaps moteurs .....	15
1.2. Les problèmes physiologiques de la motricité des membres supérieurs et leurs conséquences .....	16
1.3. Évaluation de la fatigue motrice .....	18
2. Accessibilité aux Technologies de l'Information et de la Communication (TIC) .....	19
2.1. Dispositifs utilisés selon le degré de motricité de la personne handicapée .....	20
2.1.1. Mobilité assez difficile des membres supérieurs .....	21
2.1.2. Mobilité difficile des membres supérieurs .....	22
2.1.3. Mobilité très faible des membres supérieurs .....	22
2.1.4. Mobilité nulle des membres supérieurs .....	23
2.2. Les interfaces aidant à la saisie de texte .....	24
3. Organisation du manuscrit .....	30
Chapitre 2 : Modélisation des performances humaines .....	33
1. Introduction .....	35
1.1. Relation entre les deux types de modèle .....	35
1.2. Définition de chacun des modèles .....	36
1.2.1. Modèles descriptifs .....	37
1.2.2. Modèles prédictifs .....	38
2. Lois psychophysiques .....	39
2.1. Loi de Hick-Hyman .....	39
2.2. Loi de Fitts .....	41
2.2.1. Historique .....	41
2.2.2. Etude et évolutions de la loi de Fitts .....	42
2.3. Techniques de GOMS .....	43
2.3.1. Présentation du modèle GOMS .....	43
2.3.2. Modèle Keystrokes-Level-Model (KLM) .....	44
3. Pointage dans les IHMs WIMP .....	46
3.1. Pointage avec sélection .....	47
3.2. Pointage sans sélection .....	50
3.2.1. Principe .....	50
3.2.2. Application .....	51
4. Variabilité entre personnes valides et personnes handicapées .....	52
4.1. Validité des lois et des modèles .....	52
4.2. Différences comportementales .....	54
4.2.1. La tâche de déplacement du curseur .....	54
4.2.2. La tâche de sélection .....	55
4.3. Illustration première .....	56
4.3.1. Hypothèses .....	56

4.3.2.	Profil des participants .....	56
4.3.3.	Déroulement de l'expérience .....	56
4.3.4.	Interprétation des résultats .....	57
5.	Conclusion.....	58
Chapitre 3 : Loi de Fitts : Expérimentations et modélisations .....		61
1.	Introduction .....	63
2.	Plateforme MPH.....	64
3.	Expérimentation Fitts 1D .....	67
3.1.	Objectifs du protocole .....	67
3.2.	Les hypothèses.....	67
3.3.	Description du protocole .....	67
3.3.1.	Types de sujets participants à l'expérience .....	67
3.3.2.	Les tâches à effectuer par les populations.....	69
3.3.3.	Taille et distance des cibles .....	69
3.3.4.	Les données brutes .....	70
3.3.5.	Les variables dépendantes.....	70
3.3.6.	Expérimentation .....	71
3.3.7.	Matériels et logiciels .....	71
3.4.	Résultats.....	71
3.4.1.	Temps .....	71
3.4.2.	Distance .....	72
3.4.3.	Taux d'erreurs .....	75
3.4.4.	Temps de mouvement (MT).....	78
3.4.5.	L'Indice de Difficulté (ID).....	79
3.5.	Modélisation .....	82
3.5.1.	Modélisation par régression linéaire .....	82
3.5.2.	Modélisation par encadrement par intégrale .....	84
4.	Conclusions .....	86
Chapitre 4 : Les techniques d'optimisation appliquées aux claviers virtuels.....		89
1.	Introduction .....	91
2.	Techniques d'optimisation du déplacement du curseur pour la saisie de texte .....	93
2.1.	Agencements des touches.....	93
2.1.1.	Etudes des agencements ambigus .....	93
2.1.2.	Etudes des agencements non ambigus .....	97
2.1.3.	Exemples d'adaptations de la saisie de texte gestuelle pour les personnes handicapées motrices.....	99
2.2.	Présentation des listes de mots/de caractères prédits.....	102
2.2.1.	Présentation des listes de mots prédits .....	102
2.2.2.	Complétion de mot .....	103
2.2.3.	Arrangement dynamique .....	104
3.	Projet ChatCom .....	106
3.1.	Présentation des étapes du protocole .....	108
3.2.	Présentation des techniques d'interaction.....	109

3.3.	Résultats.....	113
3.3.1.	Résultats des entretiens à domicile.....	113
3.3.2.	Résultats quantitatifs .....	114
3.4.	Synthèse.....	122
4.	Conclusion.....	124
Chapitre 5 : SOKEYTO : Plateforme de conception de claviers virtuels .....		127
1.	Introduction .....	129
2.	Présentation de la plateforme SOKEYTO .....	130
2.1.	Principe de fonctionnement de la plate forme SOKEYTO .....	130
2.2.	Modules de la plate forme SOKEYTO.....	131
2.2.1.	Module de conception de la représentation des touches .....	131
2.2.2.	Module de calibrage de textes pour l'évaluation .....	132
2.2.3.	Module d'évaluation théorique .....	133
3.	Etude de cas.....	134
3.1.	Objectifs.....	134
3.2.	Claviers virtuels conçus.....	135
3.3.	Hypothèses d'étude.....	137
3.4.	Profil des participants .....	137
3.5.	Déroulement de l'expérimentation .....	138
3.6.	Variables expérimentales.....	139
4.	Résultats .....	139
4.1.	Premier exercice .....	139
4.2.	Deuxième exercice .....	145
4.3.	Résultats du questionnaire.....	151
5.	Conclusions .....	152
Conclusion et perspectives .....		155
1.	Conclusion.....	157
2.	Perspectives.....	160
2.1.	Adaptation du modèle de Fitts.....	160
2.2.	Plate-forme MPH.....	161
2.3.	Les interfaces de saisie de texte.....	162
Bibliographie.....		165
Annexes.....		181
1.	Annexe 1 : Communs aux expérimentations.....	183
1.1.	Consentement .....	183
1.2.	Consignes.....	183
2.	Annexe 2 : expérimentation 1D .....	184
2.1.	Questionnaires .....	184
2.1.1.	Profil.....	184
2.1.2.	Ressenti de l'expérimentation .....	184
2.1.3.	Exemple du format des réponses.....	187

2.2.	Exemple des traces de l'expérimentation .....	188
3.	Annexe 3 : projet ChatCom.....	191
3.1.	Format XML du fichier de trace.....	191
3.2.	Tableau des résultats.....	193
3.3.	Textes équilibrés pour l'expérimentation .....	194
4.	Annexe 4 : Expérimentation sur la fatigue motrice.....	195
4.1.	Texte à saisir.....	195
4.1.1.	Premier texte .....	195
4.1.2.	Deuxième texte.....	195
4.2.	Questionnaire.....	197
5.	Annexe 5 : format XML d'un clavier généré par la plateforme SOKEYTO.....	202

## Table des figures

Figure 1 : Langage Bliss ici la traduction .....	20
Figure 2 : Extrait de phonèmes internationaux .....	20
Figure 3 : Claviers .....	22
Figure 4 : Guide doigt <sup>7</sup> .....	22
Figure 5 : Dispositifs de pointage (trackball et souris) .....	22
Figure 6 : Grand contacteur .....	23
Figure 7 : Petit contacteur .....	23
Figure 8 : Suivi du regard .....	23
Figure 9 : Head tracker <sup>7</sup> .....	23
Figure 10 : Utilisation des dispositifs selon le degré d'atteinte des membres supérieurs .....	24
Figure 11 : Clavier virtuel de l'environnement Windows .....	25
Figure 12 : Interface de Sybille .....	26
Figure 13 : Interface EDITH .....	26
Figure 14 : Clavier ambigu UKO .....	26
Figure 15 : Le système KeyGlass .....	26
Figure 16 : Le modèle du processeur humain emprunté à [Card et al, 1983] .....	28
Figure 17 : Continuum entre les modèles descriptifs et les modèles prédictifs .....	36
Figure 18 : Classification des différents modèles .....	36
Figure 19 : Détermination des variables a et b pour la loi de Hick-Hyman <sup>11</sup> .....	40
Figure 20 : Expérience d'acquisition de cible empruntée à [MacKenzie, 1992] .....	41
Figure 21 : Détermination des variables a et b pour la loi de Fitts <sup>11</sup> .....	42
Figure 22: Atteinte de cible selon la direction verticale et horizontale méréule, empruntée à [MacKenzie, 1992] .....	42
Figure 23: Atteinte de ci selon la direction diagonale, empruntée à [MacKenzie, 1992] .....	42
Figure 24 : Exemple d'une interface WIMP (interface de Windows XP) .....	46
Figure 25 : Les valeurs empiriques a et b représentées graphiquement .....	48
Figure 26 : Tracé de la lettre « y » sur le système EdgeWrite .....	51
Figure 27 : Tracé de la lettre « y » sur le système GrooveWrite .....	51
Figure 28 : Régression linéaire (empruntée .....	52
Figure 29 : Régression floue non linéaire (empruntée à [Raynal et Serrurier, 2007]) .....	52
Figure 30 : Exemple de traces pour chaque participant (empruntée à [Hwang et al, 2004]) ..	55
Figure 31 : Temps moyen et nombre de pause pour chaque participant (empruntée à [Hwang et al, 2004]) .....	55
Figure 32 : Interface de test .....	56
Figure 33 : Résultat de l'expérience sur les clics successif des sujets handicapés. ....	58
Figure 34 : Résultat de l'expérience sur les clics successif des sujets valides. ....	58
Figure 35 : Expérimentation de la loi de Fitts .....	64
Figure 36 : Architecture de la plateforme MPH .....	65
Figure 37 : Principe de fonctionnement .....	66
Figure 38 : Dispositifs de pointage utilisés par les personnes handicapées durant l'expérimentation. ....	68
Figure 39 : Cible sous forme de rectangle (en bleu la cible courante à atteindre par l'utilisateur et en jaune la cible suivante à atteindre). ....	69
Figure 40 : Environnement expérimental au laboratoire des usages de l'IRIT : 1) positionnement de la tablette PC, 2) présentation des cibles à l'écran, 3) installation du sujet lors de l'expérimentation .....	71

Figure 41 : Temps moyen de l'expérience pour chaque population.....	73
Figure 42 : Durées de l'expérience pour chaque sujet.....	73
Figure 43 : Moyenne de la distance totale parcourue durant l'expérience pour chaque population.....	74
Figure 44 : Moyenne de la distance totale parcourue durant l'expérience pour chaque sujet.....	74
Figure 45 : Taux d'erreurs des trois populations.....	75
Figure 46 : Taux d'erreurs.....	76
Figure 47 : Nombre de cibles manquées par taille et population.....	77
Figure 48 : ID : tailles de cibles atteintes et non atteintes.....	78
Figure 49. MT fonction de la taille et de la distance pour les personnes valides.....	78
Figure 50. MT fonction de la taille et de la distance pour les personnes myopathes.....	79
Figure 51. MT fonction de la taille et de la distance pour les personnes tétraplégiques.....	79
Figure 52. ID en fonction de la taille et de la distance pour les personnes valides.....	80
Figure 53. ID en fonction de la taille et de la distance pour les personnes myopathes.....	80
Figure 54. ID en fonction de la taille et de la distance pour les personnes tétraplégiques.....	81
Figure 55. Comparaison entre ID théorique et ID expérimental.....	81
Figure 56. Projection des trois populations dans l'espace MT, ID de la loi de Fitts.....	82
Figure 57 : Explication de la modélisation par encadrement par intégrale.....	84
Figure 58. Aire de dispersion des personnes valides avec l'encadrement par intégrale.....	85
Figure 59. Aire de dispersion des personnes Myopathes avec l'encadrement par intégrale....	85
Figure 60. Aire de dispersion des personnes Tétraplégiques avec l'encadrement par intégrale.....	85
Figure 61 : Clavier AZERTY.....	94
Figure 62 : Clavier téléphone.....	94
Figure 63 : Nouvelle configuration après la saisie du caractère "a".....	95
Figure 64 : Vitesse de saisie en CPS (caractère / seconde).....	96
Figure 65 : Taux d'erreurs (C1, C2 et C3).....	97
Figure 66 : Clavier FITALY [MacKenzie et Zhang, 1999].....	98
Figure 67 : Clavier OPTI [MacKenzie et Zhang, 1999]......	98
Figure 68: Clavier Metropolis [Zhai et al, 2000].....	98
Figure 69 : Clavier GAG (Généré par Algorithme Génétique) [Raynal et Vigouroux, 2005].....	99
Figure 70 : Le système EdgeWrite adapté à un trackball.....	100
Figure 71 : Principe de saisie de la lettre « z » avec le système EdgeWrite.....	100
Figure 72 : Système HandiGlyph empruntée à [Belatar et Poirier, 2008].....	101
Figure 73 : Système HandiAS [Maurel et al., 2001].....	103
Figure 74 : Prédiction dans KeyStrokes <sup>20</sup> .....	103
Figure 75 : Système VITIPI.....	104
Figure 76 : Réorganisation dynamique du clavier Sibylettré au début du mot <i>COMPTER</i> ... ..	104
Figure 77 : Clavier AZERTY avec le système KeyGlasses [Raynal et Vigouroux, 2005]....	105
Figure 78 : Le pointage sémantique, empruntée à [Blanch, 2004].....	107
Figure 79 : Technique d'interaction «BigKey».....	109
Figure 80 : Technique d'interaction «Sans Pointeur».....	109
Figure 81 : Principe de la technique de pointage du «Sans Pointeur».....	110
Figure 82 : Configuration de l'interface de test.....	111
Figure 83 : Partie « client ».....	111
Figure 84 : Partie « serveur ».....	112
Figure 85 : Comparaison de la distance réelle/optimale.....	114
Figure 86 : Comparaison de la distance réelle/optimale sans le sujet 3.....	114

Figure 87 : Distance parcourue avec la technique «Classique» .....	115
Figure 88 : Distance parcourue avec la technique «BigKey» .....	115
Figure 89 : Distance parcourue avec la technique «Sans Pointeur» .....	115
Figure 90 : Rapport distance réelle/optimale avec le sujet 3.....	115
Figure 91 : Rapport distance réelle/optimale sans le sujet 3 .....	115
Figure 92 : Comparaison de la vitesse de saisie sur les trois techniques d'interaction.....	116
Figure 93 : Comparaison de la vitesse de saisie sur les trois techniques d'interaction sans le sujet 3 .....	116
Figure 94 : Vitesse en CPS avec la technique d'interaction «Classique».....	117
Figure 95 : Vitesse en CPS avec la technique d'interaction «BigKey».....	117
Figure 96 : Vitesse en CPS avec la technique d'interaction «Sans Pointeur» .....	117
Figure 97 : Temps moyen de saisie sur les trois techniques d'interaction.....	118
Figure 98 : Temps moyen de saisie sur les trois techniques d'interaction sans le sujet 3.....	118
Figure 99 : Temps moyen de saisie avec la technique d'interaction «Classique» .....	118
Figure 100 : Temps moyen de saisie avec la technique d'interaction «BigKey» .....	118
Figure 101 : Temps moyen de saisie avec la technique d'interaction «Sans Pointeur».....	119
Figure 102 Comparaison du taux d'erreurs sur les trois techniques d'interaction.....	120
Figure 103 : Comparaison du taux d'erreurs sur les trois techniques d'interaction sans le sujet 3.....	120
Figure 104 : Taux d'erreurs avec la technique d'interaction «Classique» .....	120
Figure 105 : Taux d'erreurs avec la technique d'interaction «BigKey» .....	120
Figure 106 : Taux d'erreurs avec la technique d'interaction «Sans Pointeur» .....	120
Figure 107 : Taux de délétion et d'insertion pour les trois techniques .....	121
Figure 108 : Taux de délétion et d'insertion par technique et par sujet.....	121
Figure 109 : Techniques d'interaction dans le plan vitesse moyenne de saisie et taux d'erreur .....	122
Figure 110 : Architecture de la plate forme SOKEYTO.....	130
Figure 111 : Interface de conception de SOKEYTO .....	131
Figure 112 : Différenciation des voyelles et des consonnes .....	132
Figure 113 : Module d'évaluation de texte .....	133
Figure 114 : Interface de calcul théorique selon SOKEYTO : a) modèle et loi existants et b) l'intégration des nouvelles lois de Fitts par rapport aux trois populations.....	134
Figure 115 : Clavier "Annie".....	136
Figure 116 : Clavier "Céline" .....	136
Figure 117 : Distance réelle parcourue du curseur.....	140
Figure 118 : Vitesse de saisie.....	140
Figure 119 : Saisie sur clavier AZERTY sur huit jours (sujet 1).....	141
Figure 120 : Saisie sur clavier Annie sur huit jours (sujet 1).....	141
Figure 121 : Saisie sur clavier AZERTY sur huit jours (sujet 2).....	142
Figure 122 : Saisie sur clavier Céline sur huit jours (sujet 2) .....	142
Figure 123 : taux d'erreur pour le sujet 1 dans l'exercice 1 .....	144
Figure 124 : Taux d'erreur pour le sujet 2 dans l'exercice 1 .....	144
Figure 125 : Nombre de caractères saisis jusqu'au ressenti de la fatigue .....	145
Figure 126 : Temps moyen de la saisie d'un caractère .....	146
Figure 127 : Rapports entre la moyenne du temps de saisie de caractères et la moyenne du temps de réalisation d'un clic (premier jour) pour le sujet 1 .....	147
Figure 128 : Rapports entre la moyenne du temps de saisie de caractères et la moyenne du temps de réalisation d'un clic (deuxième jour) pour le sujet 1 .....	147

Figure 129 : Rapports entre la moyenne du temps de saisie de caractères et la moyenne du temps de réalisation d'un clic (premier jour) pour le sujet 2 .....	149
Figure 130 : Rapports entre la moyenne du temps de saisie de caractères et la moyenne du temps de réalisation d'un clic (deuxième jour) pour le sujet 2 .....	149
Figure 131 : Temps de déplacement pour aller d'une touche à une autre.....	150

## Table des tableaux

Tableau 1 : Caractères latin.....	20
Tableau 2 : Estimation de performance d'un utilisateur expert avec différents claviers virtuels empruntée à [Zhai et al., 2002]. .....	48
Tableau 3 : Estimation de performance des différents claviers virtuels avec l'équation (8) et (9) (empruntée à [Zhai et al, 2002]) .....	49
Tableau 4 : Modèles et leurs erreurs de déviation.....	50
Tableau 5 : Vitesse de saisie expérimentale en comparaison avec la vitesse de saisie théorique sur le clavier virtuel AZERTY .....	53
Tableau 6 : Durée moyenne d'un clic (pression et relâchement) pour les sujets handicapés. .	57
Tableau 7 : Durée moyenne d'un clic (pression et relâchement) pour les sujets valides.....	57
Tableau 8 : Distribution des tailles des cibles sur les distances entre eux ainsi que leur ID. ..	69
Tableau 9 : Cibles manquées par les trois sujets valides.....	75
Tableau 10 : Modélisation de chaque population avec la loi de Fitts. ....	83
Tableau 11 : Modélisation avec comme référence les personnes valides.....	83
Tableau 12 : Estimation des performances selon la formule de [Soukoreff & MacKenzie, 1995],.....	98
Tableau 13 : Ordre de passation des techniques .....	112
Tableau 14 : Synthèse des résultats avec le sujet 3 .....	123
Tableau 15 : Synthèse des résultats sans le sujet 3 .....	123
Tableau 16 : Comparaison des valeurs théoriques pour les trois claviers.....	136
Tableau 17 : Sessions de l'expérimentation (« sien » correspond au clavier conçu par l'utilisateur avec la plate forme SOKEYTO).....	138
Tableau 18 : Comparaison des valeurs expérimentales et théoriques.....	143
Tableau 19 : Résultats récupérés à partir de la plateforme E-Assiste .....	193



# **Chapitre 1 : Positionnement et problématique**



## 1. Introduction

### 1.1. Handicaps moteurs

La France comprend cinq millions de personnes handicapées qui sont catégorisées selon quatre principales déficiences : déficiences motrices, sensorielles, viscérales (ou métaboliques) et intellectuelles. Dans la suite de notre manuscrit, nous ne nous intéresserons qu'aux déficients moteurs.

Deux millions de personnes [Vilalta, 2006] en France sont atteintes de déficiences motrices. Les causes des déficiences se répartissent comme suit : 30 % sont dues à des accidents [Vilalta, 2006] et 70% à un handicap provoqué, soit par des lésions cérébrales, soit pour des raisons génétiques (chiffres de 2006 basés sur le nombre de personnes ayant une assistance à domicile et/ou percevant l'Allocation aux Adultes Handicapés - AAH). Cependant, certains travailleurs handicapés ne perçoivent pas l'AAH ; il est par conséquent difficile d'établir avec précision le nombre précis de personnes atteintes d'une déficience motrice.

Quatre catégories de déficiences motrices sont généralement admises [Jennes et al, 2003] :

- **L'infirmité Motrice Cérébrale (IMC)** qui est une lésion traumatique acquise avant la maturation du système nerveux central. Le handicap est néanmoins le plus souvent congénital. Les lésions surviennent en effet principalement avant ou pendant la naissance ;
- Les **maladies neuromusculaires** qui se caractérisent par une perte transitoire ou permanente de la force musculaire. Ce sont des maladies de l'unité motrice, c'est-à-dire de la fibre musculaire, de la jonction neuromusculaire ou du nerf moteur ;
- Le **spina bifida** qui est une malformation localisée de la colonne vertébrale. En raison d'une absence de fermeture d'un ou de plusieurs arcs vertébraux postérieurs, la moelle épinière et les racines nerveuses font une hernie à travers l'orifice anormal entraînant une paraplégie ;
- **Et les personnes accidentées** qui sont catégorisées, soit comme paraplégiques c'est-à-dire souffrant d'une paralysie des membres inférieurs, soit comme tétraplégiques c'est à dire souffrant d'une paralysie à la fois des membres inférieurs et supérieurs. Ces paralysies sont toutes dues à des lésions situées au niveau de la moelle épinière.

Il est à noter que les habiletés motrices des membres supérieurs peuvent différer suivant les pathologies mais aussi au sein d'une même pathologie. Tous ces troubles touchent principalement les membres inférieurs mais peuvent aussi parfois affecter les membres supérieurs.

Dans la suite de ce manuscrit, nous ne nous intéresserons plus qu'aux personnes ayant une déficience motrice au niveau des membres supérieurs.

### 1.2. Les problèmes physiologiques de la motricité des membres supérieurs et leurs conséquences

Les quatre catégories de déficiences motrices présentées ci-dessus provoquent différents troubles physiologiques de la motricité. Nous en avons identifié cinq :

- **La rigidité** : les muscles sont tendus et offrent une résistance dans les mouvements ;
- **L'athétose** : les mouvements sont mal coordonnés, involontaires, parfois continuels, provoqués par des variations brusques et imprévisibles de la tension musculaire ;
- **L'ataxie** : les mouvements sont maladroits et manquent d'assurance ; l'équilibre est précaire et la tension musculaire est réduite ;
- **La spasticité** : les mouvements sont lents et crispés à cause d'une trop grande tension musculaire ;
- **La faiblesse musculaire** : les mouvements sont lents et difficiles, voire impossibles à réaliser, ce qui cause un arrêt rapide de l'activité physique.

Ces cinq difficultés posent des problèmes d'accès à l'information et à la communication pour les personnes handicapées. La plupart des dispositifs informatiques du commerce leur sont inaccessibles physiquement ; par exemple le clavier physique. Concernant l'utilisation d'une interface graphique, l'utilisateur doit faire des mouvements de pointage fins et précis, souvent répétés. Ceux-ci provoquent assez rapidement de la fatigue motrice pour les personnes handicapées motrices.

La fatigue se définit comme « une baisse d'activité d'un système vivant ayant un fonctionnement excessif. Elle devient observable, soit par une plainte de l'utilisateur, soit par des signes observés. La fatigue est souvent due au vieillissement, à l'usure, à l'altération de la structure ou encore à l'épuisement (au sens biochimique du terme). Elle se présente sous

plusieurs formes : musculaire, nerveuse, ou encore organique quand elle est d'origine pathologique » [Allain et al, 1999].

Dans ce travail de thèse, nous nous focalisons sur la fatigue musculaire synonyme d'un épuisement des réserves énergétiques des cellules musculaires. Celle-ci est ressentie naturellement par des sportifs et des travailleurs de force. Elle apparaît pour des activités réalisées à très bas régime comme dans le cas d'une tâche répétée plusieurs fois dans le temps.

Des échelles ont été développées [Bérard et al, 2006] pour permettre d'évaluer la capacité à réaliser les mouvements avec plus ou moins de facilité.

La première fut la *Gross Motor Function Measure* (en français l'EMFG - Evaluation Motrice Fonctionnelle Globale) conçue en 1992, avec pour objectif d'évaluer le retentissement moteur de la neurochirurgie fonctionnelle chez des enfants quadriplégiques, spastiques et infirmes moteurs cérébraux. Cependant, celle-ci n'est pas adaptée aux pathologies comportant une faible force musculaire (comme les myopathies) ; peu d'items concernent la fonction des membres supérieurs.

Un deuxième outil d'évaluation a été conçu par le groupe d'étude MFM (Mesure de la Fonction Motrice). Cet outil comporte 32 items, avec pour chacun une échelle entre 0 (mouvements inexistant) et 4 (mouvements parfaitement réalisés). Néanmoins, cet outil n'évalue pas la fatigue motrice : durant les tests, la personne handicapée doit réaliser de manière non répétée les mouvements qui lui sont indiqués par la grille MFM. Or dans la vie quotidienne, c'est cette répétition pour les personnes handicapées motrices qui provoque la fatigue motrice bien que le mouvement soit réalisé. Nous montrons dans le chapitre 5 que cette fatigue motrice intervient lors d'une tâche de saisie de texte.

Le dernier outil d'évaluation réalisé par l'équipe londonienne de l'hôpital Hammersmith<sup>1</sup> a été établi, il y a plusieurs années, une échelle motrice fonctionnelle adaptée aux personnes atteintes d'amyotrophie spinale. Cet outil a pour but de mesurer la fonction et la force motrice

---

<sup>1</sup><http://qualis.univ-lille2.fr/ecosante/index.php/2008/10/11/24092007-une-version-modifiee-de-lechelle-du-hammersmith-pour-les-sma-de-type-2-et-3/>

de la personne handicapée. En 2007, un groupe de spécialistes nord-américains de la *Spinal Muscular Atrophy* (SMA) propose une version améliorée de l'échelle anglaise. Ils se sont pour cela inspirés d'une autre échelle la Gross-Motor Function (GMF), utilisée notamment pour l'infirmité motrice cérébrale de l'enfant.

Cette version étendue de l'échelle du Hammersmith a ensuite été testée chez 38 patients souffrant d'amyotrophie spinale de type 2 ou 3 avec de très bons résultats en matière de reproductibilité et de fiabilité des évaluations.

### 1.3. Évaluation de la fatigue motrice

Les maladies neuromusculaires regroupent des pathologies liées à la dégénérescence de la moelle épinière, des jonctions neuromusculaires et du muscle [Chaudhuri et O Behan, 2004]. Cette dégénérescence génère chez la personne handicapée deux types de fatigue : la fatigue centrale et la fatigue périphérique. La fatigue centrale se situe en amont des jonctions neuromusculaires et la fatigue périphérique altère la propagation du potentiel électrique vers les muscles. Ces deux fatigues peuvent être mesurées de deux façons [Féasson et al, 2006] :

De **manière subjective par des questionnaires** comportant un certain nombre d'items avec une échelle. Ils sont adaptés selon les pathologies, les types de fatigue et l'influence de cette dernière sur la vie quotidienne. Voici quelques exemples de questionnaires existants : *fatigue severity scale*, *Chalder fatigue scale*, *fatigue questionnaire*, *Piper fatigue scale* [Féasson et al, 2006], [Nollet et al, 1999] ;

De **manière quantitative par des techniques électro-physiologiques et des périphériques de force**. [Lindeman et al, 1999] ont utilisé deux techniques pour évaluer la force de préhension et la fatigue musculaire. La première technique consiste à mesurer le courant électrique avec une surface electromyogramme (SEMG) : ce courant traverse la moelle épinière jusqu'au muscle. La deuxième technique consiste à mesurer la force musculaire à l'aide d'un dynamomètre isocinétique Cybex II<sup>iii</sup> (Lumex de Bay Shore, New York). [Lindeman et al, 1999] a réalisé une étude sur 33 patients atteints de dystrophie musculaire, 29 patients atteints de Charcot-Marie-Tooth et 20 personnes valides. Le sujet devait maintenir de toutes ses forces les genoux tendus durant 2 secondes. La mesure de la force sur l'extension du genou a été réalisée avec un dynamomètre isocinétique Cybex II (Lumex de Bay Shore, New York) combiné avec le SEMG pour mesurer l'activité musculaire. À l'aide de ces deux appareils, les auteurs ont montré que les personnes atteintes de déficiences musculaires

avaient une fréquence médiane inférieure (marqueur de la fatigue mesuré avec le SEMG) à celle des personnes valides. De plus, cette fatigue a été détectée à 80 % de la force maximale volontaire du sujet.

Il existe d'autres dispositifs permettant de mesurer la force musculaire et la coordination motrice tel que l'outil appelé *Grip-force* de [Kurillo et al, 2004] qui mesure la prise de force d'un objet sur la main. L'expérimentation de [Kurillo et al, 2004] a été réalisée sur vingt personnes atteintes de déficience musculaire et 9 personnes valides. Elle consistait à agripper de cinq manières des formes appliquées sur le *Grip-force*. Cet outil a permis de montrer que chez les patients atteints de maladies neuromusculaires il y avait une incidence sur leur gestion de la force en plus de la faiblesse musculaire. En effet, certains patients ont déployé une force de pression excessive lors de la tâche de suivi de cibles.

Ces outils de mesure permettent d'évaluer la fatigue motrice instantanée. Or celle-ci est ressentie quotidiennement lors d'une tâche longue et répétitive.

En interaction homme machine, nous interagissons avec un ordinateur en déplaçant constamment le pointeur de part et d'autre de l'écran et sélectionnons un nombre important « d'objets » pour exécuter une requête. Ces deux actions provoquent une fatigue motrice pour les personnes handicapées motrices des membres supérieurs. Par conséquent, quels paramètres peuvent caractériser cette fatigue motrice lors de l'utilisation d'un ordinateur afin de la compenser en temps réel ? Nous essaierons de répondre à cette question dans le chapitre 5 en prenant comme illustration le clavier virtuel.

## **2. Accessibilité aux Technologies de l'Information et de la Communication (TIC)**

La communication écrite est une activité importante pour l'échange d'informations numériques : rédaction de documents, accès à des serveurs d'informations, communication interpersonnelle au travers de boîtiers de communication ou encore pour l'écriture de *Short Message Service* (SMS) pour des téléphones portables, etc.

Cette communication « médiée » est rendue possible pour les personnes handicapées motrices grâce à divers types de claviers (Figure 3) qui mettent en jeu différentes chaînes de symboles :

- Des caractères alphanumériques (par exemple, alphabet latin (Tableau 1) ;

- Des alphabets symboliques comme le langage BLISS (Figure 1) et des pictogrammes [Abraham, 2003], [Abraham, 2007];
- L'alphabet phonétique international (Figure 2).

a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l	m
n	o	p	q	r	s	t	u	v	w	x	y	z

Tableau 1 : Caractères latin<sup>2</sup>.



Figure 1 : Langage Bliss<sup>3</sup> ici la traduction

"Je voudrais aller au cinéma".



Figure 2 : Extrait de phonèmes internationaux<sup>4</sup>

Les deux langages de communication (pictographique et phonétique) sont utilisés pour les personnes handicapées atteintes de troubles du langage et de troubles cognitifs. Elles facilitent la communication homme-homme.

Néanmoins, pour ce type de population :

- La communication à l'aide de l'écriture peut s'avérer impossible du fait que le geste d'écriture peut poser des problèmes à cause des déficiences motrices (difficultés qui vont des rhumatismes déformants à des paralysies sévères des membres supérieurs) ;
- La saisie de texte pour envoyer un courriel ou « chatter » avec une personne est difficile. Elles ont des difficultés pour lire des mots composés de caractères alphabétiques, du fait qu'elles souffrent de troubles cognitifs.

## 2.1. Dispositifs utilisés selon le degré de motricité de la personne handicapée

La saisie au clavier physique de type QWERTY (ou AZERTY pour le français - Figure 3) s'effectue au moyen des dix doigts pour les professionnels comme les dactylographes. Les

<sup>2</sup> [http://fr.wikipedia.org/wiki/Alphabet\\_latin](http://fr.wikipedia.org/wiki/Alphabet_latin)

<sup>3</sup> <http://fr.wikipedia.org/wiki/Bliss>

<sup>4</sup> <http://www.dafont.com/fr/ipa-font.font>

performances de saisie sont différents [MacKenzie et Zhang, 1999 b] selon que le sujet est expert ou débutant.

**Une personne dite débutante** est quelqu'un « *qui débute, qui n'a pas d'expérience en la matière* »<sup>5</sup>. Pour les débutants, la saisie de texte demande un apprentissage sur l'utilisation du dispositif de saisie (le clavier) et un contrôle visuel présent entre le retour à l'écran et la frappe du caractère au clavier.

**Une personne dite experte** est quelqu'un « *qui a acquis des connaissances, des compétences grâce à la pratique* »<sup>6</sup>. Dans le cas de la saisie de texte, nous pouvons prendre l'exemple d'une secrétaire pratiquant de la dactylographie. Les secrétaires *expertes* utilisent parallèlement les dix doigts pour la frappe de touches [Zhai et al, 2000]. Elles saisissent aussi du texte sans scrutation du clavier grâce à leur connaissance de la représentation spatiale des touches du clavier.

L'état de transition pour passer d'un sujet débutant à un sujet expert est appelé « **sujet averti** ».

La plupart des personnes souffrant de troubles neuromusculaires des membres supérieurs utilisent des périphériques adaptés à leur handicap. A partir de ce constat, je propose ci-après une classification des périphériques adaptés selon quatre degrés de mobilité des membres supérieurs. Actuellement, celle-ci n'est pas officielle. Si elle devait être utilisée dans le milieu médical, elle devrait être **associée à un bilan fonctionnel** par un médecin de réhabilitation physique.

### 2.1.1. Mobilité assez difficile des membres supérieurs

Lorsque les personnes handicapées sont atteintes d'une déficience motrice légère, l'accessibilité au clavier physique rend plus pénible la saisie de texte. Des aides techniques sont nécessaires pour pallier ces difficultés. D'une part, les claviers ergonomiques (Figure 3) permettent la saisie pour les personnes souffrant, soit de l'usage d'un membre supérieur, soit de déformation des membres supérieurs. D'autre part, le guide-doigt (Figure 4) est une grille posée sur un clavier physique permettant de guider le doigt vers n'importe quelle touche du clavier d'un ordinateur, d'éviter les appuis simultanés sur plusieurs touches et de permettre de reposer les mains sur le guide-doigt. Ce type d'assistant est bien adapté aux personnes ayant

---

<sup>5</sup> <http://www.linternaute.com/dictionnaire/fr/definition/debutant/>

<sup>6</sup> <http://www.linternaute.com/dictionnaire/fr/definition/expert/>

une mobilité des membres supérieurs libres mais avec des mouvements involontaires et mal coordonnés.



Figure 3 : Claviers<sup>7</sup>



Figure 4 : Guide doigt<sup>7</sup>

### 2.1.2. Mobilité difficile des membres supérieurs

D'autres moyens existent lorsque la personne handicapée dispose d'une mobilité difficile de ses membres supérieurs ou possède seulement une mobilité des doigts.

Par exemple, les dispositifs de pointage comme la souris ou le trackball (Figure 5) sont utilisés pour interagir avec différentes applications d'un ordinateur. L'utilisateur déplace le pointeur, en agissant soit directement sur la souris, soit sur la boule du trackball pour pointer sur un élément à l'écran et le valider en appuyant sur un des boutons du dispositif de pointage.



Figure 5 : Dispositifs de pointage (trackball et souris)

### 2.1.3. Mobilité très faible des membres supérieurs

Quand la personne handicapée ne peut plus utiliser de dispositif de pointage pour déplacer le pointeur à l'écran, il ne reste plus que l'utilisation d'un contacteur pour communiquer. Un contacteur peut être représenté, soit par un bouton (ou clic souris) de pression « *tout ou rien* » d'un dispositif de pointage (Figure 5), soit par un simple bouton « *tout ou rien* » (Figure 6 et Figure 7) directement branché sur un ordinateur par l'intermédiaire d'un boîtier électronique.

---

<sup>7</sup> <http://www.vocalisis.com/>

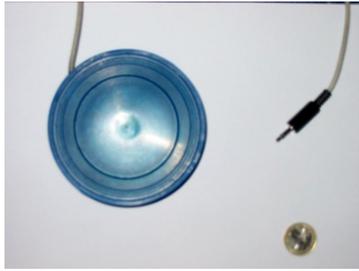


Figure 6 : Grand contacteur



Figure 7 : Petit contacteur

Lors de l'utilisation d'un simple contacteur la personne handicapée ne peut réaliser qu'une validation sur un objet virtuel à l'écran. Quant au déplacement du pointeur, celui-ci est substitué par la technique d'interaction appelée système de « *balayage* » ou de défilement. Cette technique se définit par un déplacement du curseur sur chaque objet affiché à l'écran. Lorsque ce principe est appliqué aux claviers virtuels, le balayage du curseur est réalisé sur chaque touche. [Cantegrit et Toulotte, 2001] énoncent plusieurs types de principes de balayage : balayage ligne/colonne, balayage par dichotomie,....

#### 2.1.4. Mobilité nulle des membres supérieurs

Lorsque la personne handicapée ne dispose d'aucune mobilité ni de ses membres supérieurs ni de ses doigts, elle peut utiliser deux dispositifs différents :

- Soit un suivi du regard (« *eye-tracker* » tête libre ou non, Figure 8) avec lequel elle réalise des mouvements oculaires pour interagir avec l'environnement de son ordinateur ;
- Soit un « *head-tracker* » (Figure 9) qui lui permet d'interagir avec l'environnement de son ordinateur en réalisant des mouvements de la tête.



Figure 8 : Suivi du regard<sup>8</sup>



Figure 9 : Head tracker<sup>7</sup>

---

<sup>8</sup> <http://www.immersion.fr/>

La Figure 10 propose un récapitulatif des dispositifs de pointage selon la mobilité des membres supérieurs. Moins les membres supérieurs sont mobiles, plus nos dispositifs sont actionnés avec les parties de la tête telles que les yeux (suivi du regard), le cou (le « *head tracker* »), etc.



Figure 10 : Utilisation des dispositifs selon le degré d'atteinte des membres supérieurs

Suivant les dispositifs de pointage utilisés, l'interface de saisie de texte aura un fonctionnement différent pour pouvoir simuler les événements d'un clavier physique.

### 2.2. Les interfaces aidant à la saisie de texte

Saisir du texte à l'aide d'un dispositif de pointage nécessite l'utilisation d'un *clavier virtuel* ou *clavier logiciel* (Figure 11). Je définis par « *clavier logiciel* » une représentation numérique d'un clavier physique (AZERTY, QWERTY, etc.). Cette représentation est assimilable à un système interactif disposant d'une interface visuelle contenant des boutons d'interaction. A ceux-ci peuvent correspondre un ou plusieurs codes associés (phonèmes, caractères latin, etc.) ou des touches de fonctions. Ces codes peuvent être affichés sur une fenêtre de saisie quelconque en effectuant une interaction directe sur les boutons à l'aide d'un dispositif de pointage quelconque (souris, trackball, contacteur, dispositif à infrarouge, suivi de tête ou du regard, etc.).



Figure 11 : Clavier virtuel de l'environnement Windows<sup>9</sup>

Cependant ces claviers sont souvent mal adaptés à la saisie via un dispositif de pointage, du fait de la méthode employée qui nécessite l'appui d'une touche après l'autre [Zhai et al, 2000] lié à l'usage séquentiel du dispositif. Ceci a pour conséquence de diminuer considérablement la vitesse de saisie (64,9 mots par minute pour un clavier physique [Matias et al, 1993] contre 30 mots par minute pour un clavier virtuel [Zhai et al, 2000] pour une personne valide)<sup>10</sup> et d'augmenter la fatigue motrice lorsque la tâche dure trop longtemps [Vella et Vigouroux, 2007].

De nombreuses méthodes d'optimisation pour améliorer les conditions de cette saisie de texte ont été proposées. Selon l'atteinte motrice des utilisateurs, deux grands principes de saisie sont considérés :

- Le premier repose sur une technique de balayage [Cantegrit et Toulotte, 2001] comme dans le système Sybille (Figure 12) [Schadle et al, 2001], [Schadle, 2003], [Poirier et al 2007], ou EDITH (Figure 13). Le système EDITH est composée de trois modules : un lecteur de sons, une interface de communication orale (production de synthèse vocale) et une interface de saisie de texte [Bourhis et al, 2001], [Bourhis et al, 2004].
- Le second repose sur la sélection du caractère par la désignation de celui-ci avec un des dispositifs de pointage décrits ci-dessus.

<sup>9</sup> <http://www.microsoft.com/france/accessibilite/training/windowsvista/osklayout.aspx>

<sup>10</sup> Ces résultats ne tiennent pas compte des erreurs de saisies.

# Chapitre 1 : Positionnement et problématique

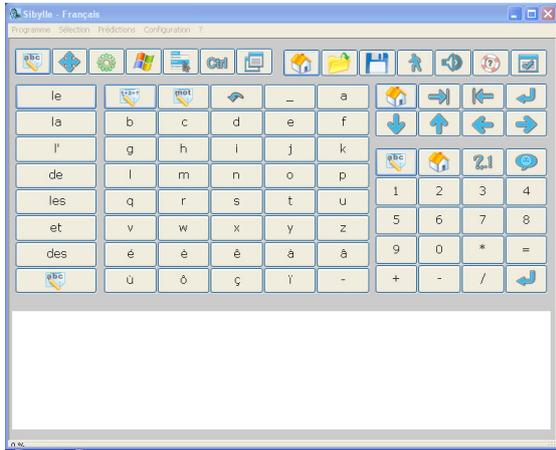


Figure 12 : Interface de Sybille empruntée à [Poirier et al, 2007]

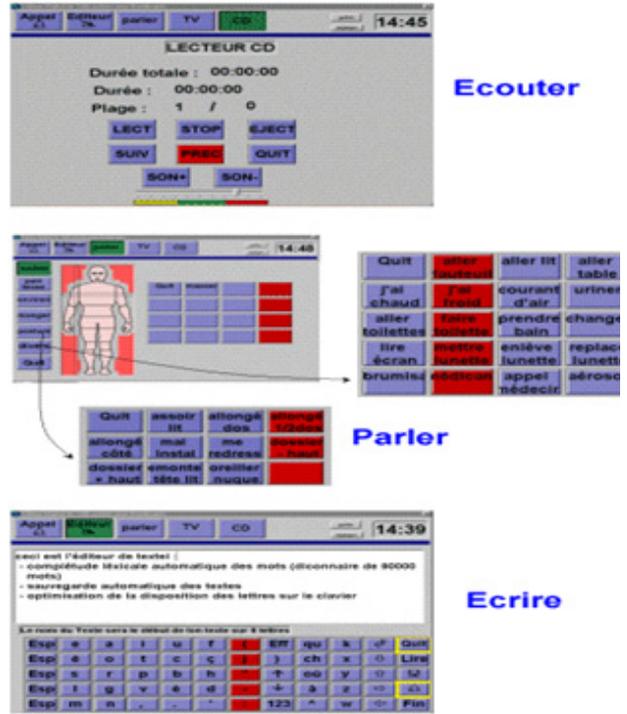


Figure 13 : Interface EDITH empruntée à [Bourhis et al, 2001]

Chacun de ces deux principes de saisie a servi à de nombreuses recherches pour augmenter la vitesse de saisie de texte. Ces recherches sur les « *Augmentative and Alternative Communication* » (AAC) ont abouti à de nombreux systèmes de prédiction linguistique tels que ceux du système FASTY [Matiasek et al, 2002], de VITIPI [Boissière et Dours, 2002], du clavier ambigu UKO (Figure 14) [Harbusch et al, 2003] et du système KeyGlass (Figure 15) [Raynal et Vigouroux, 2005], etc.

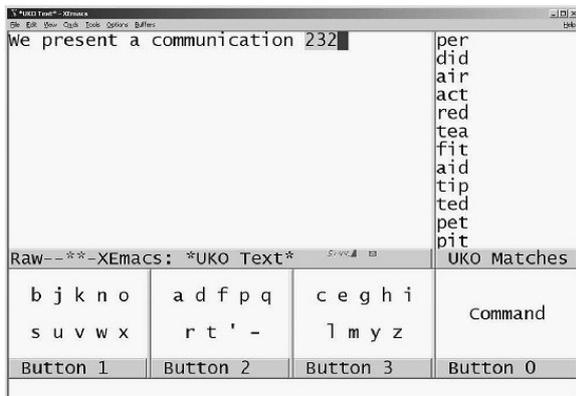


Figure 14 : Clavier ambigu UKO (emprunté à [Harbusch et al, 2003])

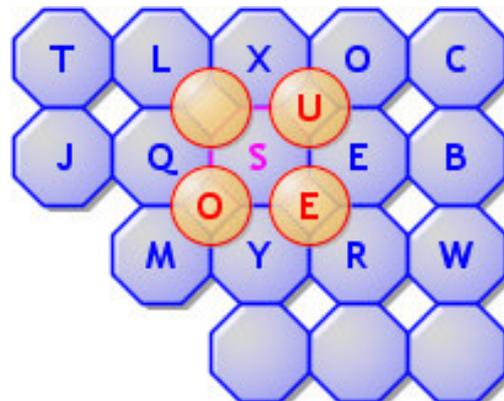


Figure 15 : Le système KeyGlass (emprunté à [Raynal et Vigouroux, 2005])

Aujourd'hui, des considérations ergonomiques et d'utilisabilité sont aussi abordées au travers des questionnaires de satisfaction et des mesures de paramètres psychophysiques. La littérature [Bérard, 2004], [Niemeijer, 2005], [Vella et al, 2005] mentionne que ces claviers virtuels provoquent deux types de fatigue : organique et visuelle.

La fatigue visuelle est notamment due à la visualisation des lettres sur de petites touches et/ou à la recherche des entités (caractère, syllabe, forme flexionnelle, etc.) dans une liste de propositions fournie par le système de prédiction. [Bérard, 2004] et [Niemeijer, 2005] ont montré que la présentation des listes de mots affichés modifiait l'attention visuelle et augmentait la fatigue oculaire. Cela implique d'étudier la perception afin d'améliorer la visualisation des touches et des liste de présentation de mots.

La fatigue organique (ou fatigue motrice) a quant à elle pour conséquence des pertes de performance humaine dans les atteintes de cibles (qui peuvent être des touches de clavier pour la saisie de texte ou des liens et des boutons sur des pages Web) pour une personne handicapée motrice des membres supérieurs. Le mot « performance » est souvent associé au sens de « vitesse d'exécution de la tâche ». Pour la saisie de texte, elle se mesure avec les paramètres suivants : la distance, la vitesse et le taux d'erreur.

J'affinerais cette définition en proposant celle-ci : « une performance humaine est un résultat obtenu lors d'une tâche quotidienne réalisée par des utilisateurs. Pour que la performance humaine soit correcte, les paramètres de mesure (temps et vitesse) doivent être proches de celles d'une personne valide. ».

Pour mesurer la fatigue dite organique dans le cas de la saisie de texte, nous prendrons comme mesure : la vitesse en caractère par minute (en anglais *Words Per Minutes (WPM)*), la distance parcourue par le curseur en pixels et le temps moyen de saisie d'un caractère en seconde.

Un des problèmes fondamentaux est de pouvoir modéliser cette fatigue afin de prédire les performances de personnes avec une motricité réduite.

Nous proposons pour cela de nous baser sur le modèle du processeur humain (appelé MPH dans le reste du manuscrit) proposé par Card & al. en 1983 (Figure 16).

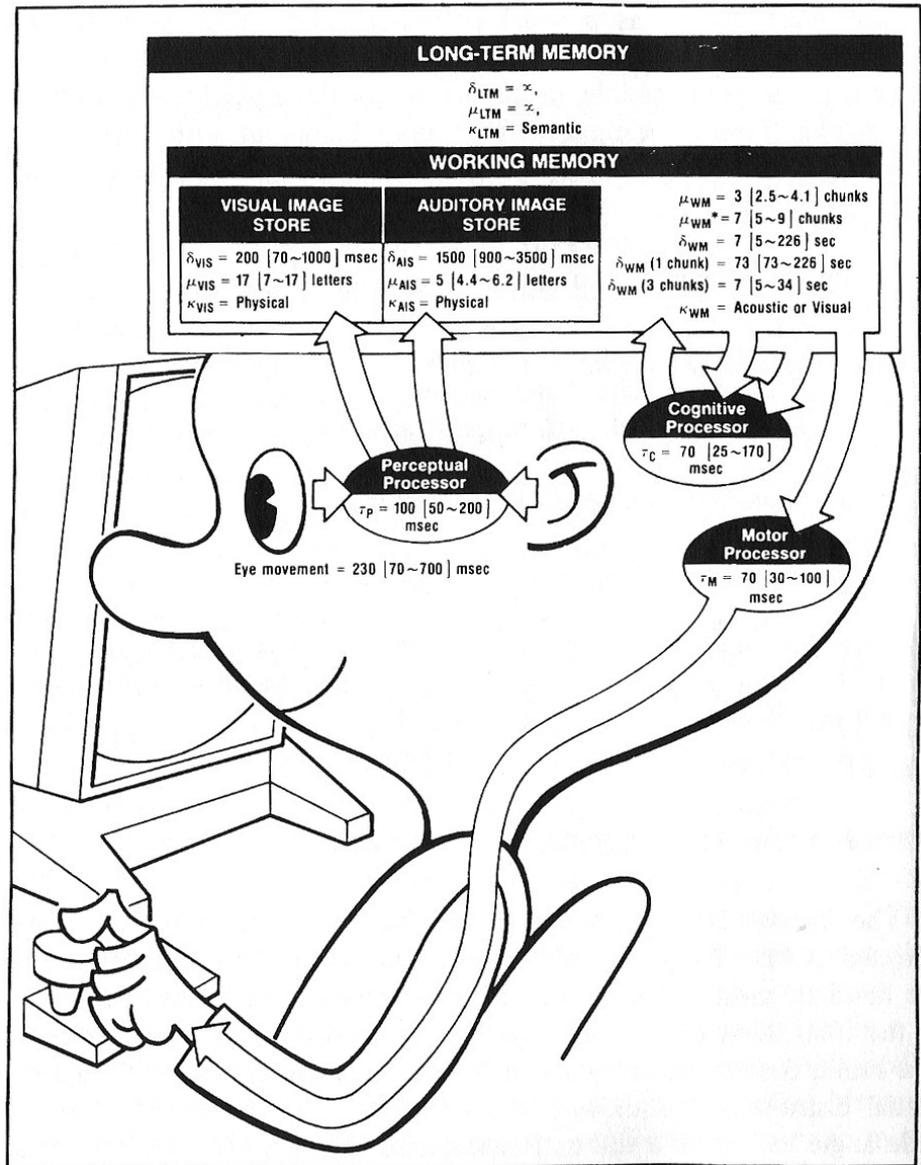


Figure 16 : Le modèle du processeur humain emprunté à [Card et al, 1983].

Dans ce modèle, l'être humain est considéré comme un processeur de traitement de l'information. Il est composé de trois systèmes interdépendants :

- Le système sensoriel ;
- Le système moteur ;
- Le système cognitif.

Chacun de ces trois systèmes accède à sa propre mémoire. Celle-ci est composée par une mémoire à long terme et une mémoire à court terme. Elle est caractérisée par sa taille, sa

durée et le type d'information qu'elle traite. Le trajet de l'information est décrit de la manière suivante sur le modèle du processeur humain (Figure 16) :

- Tout d'abord, les récepteurs sensoriels reçoivent l'information et la transmettent au processeur. Ensuite, ce dernier dirige cette information vers les mémoires perceptives ;
- Ensuite, la mémoire de travail récupère ensuite l'information. Le processeur cognitif recherche dans la mémoire à long terme les actions associées aux informations présentes dans la mémoire de travail ;
- Enfin, les actions sélectionnées sont transmises aux processeurs moteurs et en parallèle aux différents effecteurs.

Ces actions sont modélisées par la « *théorie de l'action* » [Norman et Draper, 1986]. Cette théorie explique le principe de la boucle perception/action lors d'une utilisation d'une Interaction Homme Machine (IHM).

Dans cette thèse, nous ne détaillerons pas les étapes de ce principe mais nous nous focaliserons sur les trois sous-systèmes qui composent le modèle du processeur humain. Ces trois systèmes ont été modélisés à partir des années 1950 :

- Le système perceptif par la loi de Hick Hyman [Hick, 1952] et [Hyman, 1953] ;
- Le système moteur par la loi de Fitts [Fitts, 1954] ;
- Le système cognitif par le modèle *Cognitive Walkthrough* [Lewis et al, 1990].

Le modèle du processeur humain a été modélisé par GOMS (Goals, Operators, Methods and Selection rules) [Card et al, 1983]. Celui-ci permet d'une part, d'aider à **concevoir et à évaluer théoriquement** une interface et, d'autre part de **comprendre le comportement** d'un sujet lors de l'utilisation de l'interface. Ce modèle du processeur humain a été élaboré pour un utilisateur « lambda » sans problème perceptif, cognitif ou moteur.

Dans ce cas comment adapter et valider le modèle du processeur moteur lorsqu'il s'agit de personnes handicapées motrices ? Tout au long de ce manuscrit de thèse, nous allons tenter de répondre à cette question scientifique.

En effet, en interaction homme machine les modèles et les lois permettent de concevoir et d'évaluer des interfaces. Les aides à la saisie de texte pour les personnes handicapées motrices posent souvent le problème de la fatigue motrice [Oriola et al, 2007]. Cependant, aucun

modèle n'a été réalisé pour les personnes handicapées motrices et le problème de la fatigue motrice n'est pas plus traité pour les personnes valides. De ce fait, il nous faut adapter et valider le modèle du processeur moteur pour une personne handicapée motrice afin que leurs aides techniques soient mieux adaptées.

Par exemple, lors d'une tâche de saisie de texte longue sur un clavier virtuel, la personne handicapée réalise « n » fois les trois actions suivantes : visualiser le caractère à saisir, déplacer le curseur à l'aide du dispositif de pointage vers la touche et la valider.

Lorsque ces trois actions sont répétées plusieurs fois, le système moteur et perceptif se comporte différemment de celui d'une personne valide, la personne handicapée motrice va ressentir plus rapidement une fatigue motrice et/ou visuelle qu'une personne valide, la modélisation doit prendre en compte ce paramètre.

### **3. Organisation du manuscrit**

Ce manuscrit se compose de quatre parties :

- Dans la première partie, nous détaillons le modèle du processeur humain en termes de lois et de modèles psychophysiques. Nous établissons que ces derniers ne sont pas adaptés aux personnes handicapées motrices par le biais de deux travaux préliminaires. Le premier concerne une expérimentation sur les claviers virtuels AZERTY et téléphone (T9) : elle nous permet de montrer que les résultats théoriques et expérimentaux de la « loi de motricité » sont très différents. L'écart entre ces deux résultats est plus important pour les personnes handicapées motrices que pour les personnes valides. Le second travail étudie le comportement des personnes valides et des personnes handicapées motrices dans une tâche de clics successifs. Nous observons que les personnes handicapées motrices ressentent une fatigue motrice non présente chez les personnes valides.
- Dans la deuxième partie, nous présentons notre plateforme d'étude d'atteintes de cibles 1D ainsi que les objectifs visés. La plateforme est composée de deux parties : « client » et « serveur ». Cette architecture évite aux personnes handicapées de se déplacer jusqu'au lieu de l'expérimentation et de garder leur environnement de travail accessible. Avec cette plateforme, nous avons réalisé une expérimentation sur deux populations : valides et handicapées motrices (tétraplégiques et myopathes). L'objectif

de cette expérimentation est de donner une nouvelle modélisation de la motricité des personnes handicapées motrices en prenant comme référence les personnes valides. Pour notre modélisation, nous nous baserons sur la loi de Fitts. Les résultats montrent que les personnes valides et les personnes atteintes de myopathie sont proches alors que les personnes tétraplégiques sont très éloignées. Nos nouveaux modèles confirment ces résultats ;

- Dans la troisième partie, nous dressons un état de l'art des procédés pouvant optimiser le déplacement du curseur d'un dispositif de pointage et par conséquent, diminuer a priori, la fatigue motrice. Nous présentons ensuite deux techniques d'interaction que nous avons évaluées auprès de sujets myopathes dans le projet ChatCom où nous avons été impliqués. Pour chacune d'elles, nous discuterons leurs bénéfices et leurs limites.
- Dans la dernière partie, nous présentons les objectifs visés et les composants de la plateforme de conception SOKEYTO de claviers virtuels. Celle-ci intègre les lois et les modèles psychophysiques (chapitre 2) ainsi que le modèle de motricité Fitts, que nous avons adapté à la population de myopathes et de tétraplégiques (chapitre 3). A partir des claviers virtuels générés par la plateforme, nous avons réalisé une expérimentation comparant deux types de claviers virtuels (AZERTY et celui conçu par l'utilisateur handicapé) et évaluant la fatigue motrice de ces 2 derniers. Cette fatigue est évaluée de manière macroscopique et microscopique prenant en compte respectivement le nombre de caractères saisis et le temps pour aller d'une touche vers une autre ;
- Nous terminons par un bilan du travail réalisé et proposons des voies de recherche futures telles que l'affinage de nos modèles, l'amélioration de notre plateforme de conception : nous proposons ainsi d'agencer les touches du clavier selon le profil de la personne handicapée motrice.



## **Chapitre 2 : Modélisation des performances humaines**



## 1. Introduction

L'Interaction Homme-Machine est souvent associée au triptyque « conception, développement et évaluation des interfaces ».

On peut considérer ce triptyque différemment selon les utilisateurs. Dans une population valide, et à connaissance égale de la configuration spatiale des touches du clavier physique, la dactylographe utilisant ces dix doigts saisira plus vite qu'une personne saisissant avec moins de dix doigts. Ceci implique que nous devons concevoir des interfaces adaptées pour plusieurs types d'utilisateurs. Du fait de cette variabilité d'usage, nous avons besoin de comprendre et d'anticiper les comportements des utilisateurs et des systèmes pour optimiser les interfaces.

Pour cela, nous devons décrire, modéliser et prédire le comportement de l'utilisateur face à l'utilisation de l'interface.

Deux grandes catégories de modèles en IHM sont fréquemment utilisées : les modèles descriptifs et les modèles prédictifs, modèles que nous allons maintenant présenter.

### 1.1. Relation entre les deux types de modèle

[Mackenzie, 2003, pp. 27] définit un modèle comme une simplification de la réalité. Il n'est utile que s'il contribue à la conception, l'évaluation, ou encore s'il fournit une base pour comprendre le comportement d'une personne et/ou d'un objet complexe tel qu'un ordinateur.

L'objectif des modèles descriptifs est de catégoriser (par une taxonomie), soit des utilisateurs, soit des interactions. Les résultats attendus sont quantitatifs : statistiques, mesures de performances, ... A l'inverse, les modèles prédictifs vont représenter le comportement des systèmes sous forme de « lois » ou d'équations mathématiques permettant la prédiction de performances attendues. Selon MacKenzie, ces deux catégories constituent un continuum (Figure 17) dans le sens où les modèles prédictifs découlent d'observations, d'expériences menées.

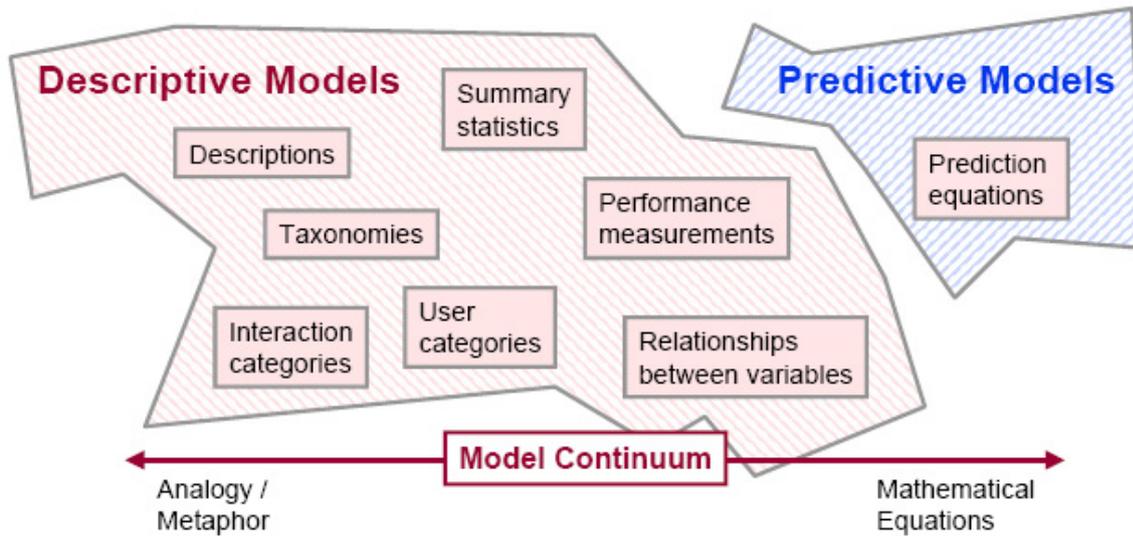


Figure 17 : Continuum entre les modèles descriptifs et les modèles prédictifs<sup>11</sup>

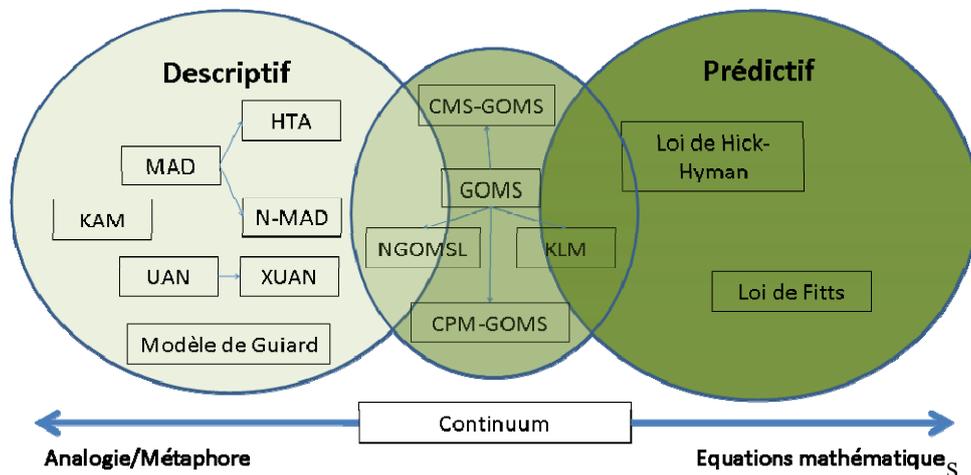


Figure 18 : Classification des différents modèles

## 1.2. Définition de chacun des modèles

Pour mieux expliquer le principe de chaque modèle, il m'a semblé important de les replacer dans les deux classes de modèle : descriptif et prédictif. Dans cette classification, nous avons pris en compte le continuum défini par Mackenzie. La Figure 18 permet d'avoir une vue d'ensemble de l'appartenance des modèles par rapport aux classes.

<sup>11</sup>[www.cs.uta.fi/~marchamb/empirical%20research%20course%20material/03%20-%20ModelsOfInteraction.ppt](http://www.cs.uta.fi/~marchamb/empirical%20research%20course%20material/03%20-%20ModelsOfInteraction.ppt)

### 1.2.1. Modèles descriptifs

Dans les modèles descriptifs, on distingue souvent deux sous-catégories : description d'une tâche réalisée par l'utilisateur ou description d'une tâche réalisée par un système. Elles permettent d'expliquer des observations. Elles sont plus utilisées en psychologie qu'en informatique.

La Méthode Analytique de Description (MAD) [Scapin et Pierret-Golbreich, 1989] utilise une notation arborescente qui décrit les tâches réalisées par l'utilisateur. Les tâches sont décomposées en sous-tâches, ces dernières sont représentées sous forme d'arborescence. Une extension de MAD a donné lieu au modèle N-MDA [Lucquiaud, 2005]. Cette extension ajoute des attributs à chaque tâche et sous-tâche. D'autres modèles similaires à MAD, tels que HTA (Hierarchical Task Analysis) [Dix et al, 1993] sont fondés sur la description des objectifs des tâches. D'autres, comme UAN (User Action Notation) [Hix et Hartson, 1993] et son extension XUAN (eXecutable User Action Notation) [Gray et al, 1994] décrivent le comportement de l'interface et celui de l'utilisateur. Ces derniers modèles utilisent une notation à base de triplets comportant l'action de l'utilisateur, la réaction de l'interface et l'état de l'interface. Enfin, un autre modèle [Guiard, 1987] décrit le comportement d'un être humain dans le cas de la bi-modalité manuelle. L'objectif du modèle de Guiard est d'identifier les rôles et les actions de la main non-dominante et de la main dominante. Il postule que nos mains ont des rôles différents, qui sont exécutés de façon non symétrique.

Du côté « système », le modèle de KAM (Key-action model) [Mackenzie, 2003] catégorise uniquement les touches d'un clavier en trois parties alors que celui de Buxton [Buxton, 1990] est un modèle à trois états (déplacement, sélection et *drag&drop*). Celui-ci représente l'action réalisée par le dispositif de pointage durant la réalisation d'une tâche de pointage par l'utilisateur. Selon le dispositif de pointage utilisé, ce modèle va varier au niveau du nombre d'états.

Dans tous les cas, « *descriptive models provide a framework or context for thinking about or describing a problem or situation. Often the framework is little more than a verbal or graphic articulation of categories or identifiable features in an interface* » [Mackenzie, 2003, pp. 30].

Pour résumer, ces modèles décrivent le comportement d'une interface mais peu souvent celui d'un utilisateur face à cette dernière. Or, il est impossible de dissocier les deux systèmes

(interface/utilisateur) car chaque tâche réalisée sur l'interface par l'utilisateur va changer l'état des deux systèmes (la boucle perception/action de [Norman, 1999]). Je donne par conséquent une définition tenant compte des deux systèmes à la fois : « *les modèles descriptifs fournissent un cadre ou un contexte pour décrire un problème ou une situation. Les modèles descriptifs permettent de définir verbalement et graphiquement les comportements des composants de l'interface et des utilisateurs agissant sur ce dernier.* ».

La limite des modèles descriptifs réside dans leur définition même : la description du rôle et des actions réalisées par le système ou de l'interface n'implique pas la modélisation de l'utilisateur et de ses « performances ». C'est pourquoi nous ne nous intéressons pas par la suite à ce type de modèle mais aux modèles prédictifs avec lesquels nous allons être capables de réaliser cette modélisation du comportement, au travers de lois et mesures.

### 1.2.2. Modèles prédictifs

De nombreux modèles prédictifs ont été proposés pour rendre compte du temps de réalisation d'une tâche. Ils sont construits (Figure 18) à partir de « lois psychophysiques » telles que la loi de Hick-Hyman [Hick, 1952], [Hyman, 1953] pour la perception humaine et la loi de Fitts [Fitts, 1954] pour la motricité humaine.

Les modèles tels que GOMS (Goals, Operators, Methods, Selection rules) (Figure 18) [Card et al, 1980] ou KLM (Keystroke-Level Model) [Card et al, 1983] se situent entre les modèles descriptifs et les modèles prédictifs. Ils décrivent à la fois une tâche et prédisent le temps de réalisation de celle-ci (voir page 43).

D'après [Mackenzie, 2003, pp. 28], « *In human-computer interaction, predictive models allow metrics of human performance to be determined analytically without undertaking time-consuming and resource-intensive experiments. Predictions so generated are a priori: they allow a design scenario to be explored hypothetically without implementing a real system and gathering the same performance metrics through direct observation on real users* ».

Cependant, comme « *time-consuming and resource-intensive experiments* » pour évaluer/comparer des interfaces, des résultats expérimentaux qui peuvent donner des informations complémentaires sont omis. Ces derniers peuvent être de plusieurs types :

résultats qualitatifs, trajectoires réalisées par un utilisateur lors d'une tâche de déplacement de la souris, sur un clavier virtuel par exemple.

Une dernière remarque concerne l'absence de caractérisation du type de population concernée par la modélisation. Or une population constituée de personnes valides a un comportement différent de celui des personnes atteintes d'un handicap. C'est pourquoi, je donne la définition suivante : « *Les modèles prédictifs donnent le comportement d'un ou plusieurs systèmes pour une population appartenant à une même catégorie ou sous-catégorie (handicaps, valide, etc.). Ils permettent de comparer les interfaces (composants, techniques d'interaction, etc.) pour renforcer la raison de les expérimenter en condition réelle.* ».

Dans ce cadre-ci, les modèles prédictifs répondent à nos besoins : pouvoir prédire le comportement des utilisateurs handicapés et valides dans l'usage d'une IHM.

## 2. Lois psychophysiques

L'objectif de ce sous-chapitre est d'établir un état de l'art sur les lois sous jacentes aux modèles prédictifs. Nous faisons tout d'abord un bref historique des lois, avec un focus sur la loi de Fitts. J'ai fait ce choix dans la mesure où nous étudions la dégradation de la motricité dans l'utilisation des aides techniques par des personnes handicapées motrices des membres supérieurs. Cette loi a fait l'objet de nombreux travaux, mais nous montrons qu'elle n'est pas adaptée aux personnes handicapées motrices. Nous concluons sur la nécessité de l'adapter, relativement aux travaux déjà réalisés.

### 2.1. Loi de Hick-Hyman

La première modélisation des temps de perception humaine fut abordée par Hick en 1952 [Hick 1952]. Elle concerne la prédiction du temps de sélection d'un item dans un ensemble de choix possibles (caractère ou liste par exemple). Dans ce modèle, ce temps est lié directement à la quantité d'information  $H$  :

$$H = \log_2 N \quad (1)$$

Avec :

$N$  : le nombre d'items ou de stimuli proposés.

## Chapitre 2 : Modélisation des performances humaines

Une année plus tard, Hyman [Hyman 1953] a étendu la formule de Hick, en supposant que les  $N$  stimuli ont une probabilité d'occurrence  $P_i$ . Ici, le temps de perception est déterminé par :

$$H = \sum_{i=1}^N P_i \times \log 1/P_i \quad (2)$$

La formulation de la loi de Hick-Hyman est connue comme étant :

$$RT = a + b.H \quad (3)$$

Où :

- $RT$  : le temps de perception ;
- Les variables  $a$  et  $b$  qui caractérisent le modèle, se déterminent de manière empirique par régression linéaire dans le plan temps de perception  $RT$  et quantité d'information  $H$  (Figure 19).

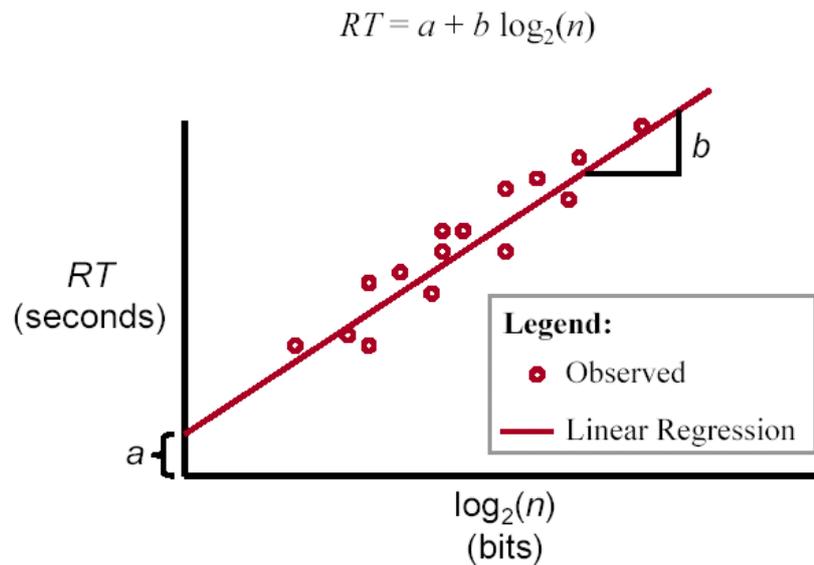


Figure 19 : Détermination des variables  $a$  et  $b$  pour la loi de Hick-Hyman<sup>11</sup>

Dans cette étude nous n'étudions pas cette loi. Les personnes handicapées atteintes de myopathie et de tétraplégie (qui répondent aux critères d'inclusion) n'ont pas plus de problème perceptif que les personnes valides.

## 2.2. Loi de Fitts

### 2.2.1. Historique

Fitts [Fitts 1954] a proposé une série d'expérimentations d'acquisition de cibles (Figure 20) avec un stylet. Dans l'une d'elles, le sujet devait pointer de droite à gauche en frappant avec son stylet sur des cibles qui vont varier en taille et en distance. Cette expérience a conduit l'auteur à proposer une loi permettant d'évaluer les performances motrices d'un utilisateur.

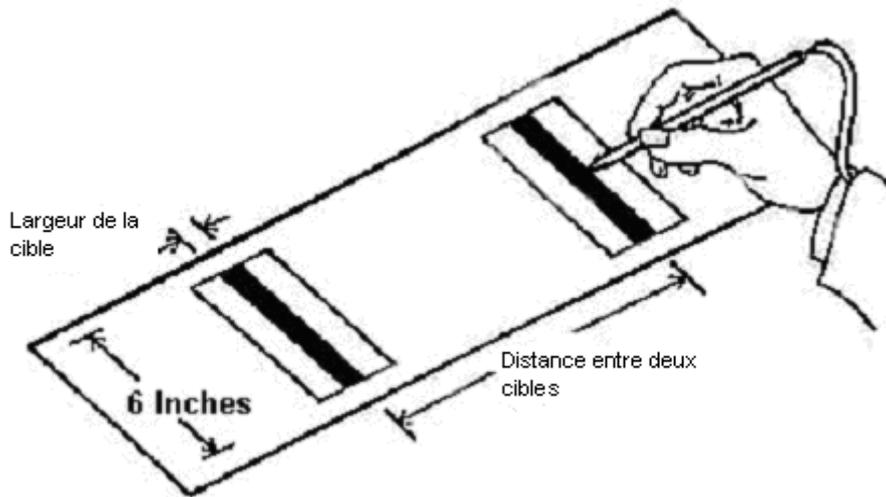


Figure 20 : Expérience d'acquisition de cible empruntée à [MacKenzie, 1992]

Cette loi est basée sur la notion de « *temps de prédiction* » du mouvement, fonction de la distance entre les cibles (A) et de leur taille W (5) :

$$MT = a + b.ID \quad (4)$$

$$ID = \log_2 \left( \frac{2A}{W} \right) \quad (5)$$

Où :

- ID est l'indice de difficulté en bits ;
- MT est le temps de prédiction du mouvement ;
- a et b sont des valeurs empiriques qui décrivent le profil moteur d'un utilisateur. Elles se déterminent par régression linéaire (Figure 21).

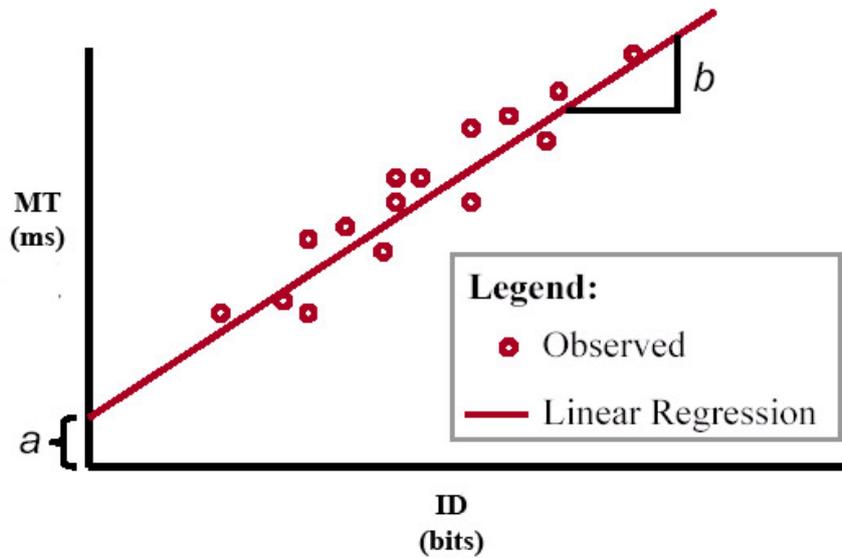


Figure 21 : Détermination des variables a et b pour la loi de Fitts<sup>11</sup>

### 2.2.2. Etude et évolutions de la loi de Fitts

A partir des années 70, Card & al [Card et al, 1978] ont montré que le temps de pointage d'une cible virtuelle sur un écran d'ordinateur suivait également la loi de Fitts.

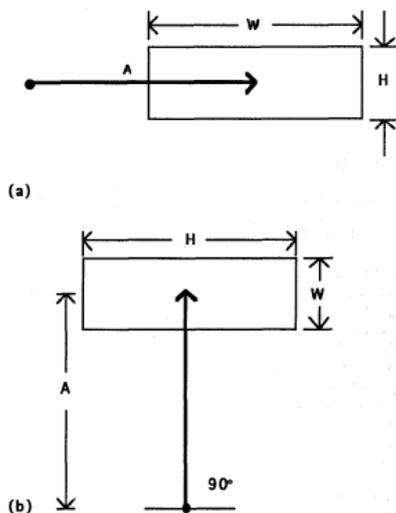


Figure 22: Atteinte de cible selon la direction verticale et horizontale mériale, empruntée à [MacKenzie, 1992]

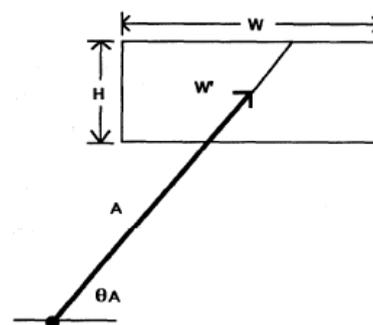


Figure 23: Atteinte de ci selon la direction diagonale, empruntée à [MacKenzie, 1992]

Dans le cas d'une tâche d'atteinte de cible dans un environnement 2D, le paramètre  $W$  est la largeur calculée parallèlement à l'arrivée de la trajectoire de l'utilisateur (Figure 22). De ce

fait, si la trajectoire croise avec un angle  $\theta_A$  l'objet cible, la largeur  $W$  devient  $W'$ , pseudo-diagonale valeur comprise entre  $H$  et  $W$  (Figure 23).

La loi de Fitts a montré des imperfections au niveau des résultats empiriques. De nombreux travaux se sont donc intéressés à des améliorations du paramètre ID. Les études de Welford [Welford, 1968] sur des tâches dites « *faciles* » ( $ID < 3$  bits) ont ainsi suggéré des améliorations sur la formule (6) :

$$MT = a + b \cdot \log_2 \left( \frac{A}{W} + 0,5 \right) \quad (6)$$

Néanmoins, cette modélisation n'est pas suffisante du fait que l'indice de difficulté (ID) est négatif lorsque l'on prend plusieurs cibles de même taille disposées à une distance donnée, comme le montrent Gillan, Holden, Adam, Rudisill, et Magee [Gillan et al, 1990].

Mackenzie [Mackenzie, 1992] a aussi proposé une autre modification de la loi de Fitts basée sur la théorie de l'information de Shannon. Grâce à cette formulation, l'indice de difficulté reste positif quelque soit la taille et la distance :

$$MT = a + b \cdot \log_2 \left( \frac{A}{W} + 1 \right) \quad (7)$$

C'est cette dernière formulation que nous utilisons pour tous les calculs empiriques ainsi que pour les modélisations qui suivront dans ce manuscrit, pour évaluer les performances de pointage sur les interfaces que nous réaliserons.

## 2.3. Techniques de GOMS

### 2.3.1. Présentation du modèle GOMS

Le modèle GOMS (Goal, Operators, Methods, and Selection rules) [Card et al, 1980] décompose une interaction de l'utilisateur sur un ordinateur en des actions élémentaires (ces actions peuvent être physiques, cognitives ou perceptuelles). Grâce à celles-ci, une étude sur l'utilisation des interfaces peut être réalisée.

Le modèle GOMS est défini par 4 points :

- Les buts (*Goal*) correspondent à ce que l'utilisateur a l'intention d'accomplir ;
- Les opérateurs (*Operators*) sont des actions qui sont effectuées pour atteindre les buts ;

- Les méthodes (*Methods*) sont des séquences d'opérateurs qui permettent d'accomplir un but. Il ne peut y avoir plus d'une méthode pour réaliser un objectif unique ; si cela arrive, alors des règles de sélection sont utilisées pour décrire le moment où un utilisateur doit sélectionner une méthode sur les autres ;
- Les règles de sélection (*Selection rules*) : elles sont souvent ignorées dans les analyses typiques de GOMS. Il y a une certaine flexibilité pour les concepteurs / analystes de la définition de l'ensemble de ces entités. Par exemple, l'opération d'une personne peut être amenée à réaliser un autre objectif. Le niveau de granularité est adapté pour capturer ce que l'évaluateur est en train d'examiner.

Il existe plusieurs familles de GOMS qui permettent d'étudier et de prédire avec précision différents aspects de l'interface. Le modèle de GOMS le plus utilisé en interaction homme-machine (IHM) est le modèle de Keystrokes-Level-Model (KLM) [Card et al, 1983].

### 2.3.2. Modèle Keystrokes-Level-Model (KLM)

Le modèle KLM est une méthode de mesure qui peut être utilisée par des particuliers ou des entreprises cherchant des moyens d'estimer le temps qu'il faut pour remplir les tâches de saisie lors d'une utilisation du clavier ou de la souris.

Le modèle KLM-GOMS est généralement appliqué dans les situations qui nécessitent des quantités minimales de travail et d'interaction avec un ordinateur, ou pour la conception d'une interface pour un logiciel.

L'approche KLM consiste à spécifier d'abord un scénario définissant une action à effectuer. Ce scénario est décomposé en plusieurs sous-tâches traduites par des opérateurs. Trois valeurs ont été déterminées pour chaque opérateur : pour les personnes expertes [Card, 1980], pour les personnes averties et pour les personnes débutantes [Kieras, 1993].

Ces opérateurs sont les suivants :

- K : Temps de pression et de relâchement d'une touche (pour le clavier) ;
- T(n) : Temps mis pour saisir la chaîne de caractères ( $n \cdot K$  sec) ;
- P : Temps de déplacement effectué par le pointeur de la souris (1,1 sec) ;
- B : Temps de pression d'une touche d'un clavier ou d'une souris (0,12 sec pour un expert – 1,2 sec pour un débutant et 0,28 sec pour les autres utilisateurs) ;
- BB : Temps de pression et relâchement (clic) du bouton de la souris (0,2 sec) ;
- H : Temps de saisie par la main de la souris ou du clavier (0,4 sec) ;

- M : Temps de l'activité mentale de planification de l'action (0,6 ms pour un expert – 1,35 ms pour un débutant et 1,2 ms pour les autres utilisateurs) ;
- W : Temps de réponse du système.

Prenons l'exemple d'un « *drag-and-drop* » d'un fichier. Un des scénarios possibles serait le suivant :

- Prise en main de souris (H) ;
- Déplacement du pointeur jusqu'au fichier (P) ;
- Pression du bouton de la souris pour sélectionner le fichier (B) ;
- Planification de la tâche (M) ;
- Déplacement du fichier jusqu'au lieu choisi par l'utilisateur (P) ;
- Relâchement du bouton de la souris (B).

Le temps total pour effectuer le « *drag-and-drop* » pour une personne « niveau avancé » sera donc :

$$TT = H + M + P + B + M + P + B$$

En prenant en compte l'anticipation de l'utilisateur (on supprime un temps d'activité mentale M), on a finalement :

$$TT = H + 2P + 2B + M = 0,4 + 2*1,1 + 2*0,1 + 0,024 = 2,824 \text{ sec.}$$

Les modèles que nous venons de détailler présentent cependant deux inconvénients. Tout d'abord, les temps affectés aux opérateurs de GOMS et KLM ont été déterminés pour des personnes valides. Ensuite, les opérateurs de ces modèles sont considérés comme des valeurs fixes malgré la diversité des catégories de population. Enfin, ces opérateurs ne dépendent pas des interfaces employées par des utilisateurs, contrairement à la loi de Fitts (opérateur de déplacement). De ce fait, on peut se demander s'il ne faudrait pas réévaluer certains opérateurs dans le cadre de ces lois psychophysiques respectives ?

### 3. Pointage dans les IHMs WIMP

L'activité de pointage est une activité essentielle dans les interfaces actuelles proposées sur tous les systèmes d'exploitation : pointage d'items de menus, icônes, etc. L'interaction « WIMP » (Windows, Icons, Menus and Pointing device), apparue à la fin des années 1970, est présente dès les années 1980 (sur Macintosh en 1984) sur tous les types de systèmes d'exploitation (Figure 24).

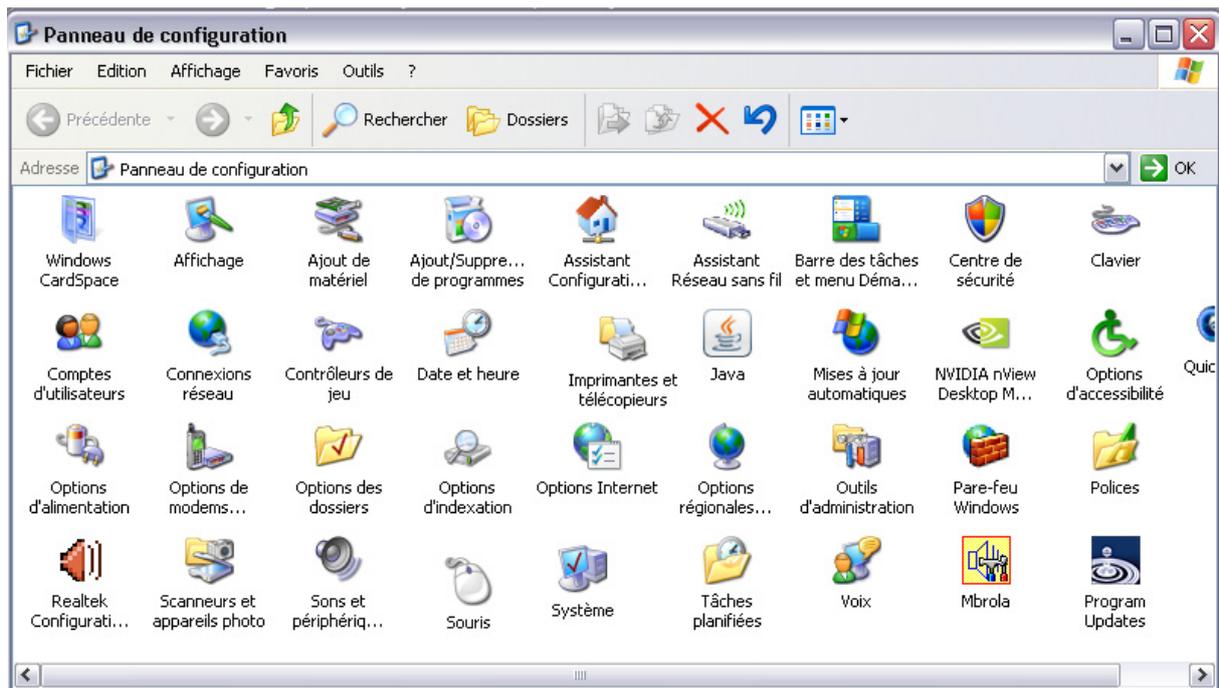


Figure 24 : Exemple d'une interface WIMP (interface de Windows XP)

Cette interface contient divers composants tels que des icônes, des menus et des boutons d'interactions pour réaliser des tâches ou exécuter des applications. En IHM, ces composants sont assimilés à des cibles ayant une taille et une amplitude. L'interaction avec ces derniers se réalise le plus souvent à l'aide de deux périphériques : le clavier pour saisir du texte et des dispositifs de pointage tels que la souris pour interagir, via un curseur affiché à l'écran, directement sur l'interface.

L'inconvénient de ce type d'interface est que la petitesse de ces composants d'interaction provoque des problèmes d'utilisation d'un ordinateur lorsque l'utilisateur a une motricité réduite des membres supérieurs. Néanmoins, l'étude de la lisibilité des composants à l'écran ne fera pas l'objet de notre étude dans ce manuscrit.

Il existe deux façons d'interagir avec ces composants : un pointage avec sélection (avec un clic souris) et un pointage sans sélection (sans clic souris). Ce dernier est souvent utilisé dans le contexte de la saisie de texte avec un stylet.

### 3.1. Pointage avec sélection

Nous définissons le pointage avec sélection par un déplacement du curseur vers l'objet de l'interface, qui permet une sélection de ce dernier par un simple clic pour produire l'action que nous souhaitons.

Dans le cadre de la saisie de texte via un clavier virtuel, les cibles sont assimilées à des touches de clavier.

Soukoreff et MacKenzie [Soukoreff et MacKenzie, 1995] ont proposé une adaptation de la loi de Fitts (formule (4)) pour la saisie sur clavier virtuel, en prenant compte les probabilités d'apparitions des lettres. On aboutit alors à la formule (8) pour un clavier AZERTY :

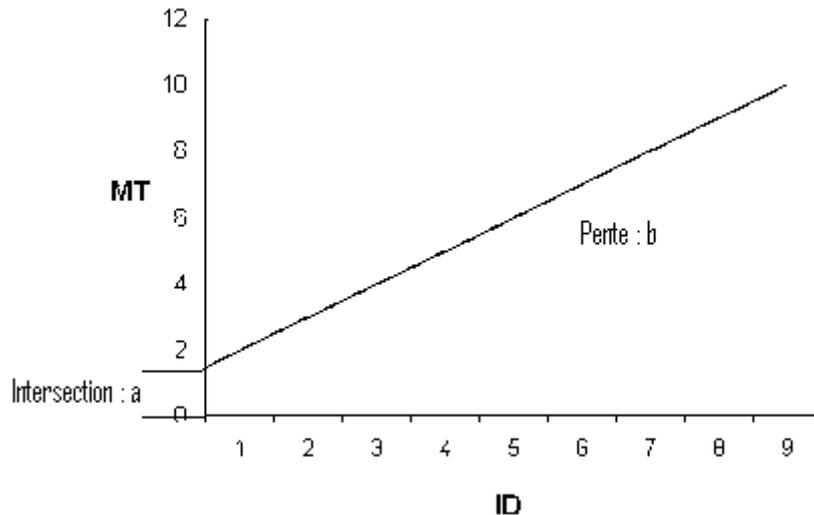
$$MT = \sum_{i=1}^{27} \sum_{j=1}^{27} \frac{P_{ij}}{IP} \left[ \log_2 \left( \frac{A_{ij}}{W_j} + 1 \right) \right] \quad (8)$$

Où :

- $P_{ij}$  : la probabilité pour aller de la touche  $i$  à la touche  $j$  ;
- $A_{ij}$  : la distance entre les touches  $i$  et  $j$  ;
- $W_j$  : la largeur de la touche  $j$  ;
- $IP$  : l'index de performance (en bits par seconde (bps)) ; il dépend de la configuration spatiale, du dispositif de pointage, de la nature de la tâche (saisie, navigation, etc.) et du mouvement effectué par les membres.  $IP$  est une sorte de bande passante qui est employée pour comparer les claviers virtuels à travers plusieurs facteurs qui déterminent la difficulté de réalisation du déplacement du curseur pour aller de la touche  $i$  à la touche  $j$ . La mise en correspondance entre la formule (4) et la formule (8),  $IP$  est défini par  $1/b$  et le paramètre  $a$  par la valeur 0 selon Soukkoref et al. [Soukoreff et MacKenzie, 1995].

L'équation (4) de la loi de Fitts contient l'ordonnée à l'origine  $a$ , et le coefficient directeur  $b$  de la droite de régression linéaire (Figure 25). Il est admis que l'ordonnée à l'origine doit être

égale à zéro. Si celui-ci est positif, avec l'indice de difficulté  $ID=0$ , alors  $MT$  n'est pas égal à zéro. Or, cette valeur n'est pas admise (voir l'équation (4)). De même, avec une ordonnée à l'origine négative, une tâche d'une difficulté de zéro a un temps moteur  $MT$  prédit négatif. Or cette valeur est bien évidemment impossible. La loi de Fitts d'origine exclut ces règles sur l'ordonnée à l'origine.



**Figure 25 : Les valeurs empiriques a et b représentées graphiquement**

Le Tableau 2 [Zhai et al, 2001] récapitule les résultats d'un tel calcul sur quelques configurations de claviers connues. Ce calcul est effectué en considérant en moyenne 5 caractères par mot (sans compter le caractère espace).

Configurations de claviers	IP=4,9 bps	IP=6 bps	IP=8 bps
QWERTY Sholes & Glidden11F <sup>12</sup>	28 WPM <sup>13</sup>	34,3 WPM	45,7 WPM
FITALY12F <sup>14</sup> Textware Inc	36 WPM	44,1 WPM	58.8 WPM
OPTI MacKenzie & Zhang [MacKenzie 1999]	38 WPM	46.5 WPM	62.0 WPM
Metropolis Zhai, Hunter & Smith [Zhai 2000]	43 WPM	52.7 WPM	70.2 WPM
ATOMIK Zhai, Smith & Hunter [Zhai 2001]	41.2 WPM	50.4 WPM	67.2 WPM

**Tableau 2 : Estimation de performance d'un utilisateur expert avec différents claviers virtuels empruntée à [Zhai et al., 2002].**

<sup>12</sup><http://www.precision-dynamics.com.au/typewriters/sholes.html>

<sup>13</sup> WPM : Words Per Minute

<sup>14</sup> [www.fitaly.com](http://www.fitaly.com)

Par rapport au Tableau 2, Zhai discute que « *Even if we only choose the modest range of IP values (5 to 8 bps), the highest speed prediction can vary from 43 to 70 WPM. Is 70 WPM really achievable? Regrettably, the Fitts' law parameters have never been measured empirically in the context of virtual keyboard* »

Zhai montre que les paramètres empiriques a et b ne sont pas fixés pour la saisie de texte au moyen d'un clavier virtuel. Par conséquent, une nouvelle difficulté apparaît : comment définir ces deux paramètres a et b pour l'ensemble des claviers virtuels ?

Après des évaluations sur le clavier Metropolis pour des utilisateurs valides, Zhai [Zhai, et al, 2002] a proposé de nouvelles valeurs pour a et b :

$$MT = 0,083 + 0,127.ID \quad (9)$$

Le Tableau 3 [Zhai et al, 2002] donne les taux de vitesse de saisie re-estimés selon l'équation (9).

Configurations de claviers	a= 0.083 sec
	IP= 7.9 bps
QWERTY Sholes & Glidden	34.2 WPM
FITALY Textware Inc.	41.2 WPM
OPTI MacKenzie & Zhang	42.8 WPM
Metropolis Zhai, Hunter & Smith	46.6 WPM
ATOMIK Zhai, Smith & Hunter	45.3 WPM

**Tableau 3 : Estimation de performance des différents claviers virtuels avec l'équation (8) et (9) (empruntée à [Zhai et al, 2002])**

[Moulton et Lesher, 1999] ont comparé quant à eux quatre modèles (1), (2), (3) et (4) (Tableau 4). Ces derniers ont été évalués dans le cas d'une saisie de texte avec un clavier virtuel avec deux personnes handicapées motrices des membres supérieurs (nommées sujet A et sujet B respectivement). Moulton a voulu démontrer que plus nous ajoutons de paramètres à un modèle, plus l'erreur de déviation de celui-ci par rapport aux résultats expérimentaux, sera faible.

## Chapitre 2 : Modélisation des performances humaines

Modèles	Taux d'erreurs de déviation
$MT = a$ (1)	Sujet 1 : 45.22% Sujet 2 : 48.32%
$MT = a + bA$ (2)	Sujet 1 : 40.24% Sujet 2 : 36.66%
$MT = a + bA + c(1/W)$ (3)	Sujet 1 : 40.21% Sujet 2 : 36.66%
$MT = a + bA[\cos^2(\beta - \Phi) + \varepsilon^2 \sin^2(\beta - \Phi)]^{1/2} + c(1/W)$ (4)	Sujet 1 : 35.37% Sujet 2 : 32.62%

**Tableau 4 : Modèles et leurs erreurs de déviation**

Où les variables utilisées sont :

- MT : Temps du mouvement ;
- A : Distance parcourue jusqu'à la sélection ;
- W : Taille de la touche ;
- $\beta, \Phi$  : angles du mouvement ;
- a, b, c,  $\varepsilon$  : paramètres empiriques estimés.

Il est à noter que les personnes handicapées n'ont pas les mêmes facilités motrices que les personnes valides, et sont plus lentes à réaliser les mouvements et les sélections [Keates et al, 2000]. Par conséquent, les valeurs des paramètres empiriques a et b s'appliquent-elles pour les personnes handicapées ? De plus, ne sont-elles pas variables selon les degrés et les types de handicaps ? Il est donc nécessaire de conduire des études complémentaires sur les valeurs des paramètres a et b, voire même sur l'indice de difficulté ID.

### 3.2. Pointage sans sélection

#### 3.2.1. Principe

L'inconvénient du pointage avec sélection est que l'utilisateur doit laisser le pointeur stationnaire sur l'objet à cliquer afin de pouvoir le sélectionner. Il existe un autre type de pointage appelé pointage sans sélection. Son principe est de déplacer le curseur jusqu'à la cible ; une fois la cible atteinte, la sélection de celle-ci se fait automatiquement (méthode du *Goal Crossing* [Accot et Zhai, 1997]).

Par rapport au pointage traditionnel, cette méthode évite l'action « Cliquer » pour l'acquisition de cible.

### 3.2.2. Application

Dans le système EdgeWrite [Wobbrock et Myers, 2006], Wobbrock a pris en compte le principe du « Goal Crossing » et a utilisé la loi de Fitts en tenant compte des angles du mouvement diagonal et des angles du mouvement horizontal. Par exemple dans la (Figure 26) pour tracer la lettre « y », l'utilisateur déplace le curseur dans les trois coins du carré sans lever le stylet. Ce même principe a été repris par le système GrooveWrite (Figure 27) [Al Faraj et al, 2008]. Ici l'utilisateur doit déplacer le stylet dans les rayures en atteignant les cibles.



Figure 26 : Tracé de la lettre « y » sur le système EdgeWrite

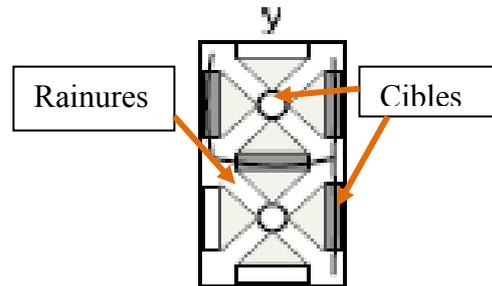


Figure 27 : Tracé de la lettre « y » sur le système GrooveWrite

Nous n'utilisons pas ce type de pointage par la suite car le *Goal Crossing* est implémenté sur des systèmes ne nécessitant que peu de cibles (entre 4 et 6) alors que le clavier virtuel comporte au minimum 27 touches. Si nous voulons sélectionner la lettre « g » sur le clavier de type AZERTY, le curseur doit passer par les touches « r », « t », « y », « h », « b », « v », « c » ou « f ». Ces derniers s'afficheront avant la lettre « g », ce qui impliquera une erreur de frappe.

## 4. Variabilité entre personnes valides et personnes handicapées

### 4.1. Validité des lois et des modèles

Comme nous venons de le voir, la loi de Fitts a fait l'objet de nombreuses discussions concernant les paramètres empiriques  $a$  et  $b$ , et sur l'écart important entre les sujets valides et les sujets handicapés par rapport aux résultats expérimentaux et théoriques. Ces études ont été faites dans le cadre d'évaluation des performances humaines dans une tâche de saisie de texte. Au-delà de ces discussions, un autre paramètre est certainement à prendre en compte, il s'agit de la variabilité intra sujet.

Un travail a été réalisé pour étudier la variabilité sur les sujets valides. Lorsque nous modélisons le comportement moteur de plusieurs utilisateurs avec la loi de Fitts, le modèle est construit par régression linéaire sur tous les utilisateurs (Figure 28). Avec cette méthode, la variabilité entre sujets est gommée. Pour éviter cette perte, [Raynal et Serrurier, 2007] ont représenté cette variabilité en appliquant une régression floue (Figure 29) sur la loi de Fitts.

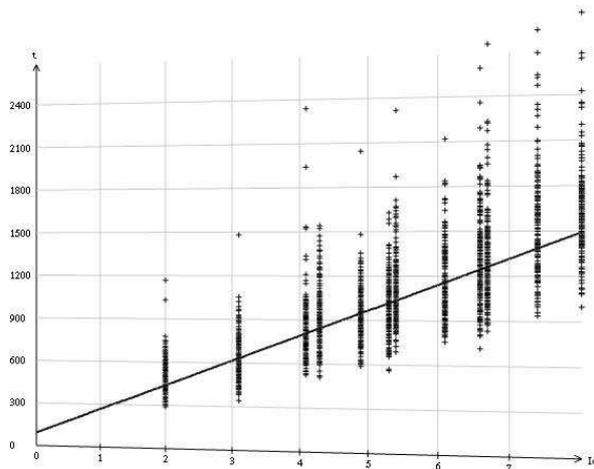


Figure 28 : Régression linéaire (empruntée à [Raynal et Serrurier, 2007]).

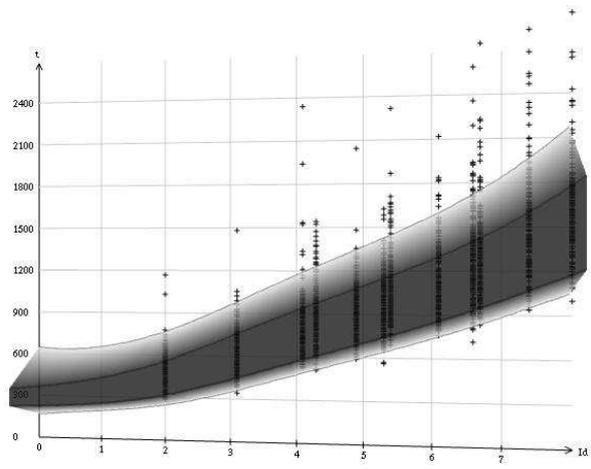


Figure 29 : Régression floue non linéaire (empruntée à [Raynal et Serrurier, 2007]).

Ce travail me semble intéressant car cette méthode pourrait permettre de modéliser la variabilité des populations de personnes handicapées ; la variabilité inter sujets de cette population est plus importante que celle des personnes valides, du fait que les personnes handicapées ont un degré de motricité différent d'une personne à une autre.

## Chapitre 2 : Modélisation des performances humaines

Des travaux ([LoPresti et al, 2003] et [Vigouroux et al, 2004 b]) ont montré une différence de comportements entre les personnes valides et handicapées motrices des membres supérieurs (vitesse de saisie, fatigue, nombre d'erreurs, stratégies d'interaction différentes, etc.). Cela confirme que les estimations théoriques pour la loi de Fitts sont éloignées du comportement réel.

LoPresti [LoPresti et al, 2003] a montré une corrélation entre les mouvements des bras et ceux de la tête dans le cas d'une atteinte de cible. Dans son expérimentation il a remarqué un écart de 27 % entre les résultats théoriques et expérimentaux pour les valides et de 36 % pour les handicapés moteur.

Dans le cadre d'une pré étude, [Vigouroux, 2004 et al b] ont montré en évaluant deux claviers de type T9 et AZERTY, pour une population de sujets valides versus une population de sujets handicapés myopathes, d'importantes déviations entre les performances théoriques et expérimentales (nombre de caractères par seconde) Nous rapportons ci-après les différences entre les résultats théoriques (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**) et expérimentaux d'une saisie de texte sur un clavier virtuel AZERTY (en caractères par seconde - CPS), il apparait :

a) Respectivement -0,381 CPS (CPS KLM (0,779) - CPS expérimentaux (1,16)) pour les personnes valides et +0.299 CPS (CPS KLM (0,779) - CPS expérimentaux (0,48)) pour les personnes handicapées pour le modèle KLM (pour un profil utilisateur expert (p 44))

b) Respectivement +1,18 CPS (CPS MacKenzie (2,34)- CPS expérimentaux (1,16)) pour les personnes valides contre +1,86 CPS (CPS MacKenzie (2,34)- CPS expérimentaux (0,48)) pour les personnes handicapées pour le modèle de MacKenzie [MacKenzie, 1992] (loi de Fitts adaptée au dispositif) avec  $a=230$  et  $b= 166$  (pour une souris).

Type de population	CPS prédictifs (théoriques)		CPS expérimentaux
Valide	KLM	MacKenzie [MacKenzie, 1992]	1,16
	0,779	2,34	
Handicapés moteurs	Non calculé car les valeurs empiriques correspondent au profil des sujets valides		0,48

**Tableau 5 : Vitesse de saisie expérimentale en comparaison avec la vitesse de saisie théorique sur le clavier virtuel AZERTY**

Ces résultats confirment ceux rapportés par [Keates et al, 2000] et [LoPresti et al, 2003] sur plusieurs types de populations handicapées motrices (myopathie, tétraplégie) ; à savoir que les

paramètres des lois de Fitts et du modèle KLM estiment mal les comportements moteurs et perceptifs de cette population.

## 4.2. Différences comportementales

Lors de l'utilisation d'un clavier virtuel avec un dispositif de pointage (déplacement du curseur et clic souris pour réaliser la sélection), le sujet réalise trois tâches.

La première tâche va consister à rechercher la touche (à l'aide du système perceptif) où se trouve le caractère à saisir. Pour cela, il y a deux possibilités de comportement : soit l'utilisateur se conduit comme un expert - dans ce cas, ce dernier visualise directement le caractère sans le chercher ; soit il se comporte comme un débutant - dans ce cas, celui-ci prend un « certain temps » à trouver le caractère [Mackenzie et Zhang, 2001]. Plus l'utilisateur s'exerce sur le clavier virtuel, plus le comportement moteur de ce dernier converge vers le comportement d'une personne experte.

La deuxième tâche consiste à réaliser **l'activité motrice** à l'aide de son système moteur pour déplacer le pointeur du point de départ vers la touche choisie

La troisième tâche consiste à effectuer une **sélection** à l'aide d'un clic avec le dispositif de pointage (à l'aide du système moteur).

Nous allons comparer le comportement des personnes valides et des personnes handicapées sur la tâche de déplacement du curseur en reprenant les travaux déjà existants et la tâche de sélection à la suite d'une expérimentation que j'ai réalisée. Nous n'étudierons pas dans cette thèse la première tâche (tâche de recherche) pour la simple raison que les deux populations étudiées n'ont a priori aucune difficulté pour réaliser cette dernière.

### 4.2.1. La tâche de déplacement du curseur

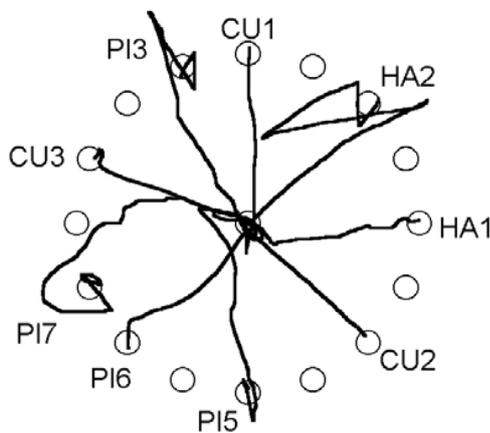
Selon les travaux de [Hwang et al, 2004], les traces des déplacements du pointeur sont composées de pauses et de « sous-mouvements » situés entre les pauses. Les traces sont repérées lorsque le pointeur reste stationnaire. A partir de cette définition du mouvement, Faustina Hwang a montré que la trace du déplacement du pointeur était différente entre les personnes handicapées motrices et les personnes valides.

Elle a réalisé une expérimentation avec 6 personnes handicapées et 3 personnes valides. L'exercice se composait de 16 cibles d'un diamètre de 40 pixels placées de façon circulaire et présentées sur l'écran autour d'une cible se trouvant au centre.

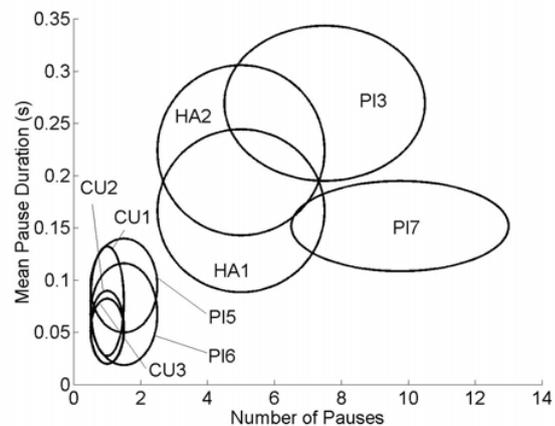
L'utilisateur devait pointer sur la cible (allumée en rouge) apparaissant aléatoirement. Lorsqu'elle était atteinte, celle du centre s'allumait, puis la séquence continuait jusqu'à que toutes les cibles soient atteintes. Durant cette étude, les participants ont utilisé un dispositif de pointage de type souris Logitech Wingman (souris à retour d'effort dont le retour d'effort était désactivé pour que ce dispositif se comporte comme une souris classique).

Les résultats de cette étude de cas ont montré d'une part que les personnes valides (CU1, CU2 et CU3) réalisaient un déplacement plus linéaire (Figure 30) que les personnes handicapées (PI3, PI5, PI6, PI7, HA1 et HA2).

D'autre part, le nombre de pauses et leur durée (Figure 31) sont plus importants pour les personnes handicapées que pour les personnes valides.



**Figure 30 : Exemple de traces pour chaque participant (empruntée à [Hwang et al, 2004]).**



**Figure 31 : Temps moyen et nombre de pause pour chaque participant (empruntée à [Hwang et al, 2004]).**

Cependant, cette étude pose un problème par rapport au dispositif de pointage utilisé par les 6 personnes handicapées. On peut légitimement se poser la question de savoir si elles n'ont pas été gênées par l'utilisation de ce dernier. Ceci expliquerait dans une grande mesure les déplacements non linéaires produits par les personnes handicapées.

### 4.2.2. La tâche de sélection

Nous avons vu précédemment que les traces concernant les déplacements du pointeur sont différentes pour les personnes atteintes d'un handicap moteur et pour les personnes valides. Nous rencontrons cette tâche de déplacement dans le cadre d'une navigation sur Web et pour la saisie de texte avec un clavier virtuel. Le déplacement du pointeur dans ces deux dernières tâches s'accompagne de la sélection qui permet valider un lien ou une touche sur un clavier

virtuel. Nous verrons dans la suite que lors de la réalisation de la tâche de sélection, les deux types de populations n'ont pas là aussi le même comportement moteur.

### 4.3. Illustration première

Pour illustrer cette variabilité, une première expérience a été montée. Elle consiste à comparer le temps de réponse d'une série de clics pour les deux populations d'étude (handicapées et valides).

#### 4.3.1. Hypothèses

Notre but est de vérifier les hypothèses suivantes :

- **Hypothèse 1** : La durée moyenne des clics est plus importante pour les sujets handicapés moteur que pour les sujets valides ;
- **Hypothèse 2** : Les symptômes de fatigue sont ressentis plus tôt par les personnes handicapées que par les sujets normaux ;

#### 4.3.2. Profil des participants

Quatre personnes valides et deux personnes handicapées souffrant d'amyotrophie spinale ont participé à cette expérience. Les sujets sont familiers des ordinateurs : nous n'avons pas procédé à une phase de découverte du test.

#### 4.3.3. Déroulement de l'expérience

Le sujet effectue durant 13 minutes une série de clics. La durée des mouvements est obtenue par la mesure des clics successifs avec un dispositif de pointage (souris ou trackball). Cette expérience consiste à cliquer à l'aide du dispositif de test (Figure 32) sur une **cible fixe** de forme rectangulaire de 3\*10,5 centimètre qui apparaît au milieu de l'écran de l'ordinateur. Il n'y a pas de déplacement.

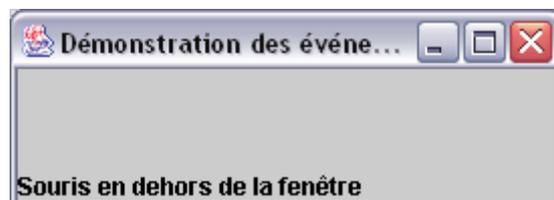


Figure 32 : Interface de test

Durant notre expérimentation nous avons récupéré les paramètres de durée du clic en millisecondes : la durée de la pression et de relâchement du bouton clic de la souris.

#### 4.3.4. Interprétation des résultats

Les clics en dehors de la cible ne sont pas considérés comme corrects pour l'expérience. Les temps obtenus entre le bouton de pression et le bouton de relâchement sont donnés dans le Tableau 6 et le Tableau 7).

	Sujet 1	Sujet 2
Durée moyenne (ms)	124,46	191,15
Ecart type	17,82	35,40

**Tableau 6 : Durée moyenne d'un clic (pression et relâchement) pour les sujets handicapés.**

	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4
Durée moyenne (ms)	90,61	116,03	110,302	108,927
Ecart type	5,178	8,59	3,684	4,979

**Tableau 7 : Durée moyenne d'un clic (pression et relâchement) pour les sujets valides.**

Le Tableau 7 et la Figure 34 montrent que les utilisateurs valides sont réguliers (moyenne d'écart type = 5,60 ms). Ces résultats sont d'ailleurs identiques à ceux de Keates [Keates et al, 2000].

Les résultats obtenus sur les sujets handicapés moteur (Tableau 6 et Figure 33) montrent qu'il **est nécessaire d'avoir plusieurs profils d'utilisateur handicapé** (124,4 ms ± 17,82 ms pour le sujet 1 et 191,15 ms ± 35,40 ms pour le sujet 2). Les valeurs (191,15 ms ± 35,40 ms) expliquent la difficulté de la personne handicapée motrice à produire des mouvements.

L'hypothèse 1 est confirmée : les personnes handicapées motrices sont approximativement (1,48 fois) plus lente que les personnes valides. Ces résultats préliminaires montrent qu'il est nécessaire de poursuivre les études afin d'obtenir des explications sur le comportement différent dans une tâche de saisie entre personnes valides et personnes handicapées. Une explication est suggérée par [Keates et al, 2000], il remarque qu'une personne handicapée motrice doit faire un effort cognitif supplémentaire (de type concentration par exemple) pour réaliser des mouvements physiques. Cela implique l'intervention plus prégnante du système cognitif pour contrôler la motricité du sujet lorsque celle-ci devient défaillante. Plus généralement il apparait que **lorsqu'un système est défectueux, un autre va le compenser** pour pouvoir continuer la tâche.

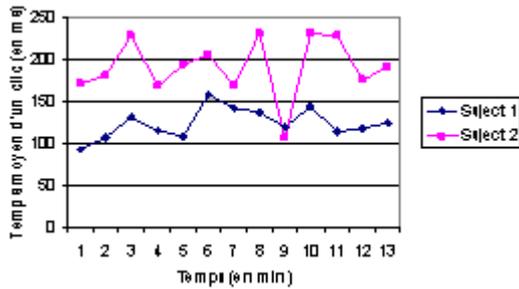


Figure 33 : Résultat de l'expérience sur les clics successif des sujets handicapés.

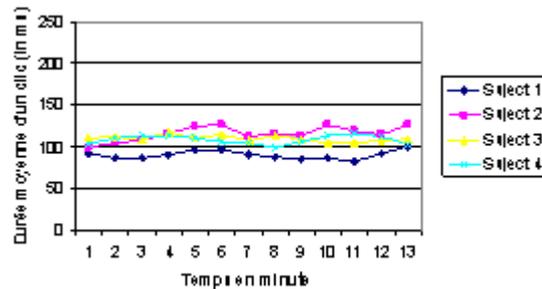


Figure 34 : Résultat de l'expérience sur les clics successif des sujets valides.

## 5. Conclusion

Dans ce chapitre, un bilan des modèles de l'IHM : modèles descriptifs et modèles prédictifs, est réalisé. Les modèles descriptifs, comme leur nom l'indique, fournissent la description du rôle et des actions réalisées par le système ou de l'interface, et non la modélisation de l'utilisateur en lui-même et de ses « performances ». Les modèles prédictifs tentent de rendre compte de la modélisation du comportement [Gajos et al, 2007].

Dans le but d'analyser le comportement de personnes handicapées atteintes d'une déficience motrice au niveau des membres supérieurs, nous avons choisi d'utiliser la loi motrice, dite Loi Fitts. Cette loi permet de « quantifier » les performances motrices lors d'une utilisation d'une interface homme machine, avec des résultats satisfaisants pour des tâches réalisées par les personnes valides

On s'aperçoit néanmoins, que les résultats et performances des personnes handicapées motrices ne sont pas correctement prédits par la loi de Fitts. La raison de cette non-adaptation est triple : la première est due à l'estimation difficile des paramètres de la loi,  $a$  et  $b$ , la deuxième semble due au manque de précision de la loi pour ce type de population ; il serait nécessaire dans le modèle d'autres paramètres déterminants comme la fatigue. La troisième est due à la variabilité intra sujet qui impose, dans ce cas, une modélisation de chaque individu pour que les résultats théoriques soient cohérents.

Il apparaît clairement un besoin minimum d'adaptation de la loi de Fitts pour ces types de population afin que celle-ci permette de mieux prendre en compte le problème de motricité

## Chapitre 2 : Modélisation des performances humaines

des personnes handicapées motrices. Dans le chapitre suivant, nous allons présenter notre plateforme d'expérimentation des processeurs humains sur laquelle nous expérimentons notre méthodologie d'adaptation des lois et des modèles à partir de la loi de Fitts.



# **Chapitre 3 : Loi de Fitts : Expérimentations et modélisations**



## 1. Introduction

Dans le chapitre précédent, nous avons montré que les modèles prédictifs du comportement établis pour des personnes valides ne sont pas nécessairement valables pour des personnes handicapées motrices des membres supérieurs [Hwang et al, 2004].

Plusieurs travaux [Hwang, 2004], [Wobbrock, 2007] corroborent ce constat en démontrant que les déplacements du curseur du dispositif de pointage sont des trajectoires dégradées chez les personnes handicapées. De plus, dans une expérimentation concernant la tâche de clics successifs (voir le Chapitre 2) nous avons montré que le temps moyen d'un clic souris est 1,48 fois plus lent chez les personnes handicapées que chez les personnes valides. Enfin, les expérimentations de [Keates, 2000], [LoPresti, 2003], [Vigouroux *et al.* 2004] ont rapporté un écart important entre les résultats théoriques et expérimentaux pour les personnes handicapées motrices.

Tous ces constats et résultats nous amènent à réévaluer dans le cadre du handicap moteur les différentes lois et modèles psychophysiques associés.

Dans ce chapitre, nous nous focalisons plus particulièrement sur la loi de Fitts, pour la simple raison qu'elle est fréquemment utilisée pour évaluer des interfaces, par exemple, pour comparer deux dispositifs d'interaction (une souris et un *trackball*, [MacKenzie, 1991]), ou évaluer le comportement moteur (modèle basé sur un profil moteur) de l'utilisateur au travers de l'utilisation des interfaces [MacKenzie et al, 2001], [Soukoreff et al, 2004].

Notre objectif de recherche est, d'une part, de montrer que la loi de Fitts peut être adaptée aux personnes handicapées motrices afin de modéliser leurs comportements moteurs, et d'autre part, de permettre d'évaluer des interfaces utilisées par cette population.

Pour ce faire, nous avons conçu une plateforme d'étude des comportements moteurs, appelée MPH (Plateforme Modèle du processeur Humain) (<http://www.irit.fr/MPH>), avec laquelle nous avons effectué une première expérimentation.

Notre expérimentation est la reproduction de l'une des expériences de Paul Fitts [Fitts, 1954] (tâche de *tapping*) que nous appelons dans la suite de ce document « Expérimentation Fitts 1D » car le sujet ne réalise que des mouvements horizontaux.

## 2. Plateforme MPH

Plusieurs plateformes ont été développées ([Kabbash et al, 1993], [Ritter et al, 2000]) permettant des expérimentations autour de la loi de Fitts adaptée à l'atteinte de cibles sur écran. Par exemple, l'application « *A web-based test of Fitt's* » (Figure 35<sup>15</sup>) a pour objectifs de permettre aux « testeurs » d'estimer leurs propres habiletés motrices et d'illustrer (pour des cours et des démonstrations) le principe de cette loi.

Néanmoins, la grande majorité de ces plateformes sont conçues de manière ad-hoc, pour une expérimentation précise, ou en tant que démonstrateur.

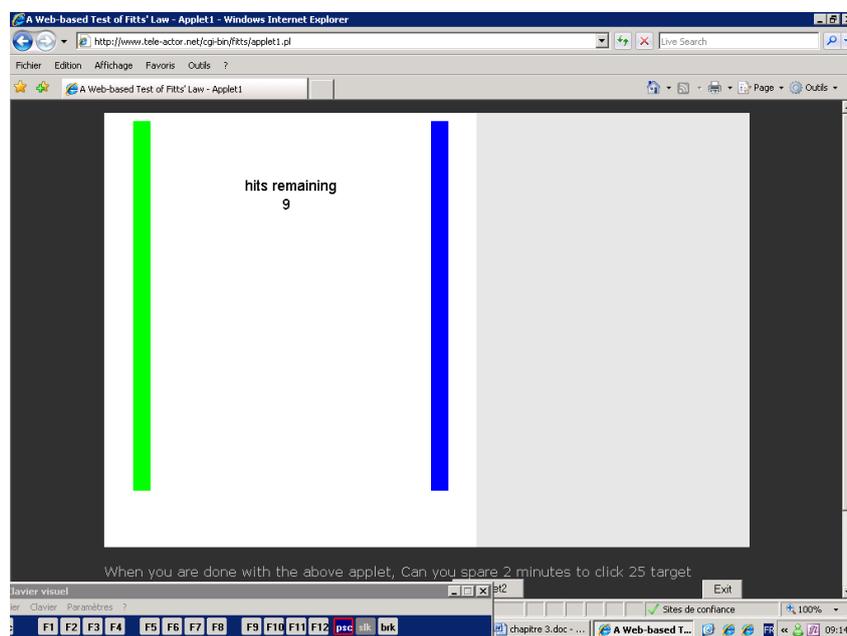


Figure 35 : Expérimentation de la loi de Fitts<sup>15</sup>

Notre plateforme d'expérimentation se veut plus généraliste : elle comporte plusieurs exercices permettant de modéliser les lois et les modèles des systèmes humains qu'ils soient handicapés ou valides.

La plateforme MPH répond à deux exigences majeures :

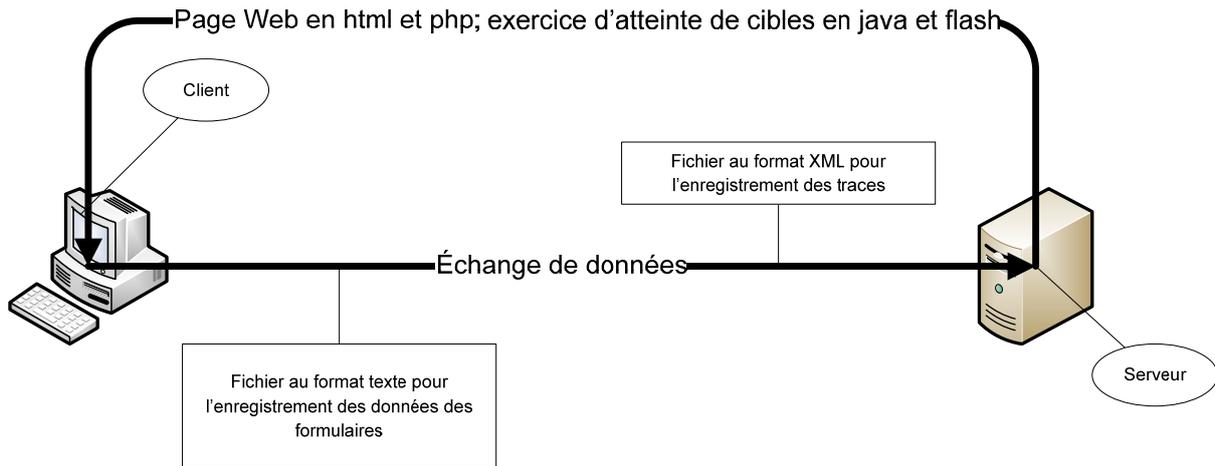
- La première est de permettre à des personnes handicapées de ne pas se déplacer sur le lieu de l'expérimentation. En effet, les conditions expérimentales sont souvent meilleures à leur domicile [Oriola et al, 2007] du fait de la bonne adaptation de leurs postes. Pour répondre à cet objectif, la plateforme MPH est basée sur une architecture

---

<sup>15</sup> A Web-based Test of Fitts' Law <http://www.tele-actor.net/cgi-bin/fitts/applet1.pl>

client/serveur (Figure 36) permettant de réaliser des exercices « in situ » chez le sujet (côté client), et de récupérer les différentes données (profils des sujets, résultats des exercices) au laboratoire (côté serveur).

- La seconde est de permettre de mutualiser les différentes expérimentations effectuées à des fins de comparaison au sein des communautés scientifiques française et internationales.



**Figure 36 : Architecture de la plateforme MPH**

Notre plateforme a été programmée en :

- HTML (HyperText Markup Language) et CSS (Cascading Style Sheet – feuilles de styles) pour la présentation de l'information visuelle des pages web ;
- Java et Flash pour la réalisation des exercices ;
- PHP, pour générer les différents fichiers au cours de l'expérimentation sur le serveur. Nous utilisons les méthodes *HTTPConnection* et *POST* lorsque les exercices sont écrits en Java, et la méthode *POST* lorsque ces derniers sont programmés en FLASH.

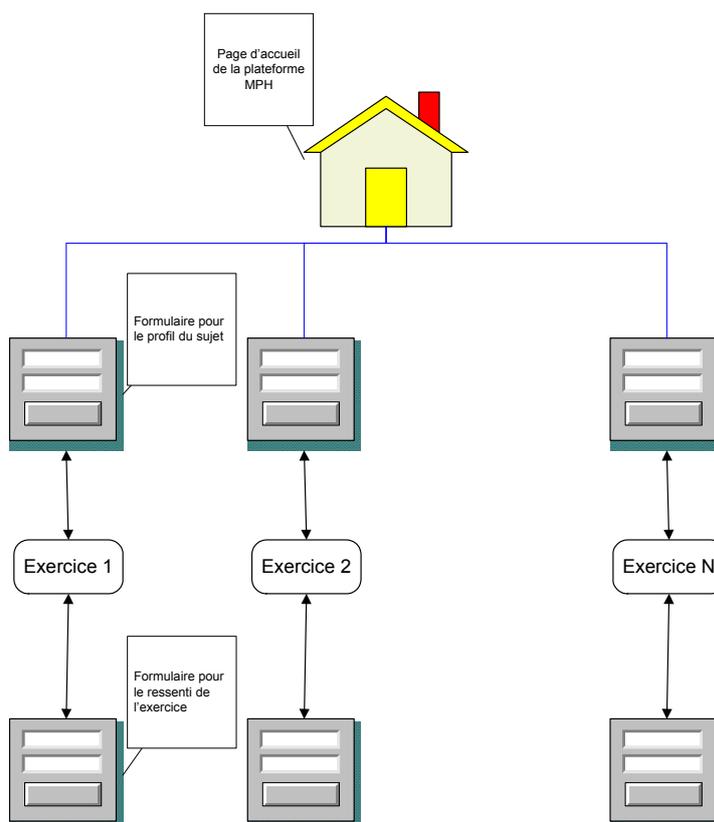
Chaque exercice déployé sur la plateforme respecte le déroulement suivant (Figure 37) :

- Le sujet lance un navigateur internet de son choix (comme Internet Explorer, Firefox, Safari, Opera) et saisit l'URL<sup>16</sup> de l'exercice ;
- Ensuite, le sujet a deux possibilités : soit il refuse le consentement et il est dirigé vers la page d'accueil ; soit il accepte le consentement et il est dirigé vers les consignes de l'exercice. Quand le sujet a fini de les lire, il répond à un questionnaire décrivant son profil, sachant que son anonymat est respecté. Le sujet est identifié au moyen d'un

<sup>16</sup> URL : Uniform Resource Locator

numéro qui s'incrémente au fur et à mesure qu'un nouveau sujet passe le test. Lorsque le sujet valide le formulaire, il est amené vers l'expérimentation ;

- Le sujet réalise le test d'atteintes de cibles selon le séquençage décrit en 3.3.3. Un outil de trace récupère les informations liées à chaque événement généré par le dispositif de pointage du sujet ;
- Lorsque le sujet a terminé l'expérimentation, il est dirigé vers un dernier questionnaire d'appréciation. Celle-ci nous permet d'obtenir le ressenti du sujet par rapport au test.



**Figure 37 : Principe de fonctionnement**

Au final, le serveur réceptionne les réponses des questionnaires au format textuel (Annexe 2 : expérimentation 1D), et les données (traces) concernant l'exercice au format XML (Extensible Markup Language) (Figure 36).

Actuellement, nous avons déployé une expérimentation permettant de modéliser les performances humaines de catégories de personnes handicapées motrices. Cette expérimentation est réalisée par trois types de populations : personnes valides (groupe témoin), personnes handicapées myopathes et personnes handicapées tétraplégiques.

### 3. Expérimentation Fitts 1D

#### 3.1. Objectifs du protocole

L'objectif de cette expérimentation est d'obtenir des adaptations de la « loi de Fitts » pour les personnes atteintes d'un handicap moteur, afin de permettre de mieux concevoir et évaluer les interfaces d'aide à la saisie qui leur sont destinées.

L'expérimentation est réalisée sur Internet selon l'architecture client/serveur décrite dans la Figure 36.

#### 3.2. Les hypothèses

Pour analyser le déplacement du curseur, nous formulons les hypothèses suivantes :

- **Hypothèse 1** : Le temps de parcours (MT) d'une cible à l'autre par les sujets valides est moins important que celui des sujets handicapés ;
- **Hypothèse 2** : Les distances parcourues pour aller d'une cible à l'autre par les sujets valides sont moins importantes que celles parcourues par les sujets handicapés. Les effets de cette dégradation du déplacement du curseur sont la discontinuité trajectorielle d'une cible à une autre marquée par des pauses et des sous-mouvements [Hwang et al, 2004] ;
- **Hypothèse 3** : L'indice de difficulté (ID en bits) est moins important pour les personnes valides que pour les personnes handicapées pour une taille et une amplitude identiques ;
- **Hypothèse 4** : Les personnes handicapées réalisent plus d'atteintes de cibles manquées que les personnes valides. Cette hypothèse est motivée par le fait que plus la cible est petite, plus la personne handicapée va avoir du mal à acquérir celle-ci. Ce manque de précision devrait être caractérisé par les clics réalisés au voisinage de la cible.

#### 3.3. Description du protocole

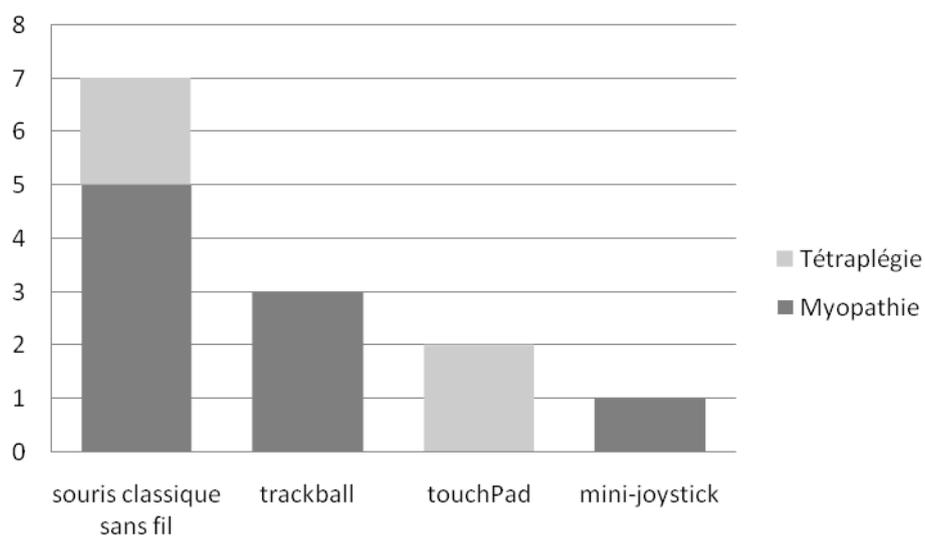
##### 3.3.1. Types de sujets participants à l'expérience

Trois types de populations ont participé à notre expérimentation : 15 sujets valides et 13 sujets handicapés moteurs - myopathes (9) (identifiés par l'AFM (Association Française contre les

Myopathie)) et tétraplégiques (4) (sélectionnés par la Plateforme Nouvelle Technologie de Garches (PFNT)).

Nous remarquons que le nombre de sujets varie d'une population à une autre. Cette variabilité s'explique par le fait que malgré nos appels répétés pour le recrutement via des associations, seul un faible nombre de volontaires ont répondu.

Tous les sujets (valides et handicapés) qui constituent notre panel, doivent avoir l'habitude de manipuler un dispositif de pointage (Figure 38). Ils doivent également savoir naviguer sur Internet, et disposer d'un niveau en lecture et écriture de niveau 3<sup>ème</sup>. Dans la suite du chapitre 3, nous nommerons : myopathe : **HM**, tétraplégique : **HT** et valide : **V**.



**Figure 38 : Dispositifs de pointage utilisés par les personnes handicapées durant l'expérimentation.**

La Figure 38 montre la variabilité des dispositifs utilisée par les deux populations de personnes handicapées. Cette diversité est souvent rencontrée dans des expérimentations concernant la saisie de texte [Raynal et Vigouroux 2005], [Oriola et al 2007]. En effet, il est difficile d'imposer à une personne handicapée un périphérique qu'elle ne peut pas utiliser. Cela impliquerait deux difficultés, d'une part, un réglage de l'accélération du curseur de la souris et d'autre part, un temps d'adaptation plus ou moins long de la part du sujet handicapé. De plus, si nous tenons compte de ces difficultés nous devons les prendre en compte dans notre protocole. Or il n'est pas question ici de dégrader davantage les trajectoires du curseur en imposant un dispositif de pointage que les sujets handicapés n'auraient pas l'habitude d'utiliser. Néanmoins, la souris classique est imposée pour les sujets valides.

### 3.3.2. Les tâches à effectuer par les populations

Les trois types de populations doivent désigner une cible mobile représentée par un rectangle bleu (Figure 39) sur un écran. Cette tâche se décompose en quatre sous tâches :

- Localiser sur l'écran la cible à atteindre avec le dispositif de pointage ;
- Planifier le déplacement du curseur ;
- Déplacer le curseur sur l'écran c'est-à-dire déplacer le curseur sur la cible ;
- Effectuer un clic sur la cible atteinte, c'est-à-dire appliquer une pression et un relâchement du bouton du dispositif de pointage.

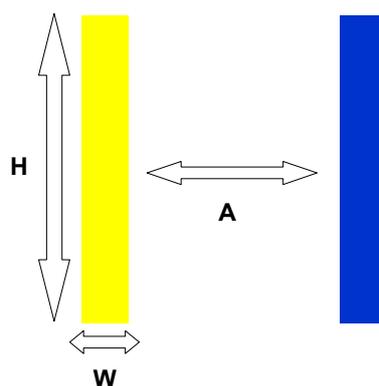


Figure 39 : Cible sous forme de rectangle (en bleu la cible courante à atteindre par l'utilisateur et en jaune la cible suivante à atteindre).

### 3.3.3. Taille et distance des cibles

Dans le Tableau 8, nous listons la distance entre les cibles avec pour chacune, l'attribution des 5 tailles possibles (8, 16, 24, 32 et 40 pixels). La taille des cibles et la distance entre ces dernières ont été choisies en fonction des caractéristiques des touches des claviers virtuels utilisés par des personnes handicapées. Il en résulte 80 couples (A,W) possibles. Nous avons, à partir de la taille des cibles et des distances, calculé l'indice de difficulté théorique (ID) issue de la formulation (7), à savoir :

$$ID = \log_2 \left( \frac{A}{W} + 1 \right) \quad (11)$$

Nous observons que plus la taille des cibles est importante et plus elles sont proches entre elles plus ID diminue.

Distance entre les cibles (A)	80					160					240					480				
Taille des cibles (W)	8	16	24	32	40	8	16	24	32	40	8	16	24	32	40	8	16	24	32	40
ID	3,5	2,6	2,1	1,8	1,6	4,4	3,5	2,9	2,6	2,3	5,0	4,0	3,5	3,1	2,8	5,9	5,0	4,4	4,0	3,7

Tableau 8 : Distribution des tailles des cibles sur les distances entre eux ainsi que leur ID.

Dans l'expérimentation, pour choisir l'ordre de présentation des couples (A,W), nous procédons à deux tirages aléatoires : le premier est relatif à la distance entre les cibles ; le deuxième porte sur la taille des cibles. Ces tirages aléatoires permettent d'éviter l'anticipation des sujets. Le passage d'une cible à l'autre se fait par simple clic. Le sujet doit pointer 4 fois sur les cibles pour un même couple (A, W). Au total, il doit atteindre 80 cibles (4 passages\*4 amplitudes\*5 tailles) durant l'expérimentation.

### 3.3.4. Les données brutes

A la fin de chaque session d'expérimentation, notre outil de traçabilité récupère les valeurs suivantes :

- La taille de l'écran ;
- La résolution de l'écran ;
- La position du pointeur : les coordonnées du pointeur à la position (x, y) et le temps t lié à chaque évènement envoyé par le dispositif de pointage. Le temps initial est déclenché lors de l'affichage de l'expérimentation ;
- Le temps de début de pression du clic du dispositif de pointage ;
- Le temps de début de relâchement du clic du dispositif de pointage ;
- La taille de la cible ;
- La séquence d'apparition des cibles (0=gauche, 1=droite).

### 3.3.5. Les variables dépendantes

A partir des traces obtenues lors de l'expérimentation, nous pouvons déduire les variables suivantes :

*La vitesse de déplacement* : rapport entre la distance parcourue et la durée pour atteindre la cible (en pixel/seconde) ;

- *La distance de parcours du curseur (en pixels)* : somme des normes des déplacements parcourus par le pointeur ;
- *L'indice de difficulté* : logarithme binaire (formule 11). Cet indice estime la difficulté à atteindre une cible ;
- *Le taux d'erreur* : nombre de clics supplémentaires par rapport au nombre minimum de clics que doit réaliser le sujet.

### 3.3.6. Expérimentation

L'expérimentation se déroule au travers d'un navigateur web (<http://www.irit.fr/MPH>).

Après l'acceptation du consentement éclairé (Annexe 1 : Communs aux expérimentations3.1) et lecture de la consigne, le sujet doit remplir un questionnaire (Annexe 2 : expérimentation 1D : 2.1) afin de s'identifier et d'obtenir son profil avant de démarrer l'expérimentation. Les données sont stockées dans des fichiers XML (Annexe 2 : expérimentation 1D2.2).

### 3.3.7. Matériels et logiciels

Nous utilisons dans l'expérimentation pour les personnes valides (Figure 40) une « Tablette PC » sous Windows XP. Ce PC doit posséder Java (Java Runtime Edition - JRE version 1.5) et Internet Explorer version 6.0 minimum.

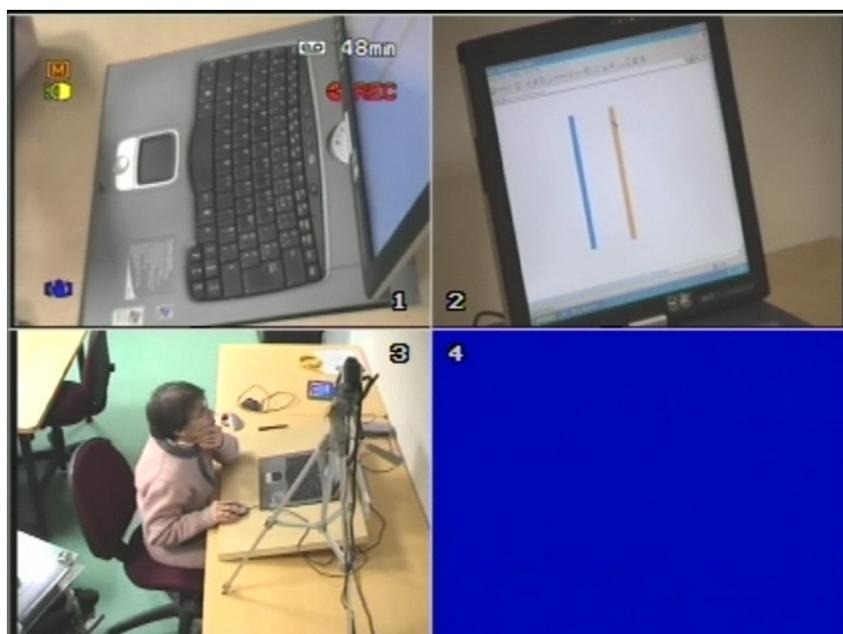


Figure 40 : Environnement expérimental au laboratoire des usages de l'IRIT : 1) positionnement de la tablette PC, 2) présentation des cibles à l'écran, 3) installation du sujet lors de l'expérimentation.

## 3.4. Résultats

### 3.4.1. Temps

La Figure 41 nous montre que le paramètre T (durée de l'expérience) est variable selon le type de population. Les personnes handicapées motrices ont mis plus de temps à réaliser l'expérimentation que les personnes valides :  $T(HM) = + 136\%$ ,  $T(HT) = + 378\%$  avec une déviation importante qui est de l'ordre de +/- 135,47 s (plus de 2 minutes). Cependant, nous observons dans la Figure 42 que les personnes atteintes de myopathies sont proches des

personnes valides en terme de temps de réalisation d'expérience, voir certains mettent autant de temps que ces dernières. Cela peut-être dû aux différents types de myopathies (HM) qui n'affectent pas tous de la même façon les membres supérieurs. De plus, ces maladies évoluent plus ou moins selon les sujets atteints. Par contre, il est clair que toutes les personnes atteintes de tétraplégie (HT) mettent beaucoup plus de temps que les deux autres populations pour réaliser l'expérimentation. L'explication que nous proposons est que la sensibilité motrice est moins importante chez les personnes tétraplégiques que chez les deux autres populations.

### 3.4.2. Distance

La Figure 43 montre qu'il y a peu de différences au niveau de la distance parcourue (DT) entre les personnes handicapées motrices atteintes de myopathie et les personnes valides :  $DT(HM) = + 97.8\%$ . Nous expliquons ce résultat par le fait que ces deux populations ne semblent pas avoir de problème en ce qui concerne la gestion du déplacement du curseur de leur dispositif de pointage. En effet, si nous examinons la distance parcourue individuelles des sujets (Figure 44), nous remarquons que pour les personnes handicapées HM elle est très proche de celles des personnes V. Quand aux personnes handicapées atteintes de tétraplégie, leur distance parcourue est nettement supérieure à celle des 2 autres populations ( $DT(HT) = + 115.26\%$ ). Nous remarquons peu de variabilité pour les personnes valides ( $\pm 2114,88$  pixels) et les personnes myopathes ( $\pm 1316,40$  pixels). Cela montre aussi une stabilité des résultats de manière individuelle.

Ces résultats semblent confirmer **l'hypothèse 2 pour les sujets tétraplégiques** uniquement. Pour expliquer ce fait, j'émetts l'hypothèse que la personne handicapée ne va pas atteindre directement la cible, mais va réaliser une trajectoire avec plus ou moins non rectiligne [Keates et al 2002].

### Chapitre 3 : Loi de Fitts : Expérimentations et modélisations

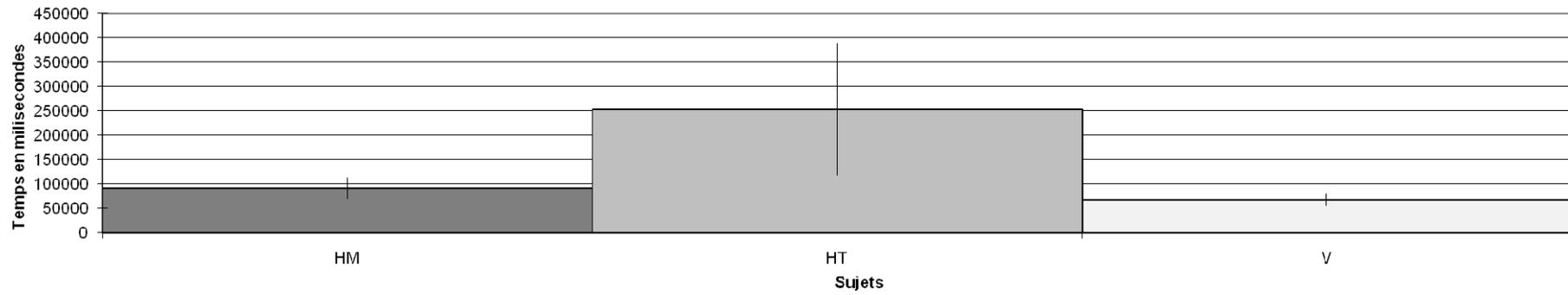


Figure 41 : Temps moyen de l'expérience pour chaque population.

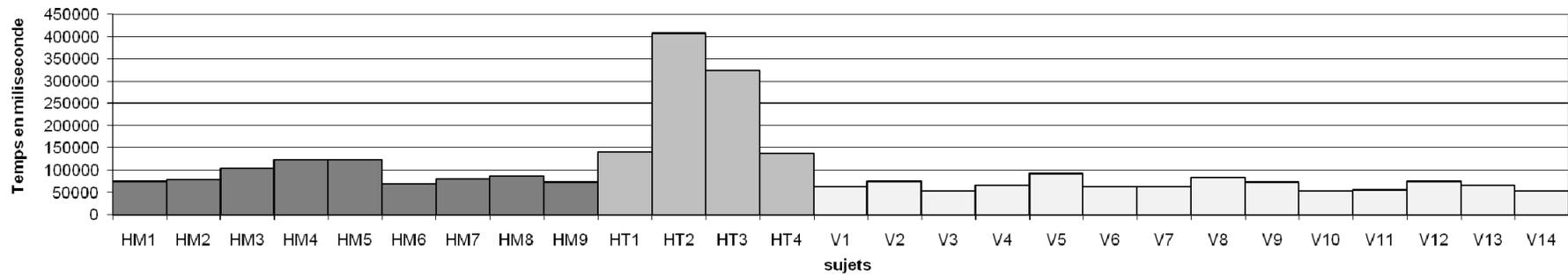


Figure 42 : Durées de l'expérience pour chaque sujet.

### Chapitre 3 : Loi de Fitts : Expérimentations et modélisations



Figure 43 : Moyenne de la distance totale parcourue durant l'expérience pour chaque population.

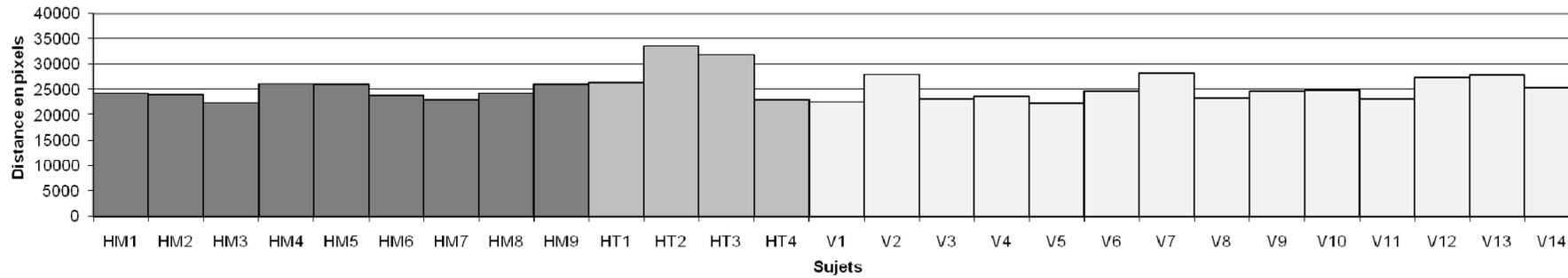


Figure 44 : Moyenne de la distance totale parcourue durant l'expérience pour chaque sujet.

### 3.4.3. Taux d'erreurs

La Figure 45 montre le taux d'erreurs (rapport entre le nombre de cibles manquées et le nombre de cibles) pour les trois populations.

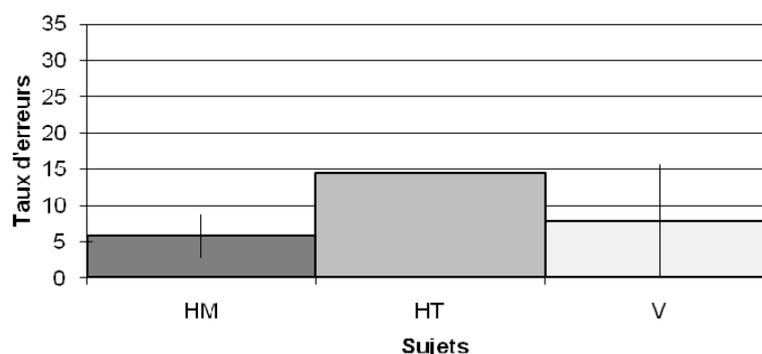
Nous remarquons que les HT ont réalisé un taux d'erreurs de 14,37 % (+/- 11,38 %), alors que les moyennes des taux d'erreurs pour les V et HM sont proches : respectivement 7,85 % (+/- 7,74 %) et 5,8 % (+/- 2,93 %). Cependant, l'écart type des V est plus important que celui des HM (une différence de 38%). Dans la Figure 46, nous observons que les sujets valides V2, V7 et V10 (Tableau 9) présentent un taux d'erreurs élevés Ceci expliquerait l'important écart-type de cette population.

taille	Taux d'erreurs en % pour chaque taille de cible		
	V2	V7	V10
8	4	2	8
16	2	3	6
24	3	6	3
32	2	3	3
40	0	2	2

**Tableau 9 : Cibles manquées par les trois sujets valides**

La raison de la différence entre les sujets valides et tétraplégiques est double :

- Chez les V, il est probable que la variation de la vitesse de pointage entraîne des erreurs de pointage ;
- La variabilité du degré de motricité entre les sujets chez les HT est très importante.



**Figure 45 : Taux d'erreurs des trois populations**

Ces résultats montrent que **l'hypothèse 4 est valide** pour les sujets tétraplégiques.

Nous pouvons nous poser la question si la taille de cible joue un rôle sur le nombre d'atteintes de cibles manquées.

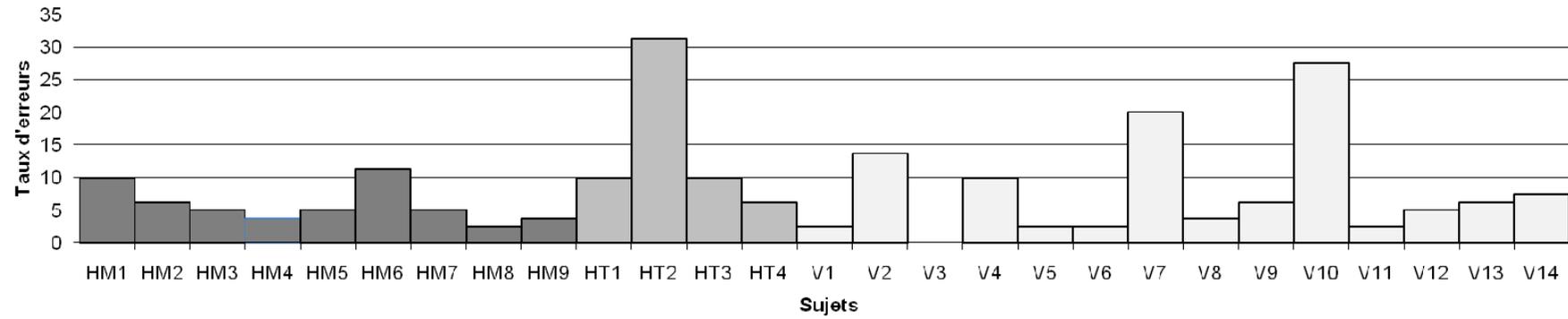


Figure 46 : Taux d'erreurs

Sur la Figure 47 nous avons représenté le taux d’erreurs par rapport à la population en fonction des tailles de cible. Nous remarquons que nous avons une même proportion d’erreurs sur les trois populations sur la cible de taille 8 et une variabilité du taux selon la taille et le type de population. Cela nous amène à formuler les deux recommandations suivantes :

- Les objets affichés à l’écran (icône, menu, etc.) doivent être de taille supérieure à 8 pixels pour les populations valides (75%) et myopathes (77%) ;
- Pour les personnes atteintes de tétraplégie, la taille de cible pour une interface utilisable semble devoir être supérieure à 24 pixels. En effet, 75% des personnes tétraplégiques manquent les cibles de tailles 8 et 24, et 100% des sujets de cette population manquent la cible de taille 16. Néanmoins, ces résultats sont à considérer avec précaution, car le nombre de sujets tétraplégiques est faible.

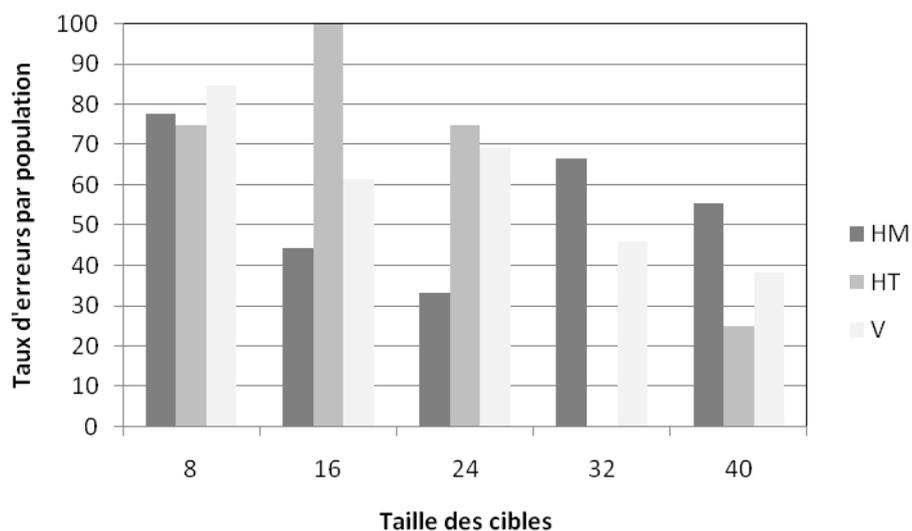


Figure 47 : Nombre de cibles manquées par taille et population

Sur la Figure 48, nous avons représenté des cibles atteintes (histogramme plein) et les cibles manquées (histogramme hachuré) par type de population en fonction de ID et de la taille des cibles. Dans le cas général, nous remarquons que l’ID pour les cibles atteintes est plus important que pour les cibles manquées.

Une explication pourrait être donnée par un manque de concentration sur les cibles du sujet non atteintes.

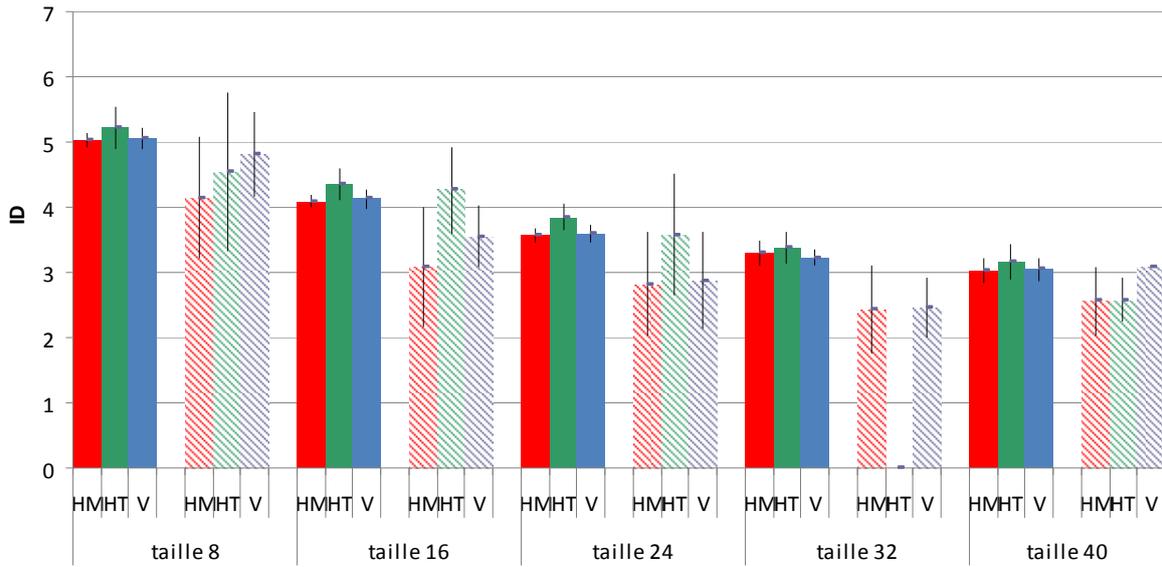


Figure 48 : ID : tailles de cibles atteintes et non atteintes

### 3.4.4. Temps de mouvement (MT)

Nous pouvons observer (Figure 49, Figure 50, Figure 51) que plus la distance entre les cibles augmente et la taille des cibles diminue, plus MT augmente. **L'hypothèse 1 est vérifiée.** Ce résultat est plus significatif pour les sujets tétraplégiques (Figure 51) que pour les sujets valides (Figure 49) et les sujets myopathes (Figure 50). En effet, on observe un écart important entre les personnes tétraplégiques/valides, et un écart faible entre les personnes myopathes/valides.

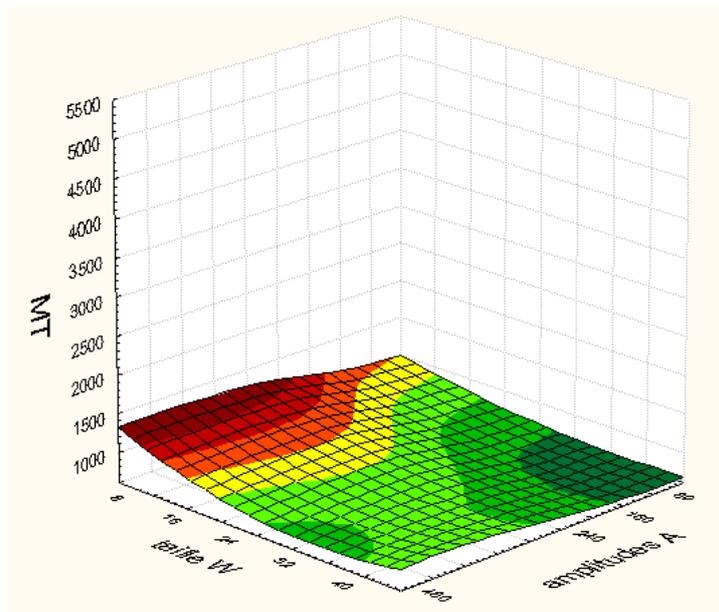


Figure 49. MT fonction de la taille et de la distance pour les personnes valides

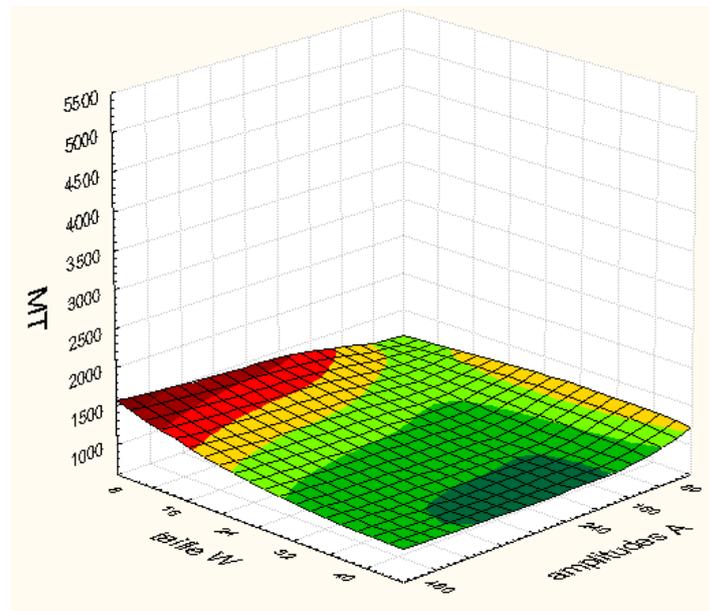


Figure 50. MT fonction de la taille et de la distance pour les personnes myopathes

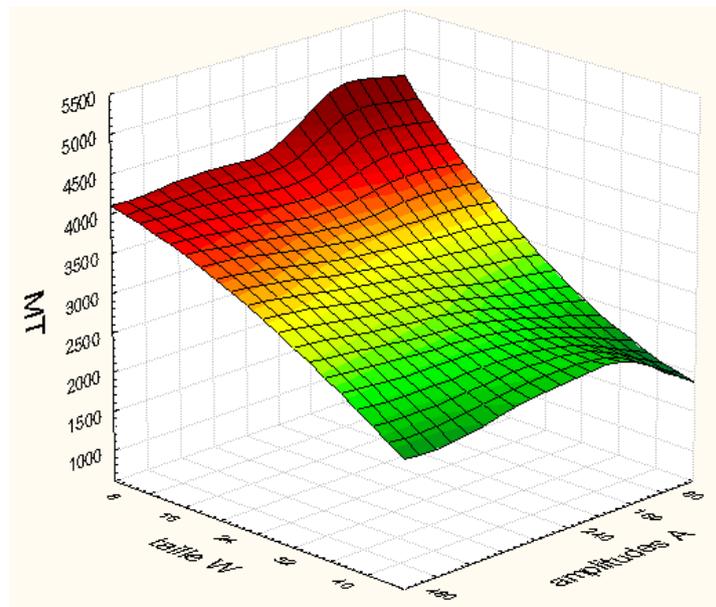


Figure 51. MT fonction de la taille et de la distance pour les personnes tétraplégiques

### 3.4.5. L'Indice de Difficulté (ID)

Nous avons représenté l'ID « réel » du sujet en prenant comme amplitude le parcours du curseur de la souris pour aller d'une cible à une autre. Nous l'avons ensuite représenté dans les plans W (taille de la cible) et A (l'amplitude) (Figure 52, Figure 53, Figure 54). Nous remarquons peu de différences entre les populations valides (Figure 52) et myopathes (Figure 53). Par contre, cette différence est un peu plus grande pour la population de tétraplégiques

(Figure 54). Ceci permet d'affirmer que **l'hypothèse 3 est vérifiée** pour la population de tétraplégie

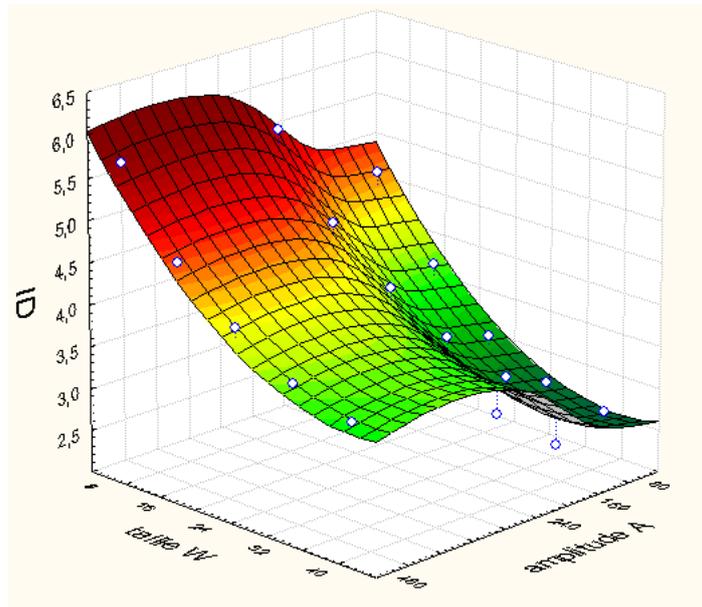


Figure 52. ID en fonction de la taille et de la distance pour les personnes valides

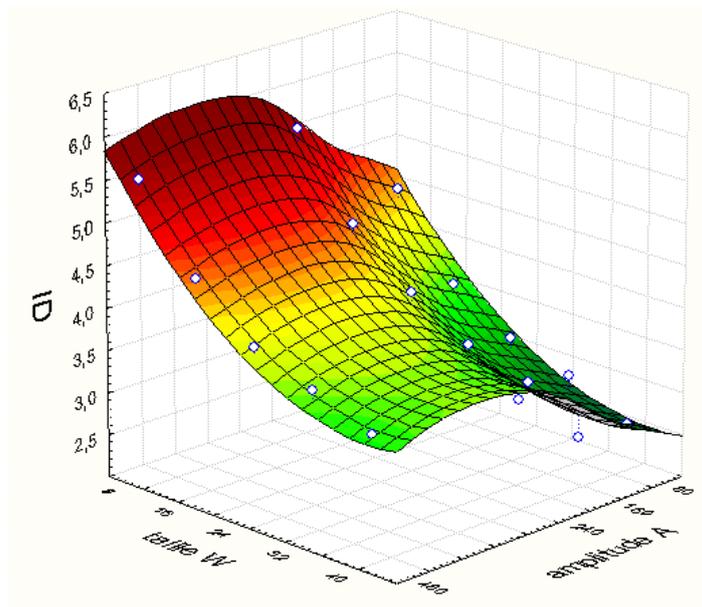


Figure 53. ID en fonction de la taille et de la distance pour les personnes myopathes

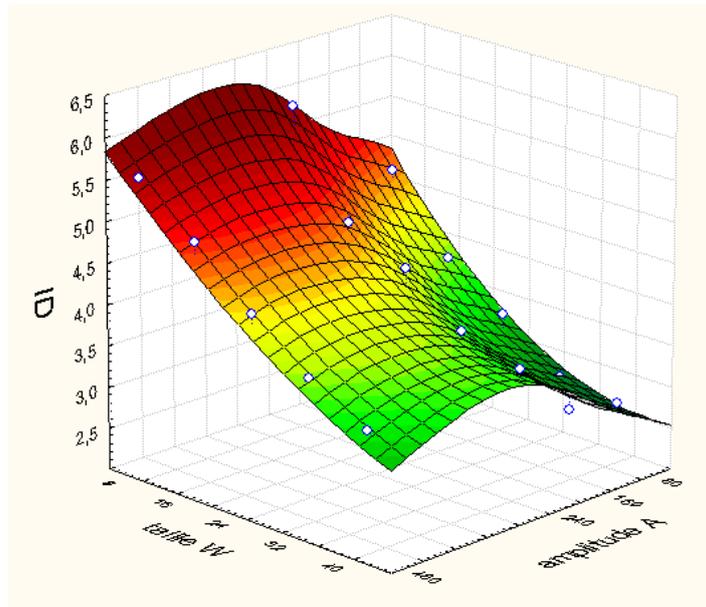


Figure 54. ID en fonction de la taille et de la distance pour les personnes tétraplégiques

Cependant, nous pouvons nous poser la question sur la différence entre les résultats théoriques de l'indice de difficulté et sur celui des résultats expérimentaux des trois populations. Nous avons représenté (Figure 55) l'indice de difficulté théorique calculé avec l'équation (11) et l'indice de difficulté expérimentale des trois populations en fonction de la taille et de l'amplitude des cibles. Nous observons, pour les amplitudes 80 et 240, un écart important entre le résultat théorique et le résultat expérimental pour les trois populations. Néanmoins, pour les deux autres valeurs d'amplitude, l'écart est faible. Nous pouvons affirmer que le meilleur compromis pour la valeur de l'amplitude est  $A=160$  et  $A=480$  pixels, et ce quel que soit  $W$ . Cela impose de revoir le modèle de l'indice de difficulté.

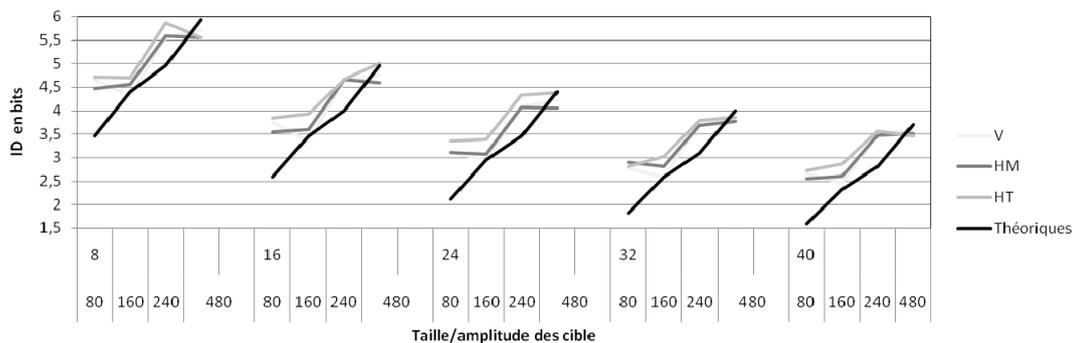


Figure 55. Comparaison entre ID théorique et ID expérimental

Les différences observées entre les trois populations sur MT, nous ont conduit à proposer une modélisation de chaque population à partir des résultats issus de la formule (7).

### 3.5. Modélisation

#### 3.5.1. Modélisation par régression linéaire

Pour chaque sujet, nous avons 80 valeurs de MT et de ID correspondant aux 80 couples (A, W). Nous faisons la moyenne sur les sujets d'une même population, de ces  $MT_{A,W}$  et  $ID_{A,W}$ . Nous reportons ces points moyens dans le plan MT/ID. A partir de là, nous appliquons une régression linéaire sur l'ensemble des 80 points appartenant à chaque population.

Sur la Figure 56 nous remarquons que les observations (MT, ID) entre les personnes valides et les personnes myopathes sont proches, contrairement aux personnes tétraplégiques. Cette différence s'explique en partie par le degré de motricité des personnes atteintes de tétraplégie.

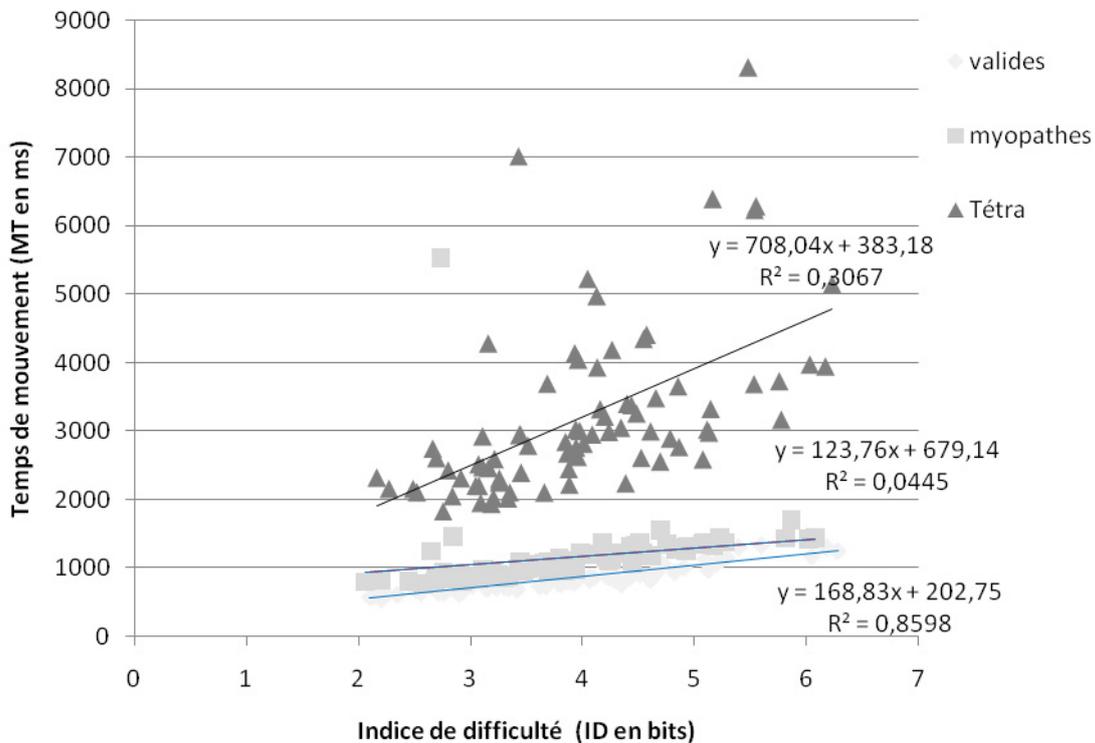


Figure 56. Projection des trois populations dans l'espace MT, ID de la loi de Fitts

Grâce à cette régression linéaire, nous obtenons les équations de Fitts de la forme  $MT=a+bID$  pour chaque population (Tableau 10). Pour chaque droite nous avons déterminé le coefficient de détermination  $R^2$ . Ce dernier permet de juger de la qualité de l'ajustement des points par la droite de régression. Sur la Figure 56 nous remarquons que le coefficient de détermination est plus proche de 1 pour les personnes valides ( $R^2 = 0,859$ ) que pour les deux populations handicapées (pour HT  $R^2 = 0,306$ , pour HM  $R^2 = 0,044$ ). Cela s'explique par le fait que la loi de Fitts respecte mieux le comportement moteur des personnes valides que celui des

### Chapitre 3 : Loi de Fitts : Expérimentations et modélisations

personnes handicapées. Nous pouvons donc dire que le coefficient de détermination est un moyen de confirmer que la loi de Fitts respecte le comportement moteur d'une population.

	Modèles Fitts
Valides	$MT = 168,8ID + 202,7$
Myopathes	$MT = 123,7ID + 679,1$
Tétraplégiques	$MT = 708,0ID + 383,1$

**Tableau 10 : Modélisation de chaque population avec la loi de Fitts.**

Nous généralisons les modèles du Tableau 10 en prenant comme référence les personnes valides. Notre but est d'adapter le modèle de Fitts des valides aux personnes handicapées. Pour cela, nous émettons comme hypothèse que la loi de Fitts a été établie pour les personnes valides. À partir de là, nous formulons les équations des personnes handicapées en supposant la forme suivante :  $MT_{Handicap} = h(ID)MT_{Valide}$

Nous traçons les points de l'équation :

$$h(ID) = \frac{MT_{Handicap}}{MT_{Valide}}$$

Nous extrapolons cette courbe par une fonction. La meilleure approximation est une fonction affine du logarithme.

	Modèles Fitts avec comme référence celui des valides
$MT_{Valides}$	$MT = b*ID + a$
$MT_{Myopathes} = m(ID)MT_{Valides}$	$MT = (-0,07\ln(ID) + 1,145)(b*ID + a)$
$MT_{Tétraplégiques} = t(ID)MT_{Valides}$	$MT = (0,063\ln(ID) + 3,831)(b*ID + a)$

**Tableau 11 : Modélisation avec comme référence les personnes valides.**

Nous proposons des modèles du temps d'atteinte de cible pour les personnes handicapées motrices (Tableau 11). Nous obtenons ainsi des équations caractéristiques de types de handicaps grâce aux deux facteurs donnés dans le Tableau 11 (pour les myopathes :  $m(ID) = (0,07\ln(ID) + 1,145)$  et pour les tétraplégiques :  $t(ID) = (0,063\ln(ID) + 3,831)$ ).

Néanmoins, cette modélisation est insuffisante lorsque le comportement moteur est variable (dispersion importante des observations des sujets autour de la droite de régression logarithmique (Figure 56)).

### 3.5.2. Modélisation par encadrement par intégrale

Un autre moyen de modéliser et de réduire cette déviation, c'est de réaliser un « encadrement par intégrale ».

Pour cela, nous avons d'abord tracé (Figure 57) les droites de régression linéaire de la loi de Fitts (formule (7)) de chaque sujet (sujet 1 à 5).

Ensuite, nous avons retenu les droites linéaires maximums (partie gauche du modèle du sujet 2, D1 ; partie droite du modèle du sujet 1, D2 ; et droite linéaire minimum du sujet 5 : D3).

Puis, nous avons déterminé l'intersection « b » des droites D1 et D2. Enfin, nous avons calculé l'aire totale en sommant les deux intégrales : l'intégrale 1 avec les bornes « a » et « b » et l'intégrale 2 avec les bornes « b » et « c ».

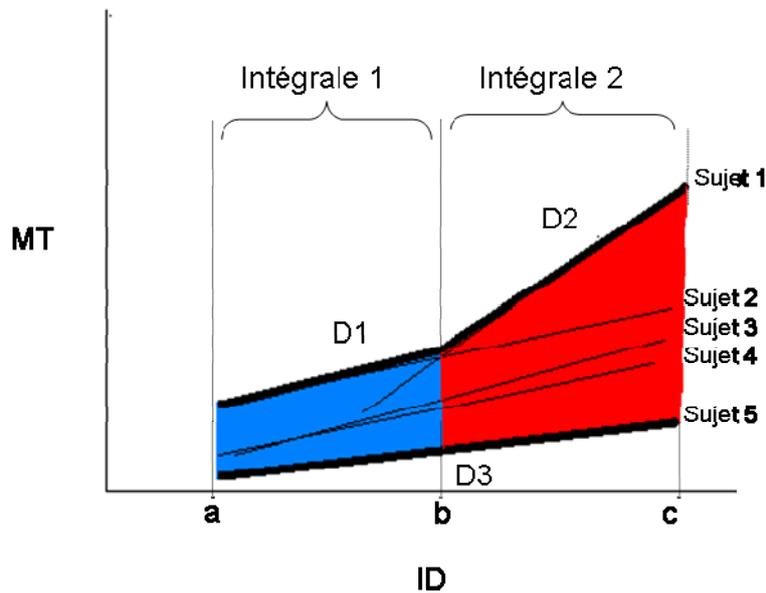


Figure 57 : Explication de la modélisation par encadrement par intégrale

Nous avons appliqué cette démarche aux trois populations, afin d'obtenir les trois modèles qui tiennent compte de la variabilité de celles-ci (Figure 58, Figure 59, Figure 60).

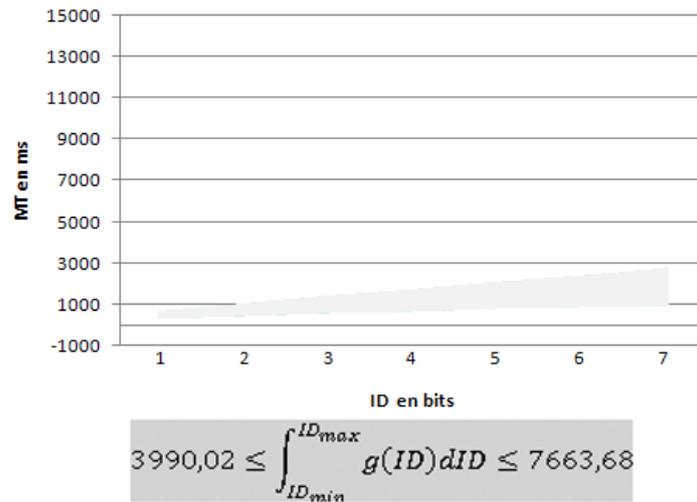


Figure 58. Aire de dispersion des personnes valides avec l'encadrement par intégrale

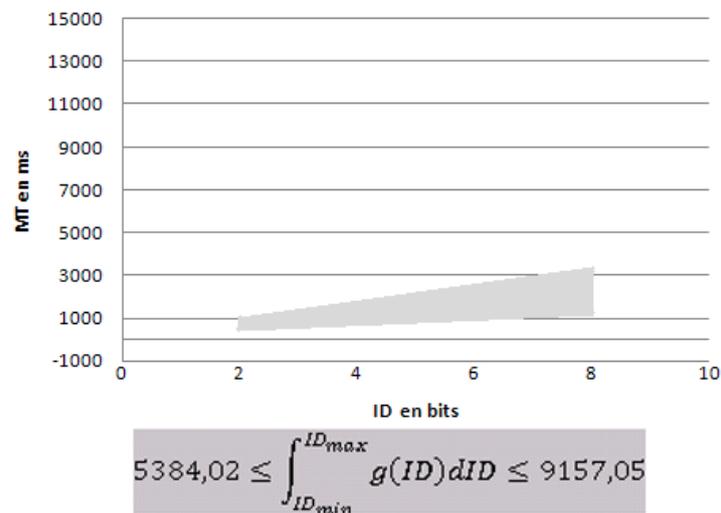


Figure 59. Aire de dispersion des personnes Myopathes avec l'encadrement par intégrale

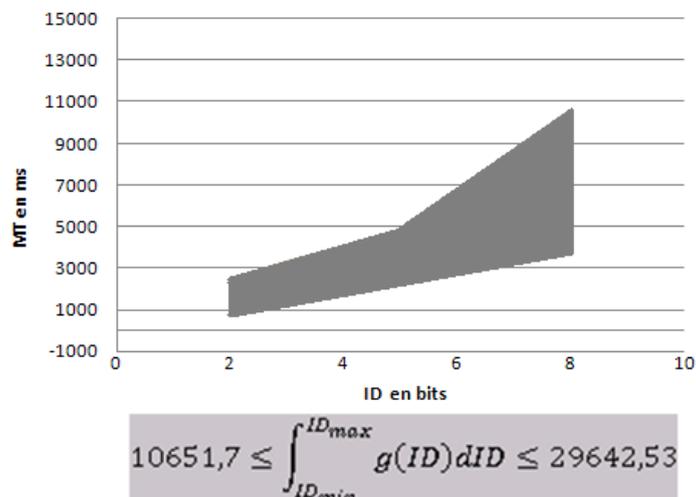


Figure 60. Aire de dispersion des personnes Tétraplégiques avec l'encadrement par intégrale

Nous remarquons que l'aire de dispersion de la formule (10) des personnes valides (notée  $A_{valide}$ ) est très proche de celle des personnes Myopathes (noter  $A_{myopathe}$ ). Par contre, l'aire de dispersion des personnes Tétraplégiques (notée  $A_{tétraplégique}$ ) est beaucoup plus importante que celle des deux autres populations.

$$A_{valide}=3673,66 < A_{myopathe}=3773,03 < A_{tétraplégique}=18990,83 \quad (10)$$

Ce résultat se retrouve au niveau des modèles de la Figure 56. De plus, notre modélisation donne une information supplémentaire concernant l'indice de difficulté. Celui-ci démarre à 2 bits minimum pour les personnes handicapées et 1 bit minimum pour les personnes valides. Cette différence rend compte des difficultés des personnes handicapées à pointer sur les cibles.

Cependant, ce modèle présente deux inconvénients :

- En premier lieu, au niveau de l'inclusion des zones d'aire de dispersion qui peuvent s'inclure dans une autre zone de celle d'une autre population ;
- En second lieu, les mouvements ont été réalisés dans une seule dimension (2 directions parallèles), ce qui suppose l'absence de mouvements dans les 2 dimensions (4 directions cardinales). En effet, le pointage sur une interface WIMP se fait sur un environnement 2 dimensions.

Ces deux inconvénients nécessiteraient de réaliser une autre expérimentation telle que celle de Raynal [Raynal et Serrurier, 2007]. Il s'agirait de placer des cibles de manière circulaire afin de permettre des mouvements de pointage dans les quatre directions. Cela permettrait de rajouter un nouveau paramètre qui serait celui de l'angle. Ce dernier pourrait varier en fonction du degré de motricité de chaque handicap moteur, ce qui permettrait d'affiner nos modèles.

## 4. Conclusions

L'examen de différentes plateformes permettant d'étudier la loi de Fitts pour des sujets valides. [Kabbash et al 1993], [Ritter et al 2000] montre qu'elles ne correspondent pas aux besoins visés en expérimentation pour des personnes handicapées motrices. En effet, elles ne permettent pas a) un environnement d'expérimentation accessible aux personnes handicapées

et b) la prise en compte des caractéristiques du sujet (avec ou sans pathologie). A partir de ce constat, nous avons développé notre propre plateforme d'expérimentation accessible via le protocole web, ce qui permet aux personnes handicapées de travailler dans un environnement adapté et maîtrisé.

Avec notre plateforme d'évaluation, nous avons reproduit l'expérimentation de « tapping » de Fitts. Celle-ci a été réalisée sur 14 personnes valides, 4 personnes atteintes de tétraplégie et 9 personnes atteintes de myopathie. Nous avons alors observé que le comportement des personnes valides et des personnes myopathes étaient proches en termes de temps (MT) et de distance parcourue pour l'atteinte de cible. Au contraire, les résultats pour la population de personnes tétraplégiques sont très variables au regard des deux autres populations.

À partir de l'observation de ces résultats, nous avons réalisé deux modélisations : une modélisation par régression linéaire et une autre par « encadrement d'intégrale ». La première modélisation nous a amené à conclure qu'elle n'était pas adaptée aux personnes handicapées du fait de la variabilité intra-sujet. Par contre, la deuxième modélisation nous permet de prendre en compte cette variabilité.

A partir de notre dernière modélisation, nous avons pu confirmer les résultats qui montrent que les performances des personnes valides sont très proches de ceux des personnes myopathes car l'aire des 2 intégrales sont proches. Par contre, les personnes tétraplégiques ont un comportement moteur très différent des deux autres populations du fait que l'aire de leur intégrale est beaucoup plus importante.

Dans la suite de notre manuscrit, nous allons nous focaliser sur la saisie de texte à l'aide de claviers virtuels. La conception et l'évaluation de ces claviers sont souvent réalisées à l'aide de la loi de Fitts, afin d'optimiser l'agencement des touches pour améliorer les performances de saisie. Nous validerons nos modèles sur des claviers virtuels réalisés par des personnes handicapées motrices atteintes de myopathie en comparant les résultats avec les modèles précédemment proposés.



## **Chapitre 4 : Les techniques d'optimisation appliquées aux claviers virtuels**



## 1. Introduction

L'homme dans son histoire a toujours voulu laisser des traces concernant ses connaissances, et communiquer à distance. Pour cela, l'homme utilisait l'écriture manuscrite jusqu'au XIX<sup>ème</sup> siècle. A cette date fut inventée la machine à écrire. Elle subit plusieurs modifications au niveau de l'agencement des touches, qui aboutit à l'agencement de type QWERTY. A partir du XX<sup>ème</sup> siècle, le premier ordinateur utilisé comme outil de travail comportait un clavier de type QWERTY chez les anglo-saxons, et de type AZERTY pour les pays francophones.

Enfin, il y a une dizaine d'années, sont apparus des dispositifs de petite taille sur lesquels il est possible de saisir du texte en situation de mobilité.

Bien qu'il soit difficile de classer les différents modes de saisie de texte, je distinguerai deux modalités permettant à une personne de saisir un texte à l'aide d'un ordinateur : le geste et le vocal.

La saisie de texte avec la modalité vocale est réalisée avec des logiciels de transcription automatique de la parole, tels que Dragon NaturallySpeaking (<http://www.nuance.com>). Bien qu'ils soient utiles, leurs performances sont moins bonnes en situation réelle qu'en situation de dictée vocale dans un laboratoire. Les pertes de performance sont dues au milieu environnant, à la variabilité intrinsèque de chaque utilisateur et par sa tendance à converser plutôt qu'à dicter. De plus, cette modalité est intrusive en milieu socio professionnel.

C'est pour cela que nous nous intéressons dans cette thèse à la saisie au clavier au moyen de gestes. Nous en distinguons deux classes :

- La première concerne la saisie de texte par des mouvements gestuels. Cette modalité est très utilisée en situation de saisie en mobilité. Il existe deux sous-types de saisie : analogique et non analogique. La première est basée sur la reconnaissance d'un caractère ou d'une représentation squelettique d'un caractère (EdgeWrite [Wobbrock et Myers, 2006]). Le logiciel Graffiti<sup>17</sup> fonctionne sur ce principe. La deuxième est basée sur le pointage de cibles par un stylet. Ici, la saisie de mots ou de caractères se fait en faisant parcourir par le stylet (posé sur l'écran) des zones. Ces zones peuvent être les touches du clavier virtuel qui constituent les caractères à saisir (par exemple

---

<sup>17</sup> Alphabet Graffiti et Graffiti 2, site de Palm inc. [[http://www.palm.com/us/products/input/Palm\\_Graffiti.pdf](http://www.palm.com/us/products/input/Palm_Graffiti.pdf)  
[http://www.palm.com/us/products/input/graffiti2\\_alphabet.pdf](http://www.palm.com/us/products/input/graffiti2_alphabet.pdf)]

## Chapitre 4 : Les techniques d'optimisation appliquées aux claviers virtuels

DASHER [Ward et al, 2000]) ; elles peuvent aussi constituer un ensemble de cibles qui définissent un caractère (par exemple Glyph 2 [Poirier et Belatar, 2006] et Seven Segment Input (7SI) [Al Faraj et al, 2008]).

- La deuxième concerne la saisie de texte par pointage. Pour cela, l'utilisateur va utiliser un dispositif (chapitre 1, p. 20) pour pointer sur des cibles qui représentent les touches de clavier virtuel ;

La saisie se déroule en deux étapes : tout d'abord, l'utilisateur cherche le caractère qu'il souhaite afficher à l'écran, ensuite, il le sélectionne selon trois principes de saisie adaptés aux personnes handicapées motrices :

- En déplaçant le curseur et en cliquant sur le bouton du dispositif pour sélectionner le caractère ;
- En cliquant seulement sur le bouton du dispositif pour sélectionner le caractère sachant que le déplacement est réalisé avec un système à défilement ;
- En déplaçant le curseur et en laissant le curseur un certain temps sur la touche.

La saisie gestuelle (avec le stylet) est quant à elle peu utilisée par les personnes handicapées atteintes d'une déficience motrice au niveau des membres supérieurs. Pour l'adapter à ces personnes, il faut reconcevoir les interfaces de saisie au stylet, en prenant en compte le couple « **système de saisie/dispositif d'entrée** ». En effet, selon les capacités motrices de la personne handicapée, la désignation de la touche se fera par un dispositif de pointage plus ou moins complexe (souris ordinaire, trackball, joystick, suivi du regard [Majaranta et al. 2003], mouvement de la tête [LoPresti et al. 2003], ...).

Les divers types de claviers logiciels facilitent la communication écrite du fait qu'il existe plusieurs dispositifs de pointage adaptés ou adaptables, et que nous pouvons associer ces derniers à des techniques d'interaction. Néanmoins, il demeure deux grandes limites d'utilisabilité de ces aides :

- La lenteur de vitesse de saisie au moyen de ces dispositifs dits à « un doigt » (Chapitre 1, p. 24) ;
- La fatigue oculaire et motrice engendrée par l'usage de ces communicateurs par une population de sujets souffrant de maladies neuromusculaires [Bérard, 2004].

Pour pallier ces problèmes, trois méthodes d'optimisation des claviers logiciels sont employées : l'optimisation de l'agencement des touches, la prédiction de mots ou de caractères et/ou la fusion de ces deux méthodes.

Cependant, est-ce que ces aides sont suffisantes pour réduire la fatigue motrice ? Si ce n'est pas le cas, quels moyens envisager pour minimiser la fatigue motrice lors d'une saisie de texte longue ?

Ce chapitre est composé de deux parties : la première concerne les techniques d'optimisation du déplacement du curseur du dispositif de pointage. Nous y détaillons les travaux sur la saisie de texte sur deux populations : les personnes valides en situation de mobilité et les personnes handicapées motrices des membres supérieures. La deuxième partie est consacrée à des travaux dans lesquels j'ai été impliqué : j'ai implémenté une des deux techniques d'interaction (BigKey) pour optimiser le déplacement du curseur lors de la saisie de texte dans le cadre du handicap. Nous voyons par ailleurs que ces techniques d'interaction ne vont pas forcément entraîner une amélioration des performances de saisie mais permettent d'améliorer le confort de celle-ci.

## **2. Techniques d'optimisation du déplacement du curseur pour la saisie de texte**

### **2.1. Agencements des touches**

#### **2.1.1. Etudes des agencements ambigus**

Par définition, un « clavier ambigu » est *un clavier qui associe à chaque touche plusieurs caractères*. Il existe peu de travaux consacrés à l'optimisation des claviers ambigus. Nous mentionnons le clavier ambigu UKO II (Figure 14, p.26) [Harbusch et Kühn, 2003] — chaque touche de celui-ci correspond à dix caractères—l'agencement général est le résultat d'un algorithme génétique.

Etant donnée la rareté de travaux concernant la langue française dans ce domaine, nous avons initié des travaux d'observations sur diverses représentations de claviers logiciels.

L'expérimentation de [Vigouroux et al. 2004] concerne l'étude de l'utilisation de deux claviers virtuels (un clavier AZERTY (Figure 61) et un clavier ambigu (Figure 62) de type téléphone (avec ou sans système de prédiction)) au moyen de dispositifs de pointage

(*trackball*, souris) par deux classes d'utilisateurs (valide et handicapé moteur). Cette expérience a deux finalités : d'une part, déterminer si un des claviers permet une saisie textuelle plus rapide, et d'autre part, évaluer le gain potentiel que peut engendrer un clavier virtuel de type téléphone dans le cadre de saisie des textes par les personnes handicapées motrices.

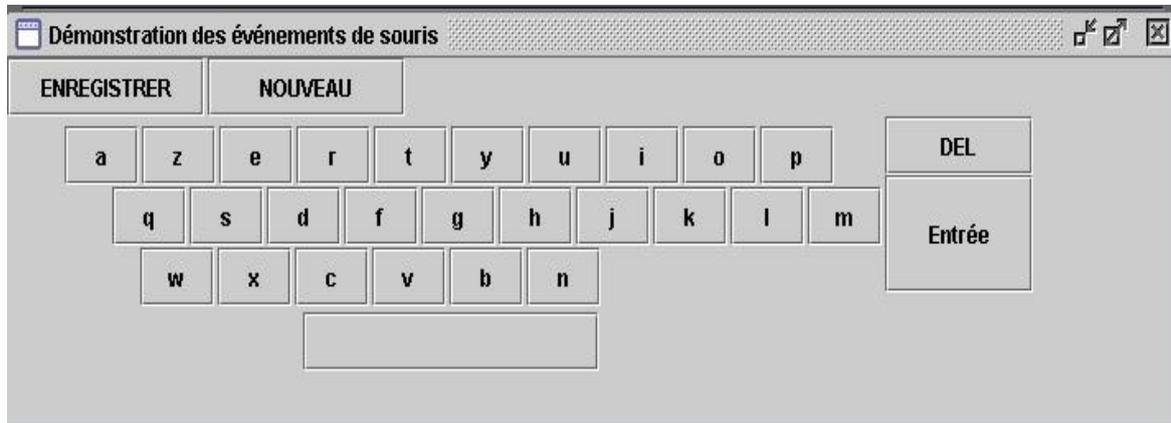


Figure 61 : Clavier AZERTY



Figure 62 : Clavier téléphone

Le clavier de type AZERTY (C1) est composé de 27 touches sur lesquelles la saisie de caractères est faite avec le bouton gauche de souris.

Le clavier ambigu sans prédiction (C2) dispose de 10 touches. A chaque touche sont associés trois caractères. Le principe de la sélection d'un caractère est d'effectuer des clics gauches successifs (avec une souris ou un *trackball*) afin de faire défiler de manière circulaire la liste des caractères. Le premier clic sélectionne le premier caractère de la touche, le second clic sélectionne le deuxième caractère de la touche, et ainsi de suite.

Le clavier ambigu avec prédiction (nommé C3) repose sur le même principe de sélection de caractères que C2. Le système de prédiction a pour tâche d'influencer l'ordre (Figure 63) dans lequel les trois caractères associés à une touche sont rendus accessibles.

Cet ordre est déterminé à partir du contexte de saisie (les n-1 caractères préalablement saisis) et de leurs probabilités d'occurrences obtenues sur des corpus de textes dans le cadre d'un modèle n-gramme (comme dans VITIPI [Boissière et Dours, 2002]). Les probabilités n-grammes ont été estimées à partir de l'étude statistique des occurrences de séquences de lettres dans le journal « Le Monde » du 30/05/03 et du 31/05/03 ce qui correspond à 80 000 mots.



Figure 63 : Nouvelle configuration après la saisie du caractère "a"

Cette étude de cas a été réalisée sur 5 personnes valides et 2 personnes handicapées souffrant d'amyotrophie spinale. Les sujets handicapés utilisent quotidiennement le clavier virtuel ClaviCom ([http://www.handicap-icom.asso.fr/adaptations/aides\\_techniques/clavicom.html](http://www.handicap-icom.asso.fr/adaptations/aides_techniques/clavicom.html)) pour interagir avec leur poste de travail. Les personnes valides utilisent moins fréquemment le clavier téléphone que le clavier AZERTY pour les tâches de saisie (SMS versus document textuel). L'âge des participants est compris entre 24 et 46 ans.

L'expérience s'est déroulée sur 9 sessions (9 jours), avec utilisation d'un texte comportant 196 mots (1022 caractères). Les caractères accentués ont été omis. Ce texte a été subdivisé en 6 parties, aléatoirement réparties sur les 9 sessions.

Il n'y a pas eu de période d'appropriation du clavier virtuel. Les principes des claviers virtuels (la saisie sur le bandeau et le fonctionnement du système de prédiction) ont été expliqués aux sujets.

Chaque sujet doit saisir une des six parties du texte. Celle-ci est proposée au sujet dans un bandeau. Le caractère mis en saillance (le premier) représente le caractère courant à saisir.

Les deux autres caractères en couleur grise représentent ceux qui doivent être saisi après. Ce choix résulte d'une contrainte que nous souhaitons, à savoir que le sujet n'identifie pas systématiquement le mot à saisir. Le but est d'éviter la mise en œuvre d'un processus de planification de saisie. Les participants doivent entrer le caractère courant (mis en saillance), qui implique la mise à jour du bandeau jusqu'à la fin de l'exercice. Une erreur de saisie est générée par un « feedback » audio. A la fin de la saisie, un temps de repos de 10 minutes est accordé aux personnes handicapées (cette étape est omise pour les personnes valides du fait que la contrainte physique est moins importante pour elles). Un sujet doit écrire trois fois le même texte<sup>18</sup>, une fois avec chaque clavier (Ci (type de clavier), i = 1 à 3). L'ordre des claviers est choisi aléatoirement.

Pour les deux types de populations, le clavier C1 reste le plus performant concernant la vitesse de saisie des textes (Figure 64), en comparaison avec les claviers C2 et C3. Cependant, les performances de C2 sont meilleures que C3. La raison de cette performance est que le clavier C1 est souvent utilisé par les sujets dans la vie courante. Par conséquent, la configuration spatiale de C1 est connue. Cependant, nous observons une augmentation croissante des performances des sujets valides comme [MacKenzie et al, 1999]. Il y a donc un effet d'apprentissage plus marqué qui se produit progressivement pendant les neuf sessions pour C2 et C3.

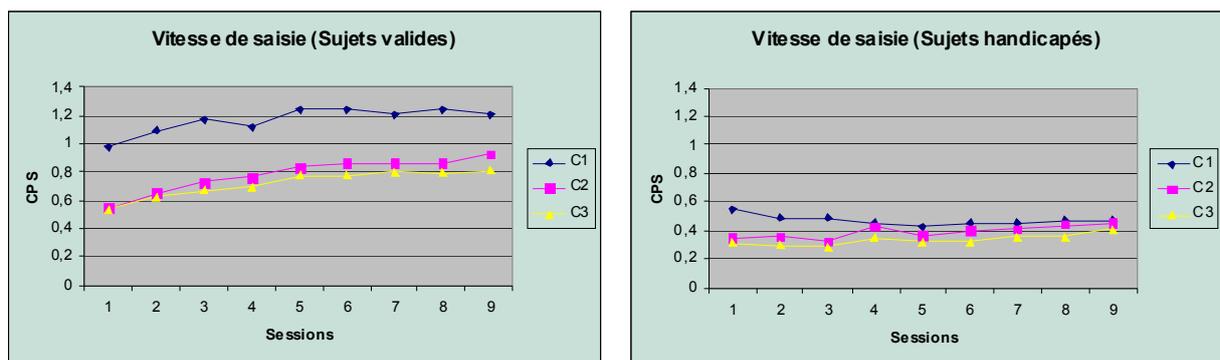


Figure 64 : Vitesse de saisie en CPS (caractère / seconde)

Les sujets handicapés progressent peu : l'écart type ne varie que très légèrement. Une explication possible de ce manque de progression serait que l'utilisation de ces claviers

<sup>18</sup> L'inconvénient de cette expérimentation qui est la recopie du même texte pour chaque clavier est que celle-ci peut donner un biais aux résultats.

virtuels est peu adaptée à leur handicap (handicapé moteur des membres supérieurs). En effet, pour accéder au caractère du clavier ambigu le sujet a besoin de réaliser des clics successifs. : ces actions sont difficiles à réaliser par des sujets handicapés (Chapitre 2 p.55).

Nous avons également calculé les taux d'erreur de saisie de caractère effectués par le sujet (Figure 65). Nous constatons que les personnes handicapées ont fait moins d'erreurs avec le clavier C1 qu'avec les claviers C2 et C3, alors qu'on trouve le résultat inverse pour les sujets valides. Les personnes valides ont marqué plus d'attention aux changements de la configuration spatiale du clavier C3 ; cela est rapporté également par [MacKenzie et Zhang 2001]. Elles prennent en effet "du temps" pour rechercher la position du caractère avant de le choisir. D'autre part, le taux d'erreur est plus significatif sur C1 et C2 avec la configuration fixe des touches connue des utilisateurs. En raison de l'appropriation de la configuration spatiale de C1 et C2, l'utilisateur est moins attentif lors de la recherche des caractères sur le clavier. Ceci vient du fait que les claviers virtuels sont souvent utilisés par les personnes handicapées tandis que les sujets valides ne les ont quasiment pas employés.

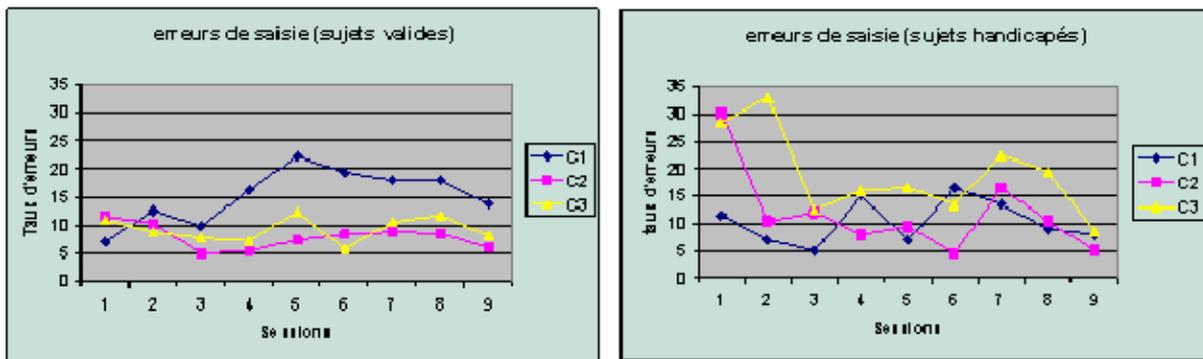


Figure 65 : Taux d'erreurs (C1, C2 et C3)

### 2.1.2. Etudes des agencements non ambigus

La majorité des travaux sur l'agencement spatial des touches ont été réalisés dans les pays anglo-saxons. Ils visent à optimiser la position des caractères afin de rapprocher au mieux ceux qui ont le plus de chance d'être saisis consécutivement. La plupart de ces travaux ont utilisé la loi de Fitts et l'équation (8) présentées au chapitre 2, pour établir une fonction de coût et minimiser la distance entre les touches les plus fréquemment sélectionnées consécutivement. Les claviers optimisés existants reposent, par conséquent, sur des approches qui n'explorent pas tous les arrangements de touches possibles. Ces approches sont algorithmiques (algorithme glouton : [Getschow et Rosen, 1986], [Lewis, 1992] ; algorithme Metropolis (Figure 68) : [Zhai et al, 2000] ; algorithme génétique : [Raynal et Vigouroux,

2005]) ou font appel à la linguistique, comme par exemple FITALY (Figure 66), OPTI (Figure 67), [MacKenzie et Zhang, 1999].

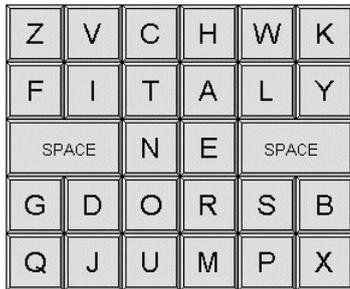


Figure 66 : Clavier FITALY [MacKenzie et Zhang, 1999]



Figure 67 : Clavier OPTI [MacKenzie et Zhang, 1999].

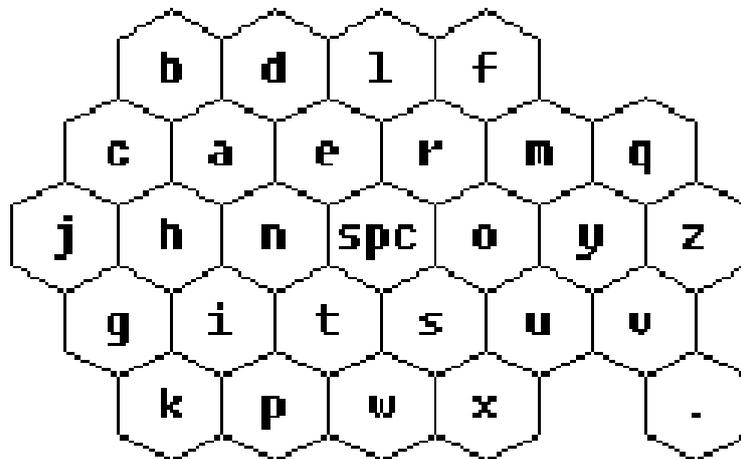


Figure 68: Clavier Metropolis [Zhai et al, 2000]

Ces recherches ont été conduites essentiellement dans le cadre de la **mobilité**. La première colonne du Tableau 12 présente les performances estimées (grâce à l'équation (9)) avec ces différents claviers.

Anglais		
	WPM	%
QWERTY	31.7	
FITALY	42.37	33,66
OPTI II	42.44	33,88
GAG II	45.15	42.43
Metropolis	46.26	45.93
GAG I	47.63	50.25

Français		
	WPM	%
AZERTY	30.33	
GAG	48.61	60.27

Tableau 12 : Estimation des performances selon la formule de [Soukoreff & MacKenzie, 1995], emprunté à [Vigouroux et al, 2004]

Dans le cadre de la langue française, il existe le clavier GAG [Raynal et Vigouroux, 2005] (GAG I et GAG II appliqué respectivement aux agencements de METROPOLIS et OPTI pour l'anglais (Figure 69)). Il consiste en l'application d'un algorithme génétique à la langue française, à partir des connaissances extraites de BDLEX [Decalmes et Perennou, 1998]. Nous remarquons que, pour le français, le clavier GAG est meilleur de 60,27% en WPM (Word Per Minutes ou mots par minutes) que le clavier AZERTY.

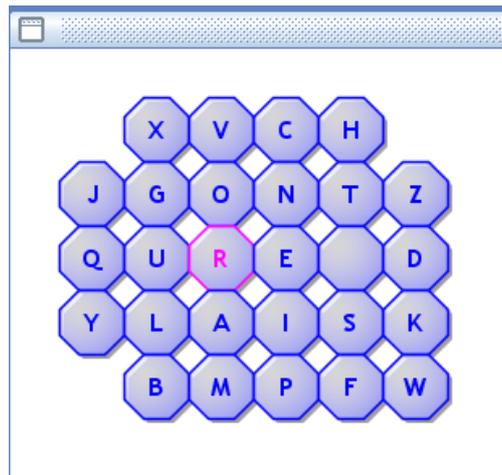


Figure 69 : Clavier GAG (Généré par Algorithme Génétique) [Raynal et Vigouroux, 2005]

Mais est-ce que les claviers conçus pour la mobilité pourraient être utilisés par les personnes handicapées ?

### 2.1.3. Exemples d'adaptations de la saisie de texte gestuelle pour les personnes handicapées motrices

Des adaptations pour des personnes handicapées motrices ont été réalisées sur des claviers utilisés dans le cadre de la mobilité. Citons le système de saisie EdgeWrite (cité page 91 (Figure 70)) [Wobbrock et Myers, 2006]. La version initiale fonctionnait avec un support posé sur le PDA (carré en relief) permettant de guider un stylet. Une variante a permis de remplacer ce dernier pour être adaptée aux autres dispositifs de pointage pour pouvoir tracer les lettres.

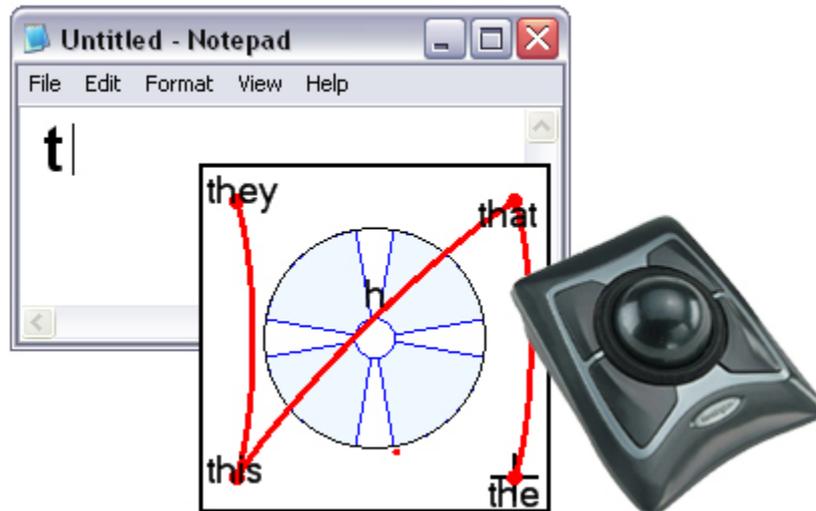


Figure 70 : Le système EdgeWrite adapté à un trackball<sup>19</sup>

Nous allons donner un exemple de fonctionnement avec comme dispositif de pointage le « *trackball* ». Tout d'abord, la personne handicapée doit placer son curseur au centre du carré, ensuite elle le déplace vers un des quatre coins, pour dessiner un des caractères du système EdgeWrite (Figure 71). Chaque coin est composé d'une zone circulaire assimilée à une cible. Ceci permet, par le principe « Goal Crossing » [Accot et Zhai, 1997], de prendre en compte le passage du curseur. Enfin, le système va déterminer les caractères qu'il va devoir afficher, en tenant compte de l'ordre de passage sur les coins par le curseur.

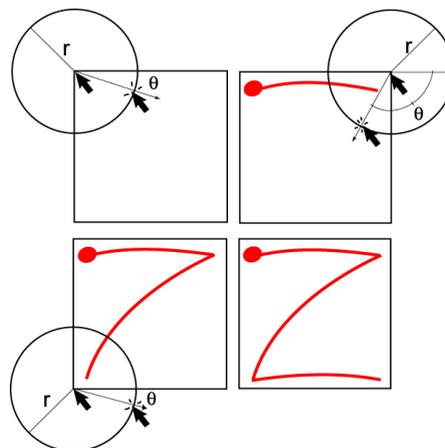


Figure 71 : Principe de saisie de la lettre « z » avec le système EdgeWrite  
(emprunté à [Wobbrock et Myers, 2006])

L'inconvénient de ce système est que la personne handicapée doit réaliser beaucoup de déplacements pour saisir un caractère. Cependant, une étude de cas a montré que l'utilisateur

<sup>19</sup> emprunté à <http://depts.washington.edu/ewrite/>

handicapé saisit des phrases plus rapidement avec le système EdgeWrite (5,28 WPM) qu'avec le clavier virtuel de Windows (4,60 WPM). La raison de cette meilleure performance avec EdgeWrite est due à : a) la continuité visuelle entre l'interface de saisie et la zone textuelle ; b) l'optimisation du temps de recherche des cibles à atteindre. Autrement dit, le sujet a expliqué que plus il y avait de touches sur un clavier plus cela lui demandait de la concentration pour trouver la bonne touche à saisir. Néanmoins, bien que ce résultat soit intéressant, les auteurs [Accot et Zhai, 1997] n'ont réalisé une étude de cas que sur un seul sujet. De plus, est-ce que ce clavier peut s'appliquer à des personnes pouvant ressentir de la fatigue visuelle telles que des IMCs ?

Le deuxième système est basé sur les primitives de Glyph [Poirier et Belatar, 2006]. Il a été adapté aux personnes souffrant d'un handicap moteur des membres supérieurs. Ce système est appelé HandiGlyph (Figure 72) [Belatar et Poirier, 2008]. Il fonctionne avec l'utilisation d'un simple contacteur. La technique d'interaction repose sur le principe de balayage. Un curseur balaye les quatre touches du haut ; la sélection se fait par un clic rapide. Ensuite, si le clic est réalisé sur une des primitives, deux listes de mots sont générées : la liste de complétion et la liste de désambiguïsation. Pour y accéder, il faut respectivement faire, soit un clic long soit un clic très long. Enfin, le curseur va balayer la liste de mots, et la sélection est réalisée par un clic rapide.

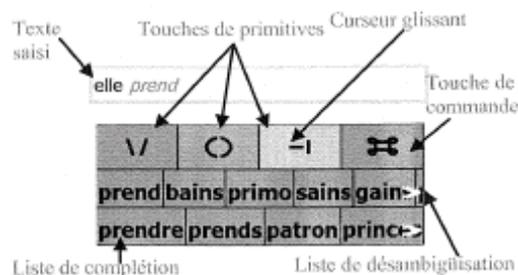


Figure 72 : Système HandiGlyph empruntée à [Belatar et Poirier, 2008]

Une étude de cas a été réalisée sur une personne atteinte d'un Locked-in Syndrom. L'utilisateur handicapé avait une vitesse de saisie de 2,37 WPM avec  $k_{spc}=1,43$ . L'auteur était satisfait de ce résultat car des tests sur d'autres aides à la saisie ont montré que la vitesse sur HandiGlyph était nettement supérieure : WIVIK avec joystick : 1 WPM ; EdgeWrite avec joystick : 0,77 WPM. Néanmoins, comme pour EdgeWrite, l'étude de cas a été réalisée sur une seule personne handicapée.

Cependant, qu'en est-il de l'usage d'un dispositif de pointage de type souris ou « trackball » ?

## 2.2. Présentation des listes de mots/de caractères prédits

Une autre type d'optimisation concerne l'apport des systèmes de prédiction. Ceux-ci reposent sur un moteur de prédiction linguistique. Son rôle est d'accélérer la saisie en proposant à l'utilisateur des listes de lettres ou de mots susceptibles de compléter le mot / le message en cours de saisie. Le principe est le suivant : à chaque nouveau caractère saisi par l'utilisateur, le système propose, soit un ensemble de lettres parmi les plus probables, soit une suite de lettres pour compléter tout ou partie du mot. Aujourd'hui concernant les questions d'utilisabilité, la question du mode de présentation des sorties du moteur linguistique est cruciale [Pouech, 2008]. Une analyse de la littérature et des systèmes existants révèle plusieurs modes de présentation de la sortie d'un moteur de prédiction : listes de prédiction de mots, liste de complétion, listes de prédiction de caractères et agencements dynamiques des touches par un système de prédiction. Décrivons ces divers modes.

### 2.2.1. Présentation des listes de mots prédits

Les mots sont rangés dans une liste selon un taux décroissant de prédiction dans laquelle l'utilisateur peut sélectionner les mots « *candidats* ». De nombreux systèmes intègrent ce mode : on peut mentionner le système HandiAS (Figure 73) [Maurel et al, 2001], le système PROPHET [Carlberger, 1997], [Hunnicut et Carlberger, 2001], et le système PolyPredix [Bérard et Neimiejer, 2004]. Le positionnement de cette liste (Figure 74), généralement à gauche du clavier ou en haut et à gauche comme dans KeyStrokes<sup>20</sup> [Bérard et Neimiejer, 2004] et la longueur de la liste des mots proposés soulèvent deux questions : celle de la charge cognitive (activité de recherche) et celle de la fatigue motrice (mode de balayage de la liste) engendrée lors de la tâche de sélection. Malheureusement, nous constatons que ces questions relevant de la modélisation de l'interaction homme-machine sont très peu abordées par les recherches actuelles. Pourtant, elles sont selon nous, centrales pour la question de l'utilisabilité.

Des mesures de performance du système HandiAS [Maurel et al., 2001] ont montré un gain de saisie de 56,72 %, qui se répartit entre 49,36 % incombant à l'apport des informations statistiques et 51,91 % aux informations syntaxiques. Sur le système PolyPredix, [Bérard et Niemeijer, 2004] l'influence de la longueur de la liste de prédiction a montré qu'avec une liste

---

<sup>20</sup> <http://www.assistiveware.com/keystrokes.php>

de 5 mots, le rendement<sup>21</sup> est de 46% ; avec une liste de 10 mots, le rendement est de 50,8%, et de 15 mots le rendement est de 53,1%.

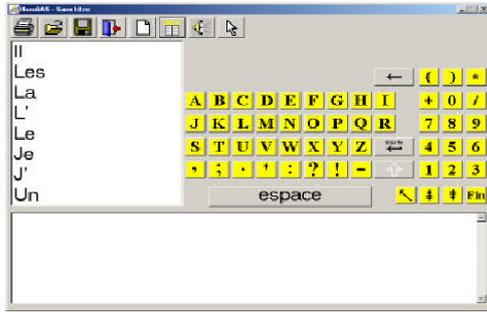


Figure 73 : Système HandiAS [Maurel et al., 2001]

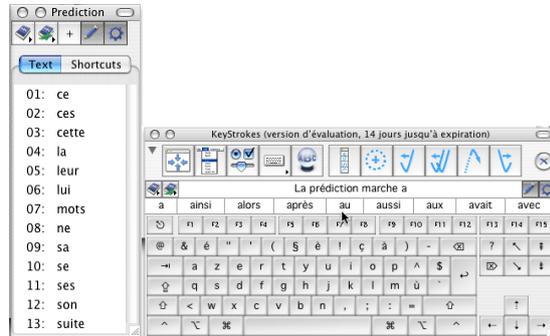


Figure 74 : Prédiction dans KeyStrokes<sup>20</sup>

### 2.2.2. Complétion de mot

La solution consiste à entrer le mot lettre par lettre comme dans les cas précédents. Dès qu'il n'y a plus d'ambiguïté, le système affiche, soit une partie du mot, soit la fin du mot. C'est le principe de la complétion. Lorsque le système fait une proposition, deux cas se présentent :

- Soit l'utilisateur n'est pas d'accord avec la proposition, il corrige alors explicitement le mot avec n'importe quel dispositif de commande (joystick, bouton pressoir, détecteur de mouvement de tête...);
- Soit il est d'accord et il poursuit sa saisie.

C'est la méthode qui a été mise en œuvre dans le système VITIPI [Boissière et Dours, 2002]. Ce système est capable de prendre en compte les fautes de frappes et certaines fautes d'orthographe au fur et à mesure de la saisie. Par exemple, lorsque le sujet a tapé la suite de lettres « auk » (Figure 75) VITIPI a proposé « aujourd'hui ». Comme dans la langue française, il n'y a aucun mot commençant par *auk*, le système fait l'hypothèse qu'il y a une erreur de frappe entre *k* et *j* (position de la lettre sur le clavier : *k* à côté de *j*). Il substitue donc le *k* par le *j*.

Dans le système VITIPI, le lexique de base est composé des 1729 entrées lexicales les plus fréquentes selon [Catach, 1980] qui se dérivent en 5930 mots ou formes fléchies (utilisation des flexions les plus courantes). Pour évaluer le système, un test a été effectué avec un corpus

<sup>21</sup> Le rendement est le nombre de cliques économisées pendant la saisie de texte grâce au système, pour un texte de 100 lettres (touches de fonctions incluses). Ce rendement se nomme aussi *keystroke savings rate* (KSR) [Carlberger, 1997], [Copestake, 1997]. Cette mesure permet d'évaluer les systèmes de **prédiction** en pourcentage d'économie de cliques.

d'apprentissage extrait sur une période de 26 jours du serveur d'informations de la METEO<sup>22</sup>. Ce corpus contient un lexique de 915 mots spécifiques à l'application METEO [Boissière et Dours, 2002]. Les résultats de prédiction obtenus par VITIPI sont de l'ordre de 42% de lettres affichées lorsque les phrases ne sont pas connues du corpus d'apprentissage et de 77 % lorsque les phrases sont connues.

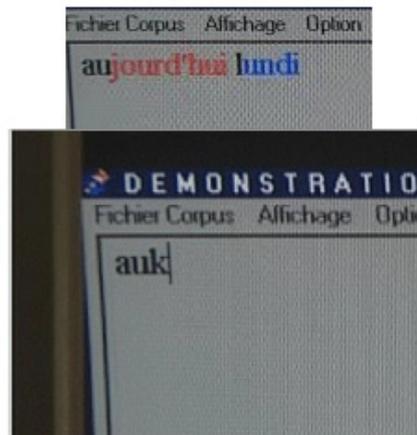


Figure 75 : Système VITIPI

### 2.2.3. Arrangement dynamique

Une autre utilisation des résultats des systèmes de prédiction est, soit l'arrangement spatial des lettres d'un clavier, soit l'ajout de caractères autour du caractère venant d'être saisi.

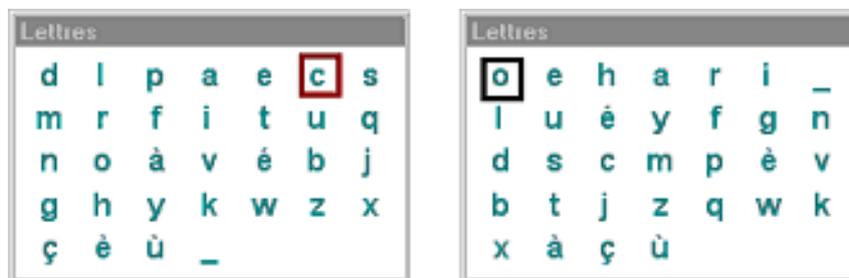


Figure 76 : Réorganisation dynamique du clavier Sibylettré au début du mot *COMPTER*  
[Schadle et al, 2001]

Une première voie d'étude consiste à replacer, à chaque saisie, le curseur en position initiale (en haut à gauche du clavier) et à réorganiser les lettres afin de placer en priorité celles dont la probabilité d'apparition est la plus forte d'après la saisie en cours. Le système Sibylettré (avec la technique du balayage) [Schadle et al, 2001] est fondé sur ce principe (Figure 76). Il utilise le modèle statistique n-gram d'ordre 5. Les évaluations théoriques montrent qu'en

<sup>22</sup> Bulletins météo recueillis sur le site de Météo France en 1999

moyenne la lettre désirée est atteinte en 2,9 défilements (pas) avec les prédictions de SibyLettre en défilement linéaire, contre 4,3 pour un défilement ligne/colonne (chapitre 1) sur un clavier de lettres optimisé avec leur fréquence hors-contexte. Ceci représente un gain de 32% en nombre de défilements et de 50% en nombre de clics nécessaires pour sélectionner une lettre. Une évaluation qualitative [Schadle et al, 2004] a également été menée au CMRRF (Centre Mutualiste de Rééducation et Réadaptations Fonctionnelles) de Kerpape auprès de patients souffrant d'IMC (Infirmité Motrice Cérébrale). Elle indique une nette préférence des utilisateurs pour le système SibyLettre, et ce malgré le réarrangement de touches. Les observations montrent également une adaptation rapide au système.

Une deuxième voie d'étude consiste à coupler la fonction de prédiction à un agencement spatial des touches. Par exemple, le concept KeyGlass [Raynal et Vigouroux, 2005] (Figure 77) repose sur l'ajout dynamique de touches semi-transparentes sur des représentations spatiales. Ces dernières sont ajoutées autour de la touche qui vient d'être pressée. Les lettres sont déterminées en fonction de ce qui a été saisi précédemment grâce à un système de prédiction. Ce principe permet de parcourir moins de distance avec le pointeur de la souris.

Il a été calculé dans un premier temps les performances qu'obtiendrait a priori un utilisateur avec ce système. Cette évaluation prédit une réduction d'environ 60% des distances parcourues et d'environ 30% le temps de saisie. Lors de la première expérimentation avec des sujets valides et handicapés des membres supérieurs, le système a permis de réduire les distances (d'environ en moyenne 22%) mais le temps nécessaire pour la saisie n'a pas diminué. Une hypothèse d'explication est l'insuffisance d'une appropriation du principe de KeyGlasses par les sujets. La nécessité d'effectuer des observations dans le temps sur ce type de dispositif s'impose.

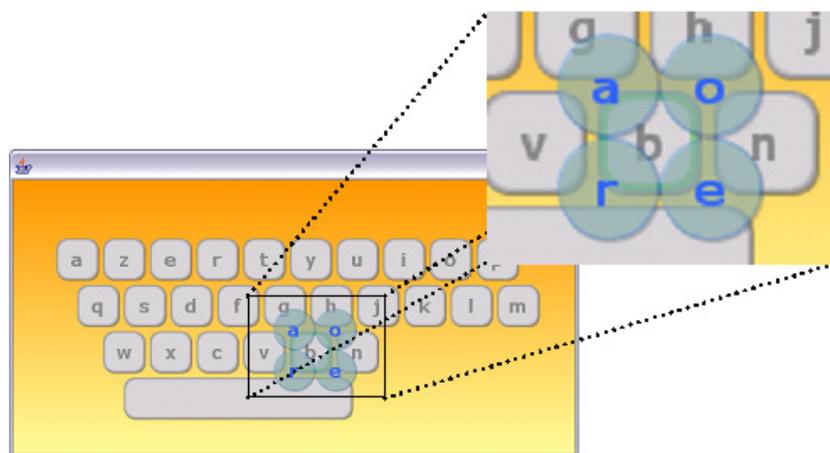


Figure 77 : Clavier AZERTY avec le système KeyGlasses [Raynal et Vigouroux, 2005]

Nous avons vu précédemment qu'il existe 2 façons d'optimiser la saisie de texte: optimisation des touches, présentation de liste de mots prédits par un système de prédiction.

Le premier type d'optimisation, est réalisé, soit par des algorithmes, soit en tenant compte de la langue. Cependant, ils ne permettent pas de prendre en compte les problèmes de motricité des personnes handicapées.

D'autre part, les systèmes de prédiction ont deux contraintes : a) ils ont été adaptés sur des claviers de type AZERTY ; b) ils agissent sur l'ordre d'apparition des touches ou de l'agencement de façon dynamique. La première contrainte impose un clavier non optimisé avec l'usage d'un dispositif de pointage ; la seconde oblige à prendre plus de temps pour rechercher les caractères ajoutés ou déplacés. De plus, les listes de mots présentés obligent l'utilisateur à vérifier, pour chaque caractère saisi, si le mot est dans la liste.

Peu de travaux ont utilisé de nouvelles techniques d'interaction (hormis les systèmes de balayage) pour optimiser la saisie de texte dans le milieu du handicap. Qu'en est-il de l'optimisation de la saisie de texte avec l'intégration des techniques d'interaction dans un clavier pour une personne handicapée ? C'est-ce que nous allons voir à présent.

### 3. Projet ChatCom

Au cours de ma thèse, j'ai été impliqué dans le projet ChatCom<sup>23</sup>. Ce projet vise à proposer des solutions adaptées en matière d'assistants à la saisie de textes pour permettre à des personnes handicapées physiques ayant des troubles moteurs des membres supérieurs et/ou de la parole de communiquer avec autrui. Nous nous proposons d'étudier et d'évaluer, par l'observation des usages, différents claviers logiciels adaptés aux personnes handicapées motrices dans une tâche de communication écrite (Chat, e-mail, etc.).

Mon travail dans ce projet est d'étudier l'optimisation de la distance de parcours du curseur de la souris sur les claviers virtuels. Je me suis intéressé à ce projet car cette étude me permettait de mettre en avant les techniques d'interaction pour réduire la fatigue motrice lors d'une saisie de texte longue.

---

<sup>23</sup> <http://www.irit.fr/chatcom>

Deux autres partenaires participent également à ce projet : le Laboratoire LTC (UMR 5521 - CNRS/Université de Toulouse Le Mirail / EPHE) et l'Association Française contre les Myopathies (Délégation AFM de la Haute-Garonne).

Ce projet a pour objectifs :

- D'étudier les tâches réalisées à l'aide d'un clavier virtuel ;
- De concevoir, avec une méthode centrée utilisateur, une nouvelle génération de clavier virtuel intégrant de nouvelles techniques d'interaction ;
- D'améliorer l'utilisabilité dans une tâche de saisie de texte.

L'analyse des besoins ayant montré que tous les utilisateurs utilisent le clavier virtuel de Windows, nous avons fait le choix de développer un clavier identique à celui-ci.

Un autre besoin exprimé est de limiter les clics souris et les déplacements du pointeur.

Nous nous sommes focalisés sur les problèmes de déplacement du pointeur car les problèmes concernant les clics « souris » sont déjà résolus, par exemple avec le clic temporisé, sur tous les claviers virtuels vendus dans le commerce. Pour répondre à ce besoin des utilisateurs, nous nous sommes inspirés des travaux existants sur les techniques d'interaction qui réduisent les déplacements du curseur, tels que le pointage sémantique [Blanch et al, 2004] ou le « *expanding target* » [McGuffin et Balakrishnan. 2002] :

Le pointage sémantique est une technique d'interaction qui permet de faciliter l'atteinte de cibles sur les interfaces graphiques. Le pointage sémantique utilise deux tailles indépendantes pour chaque cible potentielle présentée à l'utilisateur selon l'espace: l'espace moteur, avec une taille dans l'espace pour la manipulation du dispositif, et l'espace visuel adapté à la quantité d'informations qu'il véhicule. Ce découplage entre espace visuel et moteur est obtenu en modifiant le ratio d'affichage du curseur en fonction de la distance à proximité des cibles.

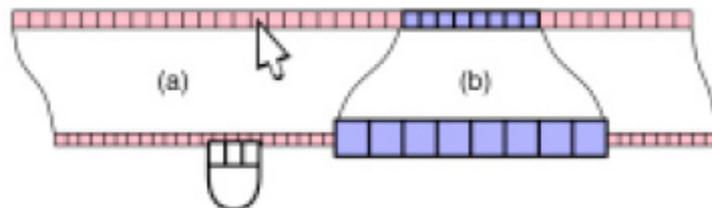


Figure 78 : Le pointage sémantique, empruntée à [Blanch, 2004]

D'après la Figure 78, [Blanch, 2004] explique : « La zone (a) représente une partie non intéressante pour l'interaction (fond de l'écran par exemple) ; elle est contractée pour être traversée rapidement. La zone (b) représente une cible importante ; elle est donc dilatée pour

permettre à la souris de s'arrêter facilement dedans. ». Cette technique d'interaction permet à une personne handicapée de **réduire le déplacement du dispositif de pointage** pour déplacer davantage le curseur ;

Le « *expanding target* » est une technique d'interaction qui permet d'agrandir une cible lorsque le curseur se déplace vers celle-ci. L'avantage pour une personne handicapée est qu'elle **gagne en précision pour atteindre une cible**, et **en distance** lors de l'approche du curseur vers cette dernière.

Nous nous sommes inspirés de ces deux techniques d'interaction afin d'augmenter la **précision pour atteindre** une touche et de **diminuer la distance** parcourue par le curseur. Les techniques d'interaction sont implémentées sur un clavier virtuel identique à celui du système Windows(<http://www.microsoft.com/france/apropos/convictions/Accessibilite.msp>). Elles se nomment : « BigKey » (« *expanding target* »), « Sans Pointeur » (pointage sémantique) et « Classique » (pointage et sélection). Ces trois techniques d'interaction sont détaillées ci-après. Auparavant, nous présentons les différentes étapes du protocole suivi.

### 3.1. Présentation des étapes du protocole

L'objectif est de réaliser une évaluation **qualitative** par des entretiens à domicile et une évaluation **quantitative** par l'analyse des données brutes pour comparer les trois techniques d'interaction.

Le protocole comprend trois étapes :

- *Pré-entretien* : questions sur les usages et les besoins en termes de fonctionnalités ; contexte d'utilisation ; fatigabilité ; défauts du clavier virtuel utilisé ; utilisation des systèmes de prédiction ;
- *Analyse de l'activité* : après réalisation des tâches (saisies de textes, manipulation de fonctionnalités), un entretien post-tâche est réalisé, consacré à l'analyse des difficultés rencontrées. Cet entretien sert de complément aux données et verbalisations recueillies lors de la réalisation de la tâche.
- *Test des fonctionnalités claviers* (test utilisateur) : des tâches de saisie de textes sont proposées, avec trois interactions différentes : « Classique » ; « BigKey » ; « Sans Pointeur ». Ces tests sont suivis d'un entretien traitant des problèmes de fatigue physique et les problèmes matériels.

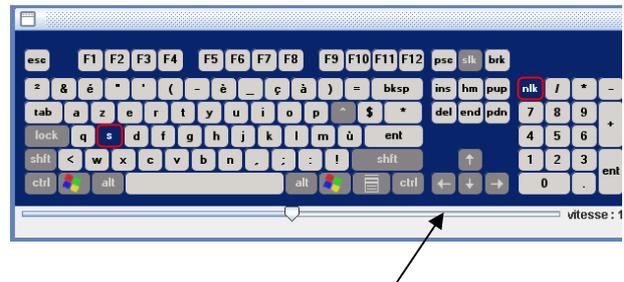
### 3.2. Présentation des techniques d'interaction

Voici le principe de fonctionnement des trois techniques d'interaction :

- *Technique d'interaction « Classique »* par pointage et sélection (c'est à dire déplacement du curseur plus clic au moyen d'un dispositif de pointage) ;
- *Technique d'interaction « Sans Pointeur »* : la distance entre deux touches est multipliée par une constante N par rapport au déplacement réalisé par le dispositif de pointage (Figure 80 et Figure 81). Cette constante N est définie au moyen de la borne de réglage. La valeur N est comprise entre 0 et 1. Si N=0, le déplacement du curseur reste inchangé. Le curseur disparaît lorsqu'il entre dans la zone du clavier pour deux raisons : a) pour éviter que le curseur cache les caractères lors de son passage sur les touches et b) pour éviter de cliquer entre 2 touches. A chaque déplacement du dispositif du pointage, la touche est mise en saillance ;
- *Technique d'interaction « BigKey »* : les touches grossissent avec un facteur de 2 lorsque le curseur passe dessus (Figure 79).



Figure 79 : Technique d'interaction «BigKey»



Borne de paramétrage de N

Figure 80 : Technique d'interaction «Sans Pointeur»

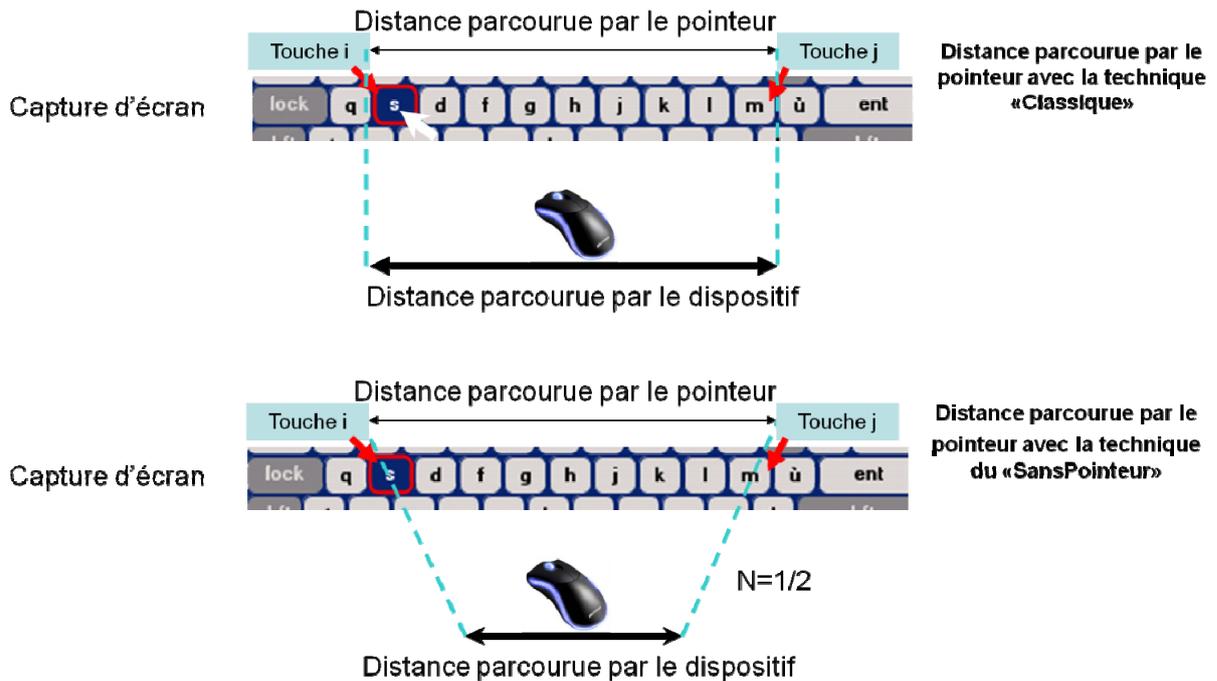


Figure 81 : Principe de la technique de pointage du «Sans Pointeur»

Pour l'évaluation de ces techniques d'interaction, nous avons émis les hypothèses suivantes :

- Le grossissement des touches du «BigKey» doit augmenter la précision pour atteindre une touche. Par conséquent, le sujet doit faire moins d'erreurs de sélection de touches, augmenter sa vitesse de saisie et diminuer la fatigue motrice et visuelle ;
- La technique du « Sans Pointeur » doit augmenter la vitesse de saisie de texte, du fait que la vitesse de déplacement du pointeur à l'écran est multipliée par un ratio par rapport au déplacement réalisé par le dispositif de pointage.

L'expérimentation est réalisée par 4 sujets myopathes. Ils sont tous de niveau expert dans l'utilisation du clavier virtuel AZERTY de Windows. Les données des sujets restent anonymes. Le déroulement de l'expérimentation est le suivant : le sujet a réalisé pendant 5 jours un apprentissage d'utilisation du clavier visuel, identique graphiquement à celui de Windows, avec les 3 techniques d'interaction. Pour chacune de ces techniques, l'utilisateur doit en premier lieu modifier la configuration présentée dans la Figure 82 pour ne pas subir de gêne visuelle lors de la saisie ; ensuite il doit saisir un texte dans une zone de texte au dessus du clavier (Figure 82).



Figure 82 : Configuration de l'interface de test

Lorsque le sujet clique sur le bouton « Valider » (Figure 82), son texte est envoyé dans un courriel commun aux partenaires du projet ChatCom, selon le principe du protocole de la plateforme E-Assiste [Raynal et al, 2005]. Cette plateforme repose sur une architecture « client »-« serveur » : une partie dite « client » regroupe les outils nécessaires (clavier virtuel, zone de saisie) pour que les sujets puissent réaliser l'expérimentation (Figure 83) ; une partie dite « serveur » récupère l'ensemble des données sauvegardées et propose des outils pour analyser celles-ci (Figure 84). Ces données concernent : les coordonnées du curseur, les événements du dispositif de pointage (déplacements, pression et relâchement du clic souris), le temps en millisecondes pour chaque événement envoyé par le dispositif et les touches saisies au clavier.



Figure 83 : Partie « client »

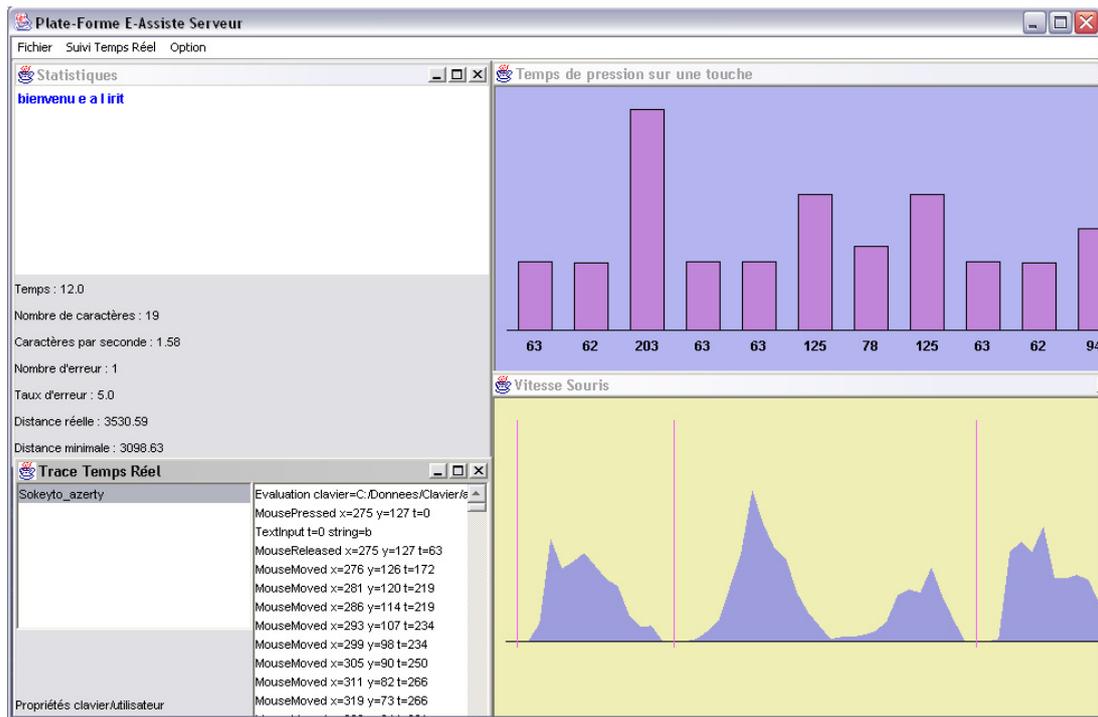


Figure 84 : Partie « serveur »

La plateforme E-Assiste permet de contrôler si le sujet a effectué ou pas son apprentissage avant les expérimentations. Ensuite les sujets réalisent le test d'une durée de 30 minutes : ils doivent saisir trois textes différents avec les trois techniques d'interaction. Ces trois textes sont équilibrés en nombre de caractères, en nombre de mots et en distance théorique à parcourir avec le curseur durant la saisie de texte sur le clavier AZERTY (Annexe 3 : projet ChatCom : 5.3). Pour chaque sujet, les textes sont intervertis avec les trois techniques d'interaction (Tableau 13). Dans cette pré-étude, les sujets n'ont effectué qu'une fois chaque série.

Ordre de passage	Techniques d'interaction				
	1	Classique	Classique	BigKey	BigKey
2	BigKey	Sans Pointeur	Classique	Sans Pointeur	Classique
3	Sans Pointeur	BigKey	Sans Pointeur	Classique	BigKey

Tableau 13 : Ordre de passation des techniques

Durant l'expérimentation, sont récupérées dans un fichier au format XML (Annexe 3 : projet ChatCom : 5.1) les données suivantes :

- Le type d'interaction de saisie utilisée ;
- Le texte à saisir.
- A chaque action de l'utilisateur :
- Les coordonnées X et Y du curseur ;
- A chaque événement du curseur en millisecondes :
- Le temps de pression du clic du dispositif de pointage ;
- Le temps du relâchement du clic du dispositif de pointage ;
- La position au temps t du curseur.
- La touche saisie sur le clavier.

Les données (Annexe 3 : projet ChatCom : 5.1) sont importées dans la plateforme E-Assiste.

### 3.3. Résultats

#### 3.3.1. Résultats des entretiens à domicile

Les résultats qualitatifs obtenus à partir des entretiens sur les trois différentes techniques d'interaction, nous fournissent des informations sur les trois paramètres suivants :

- Le degré de difficulté : les techniques d'interaction «Classique» et «BigKey» sont relativement équivalentes alors que celle du «Sans Pointeur» est perçue comme la plus difficile. Le sujet 3 se distingue des autres sujets en estimant la technique d'interaction «Classique» comme très difficile. Une raison est liée à sa motricité différente des 3 autres sujets ;
- La perception de la taille des touches : les sujets rapportent que la taille des touches est trop petite sur le clavier avec les techniques «Classique» et «Sans Pointeur» alors que les touches du clavier avec la technique d'interaction «BigKey» sont perçues comme ni grandes, ni petites, autrement dit adaptées ;
- La fatigue : il s'agit essentiellement d'une fatigue visuelle ressentie avec le clavier et la technique «Sans Pointeur», du fait de l'absence du curseur ; le sujet doit certainement développer une attention importante sur l'état de la touche, et plus précisément sur le fait que le feedback renvoyé par la touche confirme bien le passage du curseur et/ou la validation par clic du dispositif de pointage.

La technique d'interaction du « BigKey » est la technique la mieux acceptée par la majorité des sujets (3 sur 4) alors que, la technique du «Sans Pointeur» est la moins acceptée du fait de la fatigue visuelle et des erreurs dues aux glissements du pointeur. Ces glissements sont

caractérisés par le fait que le curseur se déplace aux frontières d'une autre touche adjacente à celle souhaitée. Dans ce cas, l'utilisateur peut, par maladresse ou difficulté motrice, la sélectionner.

A présent, demandons-nous si ces impressions subjectives sont confirmées lors de l'analyse des traces acquises durant les tâches de saisie effectuées par les sujets au cours de l'expérimentation ?

### 3.3.2. Résultats quantitatifs

Pour répondre à cette question nous allons nous intéresser à l'étude statistique des paramètres suivants :

- La distance ;
- La vitesse en Caractère Par Seconde (CPS) ;
- Le temps moyen pour accéder à une touche ;
- Le taux d'erreurs par caractère et par touche.

#### 3.3.2.1. Étude des distances

Dans cette expérimentation, deux distances sont analysées :

- La distance réelle qui est le trajet effectué par le curseur du dispositif de pointage entre deux touches sélectionnées ;
- La distance optimale qui est la plus courte entre la touche i et la touche j. Elle est caractérisée par une ligne droite qui part du point d'impact (le point d'impact est assimilé à un clic) de la touche i vers le point d'impact de la touche j.

A priori les deux distances est que les trajectoires de la technique « Sans Pointeur » sont plus courtes que celles des techniques « BigKey » et « Classique ».

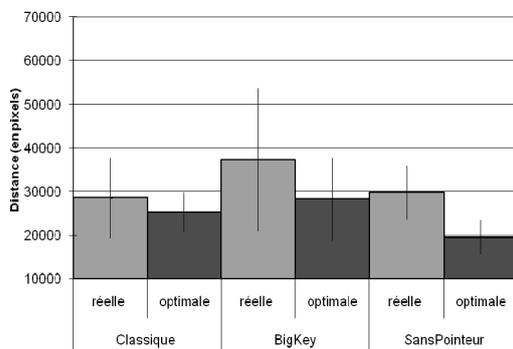


Figure 85 : Comparaison de la distance réelle/optimale

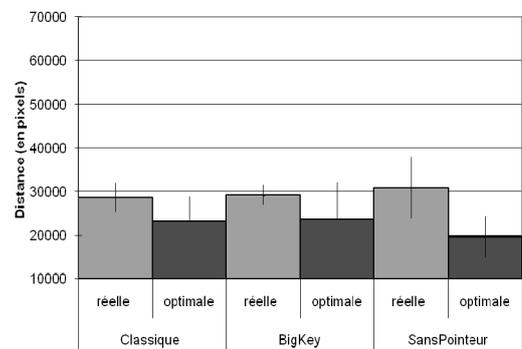
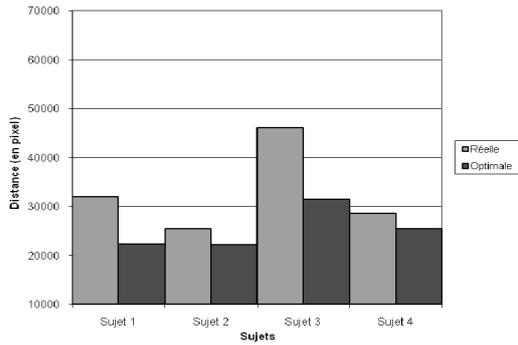
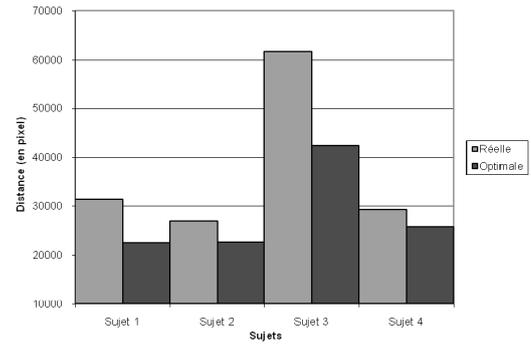


Figure 86 : Comparaison de la distance réelle/optimale sans le sujet 3

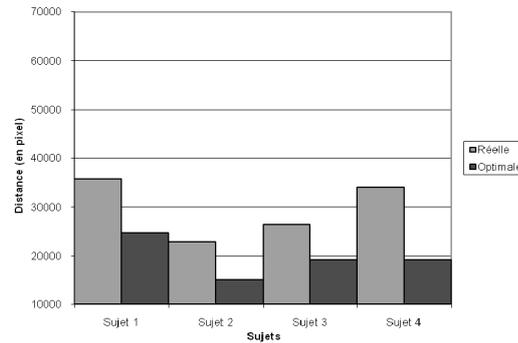
## Chapitre 4 : Les techniques d'optimisation appliquées aux claviers virtuels



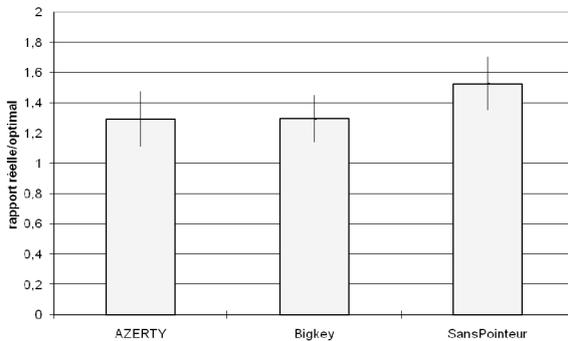
**Figure 87 : Distance parcourue avec la technique «Classique»**



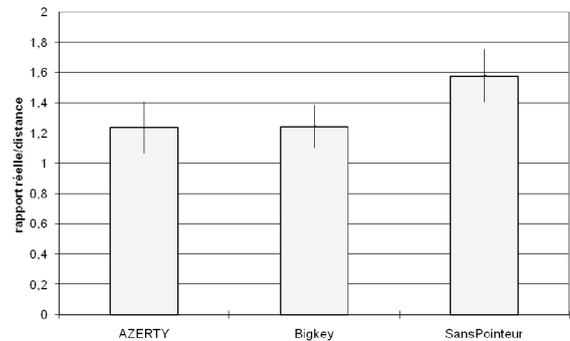
**Figure 88 : Distance parcourue avec la technique «BigKey»**



**Figure 89 : Distance parcourue avec la technique «Sans Pointeur»**



**Figure 90 : Rapport distance réelle/optimal avec le sujet 3**



**Figure 91 : Rapport distance réelle/optimal sans le sujet 3**

Les distances parcourues<sup>24</sup> sont variables selon les sujets. Avec la technique d'interaction «Classique» (Figure 87) et celle du «BigKey» (Figure 88), les distances parcourues pour chaque sujet restent les mêmes (entre 20000 et 30000 pixels) sauf pour le sujet 3. Sa distance est un tiers de fois plus importante avec la technique «BigKey» (61701 pixels). Par contre pour les sujets 2 et 3 les distances parcourues pour saisir du texte sont moins importantes avec

<sup>24</sup> La distance parcourue se définit par une trajectoire non rectiligne entre le premier point d'impact (clic) sur la touche i et le second point d'impact sur la touche j.

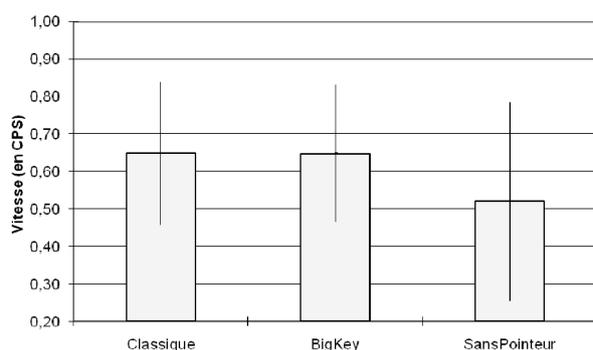
la technique du «Sans Pointeur» (respectivement 22907 et 26364 pixels) (Figure 89) par rapport aux deux autres techniques d'interaction.

Les résultats moyennés (Figure 85) montrent que l'usage de la technique d'interaction du «Sans Pointeur» est le plus économique en termes de distance optimale<sup>25</sup> (19541,6 pixels) pour saisir du texte. Pour la distance réelle, elle est très proche de celle de la technique d'interaction «Classique» (légèrement meilleure) avec un rapport entre les deux de 1,04. Nous remarquons pour la technique «BigKey» un écart-type important respectivement (+/- 16344,18 pixels) pour la distance réelle et (+/- 9494,80 pixels) pour la distance optimale. Ces écarts sont liés en grande partie aux performances (Figure 85 et Figure 86 ) du sujet 3 ; ce sujet réalise un déplacement important du curseur de la souris (rapport de 1,27 pour la distance réelle et un rapport de 1,19 pour la distance optimale). Les écarts-types de la technique «BigKey» diminuent de 80,23% pour la distance optimale et de 86,29% pour la distance réelle, sans le sujet 3.

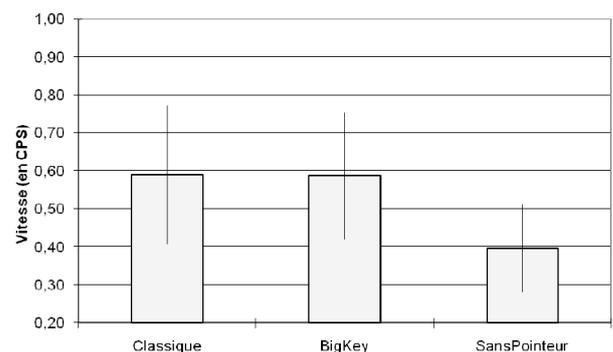
Le rapport concernant la distance réelle et la distance optimale (Figure 90) est équivalent pour la technique « classique » (1,29) et « BigKey » (1,29). Par contre, pour la technique du « Sans Pointeur » ce rapport est de 1,52. Si nous enlevons le sujet 3 (Figure 91), nous ne remarquons plus aucune différence significative (« classique » = 1,23, « BigKey » = 1,24 et « Sans Pointeur » = 1,57). Ceci dit, les sujets ont une trajectoire plus courte avec la technique « classique » et « BigKey » qu'avec la technique du « Sans Pointeur ».

### 3.3.2.2. Étude de la vitesse de saisie

La vitesse est calculée en Caractère Par Seconde (CPS).

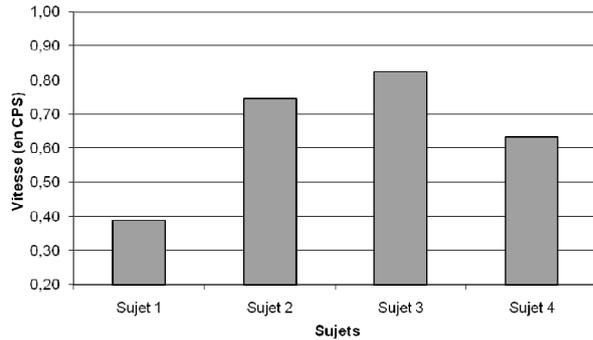


**Figure 92 : Comparaison de la vitesse de saisie sur les trois techniques d'interaction**

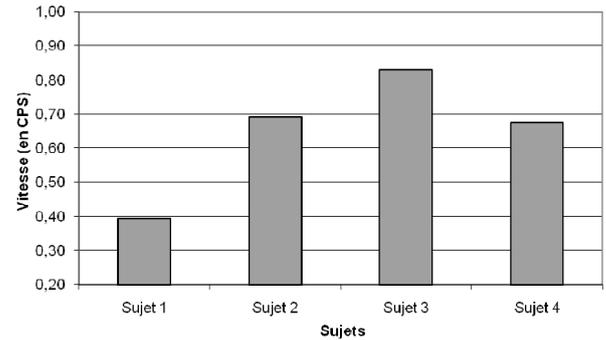


**Figure 93 : Comparaison de la vitesse de saisie sur les trois techniques d'interaction sans le sujet 3**

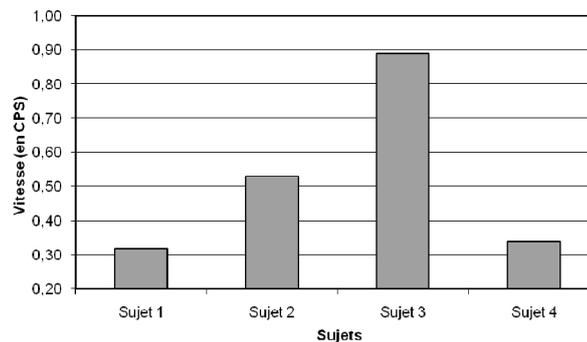
<sup>25</sup> La distance optimale se définit par une trajectoire rectiligne entre le premier point d'impact (clic) sur la touche i et le second point d'impact sur la touche j (touche erronée ou non).



**Figure 94 : Vitesse en CPS avec la technique d'interaction «Classique»**



**Figure 95 : Vitesse en CPS avec la technique d'interaction «BigKey»**



**Figure 96 : Vitesse en CPS avec la technique d'interaction «Sans Pointeur»**

Les vitesses de saisie avec les techniques d'interaction «Classique» et «BigKey» sont exactement de 0,65 CPS (Figure 92). Par contre, avec la technique «Sans Pointeur», elle est de 0,52 CPS moins rapide. De plus, pour la technique «Sans Pointeur» nous remarquons un écart type très important (de 0,26 CPS). Cela s'explique par le fait que le sujet 3 obtient une vitesse de saisie constante avec les trois techniques d'interaction («Classique» : 0,83 CPS, «BigKey» : 0,83 CPS et «Sans Pointeur» : 0,89 CPS) alors qu'avec la technique «Sans Pointeur» les sujets 1, 2 et 4 sont moins performants. Ils obtiennent respectivement 0,32, 0,53 et 0,34 CPS (Figure 94, Figure 95 et Figure 96). La vitesse de saisie chez le sujet 3 est remarquable, nous pouvons expliquer cela par deux hypothèses : il utilise fréquemment le clavier virtuel et son degré d'handicap est moins important que celui des autres sujets.

Sans le sujet 3, nous observons (Figure 93) que la moyenne de la vitesse de saisie diminue de 1,09 pour la technique «Classique», de 1,10 pour la technique «BigKey» et de 1,31 pour la technique «Sans Pointeur». Quand à l'écart-type, il diminue de 1,03 pour la technique «Classique», de 1,09 pour la technique «BigKey» et de 2,27 pour la technique «Sans Pointeur».

3.3.2.3. Temps moyen de saisie d'une touche

Le temps de saisie d'une touche, en millisecondes (ms), correspond à l'addition du temps de recherche de la touche à saisir (1), du temps de planification de l'activité (2), du temps de déplacement du curseur pour aller de la touche courante à la touche cible (3), et du temps de sélection (4) (d'où j prend les valeurs de 1 à 4 dans l'équation (12)). Ce temps peut être le résultat de la somme de i « sous-temps » tant que la touche cible n'est pas atteinte.

$$t_{moyen} = \sum_{i=1, j=1,4}^m t_{i,j} \quad (11)$$

m=2 si l'utilisateur sélectionne une touche autre (erronée) avant d'atteindre la touche exacte à sélectionner.

Le temps moyen de saisie d'une touche correspond à la moyenne des temps de saisie d'une touche pour tous les exercices.

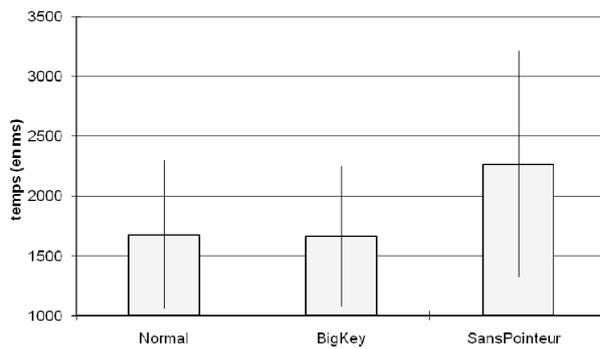


Figure 97 : Temps moyen de saisie sur les trois techniques d'interaction

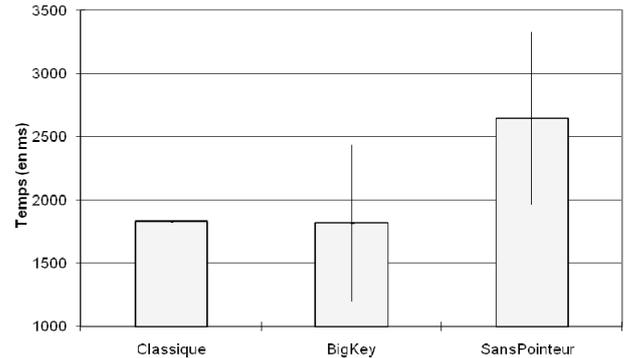


Figure 98 : Temps moyen de saisie sur les trois techniques d'interaction sans le sujet 3

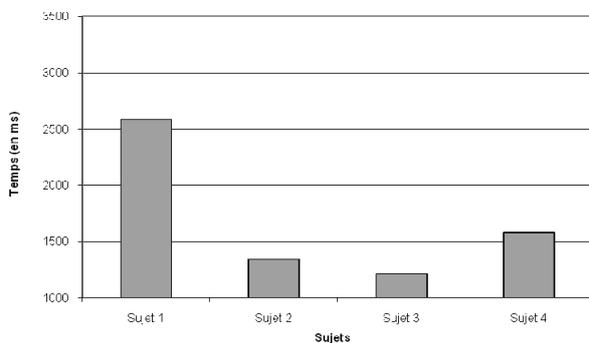


Figure 99 : Temps moyen de saisie avec la technique d'interaction «Classique»

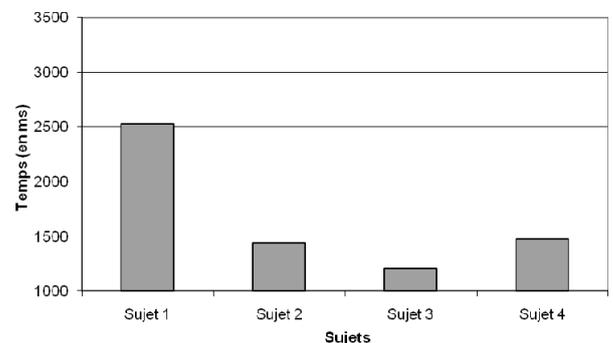
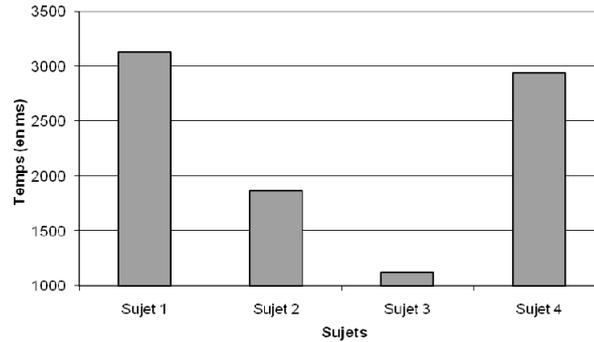


Figure 100 : Temps moyen de saisie avec la technique d'interaction «BigKey»



**Figure 101 : Temps moyen de saisie avec la technique d'interaction «Sans Pointeur»**

Selon la Figure 97, le temps d'accès à une touche est 1,3 fois plus long pour la technique «Sans Pointeur» (2265 ms) que pour «Classique» (1676 ms) et «BigKey» (1664 ms). Ceci serait dû à la non-existence du pointeur dans la technique du «Sans Pointeur» qui trouble le sujet. En effet, celui-ci n'est pas habitué à ne pas disposer de curseur sur son écran ; ici le manque de retour visuel du curseur engendrerait une gêne perceptible et cognitive pour les sujets 1, 2 et 4. Ceci serait à vérifier par des études complémentaires avec un suivi du regard. Le temps moyen d'accès aux touches de la technique du «Sans Pointeur» (Figure 101) est plus élevé pour les sujets 1 et 4 que pour les sujets 2 et 3.

Ces résultats montrent une variabilité entre les sujets au niveau de la technique du «Sans Pointeur» (+/- 943,83 ms) (Figure 97). Par contre, si nous ôtons le sujet 3 de la Figure 97, nous observons une augmentation (Figure 98) du temps moyen de saisie pour les trois techniques d'interaction (de 1,09 fois pour «Classique» et «BigKey» et de 1,16 fois pour «Sans Pointeur») et une diminution de 1,38 fois de l'écart-type de la technique de la technique du «Sans Pointeur».

### 3.3.2.4. Etude du taux d'erreurs

Pour calculer le taux d'erreurs, nous avons utilisé la méthode de calcul de la distance d'édition [Levenshtein, 1966] (distance de Levenshtein<sup>26</sup>).

Nous définissons le nombre d'erreurs sans conséquence par la frappe accidentelle des touches comme Ctrl, Alt, MenuWin qui sont saisies seules, et qui n'ont aucune conséquence sur le texte saisi. Cela rajoute une touche frappée, mais pas un caractère saisi.

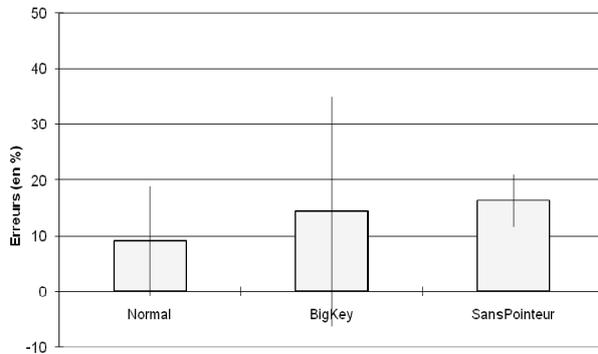
---

<sup>26</sup> « La distance de Levenshtein entre mots ou chaînes de caractères (distance d'édition, de similarité) donne par un calcul assez simple des indications sur le degré de ressemblance de ces chaînes. » <http://pagesperso-orange.fr/jean-paul.davalan/lang/algo/lev/index.html>

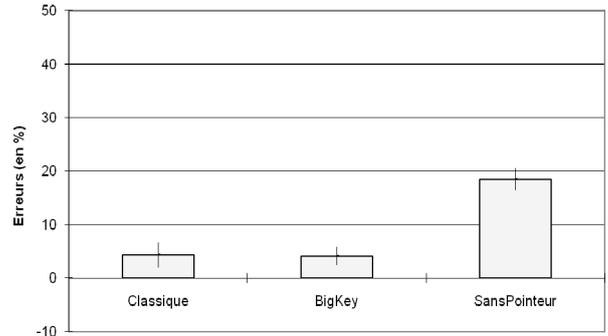
## Chapitre 4 : Les techniques d'optimisation appliquées aux claviers virtuels

Le calcul du taux d'erreurs que nous avons retenu au cours d'une réunion est celui de [Soukoreff et MacKenzie 2001] :

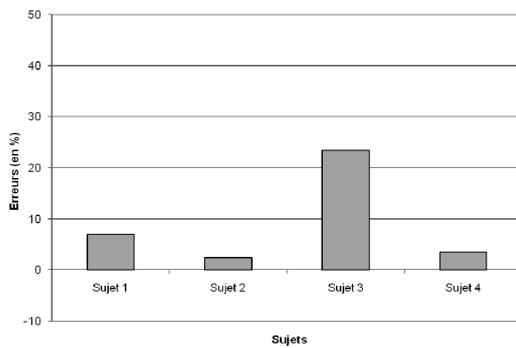
Taux d'erreurs = (nombre de «Backspace» + nombre d'erreurs donné par la distance d'édition + nombre d'erreurs sans conséquence) / nombre de caractères à saisir.



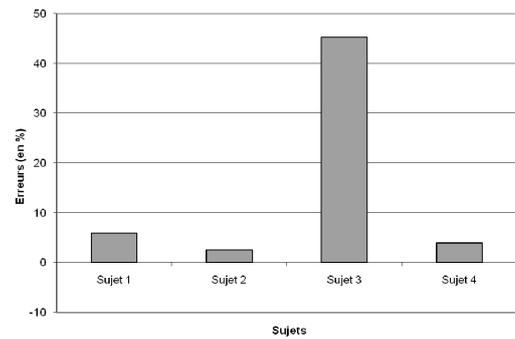
**Figure 102** Comparaison du taux d'erreurs sur les trois techniques d'interaction



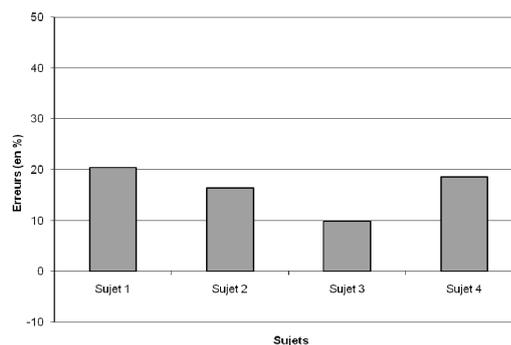
**Figure 103** : Comparaison du taux d'erreurs sur les trois techniques d'interaction sans le sujet 3



**Figure 104** : Taux d'erreurs avec la technique d'interaction «Classique»

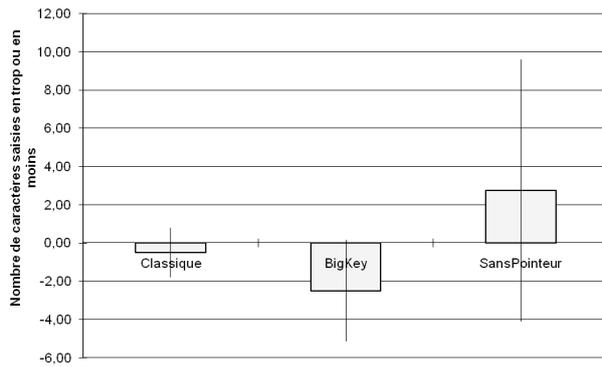


**Figure 105** : Taux d'erreurs avec la technique d'interaction «BigKey»

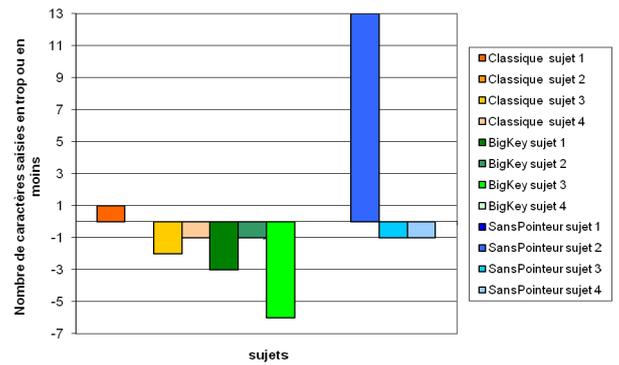


**Figure 106** : Taux d'erreurs avec la technique d'interaction «Sans Pointeur»

## Chapitre 4 : Les techniques d'optimisation appliquées aux claviers virtuels



**Figure 107 : Taux de délétion et d'insertion pour les trois techniques**

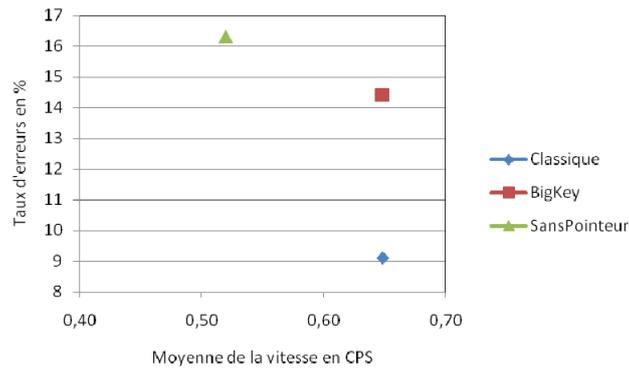


**Figure 108 : Taux de délétion et d'insertion par technique et par sujet**

D'après la Figure 102, le taux d'erreurs le plus faible est obtenu avec la technique d'interaction «Classique» (9%), puis en deuxième position vient la technique d'interaction «BigKey» (14%) et en dernier la technique d'interaction «Sans Pointeur» (16%). Nous remarquons que l'écart-type de la technique d'interaction «BigKey» est grand car le sujet 3 (45,27%) fait plus d'erreurs que les 3 autres sujets (sujet 1 : 5,88%, sujet 2 : 2,5%, sujet 4 : 4%) (Figure 105). Par contre les taux d'erreurs des sujets 1, 2 et 4 sont voisins pour les techniques d'interaction «Classique» et «BigKey» (Figure 104 et Figure 105). Le sujet 3 («Classique» : 23,5%, «BigKey» : 45,27%, «Sans Pointeur» : 9,80%) a fait 2,5 à 5 fois moins d'erreurs avec la technique d'interaction «Sans Pointeur» (Figure 106).

Par contre, si nous enlevons le sujet 3 (Figure 103), nous remarquons une diminution du nombre d'erreurs pour les techniques d'interaction «Classique» et «BigKey» (respectivement de rapport de 2,11 et 3,49) et une légère augmentation pour la technique d'interaction du «Sans Pointeur» (de rapport de 0,88%). De plus, nous observons une diminution des écart-types pour les 3 techniques d'interaction («Classique» : 75%, «BigKey» : 91%, «Sans Pointeur» : 56%).

Nous remarquons aussi que selon la technique utilisée le nombre de caractères saisis en trop ou en moins diffère. Nous adoptons la convention suivante : le nombre d'insertions de caractères en plus de ceux du texte (complet) est noté négativement et le nombre de délétions de caractères saisis en moins par rapport au texte (complet) est noté positivement. Les sujets (Figure 107) font des insertions avec les techniques «Classique» = -0,5 et «BigKey» = -2,5. Par contre, pour «Sans Pointeur» le nombre de délétion est de 2,75. De plus, l'écart-type est de 6,84 du fait que le sujet 2 (Figure 108) saisit 13 caractères en moins que la totalité du texte à saisir.



**Figure 109 : Techniques d'interaction dans le plan vitesse moyenne de saisie et taux d'erreur**

Lorsque nous projetons les trois techniques d'interaction en fonction du taux d'erreurs et de la moyenne vitesse de saisie (Figure 109), nous remarquons que les techniques d'interaction « Sans Pointeur » et « Bigkey » sont moins performantes que le clavier virtuel sans techniques d'interaction (« Classique »). Néanmoins la technique d'interaction « Bigkey » est la plus performante avec une vitesse de saisie équivalente à celle de la technique d'interaction « Classique » mais avec un taux d'erreurs 1,5 fois plus important. Ce résultat, s'explique par le fait que la nouvelle technique d'interaction « Bigkey » n'est pas encore assez utilisée par les sujets pour arriver au niveau des performances de la technique d'interaction « Classique ».

### 3.4. Synthèse

D'après les interviews, les techniques d'interaction « Classique et BigKey » sont relativement équivalentes en termes de difficulté d'utilisation (respectivement 4/6 et 4,88/6) alors que la technique d'interaction « Sans Pointeur » est perçue comme la plus difficile (2/6). Le sujet 3 se distingue en estimant que la technique d'interaction « Classique » est très difficile.

Dans l'ensemble, les données confirment que de la taille des touches des claviers avec les techniques d'interaction « Classique » et « Sans Pointeur » sont trop petites (respectivement 2,88/6 et 2,75/6), alors que les touches avec la technique d'interaction « Bigkey » sont perçues comme ni grandes ni petites (4/6) mais il existe des variabilités entre les estimations des participants.

Dans le Tableau 14, nous représentons les avantages par « + » et les inconvénients par « - ». Nous voyons que la technique d'interaction «Classique» est en première position (point fort : vitesse, temps moyen d'accès à une touche et erreurs de saisie). Ensuite vient la technique

d'interaction «BigKey» (point fort : vitesse et temps moyen d'accès à une touche) et enfin la dernière, la technique d'interaction «Sans Pointeur» (point fort : distance). Concernant cette dernière technique d'interaction, la majorité des sujets ont énoncé la gêne de ne plus pouvoir visualiser le curseur sur le clavier. Par conséquent, ils ne peuvent pas saisir aussi vite qu'avec la technique d'interaction « Classique ». Du point de vue de la psychophysique, l'absence du curseur parasite la « théorie de l'action » [Norman, 1986]. En effet, le processeur perceptif ne détecte pas le curseur, cette information gênant l'utilisateur, elle chemine vers les mémoires perceptives. La mémoire de travail traite l'information. Le processeur cognitif recherche dans la mémoire à long terme les actions associées aux informations présentes dans la mémoire de travail. Du fait que l'utilisateur n'est pas habitué à cette technique interaction, l'information n'est pas directement transmise aux processeurs moteurs, mais doit passer par le processeur concernant l'apprentissage. Nous postulons que c'est pour cette raison que les sujets ont réfuté cette technique d'interaction.

Les résultats montrant que la technique d'interaction «Classique» est la plus performante avant la technique d'interaction «BigKey», ne confirment pas tout à fait les interviews réalisées auprès des sujets.

	Distance	Vitesse	Temps moyen d'accès à une touche	Erreurs de saisie	Score
«Classique»	-	+	+	+	3
«BigKey»	-	+	+	-	2
«Sans Pointeur»	+	-	-	-	1

**Tableau 14 : Synthèse des résultats avec le sujet 3**

Par contre, si nous enlevons le sujet 3 dans notre tableau de synthèse, nous remarquons dans le Tableau 15 que les techniques d'interaction «Classique» et «BigKey» ont toutes les deux les mêmes points forts (point fort : distance, vitesse, temps moyen d'accès à une touche et erreurs de saisie) alors que la technique d'interaction «Sans Pointeur» n'en a plus.

	Distance	Vitesse	Temps moyen d'accès à une touche	Erreurs de saisie	Score
«Classique»	+	+	+	+	4
«BigKey»	+	+	+	+	4
«Sans Pointeur»	-	-	-	-	0

**Tableau 15 : Synthèse des résultats sans le sujet 3**

Néanmoins ces résultats ne sont pas significatifs car nous n'avons eu que 4 sujets et l'expérimentation de Sujet 2 n'est pas complète. En effet, ce sujet n'a pas terminé de saisir

tous les textes. De plus le sujet 3 a été le seul à être performant avec la technique d'interaction «Sans Pointeur». Pour valider ces résultats, il faudrait, par conséquent, réaliser la même expérimentation avec d'autres sujets.

En perspective de ce travail, nous pouvons nous interroger sur la mesure de la vitesse en CPS. En effet, étant donné que nous considérons un clavier avec des ponctuations, des chiffres, etc., et que certains caractères à saisir impliquent des combinaisons de touches (touche majuscule, contrôle...), il faudrait plutôt mesurer la vitesse en «Touches Par Seconde » et travailler sur un jeu de caractères plus étendu.

### 4. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons décrit les différents types d'aides à la saisie de texte. Nous en avons énoncé deux types :

L'agencement des touches des claviers virtuels, généré, soit par des algorithmes, soit basé sur la linguistique. Ces claviers sont, soit de type ambigu, soit de type non ambigu. L'inconvénient de ce premier type de clavier concerne l'appui successif du clic souris pour sélectionner un caractère. Nous avons vu que cela ralentissait la saisie de texte par rapport à un clavier non ambigu de type AZERTY. Concernant le deuxième type de clavier, beaucoup de claviers ont été réalisés avec un agencement basé sur les occurrences de la langue anglaise, ce qui n'est pas optimisé (en termes de distance parcourue du curseur) pour la saisie d'un texte en français.

Pour optimiser la saisie de texte, nous avons également envisagé un autre moyen : les systèmes de prédiction. Ces derniers affichent de trois façons les mots ou les caractères prédits : liste de mots présentés par l'interface, complétion de mots, ou réagencement de touche pour chaque saisie. Bien que ces divers usages des sorties d'un système de prédiction attestent d'une augmentation du taux de saisie associé à une réduction des actions motrices de saisie (réduction du nombre de clics, de la distance parcourue, etc.). L'inconvénient de ces systèmes est que pour chaque saisie de touche l'utilisateur vérifie si le mot souhaité est affiché dans la liste des mots prédits. Cela implique donc une diminution de la vitesse de la saisie de texte.

Ces deux types d'optimisation que nous venons d'explicitier sont souvent utilisés pour la saisie de texte pour les personnes handicapée moteur. De plus, ce type de population préfère utiliser un clavier de type AZERTY car elles en connaissent l'agencement et l'utilisent tous

les jours ; elle souhaite cependant réduire l'effort de déplacer le curseur à l'écran. À partir de ce constat, nous avons voulu intégrer dans le projet ChatCom des techniques d'interaction sur le clavier de type AZERTY. Nous avons conçu deux types de techniques d'interaction adaptés à un clavier de type AZERTY : « BigKey » et « Sans Pointeur ». Les résultats sur la vitesse de saisie et sur le taux d'erreur de ces trois techniques d'interaction ont montré qu'il n'y avait aucune amélioration ainsi que sur la diminution de la fatigue motrice mais que la majorité des sujets ont préféré la technique d'interaction « BigKey ». La raison est que l'agencement des touches du clavier AZERTY n'est pas optimal pour saisir du texte avec un dispositif de pointage.

Par conséquent, dans le chapitre suivant, nous aborderons une autre manière de réduire l'effort de déplacement du curseur (par un autre agencement des touches) en tenant compte des directions préférentielles dû à la dégradation de la motricité des personnes handicapées. Pour cela, nous avons réalisé l'application SOKEYTO qui nous permet la conception de claviers virtuels avec divers agencements de touches.



## **Chapitre 5 : SOKEYTO : Plateforme de conception de claviers virtuels**



## 1. Introduction

Dans le chapitre 3, nous avons mentionné que les claviers virtuels avec un agencement des touches de type AZERTY ne sont pas optimisés au sens où cela provoque une lenteur au niveau de la saisie textuelle et une fatigue motrice. De plus, les techniques d'interaction (BigKey et Sans Pointeur rapportés Chapitre 4, p. 109) intégrées dans le clavier virtuel (ressemblant à celui du système Windows) n'amélioreraient pas forcément la saisie de texte.

De ce constat, il nous a paru nécessaire d'étudier l'optimisation de l'agencement spatial des touches d'un clavier virtuel afin d'en améliorer la vitesse de saisie tout en réduisant la fatigue motrice. Beaucoup de travaux ont essayé d'améliorer l'agencement des touches des claviers virtuels afin d'augmenter la vitesse de saisie, comme c'est le cas pour les claviers Metropolis [Zhai et al, 2000], GAG [Raynal et Vigouroux, 2005]. Ces claviers sont élaborés à partir de connaissances linguistiques probabilisées des séquences de caractères (trigrammes) d'une langue. Nous avons vu dans le chapitre 2 (p. 54) que les personnes handicapées et les personnes valides n'ont pas le même comportement moteur. Dans ce chapitre, nous n'évoquerons pas l'apport des systèmes de complétion et de prédiction. Ma contribution consistera à proposer un environnement d'évaluation prédictive d'agencement spatial. Pour atteindre cet objectif, nous devons disposer d'une plateforme de conception de claviers offrant la possibilité d'étudier divers agencements de touches adaptées aux personnes handicapées motrices. Il existe des plates-formes telles que QualiKey<sup>27</sup>, Click'N-type<sup>28</sup>, permettant de concevoir des claviers virtuels. Toutefois, elles ne nous permettent pas de prédire les performances humaines de l'utilisation de ces claviers. En effet, il est important de vérifier que les claviers conçus pour les personnes handicapées ne « dégradent » pas davantage la saisie de texte. C'est pour cela que nous avons créé la plateforme SOKEYTO (*Software KEYboard Toolkit*) [Vella et al, 2003].

Dans ce chapitre, nous décrirons notre plateforme en présentant son architecture et les différents modules qui la composent, puis nous illustrerons l'utilisation et l'utilité de cette celle-ci dans la conception de claviers virtuels pour réduire la fatigue motrice lors d'une saisie de texte longue. Enfin, nous donnerons des pistes de comment mesurer la fatigue motrice dans une tâche de saisie de texte.

---

<sup>27</sup> <http://www.qualilife.com/products/index.cfm?id=184>

<sup>28</sup> <http://www.lakefolks.org/cnt/fr-intro.htm>

## 2. Présentation de la plateforme SOKEYTO

Notre plateforme de conception SOKEYTO a été conçue lors d'un « *brainstorming* » avec des ergothérapeutes et des personnes handicapées souffrant de troubles moteurs des membres supérieurs. Son utilisation nous permettra de disposer ainsi d'une « collection » de claviers afin de mesurer l'effet de la représentation spatiale et de leurs caractéristiques morphologiques (taille des touches, espacements inter touches, formes). Chaque clavier est spécifié sous forme de fichiers XML<sup>29</sup> (*Extensible Markup Language*). Ce format de fichier nous facilite la lecture pour des non-informaticiens et des informaticiens. Il permet également de faire évoluer la description du fichier et de gérer la compatibilité avec les anciennes versions.

### 2.1. Principe de fonctionnement de la plate forme SOKEYTO

La plate forme SOKEYTO est composée de trois modules (Figure 110). Le module de conception de claviers virtuels donne une description de ces derniers sous la forme d'un fichier XML. Ce dernier est intégré dans les modules d'évaluation théorique et de conception de textes de référence pour l'évaluation prédictive de la représentation spatiale du clavier.

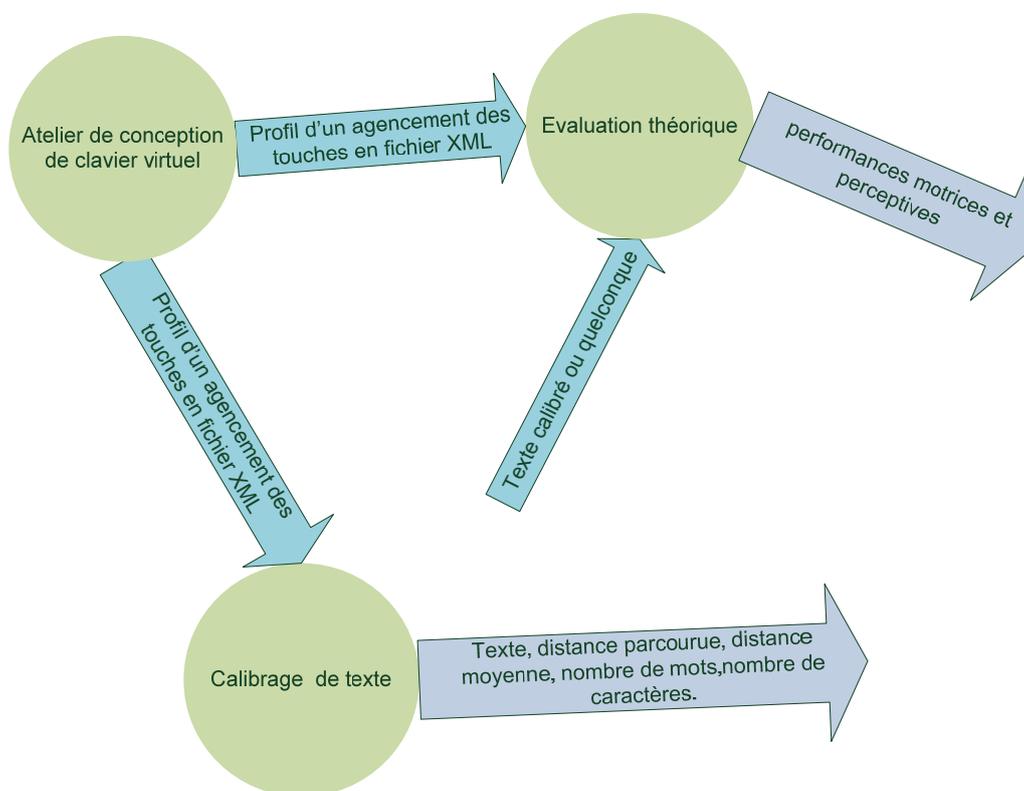


Figure 110 : Architecture de la plate forme SOKEYTO

<sup>29</sup> <http://www.w3.org/XML/>

Dans la suite de notre chapitre, nous décrivons le principe des trois modules ainsi que leurs interactions.

## 2.2. Modules de la plate forme SOKEYTO

### 2.2.1. Module de conception de la représentation des touches

Ce module (Figure 111) a pour objectif d'aider à la construction d'un clavier virtuel au moyen des fonctionnalités suivantes :

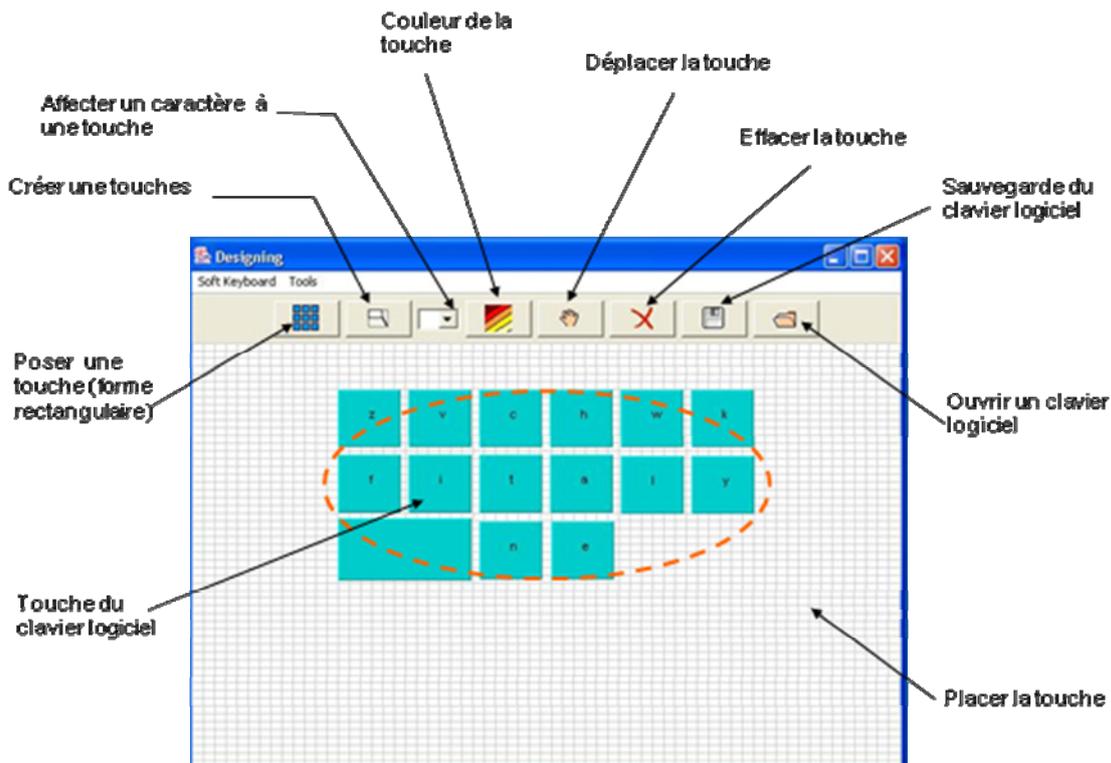


Figure 111 : Interface de conception de SOKEYTO

- Dessiner des touches ;
- Spécifier des mises en saillance aux touches (Figure 112) en fonction de leur catégorie ; dans l'exemple suivant, le concepteur a voulu différencier les voyelles des consonnes par un jeu de couleur ;

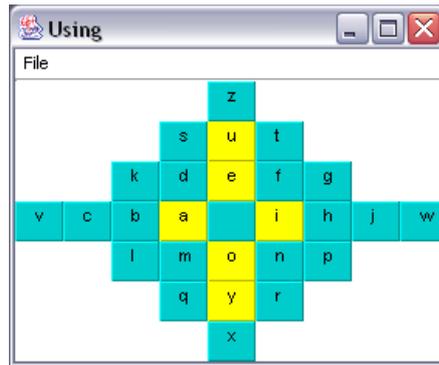


Figure 112 : Différenciation des voyelles et des consonnes

- Affecter un symbole ou une fonction à une touche ;
- Déplacer une touche pour lui donner une position ;
- Supprimer une touche inutile ou erronée ;
- Définir un intervalle entre les touches ;
- Sauvegarder la configuration du clavier (le clavier virtuel est sauvegardé au format XML (Annexe 5 : format XML d'un clavier généré par la plateforme SOKEYTO)), et ouvrir un clavier existant pour modification.

Lorsque l'utilisateur a terminé la conception de son clavier, il a la possibilité de l'utiliser pour saisir du texte.

### 2.2.2. Module de calibrage de textes pour l'évaluation

Nous avons développé un module (Figure 113) permettant de donner en sortie des textes équilibrés/ normalisés permettant d'évaluer expérimentalement les claviers conçus avec la plateforme SOKEYTO. Ce module a été réalisé dans le cadre du projet ChatCom [Oriola et al, 2007].

Ce module prend en entrée un fichier XML donnant le profil de l'agencement des touches d'un clavier virtuel. Son principe de fonctionnement est le suivant : a) L'utilisateur saisit d'abord un premier texte (quelconque), ensuite il récupère les caractéristiques de ce dernier qui sont déterminées par le module : la distance de parcours théorique du curseur (du milieu de la touche i vers le milieu de la touche j, mesurée en pixels), le nombre de mots et de caractères du texte ; b). L'utilisateur réitère autant de fois qu'il souhaite obtenir des textes différents, en tenant compte des caractéristiques de celui du premier. En effet, pour que les textes soient équilibrés/ normalisés, l'utilisateur doit les modifier à la main et faire en sorte que les caractéristiques du premier texte soient proches des textes suivants. Les textes qui sont

déterminés grâce à ce module seront utilisés que pour la configuration spatiale des touches donnée entrée.

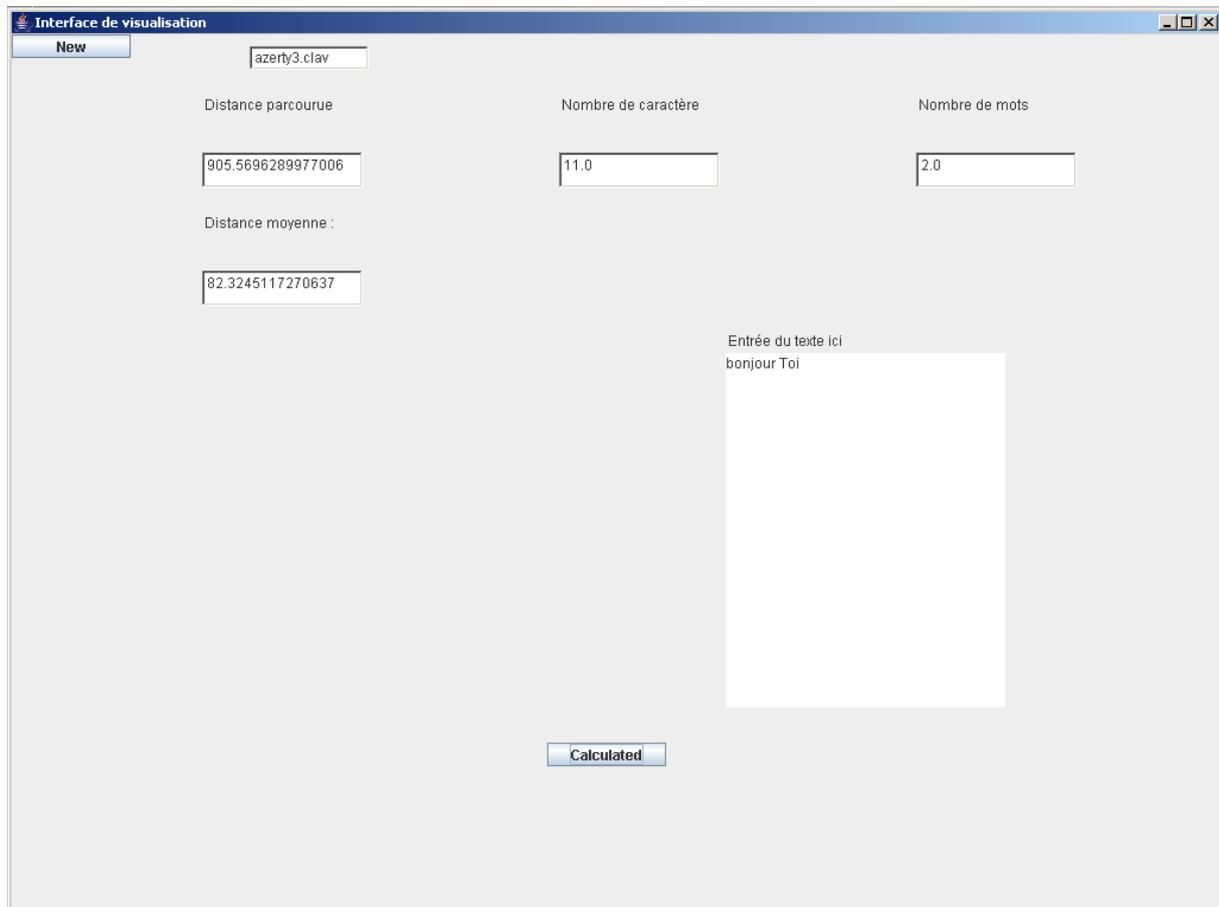


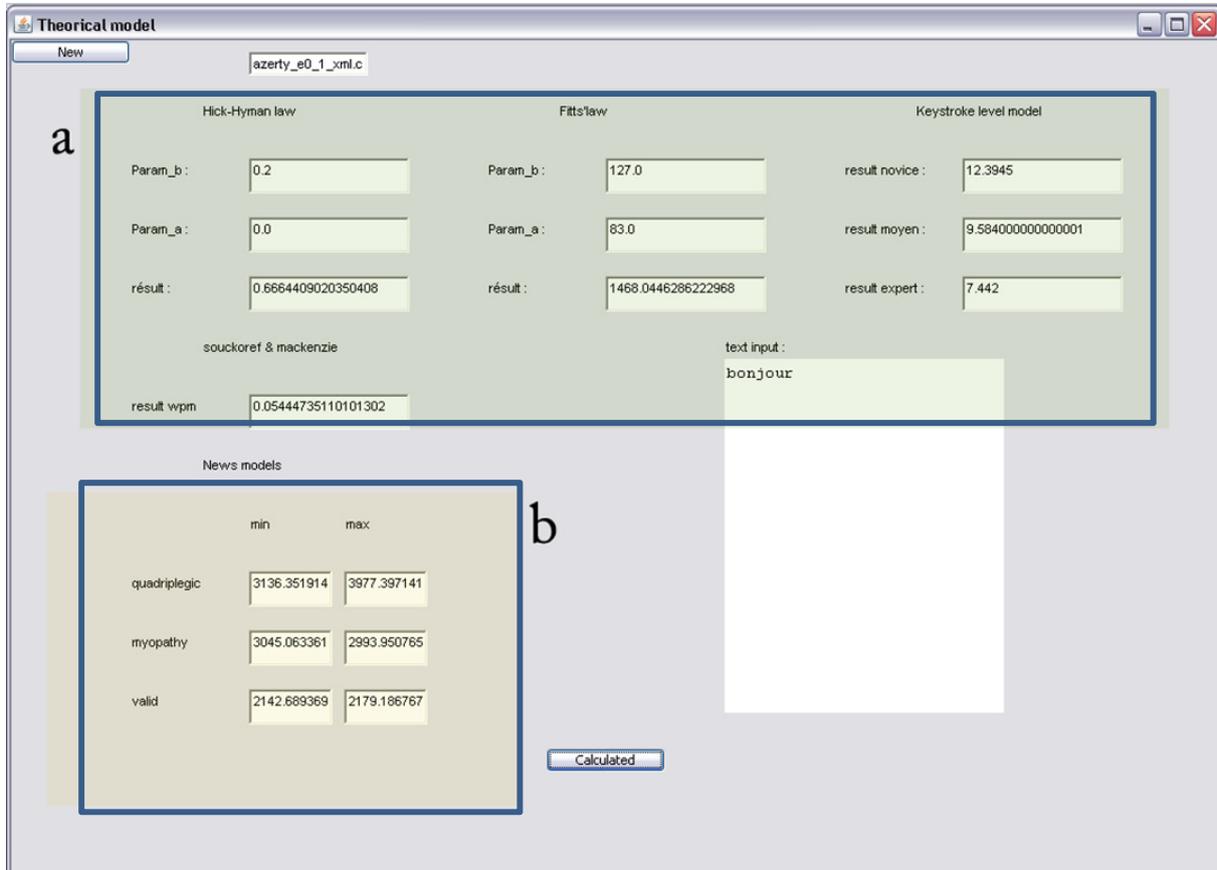
Figure 113 : Module d'évaluation de texte

### 2.2.3. Module d'évaluation théorique

Ce module (Figure 114) permet d'effectuer des calculs théoriques sur chacun des claviers conçus à l'aide de la plateforme SOKEYTO. Actuellement, les modèles implémentés sont :

- L'évaluation de la prédiction du temps de sélection d'un item dans un ensemble de choix possibles selon la loi de Hick-Hyman [Hick, 1952] et de [Hyman, 1953] ;
- L'évaluation de la performance du mouvement effectué par un utilisateur en un temps donné par loi de Fitts [Fitts, 1954] ;
- L'estimation de la performance dans la réalisation d'une tâche pour les différents profils utilisateur (novice, avancé et expert) grâce au modèle KLM [Card et al, 1983] ;
- Le modèle de Soukoreff et Mackenzie [Soukoreff et MacKenzie, 1995] qui consiste à estimer le temps de saisie sur un clavier virtuel en tenant compte de la loi de Fitts et de la probabilité que le caractère soit choisi (adapté à la langue française) ;

- Les nouveaux modèles issues de la loi de Fitts (élaborés à partir d'expérimentation - chapitre 3, p. 84) qui prennent en compte la variabilité dans les différentes populations (actuellement : tétraplégiques, myopathies et valides).



**Figure 114 : Interface de calcul théorique selon SOKEYTO : a) modèle et loi existants et b) l'intégration des nouvelles lois de Fitts par rapport aux trois populations**

Nous allons expliquer par la suite, l'utilisation de cette plateforme dans le cadre d'une étude de cas concernant la fatigue motrice lors d'une saisie longue de texte (ci-après). Pour cela, les utilisateurs conçoivent leur propre clavier virtuel, qui tient compte de leurs difficultés motrices.

### 3. Etude de cas

#### 3.1. Objectifs

Ce protocole a un double objectifs : le premier est de montrer que la vitesse de saisie au clavier n'est pas le seul paramètre pour évaluer une saisie de texte effectuée par une personne handicapée ; le second est de montrer que la fatigue motrice peut se mesurer en terme de

**nombre de caractères** saisis et de **temps** pour aller d'une touche à une autre. Nous illustrerons ce dernier objectif avec un clavier virtuel dont l'agencement spatial est conçu par deux personnes handicapées, connaissant a priori bien leurs limites motrices.

### 3.2. Claviers virtuels conçus

Nous avons demandé à ces deux personnes présentant un handicap moteur (myopathie de type « amyotrophie spinale ») de concevoir un clavier virtuel dont la représentation spatiale devrait minimiser leurs difficultés motrices dans une tâche de saisie.

La première personne a conçu le clavier « Annie » (écart entre les touches = 0,11 cm, largeur de la touche = 0,64 cm, hauteur de la touche = 0,74 cm ; Figure 115). Lors des entretiens, elle nous a commenté son principe d'agencement : disposition au centre des caractères les plus fréquemment utilisés en essayant de respecter de manière cyclique l'ordre alphabétique. L'explication de cette disposition est due à sa difficulté de déplacement du curseur du dispositif de pointage dans les quatre directions.

La seconde personne a élaboré le clavier « Céline » (écart entre les touches = 0,03 cm, largeur de la touche = 0,56 cm, hauteur de la touche = 0,73 cm ; Figure 116). Elle a disposé, selon son usage, les caractères les plus utilisés en bas et les autres en haut. Cette organisation est justifiée par sa difficulté d'emmener le curseur vers le haut.

Les deux agencements spatiaux sont supposés *a priori* augmenter la vitesse de saisie et limiter la fatigue motrice dans une tâche de saisie. Pour les expérimentations, nous utiliserons les mêmes mesures des touches (écart entre les touches = 0,19 cm, largeur de la touche = 0,66 cm, longueur de la touche = 0,82 cm) pour les deux claviers, à des fins comparatives des résultats d'analyse.

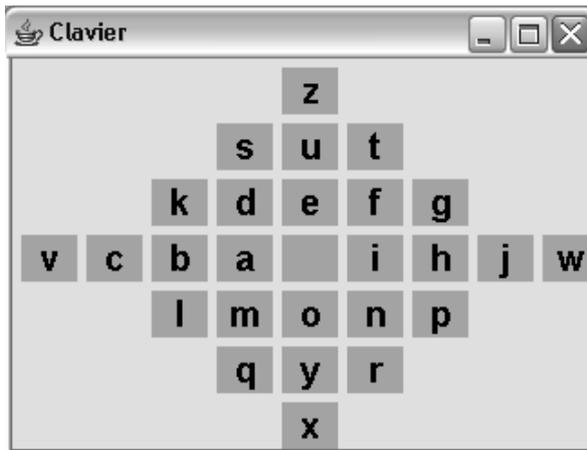


Figure 115 : Clavier "Annie"



Figure 116 : Clavier "Céline"

Avec le module des lois psychophysiques de la plate forme SOKEYTO, nous avons évalué les trois claviers : AZERTY, Annie et Céline avec la formule (8), (p. 47) [Soukoreff et MacKenzie, 1995], KLM [Card, 1980] et le modèle de Fitts adapté aux sujets myopathes. La vitesse théorique a été calculée avec la formulation suivante :

$$Vitesse(WPM) = \frac{\frac{NombreDeCaracteres}{Temps(seconde)} \times 60}{5} \quad (\text{ici } NombreDeCaracteres=1367 \text{ caractères, en}$$

moyenne un mot correspond à 5 caractères et le temps (en seconde) est déterminé avec les modèles cités dans le Tableau 16).

D'après le Tableau 16, nous pouvons observer que les performances des claviers Annie et de Céline dépassent celles du clavier AZERTY. Ceci est dû aux agencements des touches plus optimisés que celui du clavier AZERTY (vérifié avec le modèle de [Soukoreff et MacKenzie, 1995] et celui de Fitts adapté aux myopathes).

	WPM théorique avec la formule de KLM		WPM théorique du modèle de Soukoreff	WPM théorique Fitts déduit du Modèle myopathes
	Débutant	Expert		
AZERTY	13,3	52,4	52,3	Entre 23,6 et 23,9
Céline	13,47	55,05	54,8	Entre 23,3 et 23,4
Annie	13,6	52,4	57,2	Entre 24,6 et 26,8

Tableau 16 : Comparaison des valeurs théoriques pour les trois claviers

A partir de ce constat, nous validons ces deux claviers pour les expérimentations qui vont suivre.

### 3.3. Hypothèses d'étude

Nous vérifierons par les hypothèses qui suivent, que les claviers conçus avec SOKEYTO sont plus adaptés aux difficultés motrices des personnes handicapées des membres supérieurs. Les deux paramètres pouvant caractériser la fatigue sont : a) le nombre de caractères saisis et b) le temps de saisie moyen pour déplacer le curseur du dispositif de pointage d'une touche à une autre. Ce temps est défini par le modèle KLM comme la somme des temps suivants : le temps de lecture et de recherche de la touche à saisir, le temps de la planification de l'activité motrice, le temps du déplacement du curseur sur la touche à saisir et enfin le temps de la sélection de celle-ci. Il en découle les hypothèses suivantes :

- **Hypothèse 1** : La distance totale parcourue par le curseur du dispositif de pointage est moins importante pour les claviers conçus avec SOKEYTO que pour le clavier AZERTY ;
- **Hypothèse 2** : La vitesse de saisie en WPM est plus grande pour les claviers conçus avec SOKEYTO que pour le clavier AZERTY ;
- **Hypothèse 3** : Le nombre de caractères saisis est plus important pour les claviers conçus avec SOKEYTO que pour le clavier AZERTY, jusqu'au ressenti d'une fatigue motrice ;
- **Hypothèse 4** : Le sujet saisit plus de caractères le matin que le soir ; Du fait que la fatigue est a priori plus prononcée le soir ;
- **Hypothèse 5** : Le temps moyen de saisie d'un caractère est moins important pour les claviers conçus par les utilisateurs que pour le clavier virtuel AZERTY.

### 3.4. Profil des participants

Dans ce protocole nous prendrons comme type de population des personnes atteintes d'amyotrophie spinale. Ces personnes ont un handicap au niveau des membres supérieurs mais elles peuvent faire usage d'un dispositif de pointage. Lorsqu'elles réalisent une tâche demandant un effort physique, telle que déplacer le curseur du dispositif de pointage, elles ressentent de la fatigue motrice lorsque l'action du déplacement devient longue ou difficile à effectuer. Les sujets handicapés doivent savoir lire et écrire avec un niveau collège. Dans cette étude de cas, les deux sujets ont participé : Annie (sujet 1 : degré 3<sup>30</sup>) et Céline (sujet 2 :

---

<sup>30</sup> **La forme de type III**, aussi appelée amyotrophie spinale juvénile ou maladie de Kugelberg-Welander, est moins invalidante. Elle se manifeste plus tard et n'influe pas sur l'espérance de vie (qui peut varier en fonction du degré d'atteinte respiratoire. selon <http://amyotrophie.spinale.free.fr/>)

degré 2<sup>31</sup>). Ces degrés ont été évalués avec l'échelle MFM ou l'échelle du Hammersmith, dès l'apparition de la maladie.

### 3.5. Déroulement de l'expérimentation

L'expérimentation s'effectue au moyen de la plate forme E-Assiste [Raynal et al, 2005]. Le sujet dispose à son domicile de la partie « client » de la plate forme (Chapitre 4, p. 108). Celle-ci dispose d'un bandeau de saisie qui permet de visualiser les caractères du texte à saisir et d'un clavier virtuel. Durant les exercices, l'utilisateur doit saisir un texte sans ponctuation et sans majuscule. Le texte est présenté dans un bandeau, le caractère à saisir est mis en gras. Lors d'une mauvaise frappe sur la touche du clavier virtuel, un bip sonore retentit et le caractère à saisir sur le bandeau apparaît en rouge (il n'y a pas d'effacement de caractères à effectuer de la part de l'utilisateur).

L'expérimentation est composée de deux exercices :

- Pour le premier, l'expérience s'est déroulée sur huit jours ; le sujet devait saisir un texte de 1367 caractères (Annexe 4 : Expérimentation sur la fatigue motrice : 6.1.1), sans phase de repos au cours de l'exercice. Le sujet devait assurer deux sessions de tests : le matin et le soir (Tableau 17) avec contre-balancement d'utilisation des claviers.

Matin	AZERTY	<i>sien</i>
	<i>sien</i>	AZERTY
Soir	<i>sien</i>	AZERTY
	AZERTY	<i>sien</i>
Jour	j	j+1

**Tableau 17 : Sessions de l'expérimentation (« sien » correspond au clavier conçu par l'utilisateur avec la plate forme SOKEYTO)**

- Le deuxième exercice s'est déroulé sur deux jours en suivant le premier exercice. Il consistait en la saisie, aussi rapide que possible, d'un texte différent de celui du premier exercice avec 5555 caractères (Annexe 4 : Expérimentation sur la fatigue

---

<sup>31</sup> **La forme de type II**, aussi appelée amyotrophie spinale intermédiaire, apparaît habituellement entre l'âge de six mois et de trois ans. Bien qu'elle ne soit pas aussi grave que la forme de type I, de nombreux enfants qui en sont atteints ne parviennent jamais à s'asseoir sans soutien et rares sont ceux qui parviennent à marcher ou à ramper. De fréquentes infections respiratoires peuvent compliquer la cause de cette affection et diminuer l'espérance de vie. (selon <http://amyotrophie.spinale.free.fr/>)

motrice : 6.1.2). L'exercice comportait un arrêt lors du ressenti d'une fatigue oculaire et/ou motrice des membres supérieurs ;

- À la fin de l'expérimentation, les sujets ont rempli un questionnaire (Annexe 4 : Expérimentation sur la fatigue motrice : 6.2) concernant les difficultés d'utilisation de chacun des claviers ;
- La dernière étape consistait, à l'aide d'un questionnaire, de donner aux sujets la possibilité d'émettre leurs ressentis sur l'utilisation de leurs claviers.

### 3.6. Variables expérimentales

Les variables d'étude sont :

- La « distance » : distance totale parcourue par le curseur lors de la saisie des mots ;
- La « vitesse » (notée WPM signifiant mots par minute) : nombre de mots (1 mot = 5 caractères d'après [Soukoreff et MacKenzie, 1995] pour les mots en anglais ; en français un mot correspond à 5,3 caractères) saisis par minute ;
- Le « temps moyen » de saisie d'un caractère en secondes ;
- « L'erreur » : nombre de caractères erronés qui sont saisis par le sujet ;
- Le « KeyStrokes Per Character » (KSPC) [Soukoreff et MacKenzie, 2003]; nombre de touches frappées sur le clavier virtuel pour écrire un caractère. Dans notre étude, la saisie de texte se fait dans un bandeau et les claviers virtuels contiennent que des touches alphabétiques c'est pour cela que le KSPC vaut 1, (pas de majuscule ou de caractère accessible par alt, ctrl et pas de touche d'effacement) : une touche saisie correspond à un caractère saisi.

## 4. Résultats

### 4.1. Premier exercice

**L'hypothèse 1 est vérifiée.** La Figure 117 illustre respectivement une réduction de la distance de 18 % pour le clavier Céline et de 38 % pour le clavier Annie par rapport au clavier AZERTY. Ce résultat est dû à l'optimisation de l'agencement des claviers conçus par les sujets.

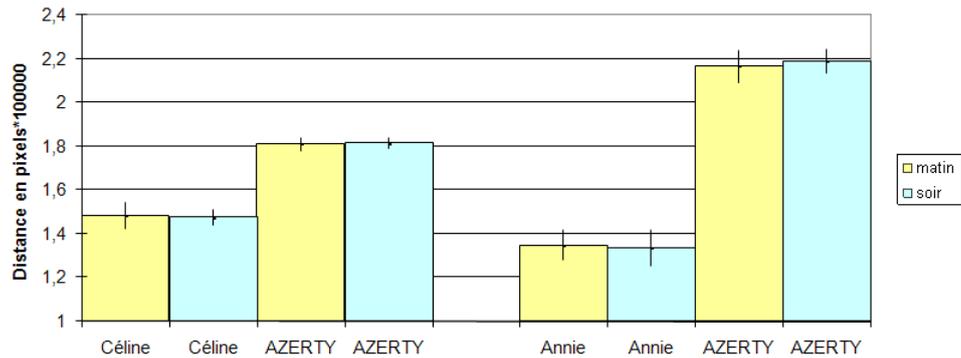


Figure 117 : Distance réelle parcourue du curseur

Par contre, la Figure 118 montre que la vitesse de saisie pour le clavier AZERTY demeure optimale. Ceci résulte de la fréquente utilisation (environ 6 heures/jour) du clavier AZERTY par les deux sujets qui ont une connaissance experte de l'agencement des touches. La vitesse théorique déterminée par la formule (8) [Soukoreff et MacKenzie, 1995]<sup>32</sup> ne correspond pas à la vitesse expérimentale. Ces résultats nous font postuler que ces modèles psychophysiques ne rendent pas bien compte du comportement moteur des personnes handicapées. Cette déviation viendrait du fait qu'ils ont été modélisés pour de la saisie de textes par des personnes valides.



Figure 118 : Vitesse de saisie

Cependant, lors d'une utilisation journalière d'un clavier virtuel, le sujet 2 s'approprie la représentation du clavier. Par conséquent, ses performances augmentent ( $\approx 21,94$  WPM pour le clavier Céline contre  $23,82$  WPM pour AZERTY). Il en est de même pour le sujet 1 ( $\approx 11,60$  WPM pour le clavier Annie contre  $11,25$  WPM pour le clavier AZERTY). Nous constatons également l'absence d'influence de l'horaire des sessions (matin versus soir) pour

<sup>32</sup> Dans ce manuscrit nous n'adapterons pas la formule de Soukoreff pour les personnes handicapées. Cela est un travail à réaliser en perspective.

le sujet 1, et leur peu d'impact pour le sujet 2. Nous ne pouvons **pas confirmer l'hypothèse 2** pour le sujet 2. Deux explications possibles : soit l'agencement du clavier Céline n'est pas suffisamment adapté à sa motricité, soit nous n'avons pas fait suffisamment de sessions d'apprentissage du clavier, comme le préconise [MacKenzie 2002]. En effet, un apprentissage sur huit jours uniquement n'est pas très significatif pour montrer l'appropriation d'un clavier. Il aurait fallu expérimenter sur trente jours au minimum. Cependant, des tests ont montré qu'en situation de mobilité, un apprentissage est obtenu au bout de 60 minutes à deux heures [MacKenzie et Zhang 2001], [Al Faraj *et al.* 2008]. Néanmoins nous pouvons valider cette hypothèse pour le sujet 1.

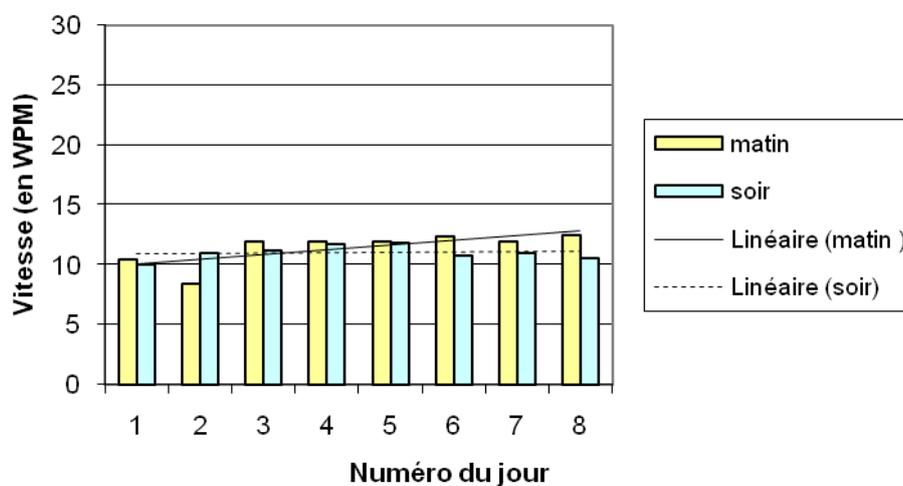


Figure 119 : Saisie sur clavier AZERTY sur huit jours (sujet 1)

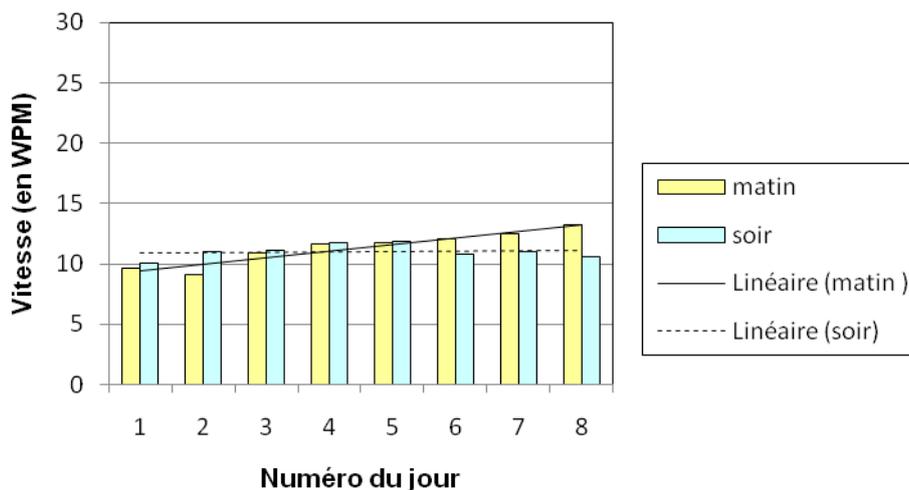


Figure 120 : Saisie sur clavier Annie sur huit jours (sujet 1)

Durant ces huit jours de saisie pour le sujet 1, sur les claviers AZERTY et Annie, nous remarquons respectivement que dans le premier cas (Figure 119) il n’y a pas d’apprentissage du fait que la vitesse n’évolue pas beaucoup (autour de deux caractères par seconde) et que dans le second cas (Figure 120) nous observons un effet d’apprentissage avec une augmentation de la vitesse de l’ordre de 27 % (le matin) entre le premier jour et le huitième jour. Nous observons aussi que dans les trois derniers jours, notamment le soir, la vitesse de saisie du sujet a diminuée. La conséquence peut-être due à la fatigue motrice de la personne handicapée, du fait que celle-ci avait des obligations professionnelles et que le soir elle ressentait de la fatigue motrice. Ceci est marqué par les courbes de tendance du soir sur la Figure 119 et sur Figure 120. Celles-ci montrent il n’y a pas d’évolution de la vitesse sur les huit jours.

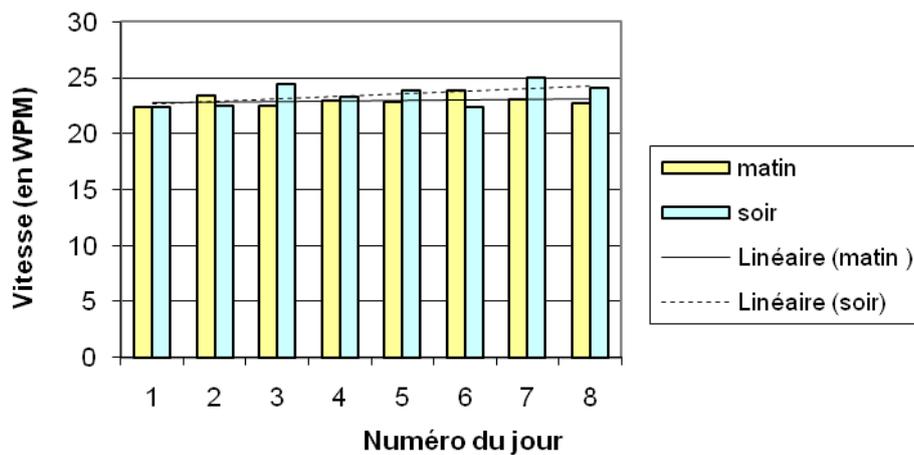


Figure 121 : Saisie sur clavier AZERTY sur huit jours (sujet 2)

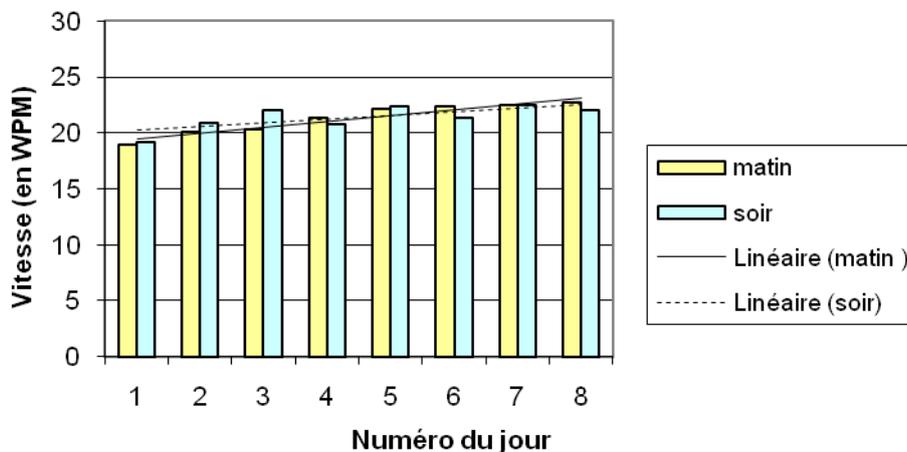


Figure 122 : Saisie sur clavier Céline sur huit jours (sujet 2)

Concernant l'effet d'apprentissage pour le sujet 2, nous observons sur le clavier AZERTY (Figure 121) le même effet d'apprentissage que pour le sujet 1. Néanmoins, l'apprentissage sur le clavier Céline (Figure 122) est moins prononcé avec le sujet 2 (la vitesse augmente de 16 % entre le premier jour et le huitième jour). Ceci s'explique par un manque d'apprentissage ou par un problème de conception du clavier. Ce dernier point nous amène à nous poser la question : faut-il laisser le sujet handicapé concevoir lui-même son propre clavier ?

Dans le Tableau 18 nous observons une déviation plus importante entre les résultats théoriques du modèle Soukoreff et les résultats expérimentaux. Avec notre nouveau modèle de Fitts pour les myopathes (Chapitre 3), cet écart est moins important. Pour le sujet 1, les prédictions de notre nouveau modèle reste plus proche (~51% avec le clavier AZERTY et ~ 53% avec le clavier Annie) que celle du modèle de Soukoreff (78,48% avec le clavier AZERTY et 79,72% avec le clavier Annie). Pour le sujet 2 (utilisateur du clavier Céline et experte dans l'usage du clavier AZERTY), les valeurs expérimentales se trouvent proches des valeurs théoriques de notre nouveau modèle (~ 0,33% avec le clavier AZERTY et 5,83% avec le clavier Céline) alors qu'avec le modèle de Soukoreff, la différence est plus grande (54,45% avec le clavier AZERTY et 59,96% avec le clavier Céline). Le comportement du sujet 2 est plus proche des prédictions faites par notre nouveau modèle que le sujet 1. Nous pouvons dire que les prédictions de notre nouveau modèle se rapprochent des résultats expérimentaux. Cependant, la prédiction donnée par notre nouveau modèle pour les sujets 1 et 2 est très différente. Cela peut-être dû aux différents degrés de motricité des deux sujets, qu'il faudrait prendre en compte lors de l'affinage de notre nouveau modèle.

		WPM Expérimental	WPM théorique du modèle de Soukoreff	W.P.M. théorique avec les nouveaux modèles Modèle myopathes
AZERTY	Sujet 1	11,25 (+/- 0,38)	52,3	Entre 23,6 et 23,9
	Sujet 2	23,52 (+/- 0,19)		
Céline	Sujet 2	21,94 (+/- 0,24)	54,8	Entre 23,3 et 23,4
Annie	Sujet 1	11,6 (+/- 0,01)	57,2	Entre 24,6 et 26,8

**Tableau 18 : Comparaison des valeurs expérimentales et théoriques**

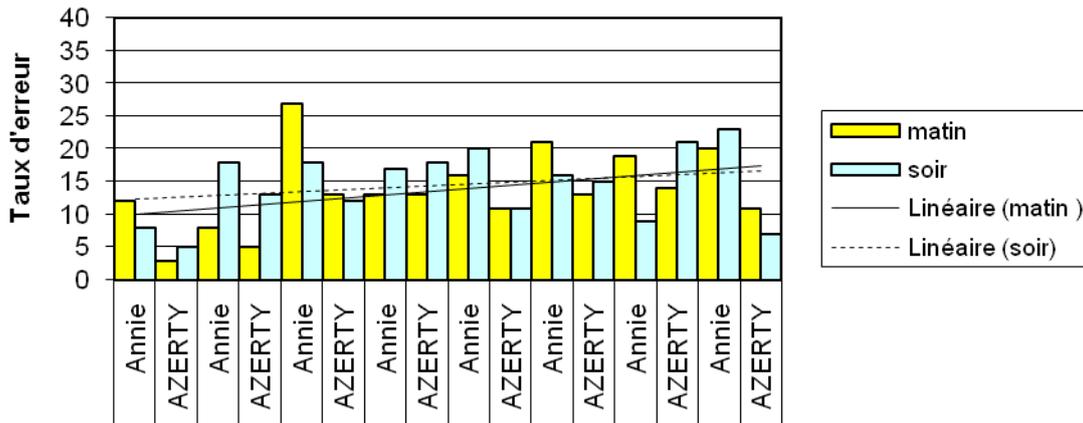


Figure 123 : taux d'erreur pour le sujet 1 dans l'exercice 1

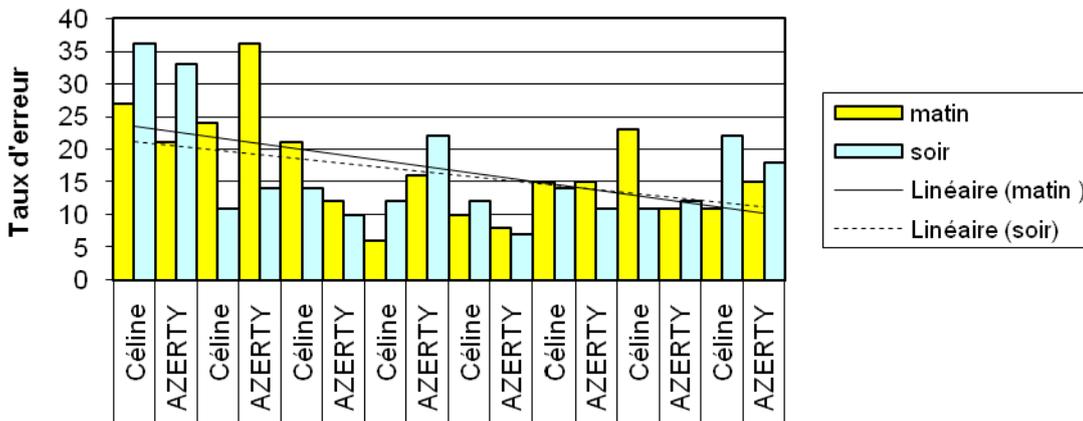


Figure 124 : Taux d'erreur pour le sujet 2 dans l'exercice 1

Concernant les erreurs de saisie (Figure 123) nous remarquons que le sujet 1 fait en moyenne moins d'erreurs avec le clavier AZERTY (le matin : AZERTY = 10,37 (+/- 4,10), Annie = 17 (+/- 6) et le soir : AZERTY = 12,75 (+/- 5,31), Annie = 16,12 (+/- 5,16)). Cela est dû à l'appropriation du clavier AZERTY. Le nombre important d'erreurs sur le clavier Annie (Figure 117 en comparaison avec Figure 118) peut être causé par une vitesse de saisie plus rapide sur ce dernier. Le sujet 2 a en moyenne (le matin : AZERTY = 16,75 (+/- 8,68), Céline = 17,12 (+/- 7,66) et le soir : AZERTY = 15,87 (+/- 8,37), Céline = 16,5 (+/- 8,65)) le même comportement que le sujet 1 (Figure 124). Ce résultat est discutable par rapport aux travaux de Mackenzie [MacKenzie et Zhang 2001] qui montre que le nombre d'erreurs est plus

important sur le clavier QWERTY que sur le clavier avec un autre agencement spatial (qui correspondrait au clavier Céline et au clavier Annie).

A noter que l'expérimentation de Mackenzie a été faite sur 60 minutes alors que la notre a duré entre 10 et 13 minutes, matin et soir sur huit jours. Au constat de ces durées, nous pouvons énoncer que si le sujet 1 et 2 avaient saisi pendant 60 minutes, les résultats auraient été semblables à ceux de Mackenzie. Cependant, nous n'aurions pas pu observer l'effet d'apprentissage. Il nous faut plusieurs sessions pour faire cette observation. De plus, ce temps de saisie (60 minutes) est insupportable pour les personnes handicapées moteurs. Cela explique nos résultats différents sur les erreurs.

Le sujet 2 fait plus d'erreurs le matin que le sujet 1. Cela est dû à son activité professionnelle, comme nous l'avons énoncé auparavant.

#### 4.2. Deuxième exercice

Dans la Figure 125 nous pouvons observer que les sujets ont saisi plus de caractères avec leur clavier qu'avec le clavier AZERTY avant l'apparition de la fatigue.

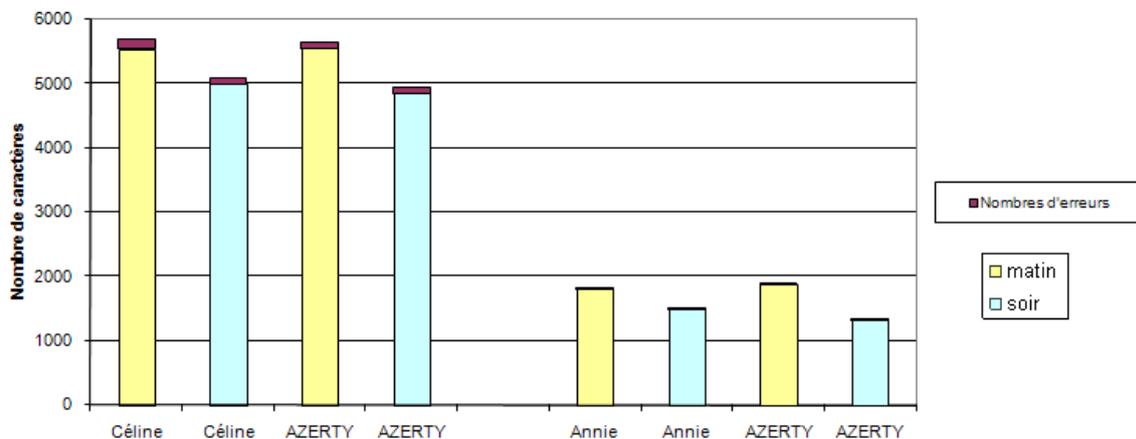


Figure 125 : Nombre de caractères saisis jusqu'au ressenti de la fatigue

Le sujet 1 a saisi 1,08 % de caractères supplémentaires avec son clavier Annie. Le sujet 2 a saisi 1,26 % de caractères supplémentaires avec son clavier Céline. Ces résultats sont peu significatifs, ils s'expliquent par l'adaptation personnalisée de l'agencement des claviers aux capacités motrices des utilisateurs. **Ceci ne confirme pas, pour ces deux sujets l'hypothèse 3**, mentionnons que la fatigue est différente le matin et le soir. Les deux sujets saisissent moins de caractères le soir que dans la matinée comme **l'hypothèse 4 l'énonçait**. Par conséquent, nous observons un effet de la fatigue dû certainement aux activités motrices de la journée.

Nous estimons également que le temps moyen de saisie d'un caractère peut être un autre facteur de mesure de la fatigue motrice.

La Figure 126 illustre le temps moyen de saisie d'un caractère en fonction du clavier et de la session (matin versus soir) jusqu'à l'apparition d'une fatigue motrice. Nous observons que **l'hypothèse 5 est a priori fausse**. En effet, le temps de saisie n'est pas plus ou moins important avec les claviers conçus par les utilisateurs qu'avec le clavier virtuel AZERTY. Cependant, ces résultats ne peuvent être interprétés de manière définitive : En effet, les sujets ne sont pas des experts de leurs claviers, en ce sens qu'ils n'en ont pas encore acquis leur représentation mentale. Nous pouvons aussi mentionner la corrélation qui existe entre le degré d'atteinte de la maladie de chaque sujet et le temps moyen de saisie de caractères (quasiment un rapport de 2 entre le sujet Céline et le sujet Annie). Cette même constatation peut être faite pour le nombre de caractères saisis (Figure 123).

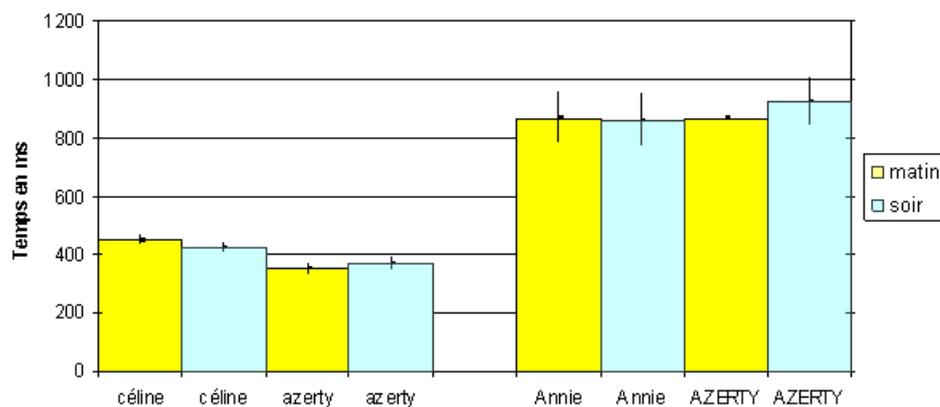


Figure 126 : Temps moyen de la saisie d'un caractère

Nous avons étudié le rapport entre le temps moyen pour aller d'une touche à une autre et la durée moyenne du clic au cours de la saisie de texte :

$$R = \frac{\text{TempsMoyenDeDéplacement}}{\text{TempsMoyenDeClic}}$$

Le but de cette étude est de montrer que le déplacement se réalise sans difficulté. Pour cela, il suffit que le temps moyen de clic soit plus important que le temps moyen pour aller vers un caractère. Le cas contraire montre qu'il y a des pauses dans le déplacement du curseur. Celles-ci sont dues à des stratégies de récupération de la force musculaire de la part du sujet.

Nous avons calculé la moyenne du temps de clic et du temps pour réaliser un caractère, en prenant des échantillons de 200 clics et de 200 caractères sur les deux jours. Dans les figures

suivantes, nous remarquons que le nombre d'échantillons est variable selon les sujets. La raison est que le sujet 1 n'a pas pu saisir tout le texte en raison de sa fatigue.

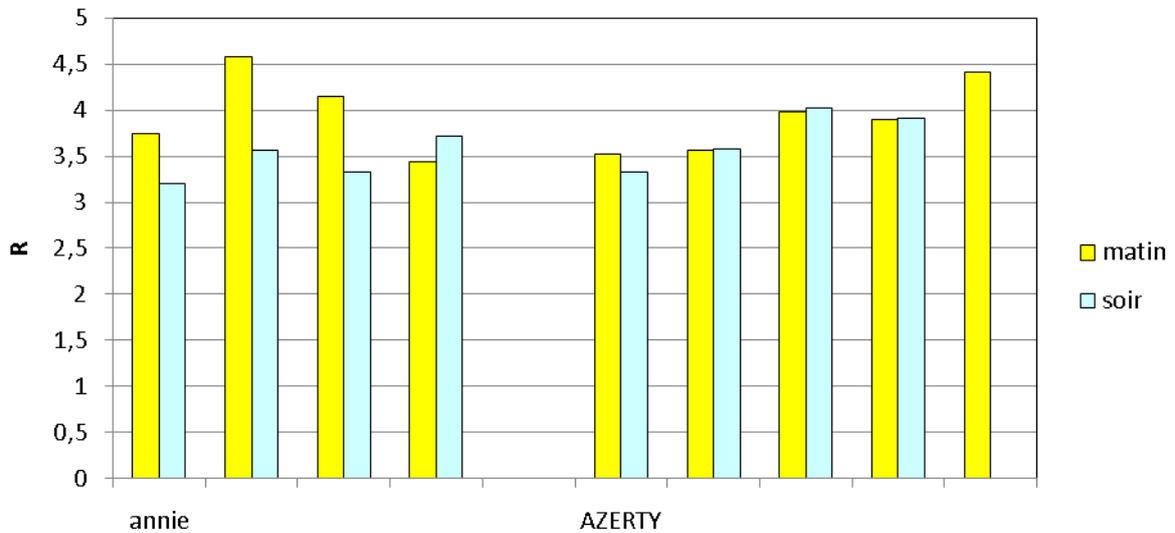


Figure 127 : Rapports entre la moyenne du temps de saisie de caractères et la moyenne du temps de réalisation d'un clic (premier jour) pour le sujet 1

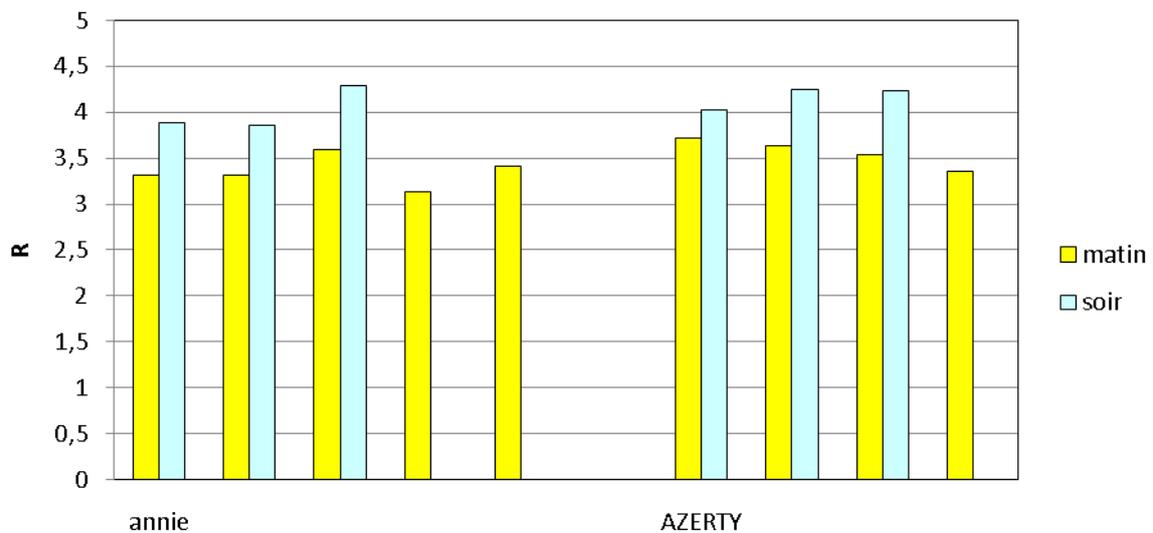


Figure 128 : Rapports entre la moyenne du temps de saisie de caractères et la moyenne du temps de réalisation d'un clic (deuxième jour) pour le sujet 1

Dans la Figure 127, nous pouvons remarquer que le matin, le sujet 1 prend plus de temps pour se déplacer d'un caractère à un autre que pour réaliser un clic souris avec le clavier Annie (1e matin : Annie = 3,98 (+/- 0,49) et AZERTY = 3,87 (+/- 0,35) et le soir : Annie = 3,45 (+/- 0,23) et AZERTY = 3,71 (+/- 0,31)). Alors que le soir, c'est le contraire (Figure 127). Cette dernière observation impliquerait que le sujet 1 a plus de difficultés à déplacer son curseur que de réaliser un clic souris. Concernant le clavier AZERTY (Figure 127), nous visualisons

que durant la saisie de texte le rapport le temps moyen pour aller d'une touche à une autre/durée moyenne du clic augmente. Cela pourrait nous donner un autre indice pour mesurer la fatigue motrice. Dans la Figure 128 le sujet 1 prend plus de temps pour se déplacer d'un caractère à un autre que pour réaliser un clic souris avec le clavier AZERTY (le matin : Annie = 3,35 (+/- 0,16) et AZERTY = 3,56 (+/- 0,15) et le soir : Annie = 4,01 (+/- 0,24) et AZERTY = 4,17 (+/- 0,12)). La raison pourrait être due à l'effet d'appropriation et de la mémorisation du texte qui est saisi.

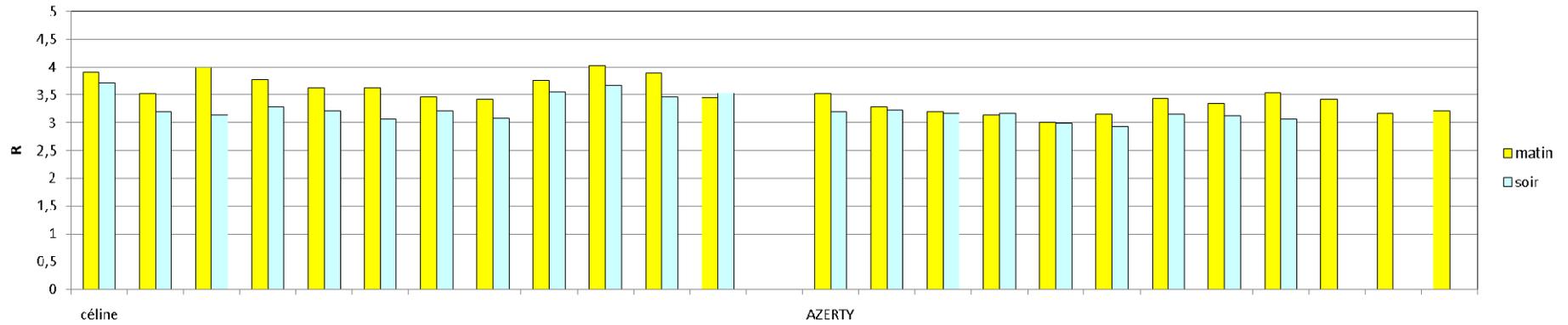


Figure 129 : Rapports entre la moyenne du temps de saisie de caractères et la moyenne du temps de réalisation d'un clic (premier jour) pour le sujet 2

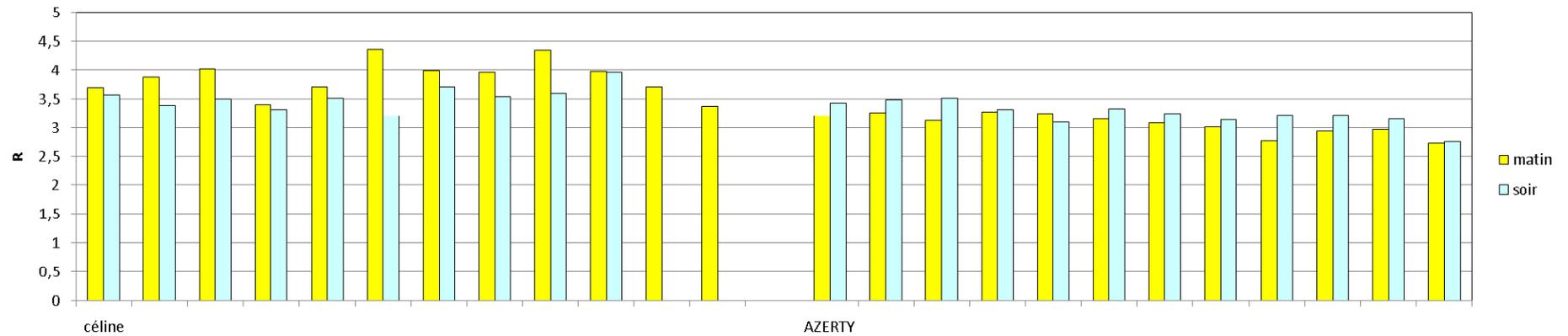


Figure 130 : Rapports entre la moyenne du temps de saisie de caractères et la moyenne du temps de réalisation d'un clic (deuxième jour) pour le sujet 2

Le sujet 2 présente un rapport temps moyen pour aller d'une touche à une autre/durée moyenne du clic, plus important avec le clavier Céline (Figure 129 et Figure 130) plutôt qu'avec le clavier AZERTY, pour le premier jour (le matin : Céline = 3,70 (+/- 0,21) et AZERTY = 3,28 (+/- 0,16) et le soir : Céline = 3,34 (+/- 0,22) et AZERTY = 3,11 (+/- 0,09)) et le deuxième jour (le matin : Céline = 3,86 (+/- 0,31) et AZERTY = 3,06 (+/- 0,18) et le soir : Céline = 3,52 (+/- 0,21) et AZERTY = 3,23 (+/- 0,20)). Cela peut vouloir dire que le clavier conçu par le sujet 2 n'est pas optimisé par rapport à ces problèmes de motricités (difficulté à déplacer le curseur vers le haut). En effet, il prend plus de temps pour déplacer son curseur que pour réaliser un clic.

Si nous comparons maintenant les deux sujets, nous observons que le sujet 1 a saisi moins de caractères que le sujet 2. Cette différence peut-être due aux degrés de motricités des deux sujets. Cependant, ils mettent 3 à 4 fois plus de temps à déplacer le curseur que de réaliser un clic souris.

Ce type de résultat permet de nous renseigner :

- Sur l'utilisabilité du clavier virtuel utilisé par le sujet : lorsque le rapport temps moyen pour aller d'une touche à une autre/durée moyenne du clic, reste plus élevé avec un clavier plutôt qu'un autre ;
- Sur les causes de la fatigue motrice : plus le rapport temps moyen pour aller d'une touche à une autre/durée moyenne du clic, augmente, plus la fatigue n'est due qu'aux déplacements du curseur. De plus, le nombre de caractères saisis peut nous renseigner sur l'endurance du sujet pour la saisie d'un long texte.

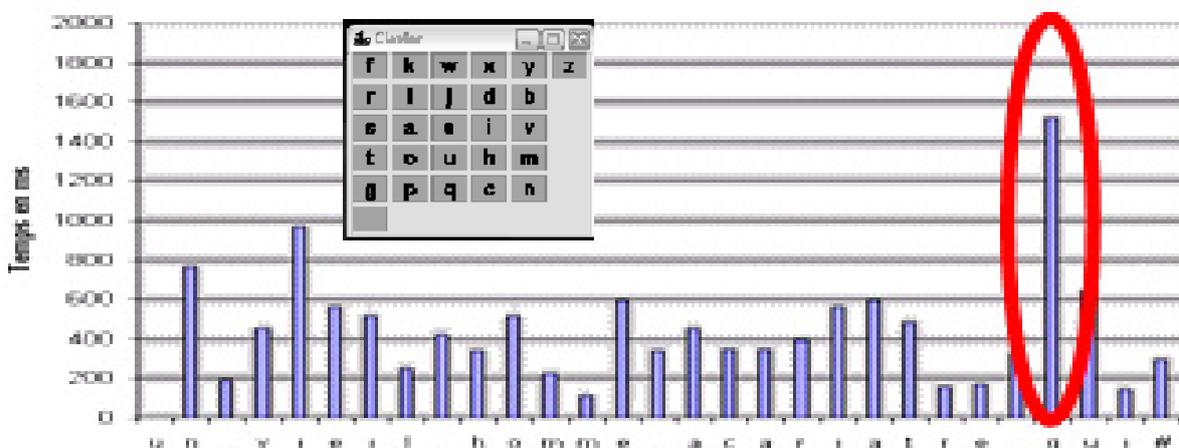


Figure 131 : Temps de déplacement pour aller d'une touche à une autre

Nous avons ensuite voulu déterminer ce qui se passait au niveau de la saisie d'un caractère. Cette étude a pour but de montrer que les problèmes physiologiques peuvent être repérés lors de la saisie d'un caractère. Dans la Figure 131, nous visualisons les temps de saisie des caractères. Ces temps de réaction sont variables selon la séquence des lettres. La Figure 131 illustre le temps important de saisie de la lettre q. Pour observer ce phénomène, nous avons adopté la fonctionnalité de rejeu de la plateforme E-Assiste [Raynal et al, 2005]. Cette fonction permet de visualiser en temps réel le parcours du curseur au cours de la saisie. La visualisation du déplacement du curseur pour la saisie de la lettre q a fait ressortir le phénomène suivant : le sujet déplaçait son curseur de part et d'autre du clavier virtuel. L'explication de ce comportement, rapporté par le sujet, est l'engourdissement de sa main. Cela lui permet de récupérer de l'énergie musculaire afin de poursuivre la saisie textuelle.

Bien que ce type de résultat soit intéressant, nous ne pouvons pas conclure à la validité de ces derniers pour deux raisons : Le nombre de sujets est faible et la durée des exercices est trop courte. Cependant, nous pensons que le rapport temps de déplacement/temps de clic est un paramètre à investir en termes d'identification des incapacités fonctionnelles des membres des sujets handicapés.

### 4.3. Résultats du questionnaire

Les deux sujets ont mentionné que la fatigue concernant l'utilisation du clavier virtuel AZERTY se traduisait par un manque de précision dans les déplacements du curseur et de ce fait entraînant des erreurs plus nombreuses. Le ressenti des deux sujets est en contradiction avec les résultats quantitatifs. L'explication que nous pouvons donner est qu'ils ont plus l'habitude d'utiliser le clavier AZERTY que leurs propres claviers (Annie et Céline). Les sujets 1 et 2 ont aussi déclaré que plus le temps de saisie total est long, plus ils ressentent des problèmes de tension articulaire. Pour les deux sujets, cette tension est due à :

- L'amplitude du déplacement du curseur ;
- La direction de déplacement du dispositif.

Le ressenti de l'utilisation du clavier Annie et du clavier Céline est différent selon l'utilisateur. Le sujet 1 (le concepteur du clavier *Annie*) a signalé sa satisfaction concernant l'utilisation de son clavier car il réduit le déplacement du curseur. A contrario, le sujet 2 (le concepteur du clavier *Céline*) est insatisfait de son clavier, en raison de la difficulté de l'utilisation du couple clavier/dispositif et de l'habitude du clavier AZERTY. Une nouvelle

représentation du clavier est en cours de reconception suite aux retours d'observations de cet exercice.

## 5. Conclusions

Dans ce chapitre, nous avons présenté la plate forme SOKEYTO. Elle nous permet de concevoir un panel de claviers virtuels qui optimise les performances de la saisie de texte et s'adapte aux problèmes de pointage d'un utilisateur handicapé moteur. Nous avons implémenté dans celle-ci des lois et, entre autres, mes nouveaux modèles.

À partir de cette plate forme, deux personnes handicapées ont conçu deux claviers virtuels en tenant compte de leurs difficultés motrices. Nous avons comparé ces deux derniers avec le clavier AZERTY, à l'aide de la loi de Fitts et ses dérivées. D'après ces lois, les deux claviers conçus par les sujets eux-mêmes sont un peu plus optimisés que le clavier AZERTY. À partir de là, ils ont été validés afin de les évaluer expérimentalement.

Les évaluations se sont déroulées en deux étapes : la première sur huit jours, matin et soir, et la deuxième sur deux jours, matin et soir, avec une saisie de texte jusqu'à sensation de la fatigue motrice. Dans le premier exercice, nous avons remarqué que les deux sujets réalisaient un apprentissage progressif sur leurs claviers respectifs. Cependant, ils produisaient plus d'erreurs avec ces derniers plutôt qu'avec le clavier AZERTY. La raison est que le clavier AZERTY est souvent utilisé et que son agencement est bien connu. Dans le deuxième exercice, nous avons essayé de montrer que ces claviers provoquent moins de fatigue motrice lors d'une saisie de texte long. Il apparaît également que la fatigue peut être mesurée, soit de manière macroscopique avec le nombre de caractères saisis sans phase de repos motrice, soit de manière microscopique avec le temps moyen de saisie d'un caractère et l'analyse des stratégies (des pauses, des déplacements du curseur de part et d'autre du clavier virtuel) de récupération de l'énergie musculaire. Cependant, les résultats sur la fatigue motrice ne sont pas fiable à 100 % par notre étude de cas a été réalisée que sur deux sujets.

Dans ce chapitre, nous avons aussi validé le modèle des personnes atteintes de myopathie et remarqué qu'ils se rapprochaient mieux des résultats expérimentaux.

Cette expérimentation, bien que très partielle dans le temps et ne portant que sur un nombre limité de sujets, nous invite à poursuivre cette investigation. Les perspectives que nous envisageons sont d'intégrer les deux algorithmes (les deux manières de mesurer la fatigue

## Chapitre 5 : SOKEYTO : Plateforme de conception de claviers virtuels

motrice pendant la saisie) sur la plate forme E-Assiste. Nous procéderons aussi à une analyse des causes possibles des temps de saisie importants (phase de repos du sujet, problème de spatialisation ou encore besoin d'activité motrice de détente).



## **Conclusion et perspectives**



## 1. Conclusion

La recherche sur les communicateurs pour l'accessibilité à l'information pour les personnes atteintes de handicaps moteurs (plus particulièrement pour celles atteintes de maladies neuromusculaires) en Interaction Homme-Machine est un domaine récent (1970). Ce domaine peut être décomposé en deux études : celle des périphériques adaptés, et celle des technologies d'assistance. Cette thèse s'est focalisée sur cette deuxième partie, plus particulièrement sur la saisie de texte à l'aide de claviers virtuels utilisant les dispositifs de pointage.

En effet, la plupart des aides techniques ne sont pas adaptées aux personnes handicapées motrices, pour deux raisons essentielles : la première concerne la configuration spatiale des touches d'un clavier virtuel de type AZERTY: elle n'est pas optimale pour un usage avec un dispositif de pointage ; la deuxième est relative à l'ajout des techniques d'optimisations telles que les systèmes de prédiction. En effet, l'optimisation de l'agencement des touches implique un apprentissage important de la part de l'utilisateur. De plus, lors d'une saisie de texte long avec ces aides, les personnes atteintes d'un handicap ressentent une fatigue motrice [Vella et al, 2005] et visuelle [Bérard, 2004]. Tout ceci conduit à concevoir des interfaces adaptées à ce public d'utilisateurs.

Cependant, pour pouvoir les concevoir, nous avons besoin de comprendre les phénomènes induits et de prédire les comportements des utilisateurs et des systèmes. Pour cela nous avons choisi la Loi de Fitts comme cadre d'étude du comportement moteur de notre population d'étude. Néanmoins, nous avons vu que cette loi a fait l'objet de nombreux travaux et qu'elle n'était pas adaptée aux performances des personnes handicapées motrices, surtout au niveau des paramètres empiriques qui définissent le profil moteur du sujet. Bien que cette problématique puisse exister aussi pour les personnes valides, nous nous sommes posés **la question** de l'adaptation de cette loi pour les personnes handicapées motrices, par rapport aux travaux déjà réalisés.

Pour répondre à cette question, nous avons conçu et déployé une plateforme d'expérimentation qui répond à deux exigences : a) les personnes handicapées motrices n'ont plus besoin de se déplacer au laboratoire et peuvent effectuer une expérimentation en ligne à

## Conclusion et perspectives

leur domicile et b) les données doivent être mutualisées pour les communautés scientifiques françaises et internationales.

Avec notre plateforme d'évaluation, nous avons reproduit l'expérimentation de « tapping » de Fitts. Celle-ci a été réalisée sur 14 personnes valides, 4 personnes atteintes de tétraplégie et 9 personnes atteintes de myopathie. Les résultats nous ont montré que les personnes valides et celles atteintes de myopathie sont très proches en termes de durée de l'expérimentation et de distance parcourue avec le curseur pour atteindre les cibles. Par contre les personnes atteintes de tétraplégie montrent une grande variabilité au regard des deux autres populations. Concernant le taux d'erreur deux résultats sont à noter :

- Nous observons une même proportion d'erreur sur la cible de taille 8 pour les trois populations. Cela nous amène à formuler la recommandation suivante : la taille des objets affichés à l'écran doit être supérieure à 8 pixels ;
- Nous avons remarqué que l'indice de difficulté est plus élevé lorsque les cibles sont atteintes que lorsqu'elles sont manquées. L'hypothèse explicative est que, lorsque les cibles ne sont pas atteintes correctement, le sujet a eu un manque de concentration.

Les différences observées entre les trois populations pour le MT (Movement Time), nous ont conduits à proposer deux types de modélisation. La première est une modélisation par régression linéaire (modèle classique de la loi de Fitts). Cependant celle-ci se révèle insuffisante: il y a en effet une dispersion importante des observations des sujets autour de la droite de régression. Ceci nous a amené à réaliser une seconde modélisation, basée sur un encadrement par intégrale. Elle nous a servi de base pour modéliser chacune des trois populations d'étude, cela nous a permis de tenir compte de la variabilité intra sujet. Dans le rapport, nous avons validé le modèle des personnes atteintes de myopathie dans le cadre de la saisie de texte.

La conception et l'évaluation des claviers virtuels sont réalisées grâce à la loi de Fitts. Elle permet d'optimiser l'interface de saisie. Nous avons repéré deux sortes d'optimisation : premièrement, l'agencement des touches (claviers ambigus et claviers non ambigus) et deuxièmement, les systèmes de prédiction (avec liste de mots et prédictions par complétion de mot). Le premier type d'optimisation ne prend pas en compte les problèmes de motricité des personnes handicapées motrices. Le second ne permet pas systématiquement d'accélérer la vitesse de saisie de texte; en effet, les utilisateurs sont obligés de vérifier pour chaque saisie

## Conclusion et perspectives

de caractères, si le mot est dans la liste. À partir de ces observations, nous nous sommes dirigés vers une autre piste de recherche pour optimiser la saisie: l'intégration des techniques d'interaction. En effet, il a été montré qu'il était possible de réduire la distance de parcours du curseur lors d'une atteinte de cible (ici nous prendrons comme cible, la touche du clavier), grâce à celles-ci. Nous avons réalisé l'étude des techniques d'interaction sur les claviers virtuels dans le projet ChatCom. Nous avons intégré deux techniques d'interactions : « expanding target » renommée « BigKey » et le pointage sémantique renommé « Sans Pointeur ». Ces techniques ont été implémentées dans le clavier virtuel de type AZERTY, ce dernier étant adopté depuis toujours par les utilisateurs handicapés. Les résultats obtenus avec ces deux techniques d'interaction ont montré que sur les distances parcourues, réelles et optimales, du curseur étaient réduites. Cependant, les résultats relatifs à la vitesse de saisie et au taux d'erreur n'ont montré aucune amélioration des performances.

Cela nous a alors amené à nous pencher sur l'agencement des touches des claviers virtuels. Bien que de nombreux claviers aient été proposés, notamment par [Zhai et al, 2000], [Raynal et Vigouroux, 2005], ils demandent tous un certain apprentissage avant de pouvoir être utilisés de manière optimale [MacKenzie et al, 1999]. Pour les personnes handicapées motrices, nous avons mis en œuvre une nouvelle approche: la conception d'un clavier virtuel dont la représentation spatiale devrait minimiser leurs difficultés motrices dans une tâche de saisie. Pour cela, nous avons élaboré une plateforme de conception de claviers virtuels appelée SOKEYTO qui permet de concevoir un panel de claviers, à partir d'une conception centrée utilisateurs. Nous avons alors fait réaliser avec notre plateforme deux claviers virtuels (appelés respectivement « Annie » et « Céline ») par deux utilisateurs handicapés moteurs atteints d'une amyotrophie spinale.

Les évaluations se sont déroulées en deux étapes : la première sur huit jours, matin et soir, et la deuxième sur deux jours, matin et soir, avec à chaque fois une saisie de texte jusqu'à sensation de la fatigue motrice. Lors du premier exercice, nous avons remarqué que les deux sujets réalisaient un apprentissage progressif sur leurs claviers respectifs. Cependant, ils produisaient plus d'erreurs avec ces derniers plutôt qu'avec le clavier AZERTY. La raison est que le clavier AZERTY est souvent utilisé par ces derniers et que son agencement leur est bien connu. Dans le deuxième exercice, nous avons essayé de montrer que ces claviers provoquent moins de fatigue motrice lors d'une saisie de texte long. Il apparaît également que

## Conclusion et perspectives

la fatigue peut être mesurée de deux façons différentes. Soit de manière macroscopique avec le nombre de caractères saisis sans phase de repos motrice. Soit de manière microscopique, à partir du temps moyen de saisie d'un caractère, et de l'analyse des stratégies (des pauses, des déplacements du curseur de part et d'autre du clavier virtuel, et de récupération de l'énergie musculaire). Par contre, les résultats sur la fatigue motrice ne sont pas très significatifs car notre étude de cas a été réalisée que sur deux sujets.

L'optimisation des deux claviers a été validée avec le modèle de Soukoreff, en prenant comme référence le clavier AZERTY.

Nous avons ensuite appliqué le modèle des personnes atteintes de myopathie sur les claviers virtuels (Sujet 1 : Annie et sujet 2 : Céline). L'écart entre les résultats théoriques et expérimentaux montre que notre modèle est plus fiable. En effet, le modèle des personnes atteintes de myopathie, donne les résultats suivants: sujet 1: 53%; sujet 2 : 5,83%, alors qu'avec le modèle de Soukoreff nous obtenons : sujet 1 : 79,72%, sujet 2 : 59,96%. Ces résultats confirment la nécessité d'adapter le modèle à un groupe d'utilisateurs.

## 2. Perspectives

Dans ce mémoire, nous avons, d'une part, proposé une méthodologie de conception des modèles, que nous avons ensuite validés D'autre part, nous avons étudié la fatigue motrice causée par la tâche de saisie de texte sur des claviers virtuels. Nos perspectives porteront donc sur les parties suivantes.

### 2.1. Adaptation du modèle de Fitts

Nous avons montré dans ce manuel qu'il existe un écart entre les résultats théoriques et les résultats expérimentaux au sein d'une même population handicapée. Une des raisons réside dans le fait que, pour un même handicap, la capacité motrice des personnes peut être très différente. De ce fait, cela nous oblige à affiner nos modèles pour chaque population handicapée en prenant en compte de leur degré de motricité.

De plus, au cours du temps les pathologies évoluent. Par conséquent, les modèles ne restent plus nécessairement valables pour un sujet donné. Pour pallier ce problème, nous pourrions aller plus loin dans la modélisation, en étudiant l'évolution dans le temps des performances de

quelques sujets. Néanmoins, quels sont les paramètres qui caractérisent l'évolution de la maladie : la force ? Le degré de mobilité du ou des membres ? De plus, quelle plage temporelle est nécessaire pour caractériser l'évolution de la maladie ?

Néanmoins, nous ne pouvons pas réduire l'être humain à sa simple activité motrice ! En effet, lorsque nous réalisons une interaction, plusieurs processus entrent en jeu : perception, cognition, et action motrice. Pour cette raison, il pourrait être intéressant de caractériser les valeurs des opérateurs de KLM [Card & al, 1980] (adaptés pour les personnes valides) afin de permettre une évaluation a priori de systèmes interactifs pour des personnes handicapées.

### **2.2. Plate-forme MPH**

Notre plate-forme MPH doit être enrichie grâce à divers exercices qui tiennent compte des trois systèmes interdépendants : le système moteur, le système sensoriel et le système cognitif. Tout d'abord, nous prévoyons d'ajouter un exercice de pointage à deux dimensions afin d'étudier les déplacements du curseur qui sont difficiles à réaliser par des personnes handicapées. En effet, l'interaction avec un ordinateur se fait sur deux dimensions. Ensuite, nous intégrerons des exercices consacrés à la recherche des cibles, afin d'adapter la loi de Hick-Hyman pour nos populations d'études. La plupart des personnes handicapées ont des problèmes visuels avec les interfaces existantes. Cela est confirmé par le fait que plusieurs de nos sujets se sont plaints d'éprouver une fatigue visuelle lors de nos expériences sur la saisie de texte . Enfin, nous intégrerons aussi les exercices de rééducation cognitive. Ils pourront par exemple, permettre la rééducation de la mémoire des personnes atteintes d'Alzheimer, et aussi étendre ces exercices pour les personnes atteintes d'autisme.

Cette plate-forme a pour vocation d'être utilisée pour des recherches pluridisciplinaires. Les biomécaniciens et les chercheurs travaillant dans le domaine de l'interaction homme machine pourront étudier l'usage des dispositifs de pointage au moyen d'exercices appropriés. À partir de là, nous pourrons mesurer le déplacement du curseur avec les indices de la loi de Fitts et les paramètres articulatoires du mouvement de la main sur le dispositif. Cela pourra être fait par exemple en étudiant les trajectoires du curseur pour chaque dispositif utilisé (les sous-mouvements et les angles), comme réalisé par les travaux de Hwang [Hwang et al. 2004] et Keates [Keates et al 2002]; ceux-ci consistaient à atteindre des cibles placées de manière circulaire avec un dispositif de retour d'effort. Les caractéristiques des trajectoires du curseur

pourront être mises en relation avec les mouvements des personnes handicapées tels que les tremblements, les mouvements mal coordonnés et les mouvements involontaires. Ce travail permettra de donner notamment des recommandations pour les ergothérapeutes pour adapter des dispositifs de pointage pour les personnes handicapées. Les ergothérapeutes pourront utiliser les exercices de pointage afin de tester les dispositifs sur les personnes handicapées afin de déterminer lesquels seront les mieux utilisés par ces dernières. Ici, deux paramètres pourront être pris en compte : la précision d'atteinte de la cible et la facilité de déplacer un curseur dans toutes les directions (pour cela trois paramètres seront pris en compte : sous-mouvement, distance du parcours du curseur entre deux cibles et angles).

Le médecin pourra également faire réaliser des exercices au patient, et déterminer ainsi son degré de motricité en identifiant la classe de sa pathologie, et mesurer l'évolution de la motricité de la personne handicapée motrice.

### **2.3. Les interfaces de saisie de texte**

Concernant les interfaces de saisie de texte, il faut étudier et évaluer le degré d'adaptation des claviers virtuels en fonction des handicaps. En effet, suivant le type de handicap, les dégradations des mouvements moteurs vont être dégradés d'une pathologie à une autre. Cela influence sans doute l'agencement des touches du clavier virtuel. Cela passe par une extension des fonctionnalités de notre plateforme de conception de clavier virtuel. Elle consiste en l'adaptation du clavier au profil de la personne handicapée, en fonction des résultats d'un exercice de pointage, comme cela a été réalisé dans les travaux de [Gajos et al 2007].

Pour déterminer l'évolution de l'utilisabilité des claviers conçus par les utilisateurs handicapés, nous calculons un coefficient de pondération. Il est appliqué aux résultats obtenus en termes de nombres de mots saisis à la minute et de taux d'erreurs de caractères, générés durant ces saisies. Ce coefficient permet d'attribuer directement un score global à chaque type ou configuration de clavier testé.

L'évolution de ce score sur la journée, la semaine voire sur une durée d'un mois, permet de suivre, de comprendre et de prendre en compte l'apprentissage nécessaire à l'adaptation de chaque sujet à son propre clavier ainsi défini (ergonomie et fatigabilité moindre).

## Conclusion et perspectives

Grâce à l'évolution de ce score durant un certain temps, il nous serait possible de créer un modèle mathématique permettant l'élaboration de règles de création de claviers virtuels adaptés et affinés, dans un temps relativement court pour de nouveaux utilisateurs.

Un autre type d'adaptation, qui assisterait la personne handicapée pour la saisie d'un texte long, serait de l'aider à déplacer le curseur dans une direction non préférentielle. Cette adaptation permettrait « d'économiser des forces » afin de réduire la fatigue motrice et donc de saisir plus longtemps du texte. Le principe serait de mettre en place une technique d'interaction où les touches d'un clavier virtuel attireraient le curseur. Cette attraction serait produite dans le sens du déplacement réalisé difficilement par la personne handicapée motrice. Néanmoins, plusieurs problèmes se posent : comment connaître le « sens du déplacement difficilement réalisable », et reconnaître le moment où activer la technique d'interaction ?



# Bibliographie



## Bibliographie

[Abraham 2003] Abraham M.Y., « Des Pictogrammes pour communiquer », SETIT 2003, Actes Sciences Electroniques Technologies de l'Information et des Télécommunications, (support électronique), Sousse, Tunisie, 17-21 Mars 2003.

[Abraham 2007] Abraham M.Y., « Des pictogrammes pour parler : de la co-conception aux premières évaluations d'usage », ASSISTH' 2007 : 1ère conférence internationale sur l'accessibilité et les systèmes de suppléance aux personnes en situation de handicap, Toulouse, France, pp. 308-315, 19-21 novembre 2007.

[Accot et Zhai 1997] Accot J., Zhai S., "Beyond Fitts' law: Models for trajectory-based HCI tasks". *Proc. CHI '97*. ACM Press, pp. 295-302, 1997.

[Al Faraj *et al.* 2008] Al Faraj K., Mojahid M., Vigouroux N., "GrooveWrite: A Multi-Purpose Stylus-Based Text Entry Method". *International Conference on Computers Helping People with Special Needs (ICCHP 2008)*, Linz, Austria, 09 -11 Jul. 2008.

[Allain *et al.* 1999] Allain H., Bentue-Ferrer D., Rochcongar P., Schuck S., « La fatigue : de la biologie à la pharmacologie ». *Bulletin Veille Sommeil* 10: pp. 6-13, 1999.

[Barea *et al.* 2003] Barea R., Boquete L., Bergasa L.M., Lopez E., Mazo M., "Electro-oculographic guidance of a wheelchair using eye movements codification". *International Journal of Robotics Research* 22: pp. 641-652, 2003.

[Barea *et al.* 2002a] Barea R., Boquete L., Mazo M., Lopez E., "System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography". *IEEE Trans.Neural Syst.Rehabil.Eng* 10: pp. 209-218, 2002.

[Barea *et al.* 2002b] Barea R., Boquete L., Mazo M., Lopez E., "Wheelchair guidance strategies using EOG". *Journal of Intelligent & Robotic Systems* 34: pp. 279-299, 2002.

[Belatar et Poirier 2008] Belatar M., Poirier F., "Text Entry on Mobile Devices for Users with Severe Motor Impairments: HandiGlyph, a Primitive Shapes Based Onscreen Keyboard." *ASSETS 2008*, ACM, 2008.

## Bibliographie

[Bérard *et al.* 2006] Bérard C., Girardot Fr., Payan Ch. et le Groupe d'étude MFM, MFM Mesure de Fonction Motrice pour les maladies neuromusculaires *MANUEL DE L'UTILISATEUR*, Hospices Civils de Lyon, Service de rééducation pédiatrique, Escale, 2<sup>ième</sup> édition 2006.

[Bérard 2004] Bérard Ch., « Clavier-écran : concevoir avec les utilisateurs », *Handicap 2004*, Paris, pp. 83-88, 17-18 Juin 2004.

[Bérard et Niemeijer, 2004] Bérard C., Neimeijer D., "Evaluating effort reduction through different word prediction systems". *IEEEEMC*, La Haye, 2004.

[Blanch *et al.* 2004] Blanch, R., Guiard, Y. and Beaudouin-Lafon, M. "Semantic pointing: Improving target acquisition with control-display ratio adaptation". *Proc. CHI '04*. New York: ACM Press, pp. 519-526, 2004.

[Blanch 2004] Blanch, R. « Pointage sémantique et distracteurs, la dynamique du pointage à la rescousse ». *Actes des secondes rencontres jeunes chercheurs en interaction homme-machine (RJC-IHM 2004)*,. octobre 2004.

[Boissière et Dours 2001 a] Boissière Ph., Dours D., « Comment VITIPI un système d'assistance à l'écriture pour les personnes handicapées peut offrir des propriétés intéressantes pour le TALN ? » *Atelier Thématique TALN 2001*, Tours, pp. 183-192, 2-5 Juillet 2001.

[Boissière et Dours 2001 b] Boissière Ph., Dours D., "From a specialised writing interface created for the disabled, to a predictive interface for all: the VITIPI System". *1st International UAHCI 2001 Conference*, News-Orleans, USA, pp. 895-899, 5-10 août 2001.

[Boissière et Dours 2002] Boissière Ph., Dours D., "A Proposal of an Evaluation Framework for Writing Assistance Systems: Application to VITIPI", *Proceedings of 8th International Conference on Computer Helping People with special needs (ICCHP 2002)*, Linz, Autriche, pp. 276-278, 15-20 juillet 2002.

## Bibliographie

[Bourhis *et al.* 2001] Bourhis G., Pino P., Leal-Olmedo A., « Aide à la communication et au contrôle d'environnement pour personnes handicapées : modélisation de l'interaction homme-machine », *Colloque JIM'2001*, Metz, pp.107-111, juillet 2001.

[Bourhis *et al.* 2004] Bourhis G., Pino P., Dumas C., Biard N., Stoll F., « Modélisation du système personne handicapée – aide à la communication », *Handicap 2004*, Paris, pp. 89-95, 17-18 juin 2004.

[Buxton 1990] Buxton, W. A. S., “A three-state model of graphical input”. *Proceedings of INTERACT '90*, Amsterdam: Elsevier Science, pp. 449-456, 1990.

[Cantegrit et Toulotte 2001] Cantegrit B., Toulotte J.M., « Réflexions sur l'aide à la communication des personnes présentant un handicap moteur », *TALN 2001*, Tours, pp. 193-202, 2-5 juillet 2001.

[Card *et al.* 1983] Card S. K., Moran T.P., Newell A., *The Psychology of Human-Computer Interaction*, 1983 Lawrence Erlbaum Associates.

[Card *et al.* 1980] Card S. K., Moran T. P., Newell A., “Computer text-editing: An information processing analysis of a routine cognitive skill”. *Cognitive Psychology*, 12, pp. 32-74, 1980.

[Card *et al.* 1978] Card, S. K., English W. K., Burr B. J. “Evaluation of mouse, rate-controlled isometric joystick, step keys, and text keys for text selection on a CRT”. *Ergonomics*, 21, pp. 601-613, 1978.

[Carlberger 1997] Carlberger J., “Design and Implementation of a Probabilistic Word Prediction Program”, *Master's Thesis Dept. of Speech, Music and Hearing, KTH, SE-100 44 Stockholm, Sweden*, 1997.

[Catach 1980] Catach N. *L'enseignement de l'orthographe*, Paris, Nathan, 1980.

## Bibliographie

[Chaudhuri et Behan 2004] Chaudhuri A, Behan PO. “Fatigue in neurological disorders”. *Lancet* 2004, 363(9413), pp.978–88, 2004.

[Copestake 1997] Copestake, A., “Augmented and alternative NLP techniques for augmentative and alternative communication”, *Proceedings of the ACL workshop on Natural Language Processing for Communication Aids*, 1997.

[Decalmes et Perennou, 1998] De Calmès M, Pérennou G. “BDLEX : a Lexicon for Spoken and Written French”. *1st International Conference on Language Resources & Evaluation*, Grenade, A. Rubio, N. Gallardo, R. Castro, A. Tejada (eds.), ELRA, Paris, p. 1129-1136, 28-30 mai 1998.

[Dix *et al.* 1993] Dix A., Finlay J., Abowd G., Beale R., *Human-Computer Interaction*, Prentice Hall, 1993.

[Féasson et al 2006] Féasson L ; Camdessanché JP ; El Mandhi L ; Calmels P ; Millet GY. « Fatigue et affections neuromusculaires ». *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 49, 6, pp. 289-300, 2006.

[Fitts 1954] Fitts P.M., “The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of the movement. *Journal of experimental psychology*, 47, pp.381-391, 1954.

[Gajos *et al.* 2007] Gajos K. Z., Wobbrock J. O., Weld D. S., “Automatically Generating User Interfaces Adapted to Users’ Motor And Vision Capabilities”, *UIST07*, Newport, Rhode Island, USA, 7–10 October 2007.

[Getschow et Rosen 1986] Getschow C. O., Rosen M. J., “Goodenough-Trepagnier: A systematic approach to design a minimum distance alphabetical keyboard”. *RESNA (Rehabilitation Engineering Society of North America) 9th Annual Conference*, pp 396-398, 1986.

## Bibliographie

[Gillan *et al.* 1990] Gillan D. J., Holden K., Adam S., Rudisill M., Magee L. “How does Fitts’ law fit pointing and dragging?” *Proceedings of the CHI '90 Conference on Human Factors in Computing Systems*, New York ACM, pp. 227-234, 1990.

[Gray *et al.* 1994] Gray Ph., England D., McGowan S., “Xuan: Enhancing the uan to capture temporal relation among actions.” Department research report IS-94-02, Department of Computing Science, University of Glasgow, February 1994. Modifications par rapport à UAN : - Aspect symétrique USER/SYSTEM - Contraintes temporelles - Paramétrisation des tâches - Pré et Post-conditions.

[Guiard 1987] Guiard, Y., “Asymmetric division of labor in human skilled bimanual action: The kinematic chain as a model”. *Journal of Motor Behavior*, 19, pp. 486-517, 1987.

[Harbusch *et al.* 2003] Harbusch K., Hasan S., Hoffmann H., Kühn M., Schüer B., “Topic- and Author-Specific Suggestion Lists for Typing with Ambiguous Keyboards”, *Proceedings of the Recent Advances in Natural Language Processing (RANLP 2003)*, Borovets, Bulgaria, 2003.

[Hick 1952] Hick W. E. “On the rate of gain of information”. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 4, pp. 11-26, 1952.

[Hix *et Hartson* 1993] Hix D., Hartson H.R., “Developping user interfaces: Ensuring usability through product & process”. *Wiley professional computing*. John Wiley & Sons, inc., Newyork, USA, 1993.

[Hunnicuttt *et Carlberger* 2001] Hunnicutt S., Carlberger J., “Improving Word Prediction Using Markov Models and Heuristic Methods”, *Augmentative and Alternative Communication*, 17, pp. 255-264, 2001.

[Hwang *et al.* 2004] Hwang F., Langdon P.M., Clarkson P.J., Keates S., “Mouse movements of motion-impaired users: a submovement analysis”, *6th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility (ASSETS 2004)*, Atlanta, GA, USA, 2004.

## Bibliographie

[Hyman 1953] Hyman R. “Stimulus information as a determinant of reaction time”. *Journal of Experimental Psychology*, n°45, pp. 188-196, 1953.

[Jennes *et al.* 2003] Jennes A, Colin C, Germain G. « Déficiences motrices et handicaps : Caractéristiques générales et prise en charge ». *Intervention auprès des élèves travailleurs sociaux de l'IRTS de Metz*, Services d'Education et de Soins Spécialisés à Domicile (SESSD) et Institut d'Education Motrice (IEM) de l'Association des Paralysés de France en Moselle (APF), 2002-2003.

[Kabbash *et al.* 1993] Kabbash P., MacKenzie I. S.; Buxton W. “Human performance using computer input devices in the preferred and non-preferred hands”. *Proceedings of the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*, New York, pp 474-481, 1993.

[Keates *et al.* 2002] Keates, S., Hwang, F., Langdon, P., Clarkson, P. J., Robinson, P. “Cursor measures for motion-impaired computer users”. *In Proceedings of ASSETS 2002 (Edinburgh UK, 2002)*, ACM Press, pp.135-142, 2002.

[Keates *et al.* 2000] Keates S, Clarkson J, Robinson P., “Investigating the applicability of user models for motion-impaired users”. *Proceedings of Assets 2000: Fourth International ACM Conference on Assistive Technologies*; 2000 Nov 20-22. pp. 129-36, 2000.

[Kieras *et Polson* 1985] Kieras D. E., Polson, P. G., “An approach to the formal analysis of user complexity”. *International Journal of Man-Machine Studies*, 22, pp. 365-394, 1985.

[Kieras 1993] Kieras, D. E. “Using the Keystroke-Level Model to Estimate Execution Times”. *Unpublished Report*, University of Michigan, 1993.

[Kurillo *et al.* 2004] Kurillo G, Zupan A, Bajd T. “Force tracking system for the assessment of grip force control in patients with neuromuscular diseases”. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(10), pp.1014–21, 2004.

## Bibliographie

[Le Pévedic, 1997] Le Pévedic B., Prédiction Morphosyntaxique évolutive dans un système d'aide à la saisie de textes pour des personnes handicapées physiques, Thèse de Doctorat IRIN Octobre 1997.

[Leshner *et al.* 2000] Leshner G.W., Moulton B.J., “A method for optimizing single-finger keyboards.” *Proceedings of the RESNA 2000 Annual Conference*, pp 91-93, 2000.

[Levenshtein 1966] Levenshtein V.I. “Binary codes capable of correcting deletions, insertions, and reversals”, *Cyber. Contr. Theory*, 10 ( 8 ), pp. 707-710, 1966.

[Lewis *et al.* 1990] Lewis C., Polson P., Wharton C., Rieman J., “Testing a walkthrough methodology for theory-based design of walk-up-and-use interfaces”. *Proceedings of CHI 90*, New York, NY, pp. 235-242, 1990.

[Lewis, 1992] Lewis J. R., Commarford P. M., “Developing a voice-spelling alphabet for PDA s”. *IBM Systems Journal* 2003, 42(4): pp. 624—638, 2003.

Lindeman E, Spaans F, Reulen JP, Leffers P, Drukker J., “Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in healthy controls”. *Relations to force and fatigue. J Electromyogr Kinesiol*, 9(5): pp. 299–307, 1999.

[LoPresti *et al.* 2003] LoPresti E. F., Brienza D. M., Angelo J., Gilbertson L., *Neck range of motion and use of computer head controls Assistive Technology Sciences*. Koester Performance Research, Ann Arbor, MI; Department of Bioengineering and Rehabilitation Science and Technology Department, University of Pittsburgh, U.S.A, 2003.

[Lucquiaud 2005] Lucquiaud V., « Proposition d'un noyau et d'une structure pour les modèles de tâches orientés utilisateurs ». Proceedings of the 17th French-speaking conference on Human-computer interaction (Conférence Francophone sur l'Interaction Homme-Machine), Toulouse, France, pp. 83-90, 2005.

## Bibliographie

[MacKenzie 2003] MacKenzie I. S., “Motor behaviour models for human-computer interaction”. *HCI models, theories, and frameworks: Toward a multidisciplinary science*, J. M. Carroll (Ed.) San Francisco: Morgan Kaufmann, pp. 27-54, 2003.

[MacKenzie et Soukoreff 2002] MacKenzie I. S., Soukoreff, R. W., “Text entry for mobile computing: Models and methods, theory and practice”. *Human-Computer Interaction*, 17, pp. 147-198, 2002.

[MacKenzie et Zhang 2001] MacKenzie I. S., Zhang S. X., “An empirical investigation of the novice experience with soft keyboards”. *Behaviour & Information Technology*, 20, pp. 411-418, 2001.

[MacKenzie *et al.* 1999] MacKenzie I. S., Zhang S. X., Soukoreff R. W., “Text entry using soft keyboards”. *Behaviour & Information Technology*, 18, pp. 235-244, 1999.

[MacKenzie et Zhang 1999] MacKenzie I. S., Zhang S. Z., “The design and evaluation of a high performance soft keyboard”. *Proceedings of the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI '99*, New York, pp. 25-31, 1999.

[MacKenzie 1992] MacKenzie I. S., “Fitts’ law as a research and design tool in human-computer interaction”. *Human-Computer Interaction*, 7, Moscow, pp.91-139, 1992.

[Magnien *et al.* 2003] Magnien L., Bouraoui J.L., Vella F., « Utilisation d’indices visuels pour l’aide à la saisie de texte sur PDA ». *IHM 2003*, Caen, pp 252-255, 25-28 novembre 2003.

[Majaranta *et al.* 2003] Majaranta P., MacKenzie I. S., Aula A., Rähkä K.-J., “Metrics for text entry research: Auditory and visual feedback during eye typing”. *Proceedings of the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI 2003*, New York, pp. 766-767, 2003.

## Bibliographie

[Matias *et al.* 1993] Matias E., MacKenzie I. S., Buxton W., “Half-QWERTY: A one-handed keyboard facilitating skill transfer from QWERTY”. *Proceedings of the INTERCHI '93 Conference on Human Factors in Computing Systems*, New York, pp. 88-94, 1993.

[Matiasek *et al.* 2002] Matiasek J., Baroni M., Trost H., “FASTY – A multi-lingual approach to text prediction”. *Proceedings of 8th International Conference on Computer Helping People with special needs (ICCHP 2002)*, Linz, Autriche, pp. 243-250, 15-20 juillet 2002.

[Maurel, 2000] Maurel D., Fourche B., « HandiAS : aider la communication en facilitant la saisie rapide des textes ». *Colloque Handicap 2000 - Nouvelles Technologies : assistance technique aux handicaps moteurs et sensoriel*, Paris, France, pp.87-92, 2000.

[Maurel *et al.* 2001] Maurel D., Rossi N., Thibault R., « Handias : un système multilingue pour l'aide à la communication de personnes handicapées ». *TALN'2001, vol. 2 (tutoriels et conférences associées)*, Tours, France, pp. 203-212, 2001.

[McGuffin et Balakrishnan. 2002] McGuffin M., Balakrishnan R., “Acquisition of Expanding Targets”. *Proceedings of ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI)*, pp. 57-64, 2002.

[Moulton *et al.* 1999] Moulton B.J., Lesh G.W., Higginbotham D.J., “Investigating the performance of several AAC user models”. *Proceedings of the RESNA '99 Annual Conference*, pp. 49-51, 1999.

[Niemeijer 2005] Niemeijer D., “In memoriam of Christian Bérard: Striving for effort reduction through on-screen keyboard word prediction”. *Assistive technology: from virtuality to reality - 8th European conference for the advancement of assistive technology in europe (AAATE 2005)*, A Pruski, H Knops (Eds.), IOS Press, <http://www.irit.fr/aaate2005wk/>, Lille, France, 6-9 septembre 2005.

[Nollet et al 1999] Nollet F, Beelen A, Prins MH, de Visser M, Sargeant AJ, Lankhorst GJ, et al. « Disability and functional assessment in former polio patients with and without postpolio syndrome”. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(2), pp.136–43, 1999.

## Bibliographie

[Norman et Draper 1986] Norman A., D., Draper W., S. (Eds.), *User-centred system design: New perspectives in Human Computer Interaction*, Hillsdale, NJ, 1986.

[Norman 1999] Norman D.A., "Affordance, conventions and design". *Interactions*, 6, 3, pp. 38-43, 1999.

[Oriola et al 2007] Oriola B., Amadiou A, Boissière P., Raynal M., Tricot A., Vella F., Vigouroux N., « Projet ChatCom : Étude des usages de différents claviers logiciels dans une tâche de saisie via Internet par des personnes handicapées ». *1ère Conférence Internationale Sur l'accessibilité et les systèmes de suppléance aux personnes en situations de handicaps (ASSISTH'2007) "Pour une meilleure insertion dans la société"*, Toulouse, France, 19/11/07-21/11/07, Ed Cépadues, ISBN : 978.2.85428.813.1, p. 233-240, novembre 2007.

[Poirier et al. 2007] Poirier F., Antoine J.-Y., Barhoumi Z., « Sibylle : améliorations de l'interface à partir de critères ergonomiques et des besoins des utilisateurs ». *1ère Conférence Internationale Sur l'accessibilité et les systèmes de suppléance aux personnes en situations de handicaps (ASSISTH'2007) "Pour une meilleure insertion dans la société"*, Toulouse, France, Ed Cépadues, pp. 241-247, novembre 2007.

[Poirier et Belatar 2006] Poirier F, Belatar M., « Glyph 2: une saisie de texte avec deux appuis de touche par caractère - principes et comparaisons ». *IHM 2006*: p. 159-162, 2006.

[Pouech 2008] Pouech N., « Etude de présentation de listes de mots présentées par un système de prédiction », *Rapport de stage de 1ère et 2ème année d'école d'ingénieur spécialité cognitive*, avril-juillet 2008.

[Raynal et al. 2005] Raynal M, Maubert S, Vigouroux N, Vella F, Magnien L., "E-ASSISTE: A Platform Allowing Evaluation of Text Input Systems", *UAHCI'05*, Las Vegas U.S.A, (support électronique), 22-27 juillet 2005.

## Bibliographie

[Raynal et Vigouroux 2005] Raynal M., Vigouroux N., “Genetic Algorithm to Generate Optimized Soft Keyboard”. *1<sup>st</sup> Int. Conf. for Human-Computer Interaction (CHI 2005)*, ACM Press, (support électronique), Portland, Oregon, USA, avril 2005.

[Raynal et Serrurier 2007] Raynal M., Serrurier M., « Loi de Fitts : prédiction du temps de pointage sous forme d’ensembles flous ». *Interaction Homme-Machine (IHM 2007)*, IRCAM, Paris, 13-15 novembre 2007.

[Raynal et Vigouroux 2005] Raynal M., Vigouroux N., “KeyGlasses : Semi-transparent keys to optimize text input on virtual keyboard”, *Assistive technology: from virtuality to reality - 8th European conference for the advancement of assistive technology in europe (AAATE 2005)*, Lille, France,. A Pruski, H Knops (Eds.), IOS Press, 6, pp. 713-717, 6-9 septembre 2005.

[Ritter *et al.* 2000] Ritter F. E., Baxter G. D., Jones G., Young R M., “Supporting cognitive models as users”. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI) archive*, Volume 7, Issue 2, Part 2 , pp: 141 – 173, 2000.

[Scapin et Pierret-Golbreich 1989] Scapin DL., Pierret-Golbreich C. « Une méthode analytique de description des tâches ». *Colloque sur l’ingénierie des Interfaces Homme-Machine*, Sophia Antipolis, pp. 131-148, 1989.

[Schadle *et al.* 2004] Schadle I., Antoine J.-Y., Le Pévédic B., Poirier F. SibyMot – « Modélisation stochastique du langage intégrant la notion de chunks ». *TALN 2004*, Fès, 2004.

[Schadle 2003] Schadle I., « Sibylle : système linguistique d’aide à la communication pour les personnes handicapées ». *Doctorat Mathématiques et Informatique de l’Université de Bretagne Sud*, Vannes, France. 18 décembre 2003.

[Schadle *et al.* 2001] Schadle I., Le Pevédic B., Antoine J.-Y., Poirier F., « Sybillette : système de prédiction de lettre pour l’aide à la saisie de texte ». *TALN’2001, atelier thématique "Handicap et Ingénierie Linguistique*, vol 2., Tours, France, pp. 233-242, 2001.

## Bibliographie

[Soukoreff et MacKenzie 1995] Soukoreff R. W., MacKenzie I. S., “Theoretical upper and lower bounds on typing speed using a stylus and soft keyboard”. *Behavior & Information Technology*, 14, pp. 370–379, 1995.

[Soukoreff et MacKenzie 2001] Soukoreff, R. W., MacKenzie, I. S., “Measuring errors in text entry tasks: An application of the Levenshtein string distance statistic.”, *Extended Abstracts of the ACM Conference on Human Factors in Computing System – CHI 2001*, pp. 319-320. New York: ACM.

[Soukoreff et MacKenzie 2003] Soukoreff, R. W., & MacKenzie, I. S., “Metrics for text entry research: An evaluation of MSD and KSPC, and a new unified error metric.”, *Proceedings of the CHI'2003 Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 113-120. New York: ACM.

[Vella *et al.* 2003] Vella F., Vigouroux N., Raynal M., Merlin B., Truillet Ph., “Designing environment of soft key-board for motor impaired persons”. *Poster ICOST 2003*, Paris, septembre 2003.

[Vella *et al.* 2003 a] Vella F., Vigouroux N., Truillet Ph., “The design approach CLAPOTI: an assistive technology designed for speech disorders and visually persons”, *AAATE 2003*, Dublin, Irlande, 31 août-03 septembre 2003.

[Vella *et al.* 2003 b] Vella F., Vigouroux N., Truillet P., « CLAPOTI (CLAVier PhOnétique d'aide à la communicaTion orale) ». *SETIT 2003, Actes Sciences Electroniques Technologies de l'Information et des Télécommunications*, (support électronique), Sousse, Tunisie, 17-21 Mars 2003.

[Vella *et al.* 2005] Vella F., Vigouroux N., Truillet P., “SOKEYTO: a design and simulation environment of software keyboards”. *Assistive Technology - Assistive technology from virtuality to reality AAATE'05*, Lille, France, pp. 723-727, 6-9 septembre 2005.

## Bibliographie

[Vella et Vigouroux 2007] Vella F., Vigouroux N., “Layout keyboard and motor fatigue : first experimental results”. *AMSE journal, Association for the Advancement of Modelling and Simulation Techniques in Enterprises (AMSE)*, Vol. 67, p. 22-31, avril 2007.

[Vigouroux *et al.* 2004 a] Vigouroux N., Raynal M Vella Fr., Interaction Homme-Machine, Plateforme E-ASSISTE , Objectifs, *Journées des GET*, Evry, 26 Février 2004.

[Vigouroux *et al.* 2004] Vigouroux N, Vella F, Truillet Ph., Raynal M., “Evaluation of AAC for text input by two populations: normal versus handicapped motor persons”, *8th ERCIM UI4All, Adjunct Proceedings*, Vienna (Österreich), 2004.

[Vilalta 2006] Vilalta, J, Conférence de presse du 9 février 2006 du ministre Philippe BAS. Ministère des Transports, de l’Équipement, du Tourisme et de la Mer / Délégation ministérielle à l’Accessibilité ([www.equipement.gouv.fr/accessibilite](http://www.equipement.gouv.fr/accessibilite)).

[Ward *et al.* 2000] Ward D. J., Blackwell A. F., MacKay D. J. C., “Dasher - a data entry interface using continuous gestures and language models”. *UIST 2000*, pp.129-137, 2000.

[Welford 1968] Welford, A. T. *Fundamentals of skill*. London: Methuen, 1968.

[Wobbrock et Myers 2006] Wobbrock J.O., Myers B.A. “Trackball text entry for people with motor impairments”. *Proceedings of the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '06)*. Montréal, Québec, pp. 479-488, April 22-27, 2006.

[Zhai *et al.* 2000] Zhai S., Hunter M., Smith B.A., “The Metropolis Keyboard - an exploration of quantitative techniques for virtual keyboard design”. *Proceedings of The 13th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology (UIST)*, San Diego, California,. pp. 119-218, 2000.

[Zhai *et al.* 2001] Zhai S., Smith B.A. , Hunter M. , “Performance Optimization of Virtual Keyboards”. *Human-Computer Interaction*, 2001. in press.

## Bibliographie

[Zhai *et al.* 2002] Zhai S., Sue A., Johnny A., “Movement Model, Hits Distribution and Learning in Virtual Keyboarding”. *Proceedings of ACM CHI'2002 Conference on Human Factors in Computing Systems*, Minneapolis, , USA, pp. 17-24, 20-25 avril 2002

# **Annexes**



## 1. Annexe 1 : Communs aux expérimentations

### 1.1. Consentement

Lire attentivement la lettre de consentement qui suit :

Dans le cadre du projet MPHIHM (<http://www.irit.fr/MPH>) sous la responsabilité scientifique de Nadine Vigouroux (laboratoire IRIT) nous souhaitons modéliser les mouvements réalisés par pointage (à l'aide d'un dispositif de pointage) sur des personnes valides et des personnes handicapées des membres supérieures.

L'expérience auxquels vous allez participer visent à réaliser un certain ensemble de tâches de pointage sur des cibles dont les objectifs sont de révéler vos difficultés d'interaction et d'améliorer/d'adapter les modèles psychophysiques.

Les résultats de cette expérience seront anonymisés et utilisés dans le cadre de la recherche à des fins de conception de nouvelles interfaces de navigation et de saisie de texte ainsi qu'à des fins scientifiques.

En cliquant sur le lien «J'accepte le consentement», vous donnez votre accord de participation à cette expérience et l'utilisation des données recueillies à des fins de recherches à condition que les clauses de confidentialité soient respectées.

### 1.2. Consignes

Cette expérience va se dérouler en huit étapes :

- 1) Régler la position de l'écran pour une bonne lisibilité ainsi que la position de votre siège et la prise en main de votre dispositif de pointage ;
- 2) Activer votre sortie audio et vérifier que le volume sonore est suffisant pour le contexte acoustique ; Pour tester votre volume sonore : [287H Cliquez-ici](#);
- 3) Cliquer sur le bouton « Remplir le formulaire » ;
- 4) Répondre à tous les champs du questionnaire ;
- 5) Valider vos réponses en cliquant sur le bouton « Envoyez le formulaire » ;
- 6) Vous verrez apparaître une cible bleue, sur laquelle vous devez pointer et cliquer aussi vite que possible. Chaque fois que vous aurez cliqué sur celle-ci, elle réapparaîtra à un autre

endroit de l'écran, et avec une taille différente ; à chaque fois cliquez dessus aussi vite que possible. Au bout d'un certain nombre de fois, la consigne qui dit "patienter" s'affichera ;

7) Répondre ensuite à un formulaire d'appréciation ;

8) Enfin vous serez automatiquement redirigé vers la page d'accueil.

## 2. Annexe 2 : expérimentation 1D

### 2.1. Questionnaires

#### 2.1.1. Profil

En cas de problème, pour toute question ou commentaire, vous pouvez me contacter par mail à l'adresse : vella@irit.fr

---

1. Civilité :

2. Etes-vous une personne:  si "handicapée" précisez le type de handicap :

---

1. Quel est le degré d'autonomie de vos membres supérieurs ?

2. Fréquence d'utilisation d'un ordinateur dans la journée :

3. Etes-vous :  gaucher ou  droitier ?

4. Quelle est selon vous, la direction qui vous semble la plus facile à réaliser avec votre dispositif de pointage ?

5. Dispositif de pointage généralement utilisé :  si "Autre"  
lequel :

6. Taille de l'écran sur lequel se déroule cette expérimentation :

#### 2.1.2. Ressenti de l'expérimentation

2.1.2.1. Pour les personnes valides

## Annexes

1. Que pensez-vous du contraste entre le fond de page et les informations textuelles ? (1 : très mauvais et 5 : très bon)

1

2

3

4

5

2. Que pensez vous du contraste de couleur entre le fond de pages et celui des cibles ? (1 : très mauvais et 5 : très bon)

1

2

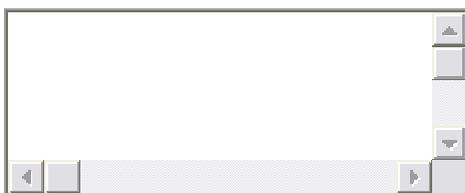
3

4

5

3. Quel dispositif de pointage vous a paru le plus simple d'utilisation pour atteindre la cible?  stylet ou  souris ?

4. Pourquoi la souris ou le stylet est mieux ?



5. Le retour sonore est-il :  informatif sur l'atteinte de la cible  au contraire gênant

6. Pour vous la difficulté, est-elle plutôt due à :

la distance à parcourir entre deux cibles

la taille de la cible

une combinaison des deux

7. Autres suggestions ?

## Annexes

### 2.1.2.2. Pour les personnes handicapées

1. Que pensez-vous du contraste entre le fond de page et les informations textuelles ? (1 : très mauvais et 5 : très bon)

1

2

3

4

5

2. Que pensez vous du contraste de couleur entre le fond de pages et celui des cibles ? (1 : très mauvais et 5 : très bon)

1

2

3

4

5

3. Votre dispositif de pointage vous paraît-il précis pour atteindre les cibles ?  oui  
ou  non ?

4. Si non pourquoi ?



5. Avez-vous ressenti de la fatigue durant l'expérience ?  oui  non ?

6. Si oui, la(les)quelle(s) ?  motrice  visuelle  les deux  ou aucune ?

7. Le retour sonore est-il :  informatif sur l'atteinte de la cible  au contraire gênant

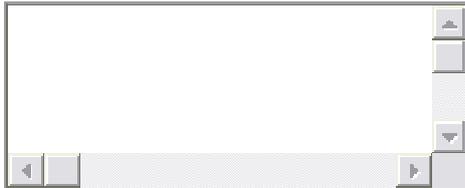
8. Pour vous la difficulté, est-elle plutôt due à :

la distance à parcourir entre deux cibles

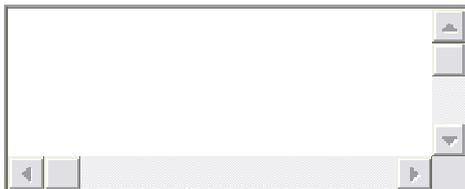
- la taille de la cible
- une combinaison des deux
- aucune des deux

9. Utilisez-vous un clavier:  physique  ou virtuel ?

10. Si "clavier virtuel" le(s)quel(s) ?



11. Autres suggestions ?



### 2.1.3. Exemple du format des réponses

---

January 12th, 2007

civilité : Mademoiselle

personne : handicapée moteur

type handicap : myopathie

autonomie : Autonomie moyenne, avec difficultés

Fréquence : 1-5 heures

gaucheroudroitier : gaucher

direction : vers le haut et la gauche

dispositif : souris classique sans fil

autre : + écran 32"

autre : 21"

---

January 12th, 2007

contraste textuel : 4  
 contraste cible : 4  
 dispositif : oui  
 meilleure :  
 fatigue : non  
 fatigue\_quel :  
 sonore : informatif  
 difficulte : distance  
 clavier : virtuel  
 clavier\_virtuel : clavicom  
 suggestions :

## 2.2. Exemple des traces de l'expérimentation

```

<?xml version='1.0' encoding='ISO-8859-1'></session><rÃ©solution><largeur>800.0</largeur><hauteur>600.0</hauteur></rÃ©solution><data></move><x>132</x><y>292</y><t>1750</t></data><data></move><x>133</x><y>291</y><t>2188</t></data><data></move><x>137</x><y>290</y><t>2204</t></data><data></move><x>149</x><y>288</y><t>2219</t></data><data></move><x>153</x><y>287</y><t>2219</t></data><data></move><x>158</x><y>287</y><t>2235</t></data><data></move><x>163</x><y>286</y><t>2235</t></data><data></move><x>165</x><y>285</y><t>2250</t></data>.....<data></move><x>339</x><y>303</y><t>3079</t></data><data></move><x>328</x><y>303</y><t>3079</t></data><data></move><x>317</x><y>301</y><t>3094</t></data><data></move><x>304</x><y>300</y><t>3094</t></data><data></move><x>266</x><y>299</y><t>3110</t></data><data></move><x>251</x><y>298</y><t>3110</t></data><data></move><x>235</x><y>298</y><t>3125</t></data><data></move><x>220</x><y>296</y><t>3125</t></data><data></move><x>204</x><y>296</y><t>3141</t></data><data></move><x>158</x><y>294</y><t>3157</t></data><data></move><x>145</x><y>294</y><t>3157</t></data><data></move><x>134</x><y>294</y><t>3172</t></data><data></move><x>123</x><y>294</y><t>3172</t></data><data></move><x>117</x><y>294</y><t>3188</t></data><data></move><x>112</x><y>294</y><t>3188</t></data><data><cible><type>0</type><largeur>40</largeur><coordonnee><x>110</x><y>60</y></coordonnee></cible><t>3469</t></data><data></pression><x>112</x><y>294</y><t>3469</t></data><data></relÃ¢chement><x>112</x><y>294</y>
  
```



## Annexes

ee<x>194</x><y>60</y></coordonnee></cible><t>77422</t></data><data></pression><x  
>215</x><y>101</y><t>77422</t></data><session>

### 3. Annexe 3 : projet ChatCom

#### 3.1. Format XML du fichier de trace

```

<?xml version="1.0" encoding="ISO-8859-1"?>
<!DOCTYPE Evaluation SYSTEM "estml.dtd">
<Evaluation syst="Chatcom" sujet="celine gorgues" t="0">
<DebutExercice type="BigKey" t="90"/>
<TexteACopier texte="Finalement, j'ai opté pour le dernier CD de son groupe favori. J'ai pris le paiement par carte bancaire unique. J'ai reçu la confirmation de mon achat sur mon courriel habituel jean.dupont7@wanadoo.fr." t="90"/>
<DebutExercice type="bigkey" t="110"/>
<MouseMoved x="119" y="96" identique="true" t="9844"/>
<MouseMoved x="123" y="96" identique="true" t="9874"/>
<MouseMoved x="125" y="96" identique="true" t="9945"/>
<MouseMoved x="127" y="96" identique="true" t="10075"/>
<MouseMoved x="125" y="94" identique="true" t="10105"/>
<MouseMoved x="127" y="94" identique="true" t="10165"/>
<MouseMoved x="147" y="94" identique="true" t="10265"/>
<MouseMoved x="211" y="97" identique="true" t="10295"/>
<MouseMoved x="217" y="101" identique="true" t="10325"/>
<MouseMoved x="219" y="103" identique="true" t="10355"/>
<MouseMoved x="217" y="103" identique="true" t="10405"/>
<MouseMoved x="195" y="109" identique="true" t="10525"/>
<MouseMoved x="93" y="147" identique="true" t="10555"/>
<MouseMoved x="89" y="149" identique="true" t="10585"/>
<MouseMoved x="77" y="149" identique="true" t="10616"/>
<MouseMoved x="43" y="149" identique="true" t="10636"/>
<MouseMoved x="21" y="149" identique="true" t="10666"/>
<MouseMoved x="13" y="149" identique="true" t="10696"/>
<MouseMoved x="13" y="148" identique="true" t="10806"/>
<MouseMoved x="13" y="146" identique="true" t="10866"/>
<MouseMoved x="13" y="144" identique="true" t="10916"/>
<MouseMoved x="13" y="142" identique="true" t="11036"/>

```

## Annexes

```
<MouseMove x="15" y="134" identique="true" t="11066"/>
<MouseMove x="15" y="132" identique="true" t="11206"/>
<MouseMove x="17" y="128" identique="true" t="11236"/>
<MousePressed x="17" y="128" t="11427" type="gauche" id="0"/>
<MouseReleased x="17" y="128" t="11607"/>
<TextInput string="shft" type="fixe" t="11607"/>
<MouseMove x="19" y="128" identique="true" t="11727"/>
<MouseMove x="55" y="120" identique="true" t="11847"/>
<MouseMove x="71" y="116" identique="true" t="11887"/>
<MouseMove x="93" y="116" identique="true" t="12018"/>
<MouseMove x="141" y="110" identique="true" t="12048"/>
<MouseMove x="143" y="110" identique="true" t="12098"/>
<MouseMove x="175" y="98" identique="true" t="12218"/>
<MouseMove x="177" y="98" identique="true" t="12248"/>
<MouseMove x="179" y="98" identique="true" t="12308"/>
<MouseMove x="201" y="98" identique="true" t="12418"/>
<MouseMove x="151" y="115" identique="true" t="13359"/>
<MouseMove x="145" y="117" identique="true" t="13400"/>
<MouseMove x="139" y="117" identique="true" t="13430"/>
<MouseMove x="131" y="117" identique="true" t="13460"/>
<MouseMove x="127" y="117" identique="true" t="13510"/>
<MouseMove x="125" y="117" identique="true" t="13630"/>
<MousePressed x="125" y="117" t="13770" type="gauche" id="0"/>
<MouseReleased x="127" y="117" t="14080"/>
<TextInput string="D" type="fixe" t="14080"/>
<MouseMove x="218" y="115" identique="true" t="451560"/>
<MouseMove x="214" y="125" identique="true" t="451580"/>
<MouseMove x="204" y="141" identique="true" t="451610"/>
<MouseMove x="188" y="175" identique="true" t="451640"/>
<MouseMove x="200" y="170" identique="true" t="452080"/>
<MouseMove x="200" y="171" identique="true" t="452301"/>
</Evaluation>
```

## Annexes

### 3.2. Tableau des résultats

	Sujet 1			Sujet 2			Sujet 3			Sujet 4		
	Normal	BigKey	Sans Pointeur	Normal	BigKey	Sans Pointeur	Normal	BigKey	Sans Pointeur	Normal	BigKey	Sans Pointeur
Nb caractères à saisir	200	204	201	204	200	201	200	201	204	201	200	204
Nb touches appuyés	227	237	273	223	214	211	284	368	254	215	220	259
Nb Shift	14	13	16	13	8	8	21	13	12	6	6	12
Nb Bksp	2	8	24	3	0	6	23	70	18	3	6	18
Nb Alt ????												
Nb verrouillage majuscule ???												
Nb erreur sans conséquence	9	1	8	0	4	3	14	8	1	1	1	6
Distance d'édition	3	3	9	2	1	24	10	13	1	3	1	14
Temps total de saisie	585241	599112	854959	298940	309565	393676	344135	442647	285360	338927	325388	762045
Temps moyen de saisie	2578	2527	3131	1340	1446	1865	1211	1202	1123	1576	1479	2942
Vitesse en CPS	0,39	0,40	0,32	0,75	0,69	0,53	0,83	0,83	0,89	0,63	0,68	0,34
Vitesse en WPM	4,65	4,75	3,83	8,95	8,30	6,43	9,90	9,97	10,68	7,61	8,11	4,08
Distance réelle	31952	31437	35774	25302	26957	22907	46158	61701	26364	28609	29260	33988
Distance optimale	22281	22444	24659	22092	22640	15178	31476	42365	19202	25341	25788	19128
Temps moyen d'un clic	266	270	260	192	197	205	210	286	232	163	199	246
Taux d'erreurs1	0,07000	0,05882	0,20398	0,02451	0,02500	0,16418	0,23500	0,45274	0,09804	0,03483	0,04000	0,18627
Taux d'erreurs2	0,06	0,019607843	0,084577114	0,009803922	0,025	0,134328358	0,12	0,104477612	0,009803922	0,019900498	0,01	0,098039216

**Tableau 19 : Résultats récupérés à partir de la plateforme E-Assiste**

Taux d'erreurs1 = (Nb bksp+Distance d'édition+ Nb erreur sans conséquence)/(Nb caractères à saisir)

Taux d'erreurs2 = (Distance d'édition+ Nb erreur sans conséquence)/(Nb caractères à saisir)

### 3.3. Textes équilibrés pour l'expérimentation

#### Texte 1

Un samedi après-midi, je devais acheter un cadeau pour la fête de ma petite nièce. Qu'allais-je lui offrir ? Je ne disposais sur moi que de 15 €. N'ayant pas beaucoup de temps je passais par Internet.

Nombre de mots	37
Nombre de caractères	200
Distance totale (en pixels)	22.920,4
Distance moyenne (en pixels)	114,60

#### Texte 2

Un disque, un livre, des fleurs ? Ce sont des cadeaux qu'elle aime bien. Tempi me dis-je, optons pour un CD. Allons sur le site <http://www.fnac.com> et regardons les nouveautés de ses chanteurs préférés

Nombre de mots	35
Nombre de caractères	202
Distance totale (en pixels)	21.780,3
Distance moyenne (en pixels)	107,82

#### Texte 3

Finalement, j'ai opté pour le dernier CD de son groupe favori. J'ai pris le paiement par carte bancaire unique. J'ai reçu la confirmation de mon achat sur mon courriel habituel [jean.dupont7@wanadoo.fr](mailto:jean.dupont7@wanadoo.fr).

Nombre de mots	31
Nombre de caractères	201
Distance totale (en pixels)	23.162,8
Distance moyenne (en pixels)	115,23

## **4. Annexe 4 : Expérimentation sur la fatigue motrice**

### **4.1. Texte à saisir**

#### **4.1.1. Premier texte**

un vieil homme acariâtre qui vivait seul depuis toujours et qui allait avoir soixante quatorze ans en décembre ne supportait pas les enfants il habitait une maison entourée d'un jardin bien entretenu pour son plaisir et avait à portée de la main dans son entrée une canne en bambou dont il menaçait les enfants turbulents de la cité HLM voisine un mardi alors qu'il venait de détruire un nid de guêpes il se est retrouvé coincé sur le toit haut de trois mètres cinquante car en voulant redescendre très vite il a fait tomber l'échelle en alu qu'il avait posé en équilibre instable contre le mur de l'appentis comme l'homme se est mis à appeler à l'aide d'une voix forte un gamin courageux qui jouait sagement aux billes dans la rue le long de la clôture a levé la tête a compris la situation et a remplacé l'échelle qui était par terre à côté d'un rosier depuis cette fâcheuse aventure le dimanche il invite son sauveur blond dans son jardin et pour le remercier lui offre sous les arbres un goûter accompagné de jus de pomme un vieil homme acariâtre qui vivait seul depuis toujours et qui allait avoir soixante quatorze ans en décembre ne supportait pas les enfants il habitait une maison entourée d'un jardin bien entretenu pour son plaisir et avait à portée de la main dans son entrée une canne en bambou dont il menaçait les enfants turbulents de la cité HLM voisine

#### **4.1.2. Deuxième texte**

maître corbeau sur un arbre perché tenait en son bec un fromage maître renard par l'odeur alléchante lui tint à peu près ce langage he bonjour monsieur du corbeau que vous êtes joli que vous me semblez beau sans mentir si votre ramage se rapporte à votre plumage vous êtes le phénix des hôtes de ces bois à ces mots le corbeau ne se sent pas de joie et pour montrer sa belle voix il ouvre un large bec laisse tomber sa proie le renard se en saisit et dit mon bon monsieur apprenez que tout flatteur vit aux dépens de celui qui l'écoute cette leçon vaut bien un fromage sans doute le corbeau honteux et confus jura mais un peu tard qu'on ne l'y prendrait plus l'avarice perd tout en voulant tout gagner je ne veux pour le témoigner que celui dont la poule a ce que dit la fable pondait tous les jours un œuf d'or il crut que dans son corps elle avait un trésor il la tua l'ouvrit et la trouva semblable à celles dont les œufs ne lui rapportaient rien se étant lui-même ôté le plus beau de son bien belle leçon pour les gens chiches pendant ces derniers temps combien en a-t-on vus qui du soir au matin sont pauvres devenus pour vouloir trop tôt être riches je vous gardais un temple dans mes vers il n'eut fini

qu'avec que l'univers déjà ma main en fondait la durée sur ce bel art qu'ont les dieux inventé et sur le nom de la divinité que dans ce temple on aurait adoré sur le portail j'aurais ces mots écrits palais sacré de la déesse Iris non celle-là qui a Junon à ses gages car Junon même et le maître des dieux serviraient l'autre et seraient glorieux du seul honneur de porter ses messages l'apothéose à la voûte eût paru la tout l'Olympe en pompe eût été vu plaçant Iris sous un dais de lumière les murs auraient amplement contenu toute sa vie agréable matière mais peu féconde en ces événements qui des états font les renversements au fond du temple eût été son image avec ses traits son sourire ses appas son art de plaire et de n'y penser pas ses agréments à qui tout rend hommage j'aurais fait voir à ses pieds des mortels et des héros des demi-dieux encore même des dieux ce que le monde adore vient quelquefois parfumer ses autels j'eusse en ses yeux fait briller de son âme tous les trésors quoique imparfaitement car ce cœur vif et tendre infiniment pour ses amis et non point autrement car cet esprit qui ne du firmament à beauté d'homme avec grâces de femme ne se peut pas comme on veut exprimer o vous Iris qui savez tout charmer qui savez plaire en un degré suprême vous que l'on aime à l'égal de soi-même ceci soit dit sans nul soupçon d'amour car c'est un mot banni de votre cour laissons-le donc agréer que ma muse achève un jour cette ébauche confuse j'en ai placé l'idée et le projet pour plus de grâce au devant d'un sujet où l'amitié donne de telles marques et d'un tel prix que leur simple récit peut quelque temps amuser votre esprit non que ceci se passe entre monarques ce que chez vous nous voyons estimer n'est pas un roi qui ne sait point aimer c'est un mortel qui sait mettre sa vie pour son ami j'en vois peu de si bons quatre animaux vivants de compagnie vont aux humains en donner des leçons la gazelle le rat le corbeau la tortue vivaient ensemble unis douce société le choix d'une demeure aux humains inconnue assurait leur félicité mais quoi l'homme découvre enfin toutes retraites soyez au milieu des déserts au fond des eaux en haut des airs vous n'éviterez point ses embûches secrètes la gazelle se allait ébattre innocemment quand un chien maudit instrument du plaisir barbare des hommes vint sur l'herbe éventer les traces de ses pas elle fuit et le rat à l'heure du repas dit aux amis restants d'où vient que nous ne sommes aujourd'hui que trois convies la gazelle déjà nous a-t-elle oubliés à ces paroles la tortue s'écrie et dit ah si j'étais comme un corbeau d'ailes pourvue tout de ce pas je m'en irais apprendre au moins quelle contrée quel accident tient arrêtée notre compagne au pied léger car à l'égard du cœur il en faut mieux juger le corbeau part à tire d'aile il aperçoit de loin l'imprudente gazelle prise au piège et se tourmentant il retourne avertir les autres à l'instant car de lui demander quand pourquoi ni comment ce malheur est tombé sur elle et perdre en vains discours cet utile moment comme eût fait un maître d'école il avait

trop de jugement le corbeau donc vole et revole sur son rapport les trois amis tiennent conseil deux sont d avis de se transporter sans remise aux lieux ou la gazelle est prise l autre dit le corbeau gardera le logis avec son marcher lent quand arriverait elle apres la mort de la gazelle ces mots a peine dits ils s en vont secourir leur chere et fidele compagne pauvre chevrette de montagne la tortue y voulut courir la voila comme eux en campagne maudissant ses pieds courts avec juste raison et la necessite de porter sa maison rongemaille le rat eut a bon droit ce nom coupe les noeuds du lacs on peut penser la joie le chasseur vient et dit qui m a ravi ma proie rongemaille a ces mots se retire en un trou le corbeau sur un arbre en un bois la gazelle et le chasseur a demi fou de n en avoir nulle nouvelle aperçoit la tortue et retient son courroux d ou vient dit il que je m effraie je veux qu a mon souper celle ci me defraie il la mit dans son sac elle eut paye pour tous si le corbeau n en eut averti la chevrette celle ci quittant sa retraite contrefait la boiteuse et vient se presenter l homme de suivre et de jeter tout ce qui lui pesait si bien que rongemaille autour des noeuds du sac tant opere et travaille qu il delivre encor l autre sœur

#### 4.2. Questionnaire

Identité

Nom :

Prénom :

Age :

Depuis quand êtes vous handicapé moteur des membres supérieures :

Naissance :  oui  non

De quel handicap êtes-vous atteint ?

Quel est le nom de votre handicap ?

Degré de votre déficience :

Utilisation de l'outil informatique

Pour accéder à l'outil informatique, utilisez-vous :

Un clavier physique :

sans aménagement

## Annexes

- avec un cache clavier
- élargi avec un cache clavier
- miniaturisé avec un cache clavier
- Un clavier logiciel
- Un clavier logiciel à défilement

Précision éventuelle : \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Si vous utilisez un clavier logiciel, lequel utilisez-vous :

- Clavier Microsoft
- Clavier Clavicom
- Clavier Wivik
- Autre clavier, précisez lequel : \_\_\_\_\_

Êtes-vous utilisateur de dispositif de pointage :  oui  non

Si oui, quel type de dispositif de pointage utilisé :

- classique
- trackball
- souris avec fil
- sans fil
- autre

Si vous utilisez un clavier virtuel, estimez-vous son efficacité par rapport à vos besoins ?

- inadapté à mes besoins
- plutôt bien adapté à mes besoins
- correspond parfaitement à mes besoins

Perception de l'usage des claviers utilisés

Avec quel type de dispositif de pointage utilisé, avez vous fait les expérimentations :

classique  trackball  souris avec fil  sans fil  autres

### 3.1. Le clavier AZERTY

1. Estimez le degré de difficultés d'utilisation du couple (clavier/dispositif) (0 très difficile et 5 facile) ?

0  1  2  3  4  5

2. Estimez l'accessibilité des touches de ce clavier (0 inaccessible i.e. trop petite, 3 acceptable et 5 disproportionnée) ?

0  1  2  3  4  5

3. Estimez la lisibilité des caractères associés aux touches (0 illisible, 5 excellente) ?

0  1  2  3  4  5

4. Estimez la fatigue ressentie lors de la saisie de caractères avec ce clavier et le dispositif associé (0 pas important, 5 très important) ?

0  1  2  3  4  5

Comment celle-ci se traduit-elle selon vous :

tension articuloire ;

manque de précision dans les déplacements du curseur

temps de saisie d'un caractère plus longue

erreur plus nombreuse

autres

5. Identification de la cause de la fatigue ; plusieurs causes peuvent être sélectionnées :

visuelle :

recherche de la touche

## Annexes

taille de la touche

motrice :

la difficulté d'usage du dispositif

l'amplitude du déplacement du curseur

la direction de déplacement du dispositif

la pression du dispositif de pointage pour réaliser la sélection de la touche

trop longue période de saisie

autres :

Précisez

---

---

6. Estimer vos performances moyenne en nombre de mots saisi par minute ?

< 5 mots  < 10 mots  < 15 mots  < 20 mots  > 20 mots

3.2. Le clavier que vous avez conçu

1. Estimez le degré de difficultés d'utilisation du couple (clavier/dispositif) (0 très difficile et 5 facile) ?

0  1  2  3  4  5

2. Estimez l'accessibilité des touches de ce clavier (0 inaccessible i.e. trop petite, 3 acceptable et 5 disproportionnée) ?

0  1  2  3  4  5

3. Estimez la lisibilité des caractères associés aux touches (0 illisible, 5 excellente) ?

0  1  2  3  4  5

4. Estimez la fatigue ressentie lors de la saisie de caractères avec ce clavier et le dispositif associé (0 pas important, 5 très important) ?

0  1  2  3  4  5

## Annexes

Comment celle-ci se traduit-elle selon vous :

- tension articuloire ;
  - manque de précision dans les déplacements du curseur
- temps de saisie d'un caractère plus longue
- erreur plus nombreuse
- autres

5. Identification de la cause de la fatigue ; plusieurs causes peuvent être sélectionnées :

- visuelle :
  - recherche de la touche
  - taille de la touche
- motrice :
  - la difficulté d'usage du dispositif
  - l'amplitude du déplacement du curseur
  - la direction de déplacement du dispositif
  - la pression du dispositif de pointage pour réaliser la sélection de la touche
  - trop longue période de saisie
- autres : Précisez

---

---

6. Estimer vos performances moyenne en nombre de mots saisi par minute ?

- < 5            mots  < 10 mots  < 15 mots  < 20 mots  > 20 mots

Bilan

3. Classez les claviers selon votre préférence d'utilisation ?

1 : Le clavier virtuel Azerty

2 : Le clavier virtuel conçu

3 : Le clavier virtuel que vous avez l'habitude d'utiliser

Justifiez votre classement selon divers critères ?

Commentaires et suggestions libres d'amélioration de l'utilisabilité des claviers ;

## **5. Annexe 5 : format XML d'un clavier généré par la plateforme SOKEYTO**

<Nombre\_de\_touches>

27

</Nombre\_de\_touches>

<Coordonnée\_x>

256

</Coordonnée\_x>

<Coordonnée\_y>

62

</Coordonnée\_y>

<Largeur>

31

</Largeur>

<Hauteur>

26

</Hauteur>

<Caractère\_première\_couche>

w

</Caractère\_première\_couche>

<Caractère\_deuxième\_couche>

W

</Caractère\_deuxième\_couche>

<Caractère\_troisième\_couche>

</Caractère\_troisième\_couche>

<Couleur\_rouge>  
0  
</Couleur\_rouge>  
<Couleur\_vert>  
204  
</Couleur\_vert>  
<Couleur\_bleu>  
204  
</Couleur\_bleu>  
.....  
<Coordonnée\_x>  
435  
</Coordonnée\_x>  
<Coordonnée\_y>  
62  
</Coordonnée\_y>  
<Largeur>  
31  
</Largeur>  
<Hauteur>  
26  
</Hauteur>  
<Caractère\_première\_couche>  
n  
</Caractère\_première\_couche>  
<Caractère\_deuxième\_couche>  
N  
</Caractère\_deuxième\_couche>  
<Caractère\_troisième\_couche>  
  
</Caractère\_troisième\_couche>  
<Couleur\_rouge>  
0

## Annexes

</Couleur\_rouge>

<Couleur\_vert>

204

</Couleur\_vert>

<Couleur\_bleu>

204

</Couleur\_bleu>

**TITLE:** Psychophysics models of reaching of targets for the people suffering of neuromuscular deficiencies

---

**ABSTRACT:** The studies on able-bodies showed that the text input is faster with physical AZERTY keyboard (75 Words Per Minute) than with virtual AZERTY keyboard with pointing (25 Words Per Minute). This reduction of speed is also observed during text input activity by disabled people with the UKO ambiguous keyboard. On the contrary, other studies show the benefits of optimizing the layout of the keys for the text input, under conditions of mobility for the OPTI and Metropolis keyboard and in office situation for the GAG keyboard.

Thus, to understand and describe the motor deficiencies, we need to study the motor activity by applying the psychomotor law.

This study have a double issue (theoretical and technological interest): the understanding of the motor deficiencies and the design of systems (such as virtual keyboards) based on interaction techniques of pointing.

The objective is to propose a modeling of motor performances (and eventually perceptual performances) of our study population to predict the time necessary to move and to research targets. To achieve this goal, we studied the reaching of targets with 1 dimension. These models are then applied to study the usability of a software keyboard.

---

**KEYWORDS:** Disable motors, text input, virtual keyboards, layout of the keys, Human Computer Interaction, psychomotricity, Fitts'law, motor fatigue.

**AUTEUR** : VELLA Frédéric

**TITRE** : Modèles psychophysiques d'atteintes de cibles pour les personnes souffrant de troubles neuromusculaires

**CO-DIRECTRICES DE THESE** : ANDRE-OBRECHT Régine et VIGOUROUX Nadine

**LIEU ET DATE DE SOUTENANCE** : Université Toulouse III, le 18 décembre 2008

---

**RESUME** : Des études sur des personnes valides montrent que la saisie est plus rapide sur un clavier physique de type AZERTY (75 mots par minute) plutôt que sur un clavier virtuel de type AZERTY par désignation (25 mots par minute). Cette réduction de vitesse est aussi observée lors d'activités de saisie par des personnes handicapées avec le clavier ambigu UKO. Au contraire, d'autres travaux ont montré l'apport de l'optimisation de l'agencement spatial des touches pour la saisie, en situation de mobilité pour le clavier OPTI et le clavier Metropolis et en situation de bureau pour le clavier GAG.

Ainsi, pour comprendre et qualifier ces troubles moteurs, nous avons besoin d'étudier les activités motrices en situation en appliquant la loi de psychomotricité.

Cette étude a un double enjeu (intérêt théorique et technologique) : la compréhension des troubles moteurs et la conception des systèmes de suppléance (tels que les claviers virtuels) fondés sur des techniques d'interaction de pointage.

L'objectif est de proposer une modélisation des performances motrices (et perceptives à termes) de notre population d'étude pour prédire le temps de déplacement et de recherche de cibles. Pour atteindre cet objectif, nous avons étudié l'atteinte de cibles à 1 dimension. Ces modèles sont ensuite appliqués à l'étude de l'utilisabilité d'un clavier logiciel.

TITRE et résumé en anglais au recto de la dernière page

---

**MOTS-CLES** :

Handicaps moteurs, saisie de texte, claviers virtuels, agencement des touches, Interaction Homme Machine, psychomotricité, loi de Fitts, fatigue motrice

---

**DISCIPLINE ADMINISTRATIVE** (identique à celle de la page de titre) :

Informatique

---

**INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R. OU DU LABORATOIRE** :

Institut de Recherche en Informatique de Toulouse (UMR 5505), Université Paul Sabatier,  
118 Route de Narbonne, 31062 Toulouse Cedex 9

---